



HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	脚の屈伸運動におけるスティッフネスの変化と運動軌道計画
Author(s)	保延, 光一
Citation	北海道大學教育學部紀要, 68, 121-137
Issue Date	1995-07
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/29480
Type	departmental bulletin paper
File Information	68_P121-137.pdf



脚の屈伸運動におけるスティッフネスの変化と運動軌道計画

保 延 光 一

The Body Stiffness Changing and the Motion Trajectory Planning in Human Leg Motion

Kouichi Honobe

キーワード：スティッフネス 平衡点 運動軌道 力制御 位置制御

key words : stiffness equilibrium position motion trajectory force control position control

Abstract

The purpose of this study is to observe the momentarily changing of the stiffness in human body and the equilibrium position in human movement and then to research the relationships between the changing pattern and the frequency of alternating motion, and the load on human body. In this study, the alternating leg motion was regarded. The motion was in state of gravity activated, it was found that the equilibrium position changed first and then immediately the stiffness increased, when the motion was originated. The stiffness regulation and the equilibrium position changing appeared alternately, this phenomenon actualized the motion. It showed that the force regulation and the position regulation cannot appear in same time, the motion of aim is performed by switching two regulation methods suitably. In high frequency, the stiffness increased, on the other hand, in low frequency, the stiffness decreased. And it was found that the stiffness in the motion in state of load on subject increased to upper-limit, accordingly it was impossible to regulate the stiffness, the motion was regulated by almost only the equilibrium position transformation.

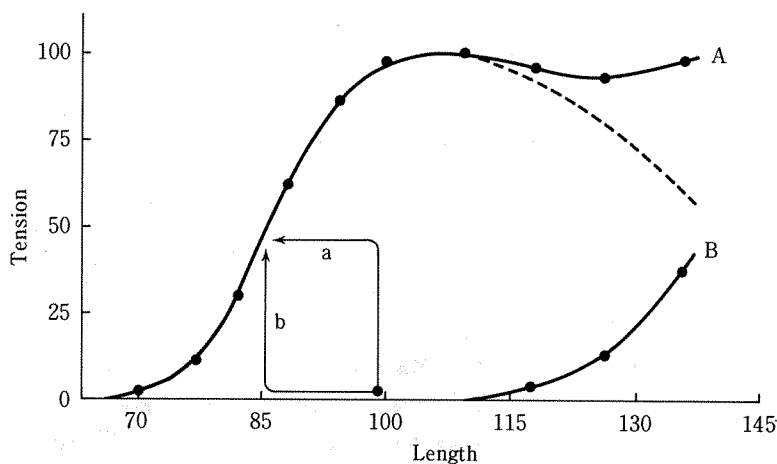
抄 録

本研究は、運動中の身体のスティッフネスと平衡点の変化を測定し、それからその変化の様相が運動の周波数や負荷の大きさとどのように関わっているかを調べたものである。

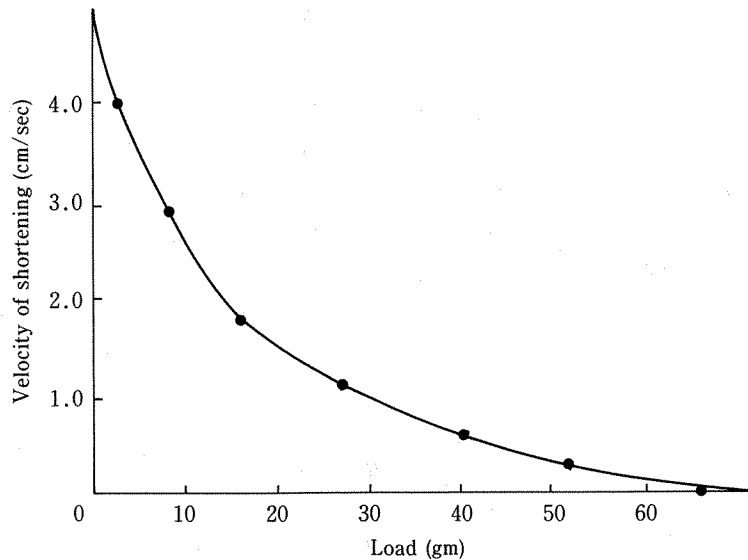
運動としては脚の屈伸運動を取り上げた。脚の屈伸運動では重力が常に働いている状態であるが、運動の開始時にまず、平衡点の移動が行われ、その直後にスティッフネスの増大が起こって運動が開始されていた。その後は身体のスティッフネスの調整と平衡点の移動が交互に行われて運動を実現していることがわかった。このことは力制御と位置制御が同時には起こり得ず、運動中は二つの制御が適宜切り替えられながら目的の運動を行っていることを示している。運動の周波数が高くなるとスティッフネスは増大し、逆に、周波数が低くなるとスティッフネスは減少した。また、負荷がかかった状態での運動ではスティッフネスが極限まで増大し、調節不可能となり、平衡点の移動のみで運動を実現していることがわかった。

目 的

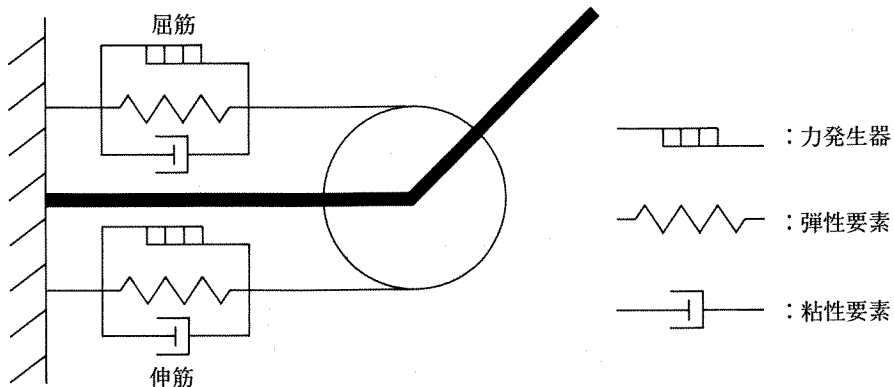
身体運動を行わせる関節トルクの測定は画像計測や各種センサーを用いて従来から行われてきた。しかし、そこで測定された関節トルクは純粹に筋が発揮した筋力に起因するもののみならず、様々な抵抗要素も同時に含んだものである。その抵抗要素を測定した研究には Heerkens ら⁵⁾が行った膝の屈伸運動におけるものなどがある。また、Mussa-Ivaldi らは、静的な力発揮時の手先のスティッフネス（剛性）を測定した¹⁰⁾。その他にも腕における関節スティッフネスを測定した研究はいくつか報告されている^{14),16)}。さらに、伊藤ら⁹⁾、また、五味ら⁴⁾はクラック運動を題材として運動中の腕の関節スティッフネスを測定している。これらの関節スティッフネスの存在は筋の弾性に起因していることが知られている¹²⁾。すなわち、筋は収縮すると硬くなり、弛緩すると軟らかくなることから、力発揮にともない筋自身のスティッフネスが変化するのである。図一1のデータ³⁾は筋の長さで張力の関係を示したものであるが、ある長さまでは長く伸ばされたときほど張力が大きくなる弾性のような性質を持っていることがわかる。また、図一2のデータ³⁾は筋の粘性的性質の存在を示している。伊藤ら⁸⁾は、この事実をもとに上肢骨格系を粘弾性モデル（図一3）で表わし、関節を介在させたとき、屈筋と伸筋の収縮力の和で関節のスティッフネスと粘性が決まり、収縮力の差で関節トルクがきまるという双線形モデルで関節の運動方程式が表わされていることを示した。すなわち、屈筋と伸筋が同時に収縮して硬くなることでその関節周りのスティッフネスと粘性は大きくなり、片方が収縮すると力の釣り合いが崩れて関節トルクが発生することになる。一方、Polit と Bizzi¹¹⁾は訓練したサルを使って前腕の位置決め実験を行い、前腕の最終的な位置は屈筋と伸筋の弾性力が釣り合う位置（平衡点）によって決まることを示した。そして、Bizzi ら¹⁾はフィードバック系を完全に除去した状態でもサルは手先を目標位置まで移動させることが可能であることを示し、このことにより、 α 運動ニューロンの活動は運動中の平衡点の軌跡を連続的に与える働きを行っているとは結論付けた。さらに、Hogan⁶⁾は筋をバネのような弾性体とみなしたときの自然長が変化することで屈筋と伸筋の収縮力の釣り合い位置が変化し、関節トルクが発生するというモデルを提唱した。これは、腕の動きを題材とし、屈筋、伸筋とも自然長にあるときの肘と肩の関節角度（仮想平衡点）を実際の関節角度とスティッフネス



図一1 筋の長さで張力の関係³⁾



図一 筋にかかる負荷と収縮速度との関係³⁾



図一 3 上肢骨格系の粘弾性モデル

から時々刻々求め、それから手先の位置を推定して“仮想軌道 (Virtual Trajectory)”と名付けた。Hogan はこの仮想軌道が随意運動において中枢で計画された軌道であり、実際の軌道はスティッフネスの影響で計画軌道とは一致しないものとした。しかし、この方法では、関節の角速度が速くなると、計画軌道と実際の軌道とのずれが大きくなり、中枢でそのような軌道が計画されているとは思えないという批判もある。これは、運動中もスティッフネスが一定であるモデルになっているために、大きな角速度を発生させるためには大きな関節角度の変位を生じさせなければならないことによると考えられる。そこで本研究では、運動中にスティッフネスと仮想平衡点が同時に変化するモデルを提唱し、そのスティッフネスと仮想平衡点が運動中にどのように変化するかを求めることを試みた。そのことにより、運動の周波数や負荷の大きさによってどのように軌道とスティッフネスが計画されているかを調べることを目的とした。

方 法

(1) 測定原理

運動は身体に働く力、すなわち、運動実施者本人が発揮した筋力やその反作用による外力が原因となっているが、その際の関節角度や関節角速度は関節のスティッフネスと粘性の大きさによって決定される。したがって、身体に外力を与え、その際の関節角度の変化を調べれば関節のスティッフネスと粘性が測定できる。Mussa-Ivaldi らはこの原理にしたがい、ヒトの腕に治具を使って外力を与えて、関節スティッフネスを測定した¹⁰⁾。しかし、Mussa-Ivaldi らが行った関節スティッフネスの測定方法では、治具のスティッフネスの影響も見逃せない。すなわち、大きな負荷を身体に与えようとするとき治具のスティッフネスは大きくしなければならず、また、負荷を小さくしても治具のスティッフネスが大きい状態では速い動きを行うことは難しくなってしまう。そこで本研究では、非接触で負荷を与えるために身体にかかる重力を負荷として用いることとした。そして、その重力を利用して行う運動として膝の屈伸運動を題材とした。この方法では運動中に掛かる負荷は一定となるが、身体のスティブネスと平衡点を変化させることで運動に必要な力を発揮するモデルとした。そして、静止時には重力と脚の発揮している筋力とが釣り合って外力は0となっているが、脚の発揮筋力が変化することによって外力が変化し、その際の運動の変位と速度が脚のスティッフネスと粘性によって決定されるモデルとした。なお、スティッフネスは単一の関節におけるものではなく、身体全体で一つ定義した。したがって、運動に関与する全ての関節のスティッフネスの合成されたものが測定対象である。また、平衡点は身体の重心位置についてのものである。このモデルを示したものが図-4 である。このモデルにおいてはス

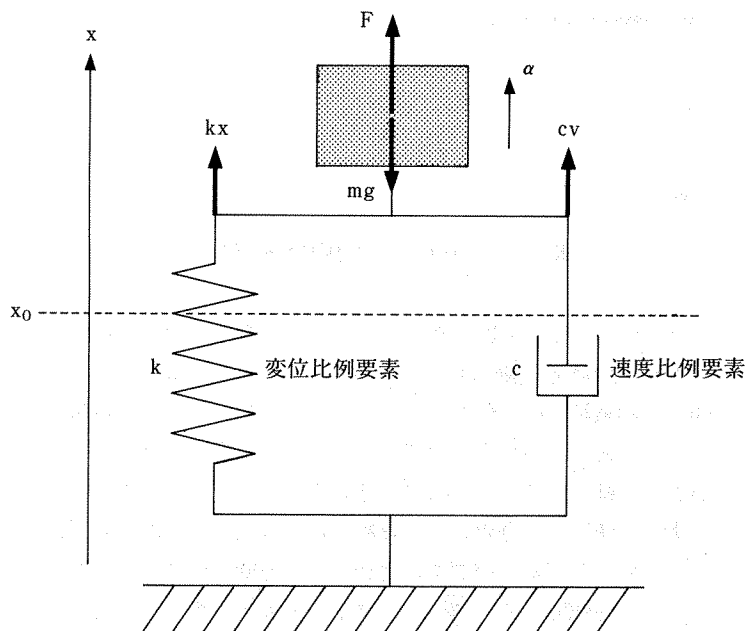


図-4 粘弾性モデル

ティッフネスや粘性が増加しても減少しても平衡点の挙動は特定できないので、スティーフネスや粘性と平衡点は独立したものとなっている。図-4の身体モデルの運動方程式は式(1)のようになる。

$$\begin{cases} F - mg = -k(X - X_0) - cV \\ F - mg = m\alpha \end{cases} \quad \dots(1)$$

k は変位に対する比例係数、 c は速度に対する比例係数、 F 、 X 、 V はそれぞれ床反力、重心の鉛直方向の変位、重心の鉛直方向の速度である。平衡点 X_0 は特定できないので仮に設定した。 k および c が時間 t とともに変化して F が発生し、 X 、 V が決まるとして、時刻 t における k 、 c を最小二乗法を用いて求める。

小さい時間幅 $2\delta t$ を設定して

$$\int_{t-\delta}^{t+\delta} \{F(t) + k(t)(X(t) - X_0) + c(t)V(t) - mg\}^2 dt = \varepsilon$$

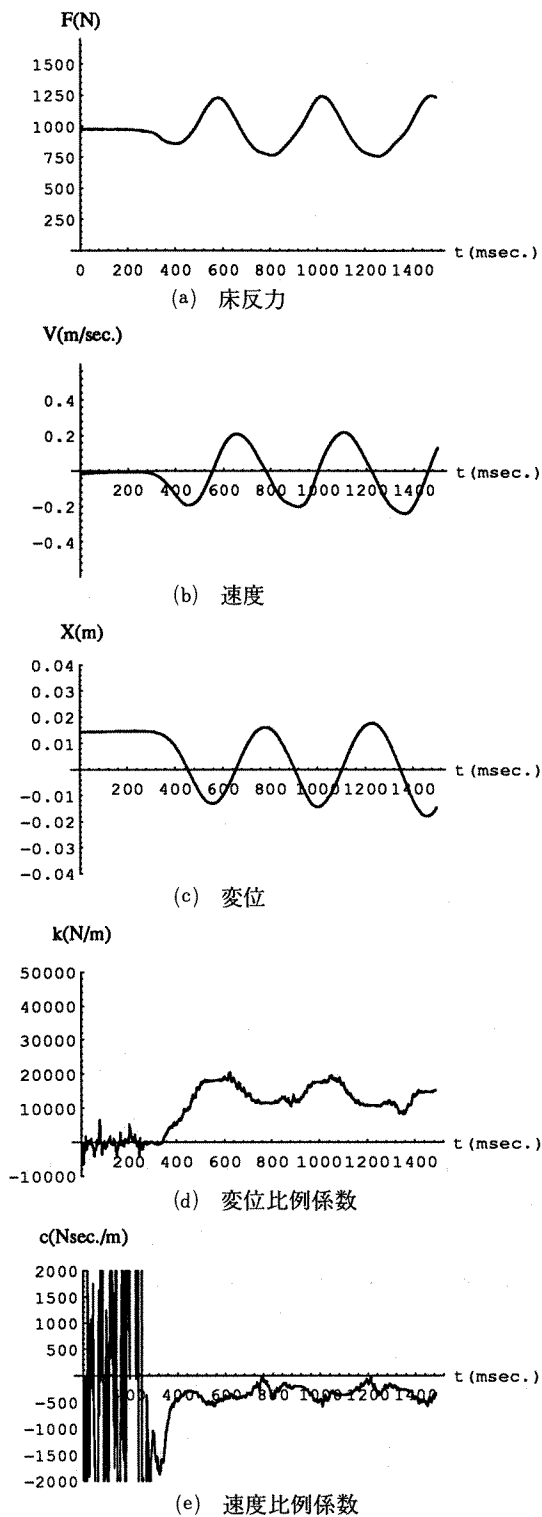
とした時の ε を最小にする k 、 c は

$$\frac{\partial \varepsilon}{\partial k} = 2FX + 2cV(X - X_0) + 2k(X - X_0)^2 = 0 \quad \dots(2)$$

$$\frac{\partial \varepsilon}{\partial c} = 2FV + 2cV^2 + 2Vk(X - X_0) = 0 \quad \dots(3)$$

の2式をそれぞれ満たす。式(2)、(3)より $k(t)$ 、 $c(t)$ を求めた。同様にして、 $t + \Delta t \rightarrow t$ として $k(t + \Delta t)$ 、 $c(t + \Delta t)$ を求めた。時間 Δt ずつ逐次この操作を繰り返して k 、 c の時系列 $k(t)$ 、 $c(t)$ を求めていった。

この方法で求められた k は、静止状態すなわち $F = mg$ のとき $k = 0$ となるので、静止状態からの相対的な値であり、数値そのものに意味を持たない。したがって、大小比較や変化の様相を調べることを目的として扱うことにする。この方法で求められた k 、 c を図-5に示す。 c は運動中に負となっている。これは粘性係数とは異なるものを表わしていると考えられる。このことは平衡点 X_0 は一定ではなく、運動中に変化しており、 cV は筋長変化に起因する粘性力よりも平衡点移動による弾性力の変化の影響が大きく含まれてしまうためと考えられる。したがって、算出した cV データをもとに平衡点の変化の様子を推察する。



図—5 運動中の変位比例係数と速度比例係数の変化

仮想平衡点は仮に設定した平衡点 X_0 の周りで変化するので、これを X_e とおくと式(1)は

$$F + k\{X - (X_0 + X_e)\} + c'(V - V_0) - mg = 0 \quad \dots(2)$$

となる。ただし、 c' は平衡点の変化とは無関係の実際の粘性係数である。式(1), (2)より

$$-kX_e + c'(V - V_0) = cV$$

であるから

$$X_e' = \{c'V - c(V - V_0)\} / k \quad \dots(3)'$$

となる。ところが、 $V - V_0$ は求めることができないので

$$X_e = X_e' - c'(V - V_0) / k = -cV / k \quad \dots(3)$$

として X_e を定義する。 X_e は粘性項が含まれ、本来の意味の仮想平衡点とは異なるので、これを疑似仮想平衡点と呼ぶことにする。疑似仮想平衡点は粘性が非常に小さいと仮定したときの仮想平衡点と一致する。

以上の方法で身体のスティッフネス k と疑似仮想平衡点 X_e を求めた。

(2) 実 験

被験者は一般健康男子3名を用いた。図-6のように被験者の身体重心の位置を代表していると考えられる腰部左に加速度センサーを固定し、フォースプレートの上に裸足で立たせた。また、

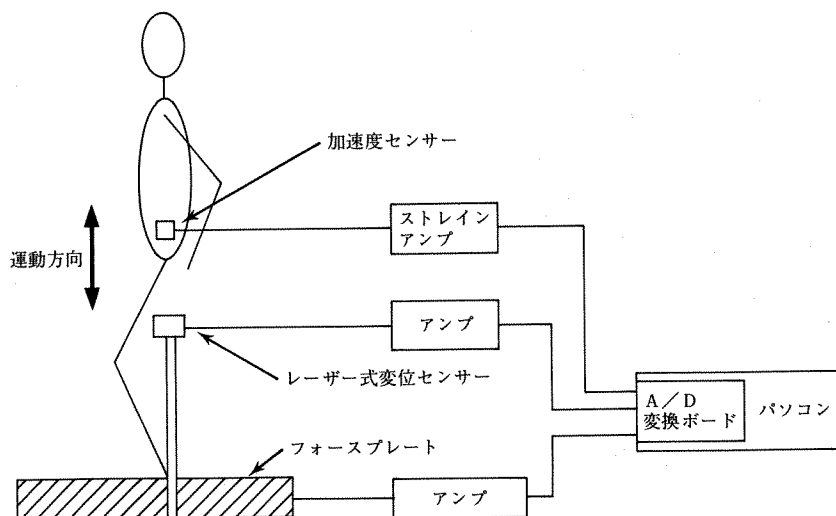


図-6 実験構成図

加速度センサーの運動中の高さの変化を測定できるようにレーザー式変位センサーを被験者の左下方に固定して設置した。体重を測定するため静止状態の床反力を測定した後、被験者にやや屈伸して静止した状態から屈伸運動を数回行わせ、そのときの床反力 F 、腰部の上下方向の加速度 α 、腰部の高さの変化 X を測定した。なお、運動中は足底をフォースプレートに接触させた状態を保ち、運動の振幅はあまり大きくならないように注意を促した。

試技条件は、無負荷、片手に10kgづつ鉄亜鈴を持たせ、計20kgの負荷をかけた場合、同様の方法で32kgの負荷をかけた場合のそれぞれについて被験者が最も運動しやすい周波数で屈伸運動を行ったもの、また、無負荷の状態でも最も運動しやすい周波数よりやや低い周波数とやや高い周波数の場合の合計5つの条件でそれぞれ3回の試技を行った。

データは、サンプリング周波数は1kHzでA/D変換を行い、パーソナルコンピュータに取り込んだ。その後、 $\delta t = 25\text{msec.}$ としてそれぞれの試技について $k(t)$ 、 $X_e(t)$ を算出した。

(3) 速度の算出

腰部の上下方向の速度 V は次のようにして求めた。時刻 t における加速度を $\alpha(t)$ とすると、変位 $X(t)$ を2階微分したものが $\alpha(t)$ となることから、オフセットを $\dot{X}(0)$ として

$$\begin{aligned}\int_0^t \int_0^t \alpha(t) dt^2 &= \int_0^t \int_0^t (\ddot{X}(t) + \ddot{X}(0)) dt^2 \\ &= \int_0^t (\dot{X}(t) + \dot{X}(0) \cdot t - \dot{X}(0)) dt \\ &= X(t) + \frac{1}{2} \ddot{X}(0) \cdot t^2 - \dot{X}(0) \cdot t - X(0) = x(t)\end{aligned}$$

$X(t)$ は変位センサーの出力より求まるので

$$\begin{aligned}x(t) - X(t) &= \frac{1}{2} \ddot{X}(0) t^2 - \dot{X}(0) t - X(0) \\ &= C_1 t^2 + C_2 t + C_3\end{aligned}$$

ただし、 $C_1 = \frac{1}{2} \ddot{X}(0)$ 、 $C_2 = -\dot{X}(0)$ 、 $C_3 = -X(0)$ である。
したがって、時刻 t のときの速度 $V(t)$ は

$$\begin{aligned}V(t) &= \dot{X}(t) \\ &= \int_0^t (\ddot{X}(t) + 2C_1) dt - 2C_1 t - C_2 \\ &= \int_0^t \alpha(t) dt - C_1 t - C_2\end{aligned}$$

となる。このように加速度センサーの信号から求められた加速度を2階積分したデータと変位センサーのデータとの差を2次式に回帰して C_1 、 C_2 、 C_3 が求められるので、速度 V が求まる。

結 果

それぞれの試技条件における結果を図-7～図-11に示す。

スティッフネス k は運動中は静止状態より増加しており、運動に同期して変化していた。また、疑似仮想平衡点 X_e （以下平衡点）は、運動の直前に大きく下降した後、同様に運動に同期して変化していた。スティッフネスは平衡点が大きく下降した後に増加していた。運動中、スティッフネスは力 F が増加しつつあるときにはそれに同期して増加し、減少しつつあるときにはそれに同期して減少している様子が見られたが、それは、運動の周波数が高い程顕著に現われていた。また、スティッフネスの変化は矩形波に近い形を示し、スティッフネスの変化が小さい時点で平衡点の変化が大きく、平衡点の変化が小さい時点でスティッフネスが大きく変化している様子が見られた。

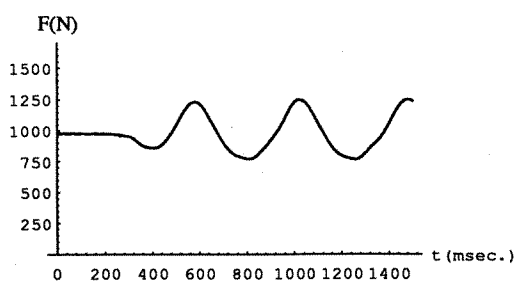
運動の周波数を大きくした場合、スティッフネスは全体に増加していた。それに對し、周波数を小さくした場合はスティッフネスが全体に減少していた。さらに、スティッフネスの変化も非常に小さいものとなっていた。

負荷をかけた運動では、スティッフネスは運動開始後増大するが、その後、運動中の変化はあまり起こらなかった。この傾向は負荷が大きいほどより顕著に見られた。

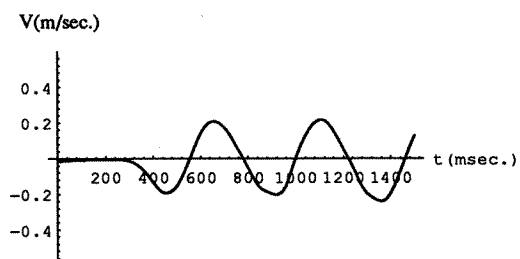
考 察

スティッフネスが運動中に増加していたことは、運動中は外乱に対する抵抗を大きくし、目的の運動を行いやすくしている結果と考えられる。平衡点が運動の直前に大きく下降していたことや、スティッフネスが平衡点が大きく下降した後に増加していたことは、静止状態では身体の重心位置と平衡点の位置が一致しているため、スティッフネスの変化では運動が起こり得ず、むしろ運動に対する抵抗となってしまうために、先ず平衡点を移動させてからスティッフネスを増加させて運動に必要な力を発揮させている結果と考えられる。また、スティッフネスの変化が小さい時点で平衡点の変化が大きく、平衡点の変化が小さい時点でスティッフネスが大きく変化している様子が見られたことは、スティッフネスの変化と平衡点の変化は同時には起こりにくいことを示していると考えられる。すなわち、屈曲の際には屈筋の緊張とともに伸筋の弛緩が起こり、伸展の際には伸筋の緊張とともに屈筋が弛緩が起こって、目的の運動に対して相拮抗する筋が協調している現象が起こっていたと考えられる。さらに、スティッフネスの変化は計画された運動を遂行するための力制御の結果と考えられる。

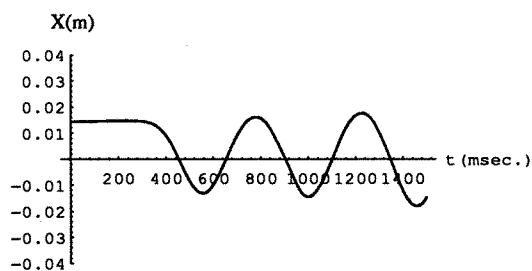
運動の周波数を大きくした場合、スティッフネスは全体に増加し、逆に、周波数を小さくした場合はスティッフネスが全体に減少していたことは、身体の固有振動数を変化させて、目的の周波数の運動を行いやすくしていた結果と考えられる。さらに、周波数が小さい運動ではスティッフネスの変化も非常に小さく、力制御はあまり行わずに、ほとんど平衡点の変化で運動を実現していたと考えられる。



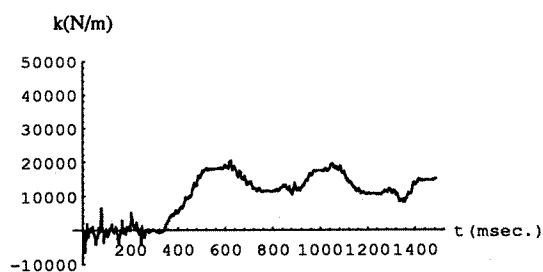
(a) 床反力



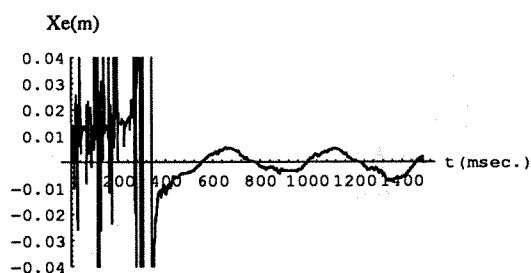
(b) 速度



(c) 変位



(d) ステイフネス



(e) 疑似仮想平衡点

図一7 通常の周波数の運動

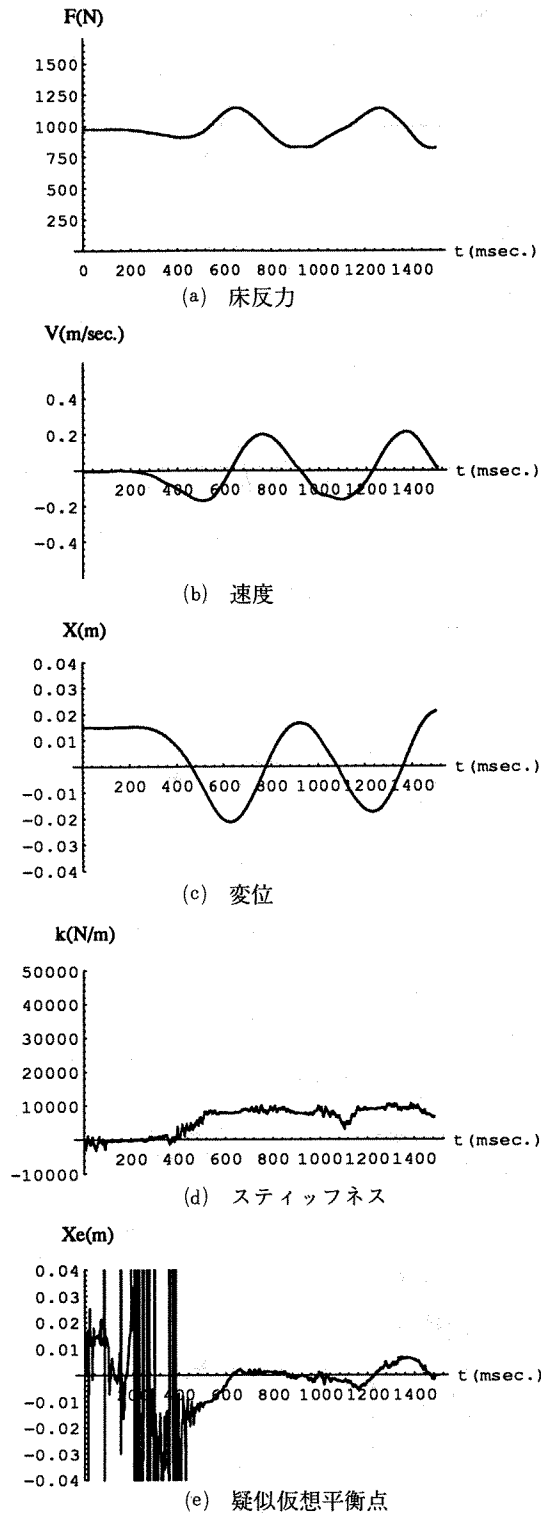


図-8 やや低い周波数の運動

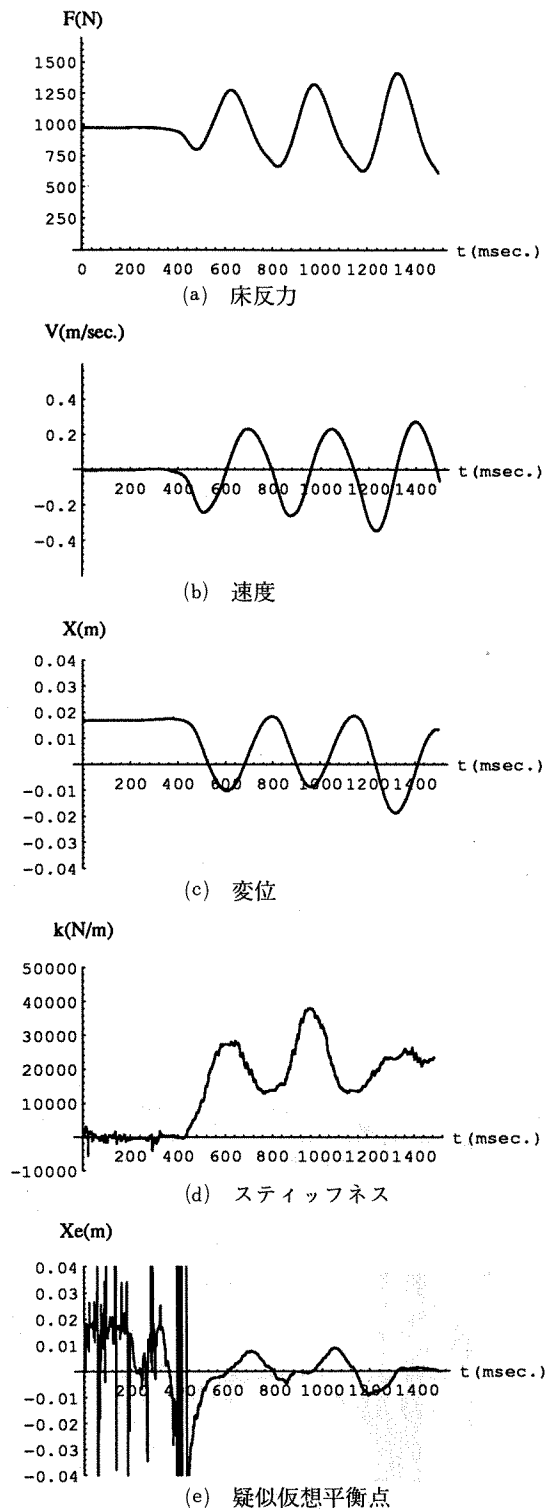


図-9 やや高い周波数の運動

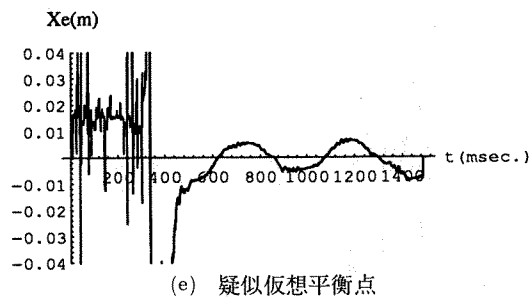
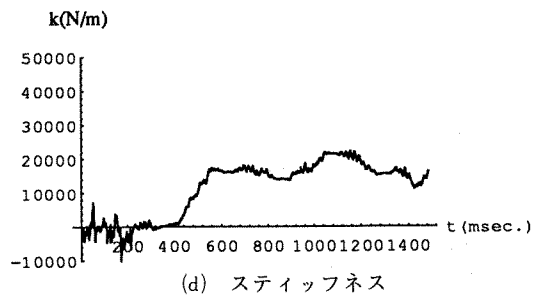
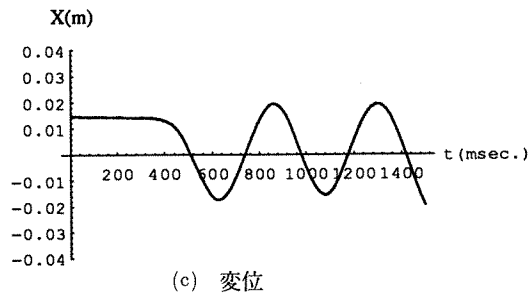
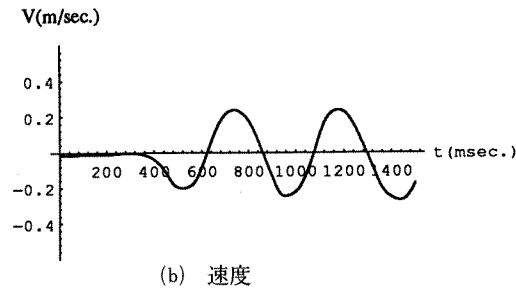
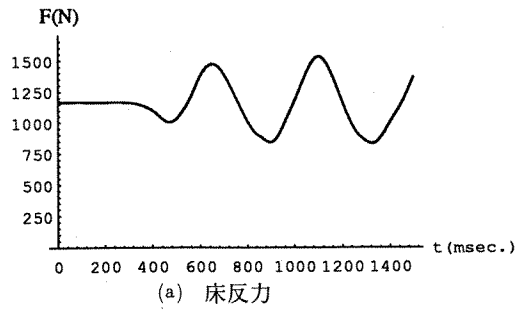


図-10 20kgの負荷をかけた運動

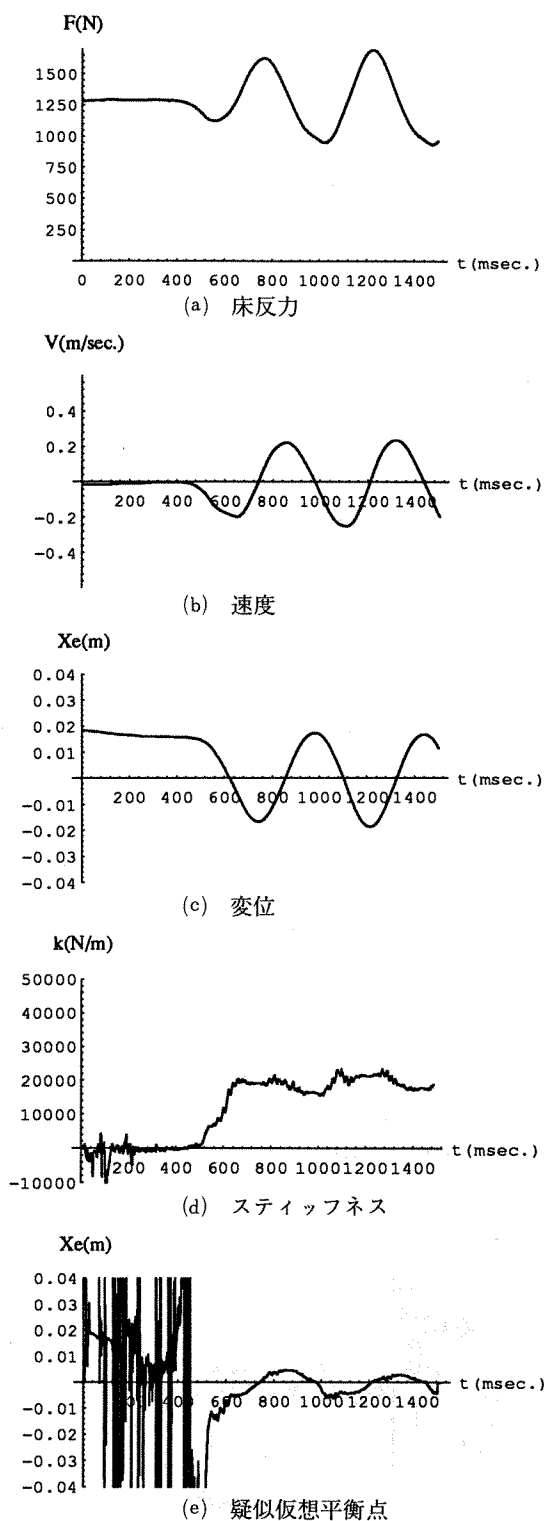


図-11 32kgの負荷をかけた運動

負荷をかけた運動においては、スティッフネスの運動中の変化があまり起こらなかったことは、負荷に抗する目的でスティッフネスを増大させたことにより、ある一定レベルのスティッフネスの大きさを確保しなければならないためにスティッフネスの変化を運動の調整に使えず、力制御が困難になったことを示していると考えられる。このことから、大きな負荷のかかった状態では目的の運動を行うことが難しくなるのは、力制御ができず、専ら平衡点を移動させることだけで運動を行わなければならない状態になっているためと推察される。

Hogan によれば、運動の速度が大きくなると平衡点が非常に大きくなってしまいが、本研究の結果では平衡点の移動は大きく変わらず、スティッフネスの増大によって大きな力を発揮しやすくすることと、身体を固有振動数の高い系にすることで速い運動を実現していると言える。Hogan は仮想軌道が中枢で計画された運動軌道であると提唱しているが、本研究の結果では平衡点に変化した後にスティッフネスによる力制御が見られたことから、身体は平衡点の位置を入力として筋の張力のバランスを変え、実際の関節角度との差を感知した上でそれに応じたスティッフネスを設定して力を制御していると考えれば、Hogan の説を裏付けることになる。また、中枢は筋の張力の情報のみを入出力のパラメータとして利用すれば位置制御と力制御の両方を行い得ることになり、システムとしては単純で扱いやすいものとなる。辻ら¹³⁾によればヒトは運動中に位置制御と力制御を適宜切り替えながら動作を行っていることが知られている。しかし、位置制御と力制御が分離して行われることは、その両方は同時には行い得ないものであることを示している。そして、それらの制御方策の切り替え時間が動作時間を決定する要因となっていると考えられる。すなわち、連続的に軌道を追従するような動作を素早く行おうをすると、力制御が疎かになり、不必要な力を発揮したり、また、力を適正なものに保とうとすると、描く軌道は追従すべきものからはずれてしまう結果になりやすい。急いで字を書く動作を行っているときに鉛筆の芯を折ったり、うまい字が書けなかったりするはこの理由によると思われる。動作時間が遅ければ、動作中に適宜制御方策を切り替えて状況の変化に対応することができる。

人体にスティッフネスが変化する特性が備わっていることは都合の良いことが多い。スティッフネスが大きくなることによって外力が働いても姿勢が変化しにくい状態に保つことができる。そのために重い物を持ち上げることができる。また、スティッフネスを小さくすることによって外部から強制的に姿勢変化を起こされても大きな力を体に受けず、ダメージとならずに済む。スキーを行っているときに身体のスティッフネスを小さくしていれば、滑走面の凸凹があっても姿勢変化が起こり、外力があまり体に働かないで重心位置を適正に保つことができることになる。Vincken ら¹⁶⁾ は一つの図形を描く練習を重ねると腕のスティッフネスが次第に下がり、外力が加えられた時の影響を小さくするように調節が行われていることを報告している。本研究の結果では、抜重時にはスティッフネスは小さくなり、加重時には大きくなっていた。このことは、抜重時には重力という外力に対してスティッフネスを小さくして姿勢変化が起こりやすくし、屈曲の動作を行うのに都合の良い状態を作りだし、逆に加重時にはスティッフネスを大きくして姿勢変化を起こりにくくすることで屈曲の動作が停止しやすい状態を作りだしていると考えられる。そして、停止した後、ただちにスティッフネスを小さくし、床反力を利用して伸展の動作を実現させていた。このように、身体に働く外力を上手に利用して運動を行わせることにスティッフネスを変化させる特性は役立っていると考えられる。しかし、重りを持って負荷をかけた状態では、負荷に耐えるためにスティッフネスを増加させてしまい、スティッフネスが変化する余地がなくなって、無負荷のときのような巧みな特性の変化の利用はできなくなっていた。これは、人間の

防衛的な身体への対応であると思われる。

今回の実験では負荷をかけた状態では周波数の高い運動は行えなかった。大きな負荷をかけたときには筋の収縮速度が遅くなることは知られているが、本研究で行った運動では、屈曲する際には重力は筋にとって抵抗負荷とはなり得ていない。にもかかわらず屈曲時にも速く動くことはできなかった。これは、屈曲時にも高いスティッフネスを維持するために伸筋が緊張していて、伸筋の張力が屈筋の抵抗負荷となっている結果と推察される。

要 約

- 1) 運動中は身体のスティブネスは静止状態よりも増加している。
- 2) 重力による荷重に対して行われる脚の屈伸運動では、運動の開始時に先ず平衡点を目的の方向に大きく移動し、その後スティブネスを増大させて運動を実現させている。
- 3) 屈伸運動はスティブネスの大きさの変化と平衡点の移動を交互に行って実現させている。
このことから、運動中は制御方策を適宜変更しながら目的の運動を実現していると考えられる。
- 4) 高い周波数の運動ではスティブネスは全般に大きく、低い周波数の運動では逆に小さい傾向がある。このことは、身体の固有振動数を変化させる結果となり、目的の運動を行うのに都合の良い機能であると考えられる。
- 5) 負荷をかけた運動では負荷に抗するためのある一定レベルのスティブネスを確保する必要があり、スティブネスを調節することが困難となってしまう。したがって、その際には平衡点移動による運動の制御しか行えず、速い動きや正確な動きが行いにくい原因となっていると考えられる。

文献 (Reference)

- 1) Bizzi, E. Accornero, N. Chapple, W. and Hogan, N. (1984) Posture control and trajectory formation during arm movement. *The Journal of Neuroscience* 4-11 : 2738-2744.
- 2) Bizzi, E. and Mussa-Ivaldi, F. A. (1989) Geometrical and Mechanical Issues in Movement Planning and Control. In : M. I. Posner (Ed.) *Foundation of cognitive science*. MIT Press : Cambridge, pp769-792.
- 3) Dowben, R. M. (1980) Contractility. In : V. B. Mountcastle, and C. V. Mosby (Ed.) *Medical Physiology* 14. : pp91-98.
- 4) Gomi, H. Koike, Y. and Kawato, M. (1992) Human hand stiffness during discrete point-to-point multi-joint movement. *Proceedings of the I. E. E. E. EMBS* 14-4 : 1628-1629.
- 5) Heerkens, Y. F. Woittiez, R. D. Huijing, P. A. Schenau, G. J. van Ingen and Rozendal, R. H. (1985) Inter-individual differences in the passive resistance of the human knee. *Human Movement Science* 4: 167-188.
- 6) Hogan, N. (1984) An organizing principle for a class of voluntary movements. *The Journal of Neuroscience* 4-11 : 2745-2754.
- 7) Hogan, N. (1985) Impedance Control : An Approach to Manipulation : Part I ~ I I I. *ASME Journal of Dynamic System Measurement and Control* 107 : 1-24.
- 8) 伊藤宏司・辻 敏夫 (1985) 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.

- 9) 伊藤宏司・辻 敏夫・杉原 実 (1990) 回転作業における生体運動系のインピーダンス調整。計測自動制御学会論文集 26-4 : 77-84.
- 10) Mussa-Ivaldi, F. A. Hogan, N. and Bizzi, E. (1985) Neural, Mechanical, and Geometric factors subserving arm posture in humans. *The Journal of Neuroscience* 5-10 : 2732-2743.
- 11) Polit, A. and Bizzi, E. (1979) Characteristics of motor programs underlying arm movements in monkeys. *Journal of Neurophysiology* 42-1 : 183-194.
- 12) Rack, P. M. H. and Westbury, D. R. (1974) The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. *Journal of Physiology* 240 : 331-350.
- 13) 辻 敏夫・伊藤宏司 (1992) クランク回転作業における上肢姿勢の運動学的解析。人間工学 28-3 : 149-157.
- 14) 辻 敏夫・三木義民・伊藤宏司 (1992) 拘束動作における人間の手先力パターンと仮想軌道仮説。計測自動制御学会論文集 28-3 : 366-373.
- 15) Vincken, M. H. Denier van der Gon, J. J. (1985) Stiffness as a control variable in motor performance. *Human movement science* 4 : 307-319.
- 16) Vincken, M. H. Gielen, C. C. A. M. and Denier, J. J. (1984) Stiffness control after fast goal-directed arm movement. *Human Movement Science* 3 : 269-280.