

# 直立姿勢維持における足関節粘弾性と伸張反射の機能分担†

佐藤 秀樹\*・藤田 欣也\*

## Role Distribution between Ankle Joint Stiffness and Stretch Reflex in Human Postural Control†

Hideki SATO\* and Kinya FUJITA\*

A system was developed to measure ankle joint viscoelasticity of human in upright posture as well as stretch reflex gain using step perturbation. The viscoelasticity was identified with the transient response before the onset of the stretch reflex, and the reflex gain was identified with the response after the viscoelastic torque was subtracted. The role distribution among ankle joint viscoelasticity, stretch reflex and postural control system have been discussed using an inverted pendulum model and the identified parameters. It was revealed that the stretch reflex is inhibited in single-leg standing while the viscoelasticity and the postural control system increase their role in postural stability.

**Key Words :** stiffness, human movement, mechanical impedance, stretch reflex, postural control

### 1. はじめに

人間の直立姿勢は、力学的に不安定なので、Fig.1のように、視覚、前庭覚、体性感覚といった各種感覚器からの情報を基に中枢神経系においてフィードバック制御することで、姿勢の安定化をおこなっている。このフィードバック姿勢制御系の特性解析を目的とした研究は、床反力計を用いた重心の動揺面積や軌跡長の解析<sup>1)</sup>、外乱を用いた研究<sup>2)~4)</sup>などがおこなわれてきた。これらの研究では、視覚<sup>5)</sup>、前庭覚<sup>6)</sup>、足底圧を中心とした体性感覚<sup>7)</sup>などによって重心動揺の特性が変化することが報告されている。

しかし、直立姿勢の維持には、フィードバック姿勢制御系の他に、足関節の硬さも重要な役割を持つ。この足関節の広義の硬さは、機械的な硬さである筋の粘弾性と、フィードバック機構である伸張反射のゲインとして得られる<sup>8)</sup>。筋の粘弾性は、筋収縮レベルにはほぼ比例して増加し、関節の両側に配置された伸筋と屈筋を同時に収縮させることで、関節角度を変えずに関節粘弾性を調節<sup>10)~12)</sup>することができる。また、伸張反射も姿勢が変化したときに反力を発生する機構の1つで、上位中枢によって調節可能<sup>13)~16)</sup>である。さらに、それぞれの特徴として、筋の粘弾性には遅れがなく急速な外乱に対応できるが、筋の収縮によるエネルギー損失の問題があり、伸張反射と姿勢制御系には神経伝達時間の遅れがあるので急速な外乱に対応できないという問題がある。したがって、姿勢の安定性を維持するために、Fig.1に示す3者の間で何らか

の規則性を持って機能分担がおこなわれていると考えられる。この機能分担の機構や分担比率を明らかにするためには、3者を個別に計測することが必要となる。

近年、急速外乱を用いたシステムが開発され、伸張反射の発生前の過渡応答波形から筋の粘弾性を計測することが可能になってきた<sup>13)~16)</sup>。他方、伸張反射の感度に関しては、座位において粘弾性との関連が示唆されていたものの、従来の電気生理学的手法による解析では、粘弾性との機能的関連を定量的に検討することはできなかった<sup>9)</sup>。そこで本研究では、直立姿勢において、筋の粘弾性と同時に伸張反射感度も計測可能なシステムを開発し、直立姿勢時の粘弾性、伸張反射、姿勢制御系の3者間の機能分担について検討した。その結果、姿勢条件に応じて足関節粘弾性および伸張反射がそれぞれ調節されており、3者の機能分担比率も調節されていることが示された。

### 2. 実験システム

直立姿勢時に足関節に機械的な急速外乱を与えるために、Fig.2の装置を製作した。駆動系は、出力500Wの直流モータ

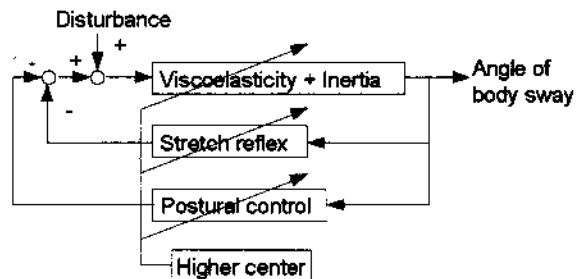


Fig.1 Block diagram of postural control system

† 第12回生体・生理工学シンポジウムで一部発表(1997-9)

\* 岩手大学工学部 盛岡市上田4-3-5

\* Faculty of Engineering, Iwate University, Morioka

(Received April 23, 1998)

(Revised February 15, 1999)

を用い、減速比80の減速機を介して傾斜台を回転させて外乱を与えた。傾斜台の回転軸は、足関節の回転軸と一致するように、80mmのオフセットを有する。傾斜台角度は、位置と速度のサーボ回路を用いて位置制御した。

被験者は、傾斜台上に各姿勢条件で直立し、体幹の運動にともなう重心位置の変動を防止するために、膝関節部を固定した。両足は平行とし、両足の間隔は200mmである。足は、足関節の回転軸と傾斜台の回転軸が一致するように、スト

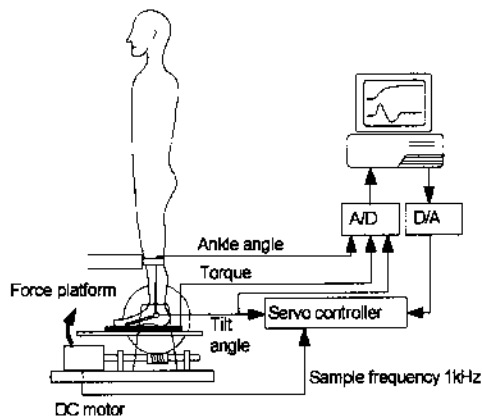


Fig. 2 Experimental set-up to measure ankle joint viscoelasticity and stretch reflex gain using step perturbation

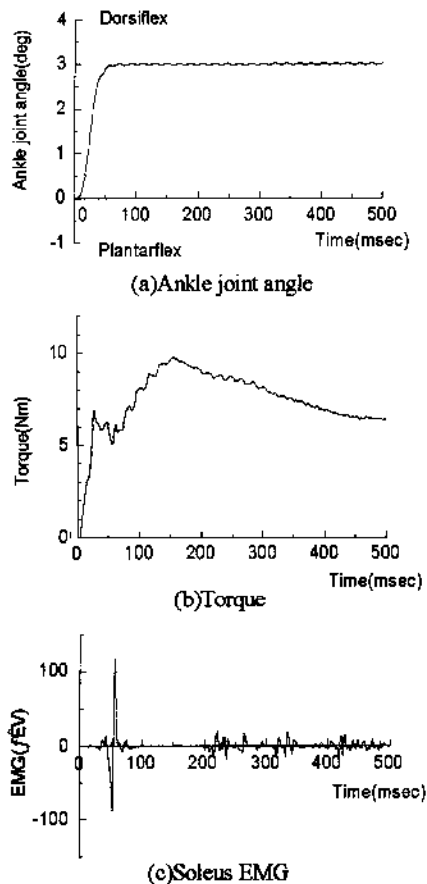


Fig. 3 Measured ankle joint angle(a), torque(b) and soleus EMG(c)

ラップを用いて傾斜台上のプレートに固定した。その状態で、背屈方向に3度のステップ状の外乱を与え、サンプル間隔1.0msecで、左脚の足関節周りのトルクと足関節角度を1秒間測定した。足を固定するプレートに4つのロードセルを装着して、水平と垂直の反力を測定し、足関節周りのトルクを求めた。また、足関節角度はポテンショメータを用いて測定した。

ここで、推定に用いた、足関節角度および足関節トルクは、外乱開始時刻での値を0として変動分を用いた。変動分を用いることで、定常的に下腿三頭筋が発生しているトルクの影響を受けずに、外乱に対して、筋の粘弾性および伸張反射によるトルクのみを解析することができる。

両脚立位時に測定された応答波形の例をFig.3に示す。ヒラメ筋の筋電位波形から、伸張反射は計測開始後約60msec以降に起きていることがわかる。したがって、トルク波形の始めのピークは筋の粘弾性と足の慣性によるもので、150msec近傍に見られる2つめのピークは伸張反射によるものである。

雑音の影響は、計測を10秒間隔で3回反復して、トルクと足関節角度を同期加算平均することで軽減した。また、足を固定するためのプレートを動かすのに必要なトルクを取り除くために、無人運転を6回おこない、その平均を測定トルクから差し引いた。その後のトルクと足関節角度を用いて、筋の粘弾性係数および伸張反射の比例と速度係数を推定した。

### 3. 推定方法

#### 3.1 足関節のモデル化

筋の粘弾性は、Weissら<sup>20)</sup>と同様に、入出力特性の概形から並列弾性要素Kと並列粘性要素Bを用いた1次遅れで近似した。伸張反射は、筋紡錘が筋長の変化と変化速度を検出して筋を収縮させる比例と微分のフィードバック系なので、比例要素Pと速度要素Vを用いて、変位を入力、トルクを出力とする1次遅れで近似した。さらに、伸張反射は筋紡錘- $\alpha$ 運動ニューロン-筋という神経伝達時間の遅れDを持つ。従って、筋の粘弾性、足の慣性J、伸張反射を用いて、Fig.4のようにモデル化した。

#### 3.2 筋の粘弾性係数の推定

筋の粘弾性係数の推定には、伸張反射によるトルクが発生

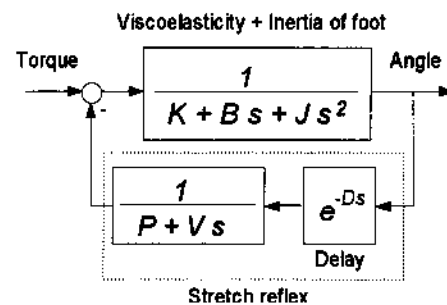


Fig. 4 Ankle joint model with stretch reflex

する前の計測開始後60msec以前の区間を用いた。この区間では、足関節の弾性係数 $K$ 、粘性係数 $B$ 、足の慣性モーメント $J$ を用いて、(1)式の運動方程式で表される。

$$T = K\theta + B\dot{\theta} + J\ddot{\theta} \quad (1)$$

(1)式で与えられた運動方程式を後退差分を用いて離散化すると、(2)式で表され、

$$T_i = K\theta_i + B\frac{(\theta_i - \theta_{i-1})}{\Delta t} + J\frac{(\theta_i - 2\theta_{i-1} + \theta_{i-2})}{\Delta t^2} \quad (2)$$

(3)式の漸化式に変形できる。

$$\theta_i = \frac{T_i + (\frac{B}{\Delta t} + 2\frac{J}{\Delta t^2})\theta_{i-1} - \frac{J}{\Delta t^2}\theta_{i-2}}{K + \frac{B}{\Delta t} + \frac{J}{\Delta t^2}} \quad (3)$$

(3)式に、 $\theta$ の初期値と、 $K$ 、 $B$ 、 $J$ の値を与え、トルクから足関節角度変位をシミュレートした。このシミュレーション結果と実際に測定した足関節角度の2乗誤差の総和が最小になるように $K$ 、 $B$ 、 $J$ の値を、シンプレックス法を用いて反復計算し、粘弾性係数を推定した。

実際に測定した足関節角度変位とシミュレーション結果をFig.5に示す。シミュレーション結果と足関節角度の測定値が

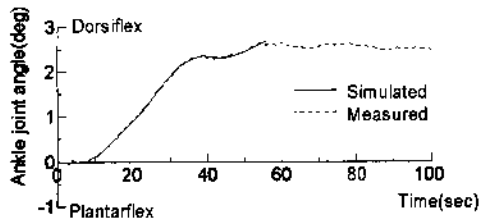


Fig.5 Measured ankle joint angle(broken line) and simulated angle (solid line)

よく一致していることが確認できる。

### 3.3 伸張反射の推定

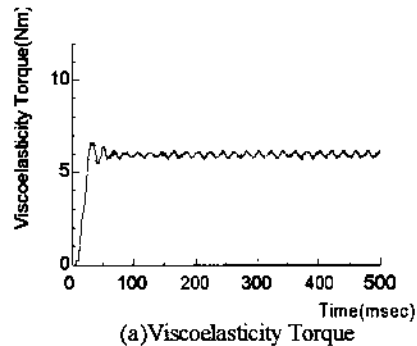
Fig.3(c)に示した立位時の筋電位から約200msec以降では姿勢制御による筋活動が再開していることがわかるので、伸張反射の比例速度係数は、伸張反射によるトルクが発生し、筋活動が再開する前の58msec～178msecの120msecの区間を用いて以下の手順で、推定した。

まず、推定した筋の粘弾性係数と足の慣性から、粘弾性と足の慣性によるトルクを計算する(Fig.6(a))。次に、実際の測定トルクから粘弾性と足の慣性によるトルクを差し引くことで伸張反射によるトルクを求め、神経伝達時間分(58msec)ずらす(Fig.6(b))。

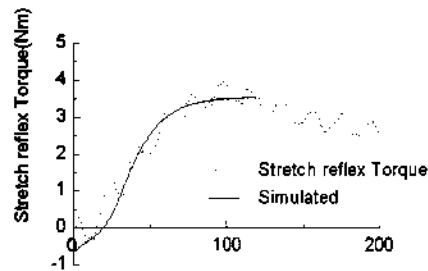
ここで、遅れを取り除いた伸張反射は、比例係数 $P$ 、速度係数 $V$ を用いて、(4)式のように表せる。

$$\theta = PT + VT \quad (4)$$

(4)式を後退差分を用いて離散化すると(5)式と表せ、



(a)Viscoelasticity Torque



(b)Stretch reflex Torque

Fig. 6 Measured viscoelasticity torque(a), stretch reflex torque(b): broken line) and simulated stretch reflex torque(b):solid line)

$$\theta_i = PT_i + V\frac{T_i - T_{i-1}}{\Delta t} \quad (5)$$

(6)式の漸化式に変形できる。

$$T_i = \frac{\Delta t \theta_i - VT_{i-1}}{P\Delta t + V} \quad (6)$$

(6)式を用いて、足関節角度変位と伸張反射によるトルクから、筋の粘弾性と同様にシンプレックス法を用いて反復計算することで伸張反射の比例速度係数を推定した。

神経伝達時間遅れを取り除いた伸張反射によるトルクとシミュレーション結果をFig.6(b)に示す。シミュレーション結果とはほぼ一致していることが確認できる。

## 4. 実験方法

健康被験者10名(男性10人)に対して、座位(バックグラウンドトルク0Nm,7Nm)と立位(両脚立位,片脚立位)の4条件で実験をおこなった。実験は、すべての条件で、裸足で行い、両脚立位では、体重が両脚に均等にかかるように指示した。また、両脚、片脚立位ともに、体幹が動かないように下腿を固定した。すべての条件で背屈方向に3度ステップ状の外乱を与えた。

## 5. 足関節粘弾性と伸張反射の計測結果

### 5.1 座位における粘弾性係数と比例速度係数

座位における一脚あたりの筋の粘弾性係数、および伸張反射の比例速度係数の平均値をFigs.7,8に示す。筋の粘弾性係数は、収縮力と共に有意に増加し、伸張反射の比例速度係数は、

収縮力と共に有意に減少している。実験では下肢の運動を拘束したので、2つの実験条件での足関節の初期姿勢の差異は無視できる範囲である。よってこれらの変化は随意的筋収縮によって生じたものと考えられる。ここで、Fig.4に示したように、筋の粘弾性はトルク入力、角度出力なのに対して、伸張反射は角度入力、トルク出力なので、伸張反射は、筋の粘弾性とは逆に値が小さい方がトルクを加えたときに動きにくいことを示している。したがって、座位では、収縮力を増加させると筋の粘弾性と伸張反射が共に足関節を動きにくくさせる働きをする。この結果は、筋の粘弾性と伸張反射による張力が収縮力に比例して共に増加するという従来の研究<sup>11,19</sup>と一致している。

## 5.2 立位における足関節粘弾性と伸張反射

立位における一脚あたりの筋の粘弾性係数、および伸張反射の比例速度係数の平均値を Figs.9,10 に示す。筋の粘弾性係数、伸張反射の比例速度係数ともに、片脚立位の方が大きい。ここで、伸張反射の比例速度係数は小さい方がトルクを加えたときに動きにくいことを示している。したがって、片脚立位では、両脚立位に対して収縮力は約2倍に増加するので、筋の粘弾性は増加するが、伸張反射は逆に抑制されていることがわかる。

ここで、立位における筋の粘弾性と伸張反射の作用を機能面から考えてみる。筋の粘弾性は大きいほど身体を安定にする。これに対して、伸張反射は、身体が動いた場合は姿勢の変化を元に戻すように働くが、床が背屈方向に動いた場合には、外乱に対して身体を後方に倒すような働きをする。したがっ

て、伸張反射は立位姿勢の安定性を低下させる場合があるので、立位姿勢では伸張反射を抑制するように上位姿勢制御系が学習しているのではないかと、と考えられる。

なお床が回転する外乱の場合、外乱を反復するにつれて伸張反射が適応的に抑制される<sup>20</sup>と報告されているが、本研究では顕著な傾向は見られなかった。本研究では膝関節部分で下肢の運動を拘束したので、実際には、伸張反射によって姿勢が不安定になることはない。そのため、伸張反射を適応的に抑制する必要がなかったことが原因と考えられる。より自然な姿勢における反射適応の計測が次の検討課題である。

## 6. 計測結果に基づく直立姿勢のモデル解析

### 6.1 直立姿勢における姿勢安定条件

ここで、伸張反射および姿勢制御系によるフィードバック制御を使わずに、力学的に直立姿勢を維持する場合を考えてみる。人間を Fig.11 の倒立振り子と考え、重心の質量を  $m$ 、重心ま

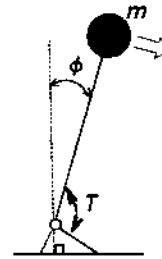


Fig.11 Inverted pendulum model

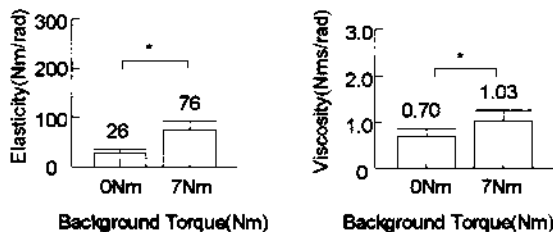


Fig.7 Viscoelasticity during sitting (N=10, \*:p<0.01)

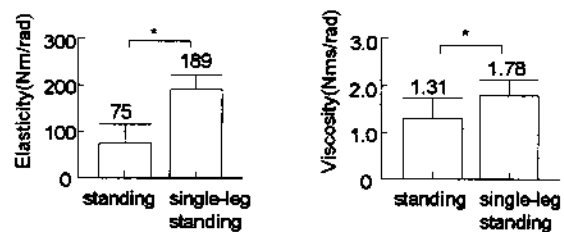


Fig.9 Viscoelasticity during standing and single-leg standing (N=10, \*:p<0.01)

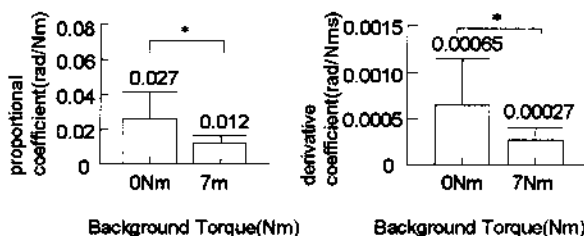


Fig.8 Proportional and derivative coefficient during sitting (N=10, \*:p<0.01)

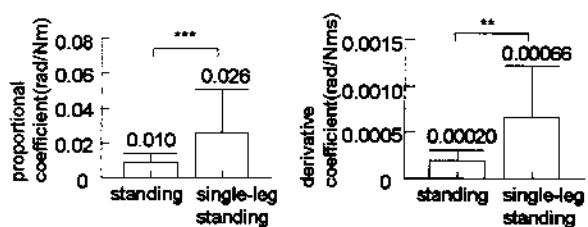


Fig.10 Proportional and derivative coefficient during standing and single-leg standing (N=10, \*\*:p<0.02, \*\*\*:p<0.05)

での距離を  $L$  とする。身体の慣性、重力による足関節トルク  $T$  は、 $\phi$  が小さいとき、 $\sin \phi \approx \phi$  と近似できるので、(7)式と表せる。

$$T = J \frac{d^2 \phi}{dt^2} - Lmg\phi \tag{7}$$

(7)式をラプラス変換して、伝達関数表現すると(8)式になる。

$$\frac{\phi(s)}{T(s)} = \frac{1}{Js^2 - Lmg} \tag{8}$$

姿勢安定化のためには定数項が正である必要があるので、

$$K \geq Lmg \tag{9}$$

なる弾性  $K$  が必要になる。ここで、体重 60kg、重心までの距離が 1 m と仮定して計算してみると、両脚立位では、一脚あたり約 300Nm/rad、片脚立位では約 600Nm/rad の弾性が必要となる。計測された弾性計数は明らかにこの値よりも小さく、次節で検討するように、姿勢安定性は伸張反射と姿勢制御系によっても機能分担されていることがわかる。

6.2 機能分担比率

立位では、Fig.12のように筋の粘弾性、伸張反射、身体の慣性、神経伝搬遅れを考慮して足関節をモデル化した(c)。さらに、筋の粘弾性のみを考慮したモデル(a)と伸張反射のみを考慮したモデル(b)を仮定した。ここで、 $J$  は身体の慣性で、43.3kgm<sup>2</sup> とした。また、神経伝搬遅れ  $D$  は実測値から 58msec とした。

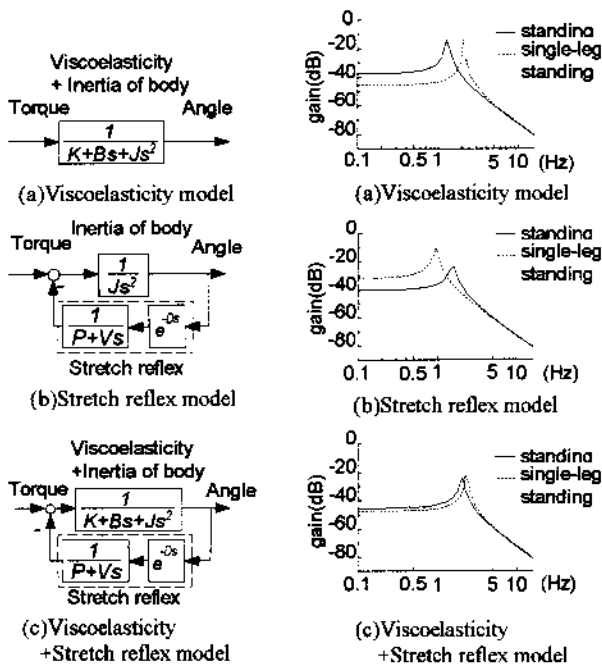


Fig.12 Inverted pendulum model during standing

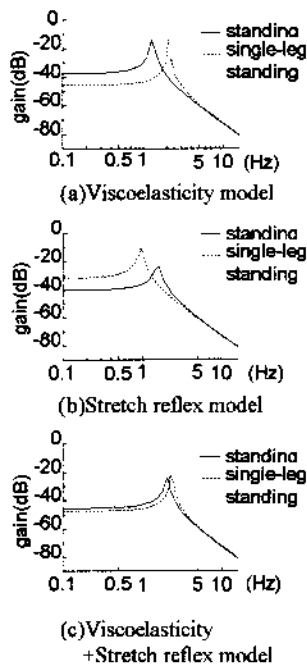


Fig.13 Frequency characteristics

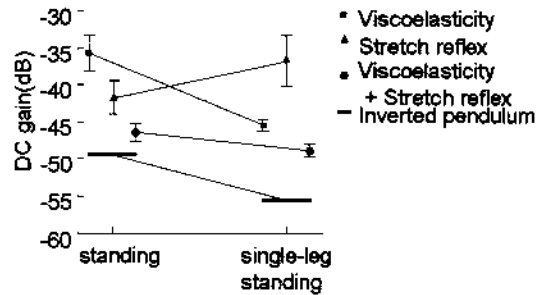


Fig.14 DC gain of the model during standing and single-leg standing

立位において、筋の粘弾性のみ、伸張反射のみ、両者を含むモデルの周波数特性を Fig.13 に示す。伝達遅れ  $D$  はテイラー展開して、伸張反射とあわせて 2 次遅れで近似した。伝搬遅れが大きい姿勢制御系由来の周波数成分は 1Hz 以下で見られることが知られているが<sup>9)</sup>、それよりも高い周波数での共振が見られる。特徴的なのは、粘弾性のみの場合の共振周波数が片脚立位で増大しているのを、伸張反射が相殺する形になり、両者を含む場合には変化が小さくなっている点である。さらに DC ゲインに着目し、各モデルの DC ゲインの平均値を求めたものが Fig.14 である。ここで、6.1 節で述べた倒立振子モデルを用いて筋の弾性だけで姿勢を維持する場合を計算してみると、DC ゲインは、両脚立位で -49.5dB、片脚立位で -55.6dB となる。

Fig.14 から、両脚立位に対し、片脚立位の DC ゲインは、筋の粘弾性モデルでは減少し、伸張反射モデルでは、増加している。そして、両者を含むモデルではわずかに減少している。すなわち、姿勢が不安定になると安定化の妨げになる場合がある伸張反射の機能を低下させ、その代わりに筋の粘弾性の機能を増加させている。これにより、全体の特性はやや硬くなる程度であるが、姿勢の安定化機能は伸張反射依存型から粘弾性依存型に変化している。さらに、両者を含むモデル(Fig.12(c))のゲインは、倒立振子モデル(Fig.11)において、6.1 節で述べた条件(両脚立位:  $K=300$ 、片脚立位:  $K=600$ )から計算されるゲインよりも大きい。このことは、筋の粘弾性と伸張反射だけでは姿勢は安定せず、姿勢制御系が必要なることを意味する。

ここで、姿勢安定に必要な弾性係数のみを持つ倒立振子モデルを考え、筋と伸張反射を含むモデル(Fig.12(c))のゲインの差(1.72倍)は、姿勢制御系の機能によって補われているものとする。また、筋と伸張反射を含むモデル(Fig.12(c))と筋の粘弾性のみモデル(Fig.12(a))、伸張反射のみモデル(Fig.12(b))のゲインの差(3.39, 1.43 倍)は、それぞれ伸張反射、筋の粘弾性の機能を意味する。したがって、3 者によって得られる

Table1 Sharing ratio among viscoelasticity, stretch reflex and postural control system

|                     | Viscoelasticity | Stretch reflex | Postural control |
|---------------------|-----------------|----------------|------------------|
| standing            | 26%             | 52%            | (22%)            |
| single-leg standing | 53%             | 19%            | (28%)            |

ゲイン(1.72+3.39+1.43倍)を100%とするとそれぞれの機能分  
担比率は、Table 1 ようになる。

このように、両脚立位では、伸張反射の分担比率が大きく、  
片脚立位になると伸張反射の分担比率は低下し、筋の粘弾性、  
姿勢制御系の機能を増加させることが明らかになった。両脚立  
位で、伸張反射の分担比率が50%と大きい、これは実験条件  
として、下肢を固定する必要があったために、通常の立位よ  
りも安定性が高い立位だったことにより、従来の研究でいわれ  
ているような立位による伸張反射の抑制<sup>13)</sup>や反復外乱による適  
応的抑制<sup>20)</sup>が小さかったためと考えられる。

このように、今回の外乱を用いた実験では、姿勢が不安定に  
なると機能的にさらに姿勢を不安定にさせる可能性がある伸張  
反射が抑制され、筋の粘弾性や姿勢制御系の機能分担比率が増  
加していた。外乱が加わらない通常の立位姿勢においても、同  
様の調節が行われているものと推察される。

## 7. まとめ

本研究では、直立姿勢を維持するための機能である筋の粘  
弾性、伸張反射、姿勢制御系のうち、新たに伸張反射による成  
分を分離計測することで、それぞれの機能分担を検討した。

その結果、座位では、粘弾性および伸張反射によるトルク  
は、収縮力と共に増加したが、立位では、収縮力が約2倍にな  
る片脚立位では、粘弾性は増加するものの、伸張反射は抑制さ  
れていた。さらに、3者の機能分担比率をモデルを用いて解析  
したところ、両脚立位では伸張反射の分担比率が大きいのだ  
し、片脚立位では伸張反射の分担比率は小さく、筋の粘弾性と  
姿勢制御系の分担比率が増加していた。このことから、姿勢条  
件に応じてそれぞれの機能の分担比率を調節していることが示  
唆された。

今後は、視覚や前庭覚、体性感覚などと伸張反射の関係の解  
析や、加齢と機能分担の解析をおこない、機能分担の法則性を  
明らかにしていくことが課題である。さらには、この分担比率  
を明らかにすることで、ロボットマニピュレーターの制御に有  
益な指標を与えるものと考えられる。

本研究は、文部省科学研究費奨励研究(A)の援助を得た。こ  
こに記して感謝する。

## 参考文献

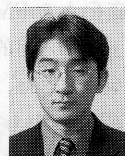
- 1) M.P.Murray, A.A.Seireg and S.B.Sepic: Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment, *J. Bone. Joint Surg. Am.*, **57-4**, 510/516(1975)
- 2) D.Brauer and H.Seidel: The autoregressive time series modelling of stabilograms, *Acta. Biol. Med. Ger.*, **37-8**, 1221/1227(1978)
- 3) S.A.Werness and D.J.Anderson: Parametric analysis of dynamic postural responses, *Biol. Cybern.*, **51-3**, 155/168(1984)
- 4) J.F.Yang, D.A.Winter and R.P.Wells: Postural dynamics in the standing human, *Biol. Cybern.*, **62-4**, 309/320(1990)
- 5) 藤田, 鈴木: インパルス状外乱を用いた姿勢制御系の非線形特性の解析, *医用電子と生体工学*, **7**, 1/6(1993)
- 6) L.Nashner and A.Berthoz: Visual contribution to rapid motor responses during postural control, *Brain. Res.*, **150-2**, 403/407(1978)
- 7) J.B.Booth and C.W.Stockwell: A method for evaluating vestibular

control of posture, *Otolaryngology*, **86-1**, ORL-93/97(1978)

- 8) M.Magnusson, H.Enbom, R.Johansson and J.Wiklund: Significance of pressor input from the human feet in lateral postural control. The effect of hypothermia on galvanically induced body-sway, *Acta. Otolaryngol. Stockh.*, **110-5-6**, 321/327(1990)
- 9) 藤田: 伸張反射系の自律的スティフネス制御機構, *計測自動制御学会論文集*, **32-10**, 1476/1478(1996)
- 10) 赤澤, 楠本, 藤井: ヒト骨格筋の収縮力学定数の推定法, *医用電子と生体工学*, **26-4**, 18/26(1988)
- 11) T.Sinkjaer, E.Toft, S.Andreassen and B.C.Hornemanin: Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: Intrinsic and components, *J. Neurophysiol.*, **60-3**, 1110/1121(1988)
- 12) A.Ishida, J.Hozumi, S.Imai, S.Ryumae and M. Shimizu: Measurement of visco-elastic properties of muscles around the ankle during standing, *Frontiers Med. Biol. Engng.*, **7-1**, 35/43(1995)
- 13) R.Hayashi, K.Tako, T.Tokuda, N.Yanagisawa: comparison of amplitude of human soleus H-reflex during sitting and standing, *Neurosci. Res.*, **13**, 227/233(1992)
- 14) M.A.Hoffman and D.M.Koceja: The effects of vision and task complexity on Hoffmann reflex gain, *Brain Res.*, **700-1-2**, 303/307(1995)
- 15) C.Capaday and R.B.Stain: Amplitude modulation of the soleus H-reflex in the human during walking and standing, *J. Neurosci.*, **6-5**, 1308/1313(1986)
- 16) 赤沢, 竹沢, 楠本, 藤井: 伸張反射の神経機構の動特性推定法, *電子情報通信学会論文誌*, **J71-D-10**, 2160/2168(1988)
- 17) 赤沢, 竹沢, 楠本, 藤井: 張力制御における脳の伸張反射調節機構の解析, *電子情報通信学会論文誌*, **J72-D II-1**, 140/147(1989)
- 18) R.B.Stein, R.E.Kearney: Nonlinear behavior of muscle reflexes at the human ankle joint, *J. Neurophysiol.*, **73-1**, 65/72(1995)
- 19) 佐藤, 藤田: 足関節粘弾性の直立姿勢維持における機能分担, *バイオメカニズム*, **14**, 49/58(1998)
- 20) P.L.Weiss, I.W.Hunter and R.E.Kearney: Human ankle joint stiffness over the full range of muscle activity, *J. Biomech.*, **21-7**, 539/544(1988)
- 21) L.M.Nashner: Adapting reflexes controlling the human posture, *Exp. Brain Res.*, **26**, 59/72(1976)

## 「著者紹介」

### 佐藤 秀 樹



1996年岩手大学工学部情報工学科卒業。98年同  
大学院前期博士課程修了。同年(株)沖データシス  
テムズ入社、現在に至る。在学中は、足関節粘弾性計  
測システムの開発と、姿勢制御系と足関節粘弾性  
の解析の研究に従事。

### 藤 田 欣 也 (正会員)



1983年慶應義塾大学工学部電気工学科卒業。88  
年同大学院博士課程修了。相模工業大学、東北大学  
医学部を経て、94年岩手大学工学部情報工学科助  
教授、現在に至る。95~96年カナダ・アルバータ  
大学神経科学部門訪問研究員。直立姿勢制御系の  
解析や機能的電気刺激など、生体の運動制御機構  
の解析と再建に関する研究に従事。電子情報通信学会、日本ME学  
会(平成5年度研究奨励賞)、バイオメカニズム学会(平成7年度奨  
励賞)、IEEEなどの会員(工学博士)。