

(4)

足関節粘弾性の直立姿勢維持における機能分担

(岩手大学工学部) 佐藤 秀樹, 藤田 欣也

1. はじめに

人間は、力学的構造上、不安定な直立姿勢を、視覚、前庭覚、体性感覚からの情報を中枢神経系においてフィードバック制御することで、姿勢の安定化を行っている。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、床反力計を用いて重心の動揺面積や軌跡長を用いた解析¹⁻³⁾や、外乱を用いた研究⁴⁻⁶⁾などが行われてきた。これらの研究では、視覚⁷⁾や、前庭覚⁸⁾、および足底圧を中心とした体性感覚⁹⁾、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。

ここで、生体に固有な関節硬さ制御機構は、収縮レベルにほぼ比例して増加する筋の粘弾性を利用して、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する機構である。ただし、外力によって関節を受動的に動作させたときの反力発生機構は、関節粘弾性以外にも伸張反射があり、両者は、遅れを除くとほぼ機能的に等価である。さらに立位姿勢においては、視覚や前庭覚や体性感覚を用いたフィードバック姿勢制御機構も、作用はほぼ等価である。

すなわち、重心の動揺特性は、姿勢安定性の総合的な指標であり、フィードバック姿勢制御系以外にも、関節粘弾性や伸張反射といった3者を含んだものである。関節粘弾性は、先に述べたように拮抗筋の同時収縮によって調節可能であり、伸張反射も上位からの指令によって調節可能であることが知られている¹⁰⁾。従って、姿勢の安定性を維持するため

に、この3者の中で、何らかの規則性を持った調整則が働いているものと考えられるが、それ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。しかし、これまで、これらを個別に計測する試みは、ほとんどなかった。

足関節の硬さについて、筋活動のレベルと足関節の粘弾性の関連を調べた報告がいくつかある。P. L. Weissら¹¹⁾は、足関節にランダムな外力トルクを加え、筋活動レベルを変化させたときの粘弾性の変化を調べた。その結果、足関節の粘弾性が筋の活動レベルに対し線形に増加することが示された。しかし、この報告は伸張反射を含んだ筋の粘弾性を測定したもので、関節の粘弾性を純粋に解析したものとはいえない。また、T. Sinkjaerら¹²⁾は、深腓骨神経に電気刺激を与えて、伸張反射を抑制し、足関節の粘弾性を測定している。しかし、これらの研究は、臥位や座位で測定したもので、立位において姿勢制御時の足関節の粘弾性を測定したものはほとんどなかった。

そこで本研究では、直立姿勢において、足関節の粘弾性が姿勢や視覚条件に対応して調節されているという仮定に基づき、直立姿勢時の足関節の粘弾性を外乱応答から計測するシステムを開発し、健康者実験をとおして、足関節粘弾性調節機能と姿勢・視覚条件との関係を解析し、直立姿勢維持機能における足関節粘弾性の機能分担について検討する。

2. 原 理

2.1 筋の粘弾性

筋の力学モデルは図1のように、直列弾性要素 E_s と収縮要素 CC で表される。さらに、収縮要素 CC は、力発生素素 A 、粘性要素 D 、並列弾性要素 E_p からなる。

筋が等尺性収縮をおこなうとき、収縮レベルと粘弾性係数は、ほぼ線形関係にあることが知られている¹⁴⁾。筋は関節の両側に一对以上配置されているので、関節回りの粘弾性は、伸筋による成分と、屈筋による成分の合成で与えられる。したがって、屈筋・伸筋を共に弛緩させれば、関節は柔らかくなり外部から自由に動かすことができる。逆に、屈筋・伸筋を同時に収縮させて関節を非常に硬くすることもできる。このことは、筋の収縮レベルを変えることで、関節角度を変えずに関節回りの粘弾性だけを、自由に調節できることを意味する。

2.2 直立姿勢維持と筋の粘弾性

直立姿勢の維持には、足関節の粘弾性、伸張反

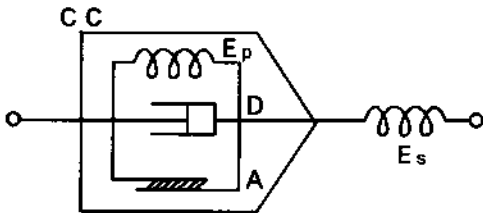


図1 筋の力学モデル

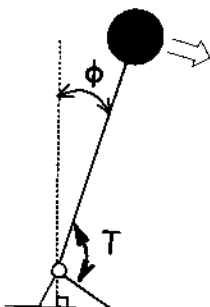


図2 倒立振り子モデル

射、視覚などの感覚受容器からの情報に基づくフィードバック姿勢制御が必要である。図2の倒立振り子モデルで、重力と筋力が釣り合って立位姿勢が維持されている状態を考える。ここで身体傾斜角度 ϕ を強制的に変位させたとき、足関節の弾性係数 K 、粘性係数 B 、身体の慣性モーメント I 、によるトルク T_d は以下の式(1)で表される。

$$T_d = K\phi + B\dot{\phi} + I\ddot{\phi} \quad (1)$$

また、伸張反射、フィードバック姿勢制御系は、それぞれ、比例要素と微分要素を持つと仮定すると、これらが生じるトルクは式(2)(3)となる。

$$T_r(t + \tau_r) = F_{pr}\phi + F_{dr}\dot{\phi} \quad (2)$$

$$T_p(t + \tau_p) = F_{pp}\phi + F_{dp}\dot{\phi} \quad (3)$$

ここで、伸張反射系および姿勢制御系の伝搬遅れ τ_r と τ_p を無視すると、足関節まわりのトルクの総和 T は、式(4)で与えられる。

$$T = (K + F_{pr} + F_{pp})\phi + (B + F_{dr} + F_{dp})\dot{\phi} + I\ddot{\phi} \quad (4)$$

この式(4)より、関節粘弾性 K 、 B と、フィードバックゲイン F_{pr} 、 F_{pp} 、 F_{dr} 、 F_{dp} は、姿勢維持における作用という点で、等価であることがわかる。このことは、直立姿勢の維持は、関節粘弾性、伸張反射、姿勢制御系のフィードバックゲインと、どれによっても、達成可能であることを意味する(図3参照)。しかし、足関節の粘弾性には、伸筋と屈筋の同時収縮によるエネルギーの損失の問題がある。また、伸張反射、姿勢制御系には、神経伝達時間による遅れがあり、急速な外乱には対応できない

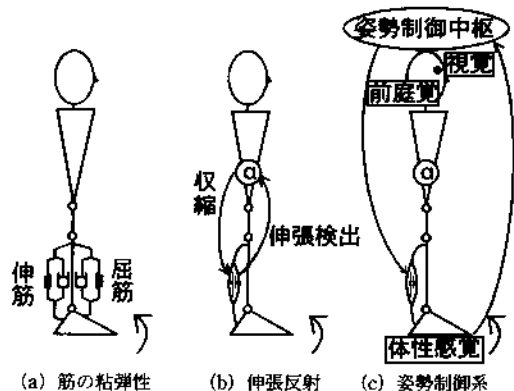


図3 直立姿勢の維持作用

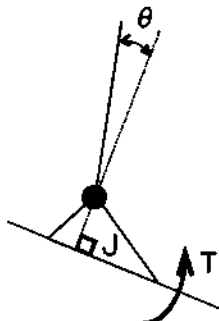


図4 測定モデル

という問題がある。従って、人間は、何らかの規則に基づいて、直立姿勢維持機能の分担比率を決定しているものと予想される。

2.3 測定原理

足関節を中心に足部を回転させることで足関節に角度外乱を与え、その時の足関節トルクと足関節角度変位から足関節粘弾性係数を求めた(図4参照)。足関節角度 θ および足関節トルク T は、外乱開始時刻での値を0として変動分を解析に用いた。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、粘弾性によるトルクのみを解析することができる。このとき足関節角度変位とトルクの関係は、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、式(5)で表される。ただし、与えた角度外乱は急速なので、微小な解析区間(50 msec)では、体幹は動かないものとみなす。

$$T = K\theta + B\dot{\theta} + J\ddot{\theta} \quad (5)$$

従って、式(5)より、足関節に与えられるトルクと足関節角度変位の変化分を測定することで、足関節の粘弾性が求められる。

3. 実験方法

3.1 実験システム

図5のような、足関節に機械的な急速外乱を与える装置を製作した。駆動系は、出力500[W]の直流

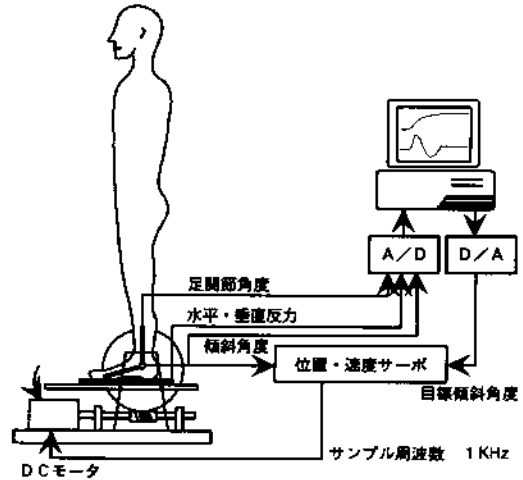


図5 測定システム

モータを位置および速度でサーボ制御し、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、80 [mm] のオフセットを有する。

外乱波形は、3度のステップ状の波形である。この時、サンプル間隔1.0 [ms]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。足関節周りのトルクは、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、垂直の反力を測定し、求めた。また、足関節角度はポテンシオメータを使って測定した。

被験者は、傾斜台上に各姿勢条件で直立する。両足は平行とし、両足の間隔は200 [mm]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、ストラップを用いて傾斜台上のプレートに固定した。

3.2 推定方法

粘弾性係数は、測定したトルクと足関節角度変位の変化分を用いて、以下の手順で推定した。

式(5)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、式(6)で表され、式(7)の漸化式に変形できる。

$$T_t = K\theta_t + B \frac{(\theta_t - \theta_{t-1})}{\Delta t}$$

$$+J \frac{(\theta_t - 2\theta_{t-1} + \theta_{t-2})}{\Delta t^2} \quad (6)$$

$$\theta_t = \frac{1}{K + B/\Delta t + J/\Delta t^2} \cdot (T_t + (B/\Delta t + 2J/\Delta t^2)\theta_{t-1} - J\theta_{t-2}/\Delta t^2) \quad (7)$$

この式(7)に、 θ の初期値と、 K 、 B 、 J の値を与えることで、トルクから足関節角度変位をシミュレートできる。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、粘弾性を推定した。

本研究では、伸張反射の影響を含まない筋の粘弾性を測定するために、伸張反射による反力が現れる以前の外乱開始後50 [ms]の区間を推定に用いた。

3.3 実験条件

健常被験者10名(男性7人、女性3人)に対して、姿勢(座位・両脚立位・片脚立位)と視覚(開眼・閉眼)、外乱方向(底屈・背屈)の組み合わせの中から表1に示す7条件で実験を行った。

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、上肢は体側につけるように指示し、開眼では、3.5 [m]離れた点を凝視させた。

実験手順は、次のようにした。

- 1) 底屈外乱、背屈外乱で無人運転を行い、装置プレート部の質量によるトルクを測定した。
- 2) 座位で、底屈外乱・背屈外乱を与え、各13回測定した。ここで、条件を変えた後の1回目の測定は取り除き、2回目以降の測定を使用

表1 実験条件

外乱方向	視覚	姿勢
底屈	開眼	座位
底屈	閉眼	両脚立位
背屈	開眼	座位
背屈	閉眼	両脚立位
背屈	開眼	片脚立位
背屈	閉眼	片脚立位

した。

- 3) 開眼両脚立位で、底屈外乱・背屈外乱を与え、測定した。
- 4) 閉眼両脚立位で、1分間直立した後、背屈外乱を与え、測定した。
- 5) 開眼片脚立位で、背屈外乱を与え、測定した。
- 6) 閉眼片脚立位で、背屈外乱を与えて、測定した。

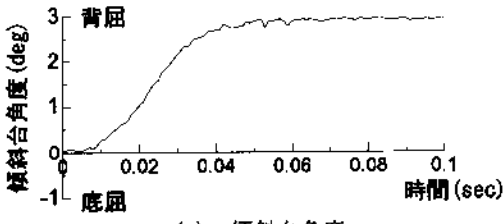
2)から6)の間、足の固定は外さず、足の位置が変化しないようにした。

実験終了後、各条件で測定したトルクと足関節角度変位の3回平均をとり、1データとした。従って、実験結果は、各条件40データである(1人4データ×10人)。その後で、平均したトルクから、無人運転で測定した装置プレート部の質量によるトルクを差し引いて、足関節粘弾性と慣性モーメントによるトルクを得た。このトルクと足関節角度変位を用いて、3.2で述べた方法で粘弾性を推定した。

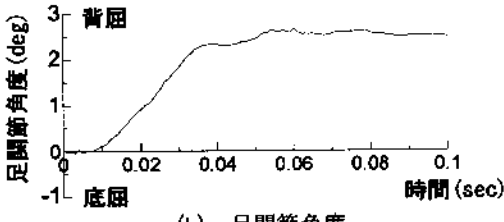
4. 結果

実際に測定された応答波形の例を図6に示す。(a)は傾斜台の角度変位を表している。ステップ状に3度背屈方向へ回転しているのがわかる。また、測定開始から外乱開始まで7 [ms]の遅れがみられるので、粘弾性の推定には7 [ms]から57 [ms]の50 [ms]間のデータを用いた。(b)は、足関節の角度変位で、(c)は、足関節に加わるトルク波形である。(a)と(b)を比較すると、振幅・波形ともほぼ等しいことから、足関節と傾斜台の回転軸は一致していること、また、身体の運動は無視できることが、確認できる。(d)のヒラメ筋の筋電位波形からは、伸張反射は計測開始後約60 [ms](外乱開始後約53 [ms])以降に起きているので、解析区間(7~57 [ms])では、伸張反射の影響がないことが確認できる。

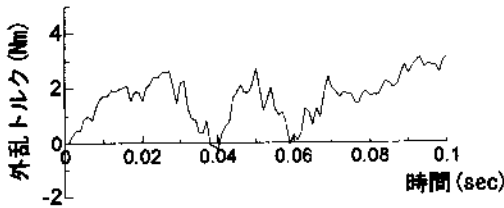
(c)の測定されたトルクからシミュレートした角度波形と実際に測定した足関節角度変位を図7に示す。シミュレーション結果と、測定した足関節角度



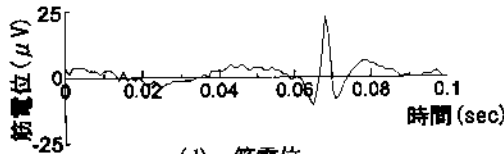
(a) 傾斜台角度



(b) 足関節角度



(c) トルク



(d) 筋電位

図 6 応答波形の例

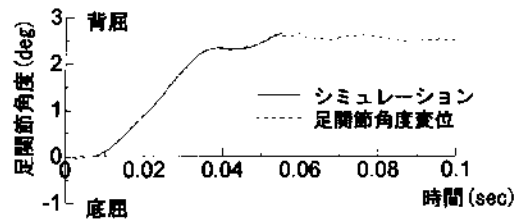


図 7 測定値とシミュレーション結果

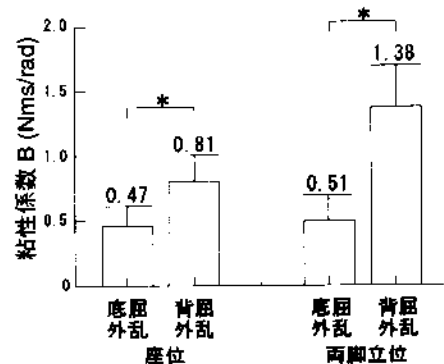
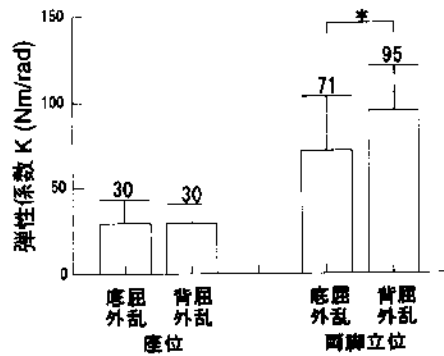
変位が、解析区間でよく一致していることが確認できる。

4.1 精度検証

本研究では、過渡応答から足関節の粘弾性係数を推定した。この推定精度を検証するために、筋活動がない座位において、角度外乱開始以前の 50 [ms] の区間と、角度外乱開始後 400 [ms] から 50 [ms] の区間の、定常状態で測定したトルクと足関節角度のそれぞれの差から弾性係数を求めた。過渡応答から推定された弾性係数の精度は、定常状態のトルクの差から求めた弾性係数に対して、底屈外乱で 39%、背屈外乱で 32%であった。

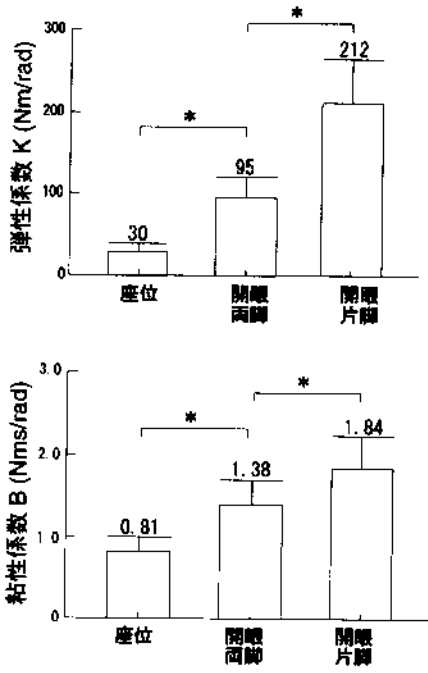
4.2 外乱方向の影響

各外乱方向での座位、両脚立位時の一脚あたりの粘弾性係数の平均値を図 8 に示す。我々の以前の報告¹⁵⁾では、底屈外乱と背屈外乱では、背屈外乱の方が各姿勢条件で粘弾性ともに大きかった。これは、5度の角度外乱を与えたことによって、背屈では足



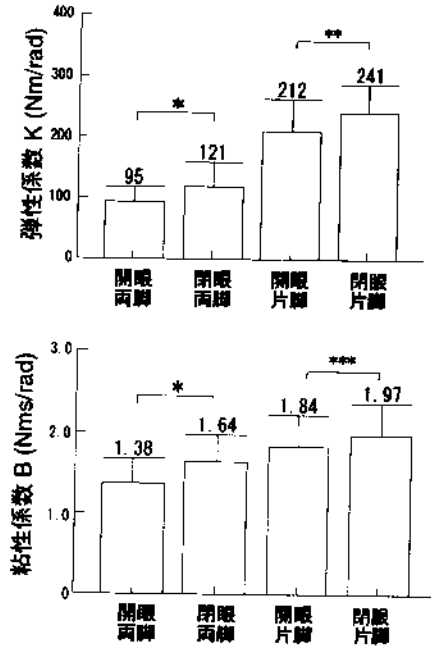
*は、危険率 0.5% で有意

図 8 外乱方向の影響



*は、危険率0.5%で有意

図 9 姿勢の影響



*, **, ***は、危険率0.5%, 1%, 10%で有意

図 10 姿勢の影響

関節の可動域限界付近にまで達したことによる足関節の構造的な非線形性のためと考えられた。今回は、外乱角度を5度から3度に変えたことで、座位では、底屈外乱と背屈外乱で、ほぼ同程度の値を示した。しかし、立位では、まだ違いがあり、その原因を含めて、今後の検討を要する。

4.3 姿勢の影響

各姿勢条件での一脚あたりの粘弾性係数の平均値を図9に示す。開眼両脚立位に対して、開眼片脚立位では、弾性係数が2.2倍、粘性係数が1.3倍で、座位では、弾性係数が0.3倍、粘性係数が0.6倍であった。

開眼両脚立位を基準として、有意差検定を行った結果、弾性係数・粘性係数ともに、危険率0.5%で有意であった。

4.4 視覚の影響

各視覚条件での一脚あたりの粘弾性係数の平均値を図10に示す。両脚立位では、開眼に対して閉眼

は、弾性係数が1.3倍、粘性係数が1.2倍であった。片脚立位では、開眼に対して閉眼は、粘弾性係数がともに1.1倍であった。

開眼に対して閉眼は、両脚立位では粘弾性係数ともに危険率0.5%で有意差があり、片脚立位では、弾性係数は危険率1%、粘性係数は危険率10%で有意であった。

5. 検 討

5.1 従来の研究との比較

表2に報告されている粘弾性との比較を示す。ただしIshidaらの値¹³⁾は粘弾性直列モデルとして計算しているので参考値である。

本研究の弾性係数は、座位でのP.L. Weissら¹¹⁾の伸張反射の影響を含む弾性係数に比較して小さく、T. Sinkjaerら¹²⁾の深腓骨神経を電気刺激することで伸張反射を抑制し、測定した弾性係数とほぼ等しい値を示した。また、Ishidaらの立位での結

表 2 従来の研究との比較

(a) 弾性係数 (Nm/rad)					
	姿勢条件	本研究	P.L. Weiss ら	T. Sinkjaer ら	A. Ishida ら
底屈外乱	座 位	30	50	23~53	/
	両脚立位	71	(外乱は底背屈のランダムな動揺)	/	(155)
	片脚立位	/		/	(225)
座 位	30	/		/	
背屈外乱	両脚立位	95	/	/	(158)
	片脚立位	212	/	/	(225)
	座 位	30	/	/	/

(b) 粘性係数 (Nms/rad)					
	姿勢条件	本研究	P.L. Weiss ら	T. Sinkjaer ら	A. Ishida ら
底屈外乱	座 位	0.47	0.6	/	/
	両脚立位	0.51	(外乱は底背屈のランダムな動揺)	/	(15)
	片脚立位	/		/	(44)
座 位	0.81	/		/	
背屈外乱	両脚立位	1.38	/	/	(25)
	片脚立位	1.84	/	/	(49)
	座 位	0.81	/	/	/

ただし、表中の従来の研究の値は、グラフからの読み取り値、Ishida は粘弾性直列モデルで算出。その他は並列モデル。

果に対しては、両脚立位でやや小さく、片脚立位で同程度の弾性係数を示した。

粘性係数は、座位での P.L. Weiss らの粘性係数に対してやや大きい。Ishida らの両脚立位において、底屈外乱で 1/29 程度、背屈外乱で 1/18 程度の粘性係数になった。片脚立位における背屈外乱と比較すると、1/24 程度の粘性係数であった。

粘性係数は比較すべき結果がほとんど存在しないため、既知の粘弾性モデルを用いた精度検証を行うのが望ましいと考えられる。

5.2 姿勢の影響

両脚立位に対して、片脚立位では、足関節にかかるトルクが 2 倍になる。従って、片脚立位では両脚立位の 2 倍の筋力が必要になる。ここで、従来の報告^{11,14)}から、弾性係数は筋の収縮力に比例して増加することが知られているので、弾性係数は 2 倍になることが予想され、本実験でも、ほぼ 2 倍になっていた。

粘性係数についても、弾性係数と同様の増加傾向が認められたが、その増加率は弾性係数に比較し

て、小さかった。これまでの研究では、粘性係数が、筋収縮力に比例して増加するという結果¹⁰⁾と、筋収縮力の平方根に比例して増加するという結果¹¹⁾が示されている。弾性係数との相対的比較から判断すると、本研究での測定結果は、後者の、粘性係数は収縮力の平方根に比例する、という知見を支持する結果となった。

5.3 視覚の影響

両脚立位、片脚立位ともに、閉眼では開眼より粘弾性が増加していた。開閉眼で、直立姿勢維持に必要な収縮力は同一なので、粘弾性も同一のはずである。しかし、本実験結果は、両脚立位、片脚立位ともに、閉眼では開眼より粘弾性が増加していた。従って、閉眼では、姿勢制御中枢が積極的に拮抗筋の同時収縮などを用いて、足関節を硬くしていることが示された。

5.4 直立姿勢維持における機能分担

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のに

必要な弾性係数を考えてみる。図2の倒立振りモデルで、重力と筋力が釣り合って立位姿勢が維持されている状態を考える。重心の質量 m 、重心までの距離 L とすると、重力による足関節トルク T は式(8)で計算できる。

$$T = Lmg \sin \phi \quad (8)$$

ϕ が小的时候 $\sin \phi \approx \phi$ より、微分は(9)となる。

$$\frac{dT}{d\phi} = Lmg \quad (9)$$

このとき姿勢が $\Delta\phi$ 変化すると、さらに姿勢変化を助長するトルク $Lmg\Delta\phi$ が作用する。したがって姿勢の安定化のためには、弾性による逆方向の復元トルク $K\Delta\phi$ が、それ以上の大きさを持つ必要があるので、式(10)の条件が得られる。

$$K \geq Lmg \quad (10)$$

これは T と ϕ の伝達関数の制御工学的安定条件としても求めることができる。

体重 60 [kg]、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 300 [Nm/rad] の弾性が必要となる。しかし、本実験で得られた開眼両脚立位の弾性係数は、底屈外乱で 71 [Nm/rad]、背屈外乱で 95 [Nm/rad] と力学的安定に必要な弾性係数よりも小さい。従って、残りの約 200 [Nm/rad] に相当する部分は伸張反射や姿勢制御系によって補われていると考えられる。このことは、足関節の粘弾性だけでは直立姿勢を維持できず、筋の粘弾性と伸張反射および姿勢制御系の機能分担を示唆している。

また、本実験では、開眼両脚立位で 95 [Nm/rad]、閉眼両脚立位で 121 [Nm/rad] と閉眼で弾性係数が増加していた。しかし、筋の粘弾性だけで直立姿勢を維持するために必要な弾性係数は開閉眼で同一で、300 [Nm/rad] である。従って、筋の粘弾

性は、直立姿勢の維持において、開眼で 32%、閉眼で 40% の姿勢維持機能を担っている。閉眼で分担比率が増加していることから、視覚による姿勢維持機能の低下を補償するために、拮抗筋の同時収縮などによって、関節の粘弾性が相補的に調節されていることが示された。

以上、本実験の結果から、人間の直立姿勢において、視覚などを用いたフィードバック制御だけではなく、筋の粘弾性も含めて、総合的な姿勢安定性の調節を行っていることが示唆された。

6. ま と め

各姿勢・視覚条件における、伸張反射の影響を取り除いた足関節の粘弾性を解析した結果、姿勢や視覚の変化に対して、姿勢制御中枢が足関節粘弾性を調節していることが示された。

測定された粘弾性は、倒立振子の力学的安定条件から算出される弾性係数より小さいことから直立姿勢における筋の粘弾性、伸張反射、姿勢制御系の機能分担が示された。さらに、閉眼では開眼より粘弾性が増加していることから、視覚情報の欠落による姿勢安定機能の低下を筋の粘弾性が相補的に補償していることが示された。

直立姿勢における、伸張反射の定量的解析や平衡機能、足底圧を中心とした体性感覚との関係の解析、加齢による分担比率の変化の解析が今後の課題である。

参 考 文 献

- 1) Murray, M.P., Seireg, A.A., & Sepic, S.B.: Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment, *J. Bone. Joint. Surg. Am.*, 57 (4), 510-516, (1975).
- 2) Brauer, D. & Seidel, H.: The autoregressive time series modelling of stabilograms, *Acta. Biol. Med. Ger.*, 37 (8), 1221-1227, (1978).
- 3) Hufschmidt, A., Dichgans, J., Mauritz, K.H., & Hufschmidt, M.: Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological applications, *Arch. Psychiatr. Nervenkr.* 228 (2), 135-150, (1980).
- 4) Werness, S.A. & Anderson, D.J.: Parametric analysis of dynamic postural responses, *Biol. Cybern.* 51

表 3 直立姿勢維持における機能分担

	開眼両脚	閉眼両脚
姿勢安定に必要な弾性係数 (Nm/rad)	300	300
本実験結果	95	121
直立姿勢時の筋の粘弾性の分担比率	小(32%)	大(40%)

- (3), 155-168, (1984).
- 5) Yang, J.F., Winter, D.A., & Wells, R.P.: Postural dynamics in the standing human, *Biol. Cybern.* 62 (4), 309-320, (1990).
 - 6) 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).
 - 7) Nashner, L. & Berthoz, A.: Visual contribution to rapid motor responses during postural control, *Brain. Res.* 150 (2), 403-407, (1978).
 - 8) Booth, J.B. & Stockwell, C.W.: A method for evaluating vestibular control of posture, *Otolaryngology*, 86 (1), ORL-93-97, (1978).
 - 9) Magnusson, M., Enbom, H., Johansson, R., & Wiklund, J.: 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).
 - 10) Hoffman, M.A. & Kocaja, D.M.: The effects of vision and task complexity on Hoffmann reflex gain, *Brain. Res.* 700 (1-2), 303-307, (1995).
 - 11) Weiss, P.L., Hunter, I.W., & Kearney, R.E.: Human Ankle Joint Stiffness over the Full Range of Muscle Activation Levels, *J. Biomechanics*, 21, 539-544, (1988).
 - 12) Sinkjaer, T., Toft, E., Andreassen, S., & Horneman B.C.: Muscle Stiffness in Human Ankle Dorsiflexors: Intrinsic and Components, *Journal of Neurophysiology*, 60 (3), 1110-1121, (1988).
 - 13) Ishida, A., Hozumi, J., Imai, S., Ryumae, S., & Shimizu, M.: Measurement of visco-elastic properties of muscles around the ankle during standing, *Frontiers, Med. Biol. Engng.* 7 (1), 35-43, (1995).
 - 14) 橋本, 朴, 赤澤: 随意収縮レベルによって調節されるヒト母指筋の粘弾性, *バイオメカニズム学会誌*, 16, 297-305, (1992).
 - 15) 佐藤, 藤田: 急速外乱を用いた直立姿勢時の足関節粘弾性の解析, *医用電子と生体工学*, 35(特別), 198, (1997).



ANALYSIS OF ANKLE JOINT VISCOELASTICITY IN HUMAN UPRIGHT POSTURE

Hideki SATO and Kinya FUJITA

Faculty of Engineering, Iwate University

The factors that determine human postural stability are not only the feedback postural control system but also the stretch reflex and joint viscoelasticity. It is expected that there is a theoretical functional sharing ratio among these components. To determine the functional sharing ratio, it is necessary to measure these components separately, but, few studies have been done.

Intrinsic viscoelasticity was therefore measured using a newly developed system which allows rapid mechanical perturbation to be applied to the ankle joint of a standing subject. The viscoelasticity without stretch reflex was estimated by recursive calculation from the ankle joint angle and the torque during the first 50 ms of the measured step response.

The steady-state elasticity was calculated from the torque difference at two different joint positions, as a reference value. The error between the estimated elasticity and the reference was 39 percent with plantarflexion disturbance and 32 percent with dorsalflexion disturbance.

The experimental results in 10 normal subjects showed 30 nm/rad in sitting, 95 nm/rad in standing and 212 nm/rad in single-leg standing. The differences were statistically significant. Closing the eyes also showed significantly increased viscoelasticity during normal (95/121 nm/rad) and single-leg standing (212/241 nm/rad).

The viscoelasticity sufficient to stabilize human upright posture without a feedback control system can be calculated as about 300 nm/rad using a pendulum model. It was experimentally confirmed that the human upright posture is stabilized by both viscoelasticity and the feedback postural control system, because the measured value was less than 300 nm/rad. The increase in viscoelasticity with eye closing showed a complementary increase in viscoelasticity to compensate for the decrease in the feedback postural control gain. This suggests that the functional sharing ratio between viscoelasticity and the postural control system could be controlled, probably by a higher postural control system.