

二足歩行系の直立姿勢における床反力の作用中心に関する一考察

伊藤 聡^{†,††} 阪 圭央[†] 川崎 晴久[†]

A consideration on control of center of pressure in biped upright posture

Satoshi ITO^{†,††}, Yoshihisa SAKA[†], and Haruhisa KAWASAKI[†]

あらまし 水平な床面での二足歩行系の直立姿勢では、重心の床面への鉛直投影点はその静的安定性の評価に用いられてきた。この投影点は静的平衡が保たれている場合には床反力の作用中心 (CoP) と一致することから、床反力を直接制御できればロバスタな制御が実現できる。この観点より、われわれは二足歩行系の直立状態を足部とそれ以外の2リンクでモデル化し、足関節の出力を使って床反力を制御する方法を提案した。これは床反力の作用中心の制御と等価となるが、その中心をどこに制御すべきかはよく議論しなかった。しかし、これは人間のように足部が前後に非対称な場合や足関節の位置に高さがある場合には重要となる。そこで本稿ではこの問題について考察してみた。評価基準として、定常時の足関節の出力および安定余裕を選ぶことにより2つの制御方法が考えられ、それぞれについて安定性および定常時の姿勢について解析した。そして実際人間はどのような基準で制御を行っているのかを明らかにしようとする人間の直立姿勢時の床反力の作用中心点の計測を行った。結果として、人間は足関節の出力を評価基準とするような方法はとっている可能性は小さいことが示唆された。

キーワード 二足歩行系, 直立姿勢, 床反力作用中心, 人間の計測, 足関節出力, 安定余裕

1. まえがき

人間は発達段階で、まず2本の足で立つことを覚え、その後二足での歩行を獲得する。したがって、直立姿勢の維持は、二足歩行系にとって基本的ではあるが重要な運動機能である。水平な床面での歩行系の静的なバランスは、系の重心の床面への垂直投影点と支持多角形との位置関係によって議論されてきた [1]。支持多角形とは全ての支持点 (接地点) を含む面積最小の凸多角形である。もし重心の鉛直投影点が支持多角形の中に入っていれば、安定性は保たれ転倒は生じない。したがって、二足歩行系に対して直立姿勢を維持させる方法のひとつは、重心の投影点が足底内部に入るように姿勢すなわち各関節の角度を予め設計しておき、それを目標値として位置のフィードバック制御をかけることである。

もし床反力が計測できる場合、それは直立姿勢の姿

勢制御に重要な情報を与える。静的な安定性が保たれるとき、床反力の作用中心 (CoP: Center of Pressure) は重心の鉛直投影点と一致する [2]。また動的な場合も、重力と慣性力の合力によるモーメントがゼロとなる ZMP [3] が CoP と一致する [2]。よって、CoP を直接制御することができれば、上述の位置制御にたよる制御法よりも、外乱やモデル化誤差に対してロバスタになると考えられる。このような考えのもと、われわれは二足歩行系の直立姿勢の維持に関し、床反力に基づいた制御方法を提案した [4], [5]。その方法では定常直立状態での足関節の出力を重視し、足関節から外力と重力の合力方向への延長線と床面との交点に CoP を制御しようというものであった。しかし、その方法は安定性に関してはそれほど好ましいものではない。本稿では、この問題を定式化し、制御の評価基準と CoP の位置にどのような関係があるのか、それをもとに人間の直立姿勢の制御基準はどのようなものか判定できないかを、人間の直立姿勢の計測結果をもとに議論してみる。

2. 数理的背景

2.1 床反力作用中心の制御モデル

二足歩行系の直立モデルとして、前報告 [5] と同様

[†] 岐阜大学工学部, 岐阜市

Faculty of Engineering, Gifu University, Yanagido 1-1, Gifu 501-1193, Japan

^{††} 理化学研究所バイオ・ミメティックコントロール研究センター, 名古屋

Bio-mimetic control research center, RIKEN, Anagahora, Shimo-shidami, Moriyama-ku, Nagoya 463-0003, Japan

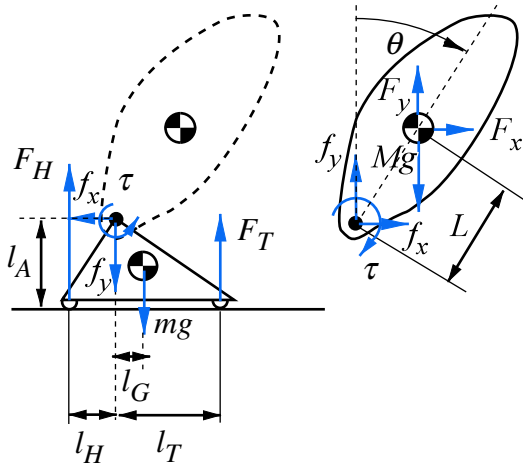


図1 二足歩行系の直立モデル.
Fig.1 Biped standing model.

のものを本稿でも考える．このモデルは以下のような仮定に基づいて簡単化したものである．まず，制御においては足関節の役割に着目する．足関節は機構的に歩行系の最下部に位置し，もし上部の姿勢が一定であるならば，そのわずかな変移により重心が大きく変動する．したがって，直立姿勢の安定化のためには最も有効であると考えたためである．このような理由から足関節以外の関節角度は常に一定と仮定し，足部以外の部分を「上体」として一本のリンクで表現する．また転倒はある鉛直平面内の運動として表せると考え，その平面を矢状面内にとる．歩行系の左右対称性から片側のみモデル化する．

床面との接触を簡単化するため，足部の両端2点での点接触を仮定する．各接触点では垂直方向の床反力成分（踵側 F_H ，爪先側 F_T ）が計測できるものとする．足部の形状は前後に非対称で， l_T, l_H, l_G はそれぞれ足関節から爪先，踵，足部重心への水平距離を表す．また， l_A は床面と足関節間の垂直距離を表す．足部の長さをは $2l$ とし，したがって， $2l = l_H + l_T$ となる．床面は十分に摩擦が大きく，足部が滑ることはないと仮定する．図1に考察するモデルを図示する．

CoPの制御の有効性を示すために，一定の大きさの外力を与え，それに対する歩行系の振舞いを解析する．一定外力の水平・鉛直成分をそれぞれ F_x, F_y とする．歩行系の平衡が保たれる場合には，足部は静止状態を保ち，上体のみが運動する．その運動は

$$I\ddot{\theta} = MLg \sin \theta + F_x L \cos \theta - F_y L \sin \theta + \tau, (1)$$

で表される．ここで， M は上体の質量， I は足関節周りの上体の慣性モーメント， L は足関節から上体の重心までの距離， θ は鉛直方向からの上体の変位つまり足関節の角度， τ は足関節のトルク， g は重力加速度である．一方，足部両端でのモーメントの釣合いの関係より，床反力 F_T, F_H はそれぞれ

$$F_T = -\frac{1}{2l}\tau + m_T g + \frac{l_H}{2l}f_y - \frac{l_A}{2l}f_x \quad (2)$$

$$F_H = \frac{1}{2l}\tau + m_H g + \frac{l_T}{2l}f_y + \frac{l_A}{2l}f_x \quad (3)$$

で与えられる．ここで f_x, f_y は足部と上体間にはたらく力の水平・鉛直成分で

$$f_x = ML\ddot{\theta} \cos \theta - ML\dot{\theta}^2 \sin \theta - F_x, \quad (4)$$

$$f_y = -ML\ddot{\theta} \sin \theta - ML\dot{\theta}^2 \cos \theta + Mg - F_y. \quad (5)$$

として記述できる．また， m_T, m_H はそれぞれ踵部・爪先部にかかる足部の質量で，

$$m_T = \frac{l_H + l_G}{2l}m, m_H = \frac{l_T - l_G}{2l}m, \quad (6)$$

である． m は足部の質量である．

以降の計算を簡単にするため，運動方程式 (1) を以下のように変形しておく．

$$\begin{aligned} I\ddot{\theta} &= (Mg - F_y)L \sin \theta + F_x L \cos \theta + \tau \\ &= AL \sin(\theta - \theta_f) + \tau \end{aligned} \quad (7)$$

ここで，

$$A = \sqrt{(Mg - F_y)^2 + F_x^2} \quad (8)$$

θ_f は次式をみたす定数である．

$$\sin \theta_f = -\frac{F_x}{A}, \quad \cos \theta_f = \frac{Mg - F_y}{A}. \quad (9)$$

A および θ_f は外乱 F_x および F_y に依存することに注意する．

2.2 床反力の作用中心の制御方法

2.2.1 足関節出力の最小化を優先した制御

定常状態において重力と外力の合力方向を上体が向くとき，その姿勢維持に必要な足関節トルクは理論上ゼロとなる．このとき CoP は，足部の質量を無視できる ($m \sim 0$) と仮定した場合，図2に示すように，足関節から重力と外力の合力方向に伸ばした延長線と床面との交点に位置することがわかる．

矢状面内で2点接触する本モデルの場合，CoPを制

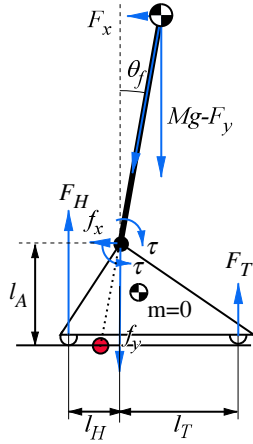


図2 制御則1で実現される定常状態 .
Fig.2 Stationary state by Control 1.

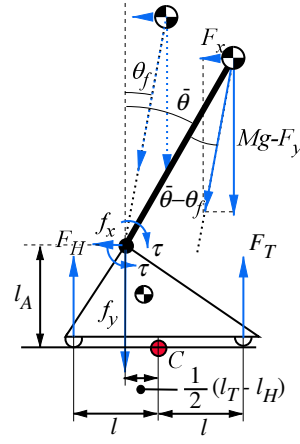


図3 制御則2で実現される定常状態 .
Fig.3 Stationary state by Control 2.

御することは、 F_T と F_H の差を制御することと等価である。したがって、 F_T と F_H の差を足部の質量も考慮して

$$F_0 = (m_H - m_T)g + \frac{\ell_T - \ell_H}{2\ell} f_y + \frac{\ell_A}{\ell} f_x \quad (10)$$

に制御すれば、このような定常状態が実現できる。そこでわれわれは、以下のような制御方法を提案した [5] .

$$\tau = -K_d \dot{\theta} + K_p(\theta_d - \theta) + K_f \int (F_H - F_T - F_0) dt \quad (11)$$

ここで、フィードバック・ゲイン K_d, K_p, K_f が

$$K_p > AL > 0, \quad (12)$$

$$\frac{\ell}{l} K_d > K_f > 0, \quad (13)$$

$$(K_d \ell - K_f l) K_p > K_d \ell AL. \quad (14)$$

を満たせば、 $\theta = \theta_f$ が局所安定な平衡点となることが示せる。本稿では、この制御方法を「制御則1」と呼ぶことにする。

2.2.2 安定性を優先した制御

歩行ロボットの安定性の評価基準として安定余裕 [1], [2], [6] がしばしば用いられる。これは CoP から支持多角形の境界までの距離の最小値であり、歩行系を転倒させるのに必要な最小モーメントを歩行系の質量で正規化したものとも解釈できる。この観点からは CoP は、足部の中央 (点 C) にあるのが望ましい。

しかし、前節の制御則1では、これを実現することができない。そこで本稿では定常状態での安定余裕を大きくするために制御方法を修正し、その定常状態の姿勢について考察する。

CoP が点 C に位置するとき、 F_T と F_H の差は0である。よって、(11) で差の目標値にあたる F_0 を0とした

$$\tau = -K_d \dot{\theta} + K_p(\theta_d - \theta) + K_f \int (F_H - F_T) dt \quad (15)$$

を制御則として用いる。この制御方法を「制御則2」と呼ぶことにする。以後の解析を簡単にするため、

$$\tau_f = \int (F_H - F_T) dt, \quad (16)$$

で定義される変数 τ_f を新たに導入し、 $\theta, \dot{\theta}$ および τ_f を状態変数と考える。(15), (16) を (7) に代入すると、

$$I \ddot{\theta} = AL \sin(\theta - \theta_f) - K_d \dot{\theta} + K_p(\theta_d - \theta) + K_f \tau_f \quad (17)$$

が得られる。一方、(16) の両辺を時間微分し、(2), (3), さらに (15), (16) を用いると、

$$\dot{\tau}_f = \frac{1}{\ell} (-K_d \dot{\theta} + K_p(\theta_d - \theta) + K_f \tau_f) + (m_H - m_T)g + \frac{\ell_T - \ell_H}{2\ell} f_y + \frac{\ell_A}{\ell} f_x \quad (18)$$

が得られる。定常状態では (4) および (5) より $f_x = -F_x$ および $f_y = Mg - F_y$ となる。したがって、平衡点は次の2式を解くことによって求められる。

$$AL \sin(\bar{\theta} - \theta_f) + K_p(\theta_d - \bar{\theta}) + K_f \bar{\tau}_f = 0 \quad (19)$$

$$\frac{1}{\ell}(K_p(\theta_d - \bar{\theta}) + K_f \bar{\tau}_f) + (m_H - m_T)g + \frac{\ell_T - \ell_H}{2\ell}(Mg - F_y) - \frac{\ell_A}{\ell}F_x = 0 \quad (20)$$

(19), (20) より, 定常状態では次式が成立する.

$$AL \sin(\bar{\theta} - \theta_f) = (m_H - m_T)g\ell + \frac{1}{2}(\ell_T - \ell_H)(Mg - F_y) - \ell_A F_x \quad (21)$$

左辺は上体を $\theta = \bar{\theta}$ に保つために必要なトルクを表す. 一方, 右辺は, 足部の質量, $Mg - F_y$, F_x がそれぞれ足部中央の点 C につくるモーメントの和を表している. つまり上式は, 点 C 周りに生じる足部の回転モーメントを, 上体を傾斜させることによって打ち消していることを意味している. また, そのとき必要な足関節のトルクは

$$\tau = -(m_H - m_T)g\ell - \frac{1}{2}(\ell_T - \ell_H)(Mg - F_y) + \ell_A F_x \quad (22)$$

となる. これを (2) および (3) に代入すると

$$F_T = F_H = \frac{1}{2}(m_H + m_T)g + \frac{1}{2}(Mg - F_y) \quad (23)$$

が得られる. これは CoP が足部中央すなわち点 C に位置していることを示している. 定常状態の姿勢を図 3 に示す. なお, 定常状態の安定性に関しては付録にて述べる.

3. 人間の直立時の床反力作用中心

3.1 計測の目的

前節において, 2つの制御方法を提案してきた. 制御則 1 は定常時の足関節出力に関しては最小であるが, CoP が足部の構造上一方向に偏る. またその位置も外力によって変化するため状況によっては転倒の可能性もあり, 安定性に関しては最もよいとはいえない. 一方, 制御則 2 は CoP が足部中央に制御されるため安定余裕は最大ではあるが, その姿勢を維持するために非零の足関節トルクが必要となる. どちらの制御則もある評価に関する最良解であるが一長一短があり, CoP をどこに制御するかは, 直立姿勢を維持する上で重要な問題となる.

それでは前後に非対称で足関節位置に高さがある足部をもつ人間の場合, どのような戦略をとっているの

であろうか. ここでは「制御方法 1」と「制御方法 2」を人間の直立姿勢の制御戦略の仮説として, その可能性の有無を検討してみる. 2つの違いは CoP の位置の違いとして現われるため, 直立姿勢での CoP の位置を計測する. CoP の計測は, 平衡機能検査として重心動揺計を用いて行われ, 身体動揺の評価として用いられている [7]. そこでは動揺の面積や幅・型, 開眼および閉眼での動揺の差が診断の重要な項目となっている. また, 床を前後に動かして周期的な外乱を加えた場合 [8] や, 直立姿勢で行う pulling task 時に負荷を突然取り除いたときに起きる姿勢回復での報告 [9] がある. しかし, 足部に対する CoP の相対的な位置が一定外力に対してどのように変化するかはあまり着目されていない. ここでは, CoP が足関節あるいは足部中央に対してどのくらいの距離にあるかに着目して計測を行う.

3.2 計測方法

床反力の分布を測定するために, 圧力分布測定システム (F-scan NITTA) を使用した. システムには足型をしたセンサ・シートが付属しており, 床面と足部の間にこのシートをはさむことで, 床反力の分布が計測できる. 表面は前後左右方向に約 5mm 四方のメッシュで仕切られている. キャリブレーションを行うことにより, 各メッシュごと 256 階調で接触力が計測できる. また, 直立時の姿勢を計測するために, 3次元位置計測システム (OPTOTRAK, Northern Digital Systems) を利用した. 3次元の位置計測は 1mm の単位まで行った. 実験では, 人間の定常状態での直立姿勢を計測することが目的である. したがって, サンプリングは両システムが実現可能な 10Hz で十分であると考えた.

直立姿勢に対する定常的な外乱は, 斜面台を用いて床面に傾斜角度を与えることで疑似的に実現した. 傾斜角が α のとき, 外乱は $F_x = Mg \sin \alpha$, $F_y = Mg(1 - \cos \alpha)$ に相当する. 傾斜角度は斜面台に取り付けられた分度器により設定した. データ解析を矢状面内に限定するため, 圧力分布測定システムを位置計測システムの計測軸に直交するように設置した. センサ・シートは 1枚しかなかったため, それを左足の立脚位置にセットした.

実験は 5人の被験者 (年齢 22-24 歳, 男) に対して行った. 被験者には, 実験の目的は知らさなかった. 計測の間, 足裏全体を接地して斜面台の上に立ち, およそ 3m 離れた垂直な白い壁を真っ直ぐにみるように

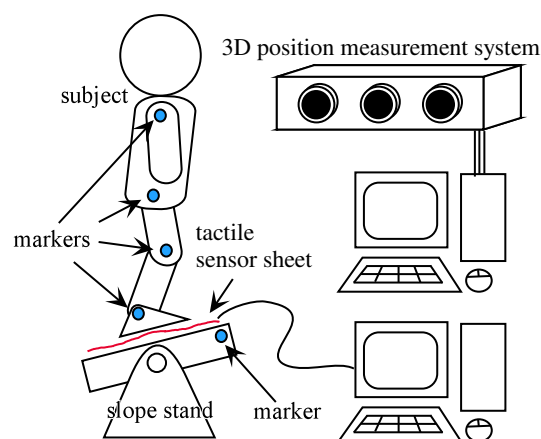


図 4 実験環境
Fig. 4 Experimental environment.

指示をした。さらに、足関節のはたらきに注目するため、膝関節・股関節は曲げないように注意を与えた。

位置の計測のため5つのマーカを用いた。うち4つは被験者の関節角度を計測するため、肩関節（肩峰）・股関節（大転子）・膝関節（外側裂隙）・足関節（外果）の位置に取り付けた。残りの一つのマーカは、斜面台における圧力分布測定システムの位置の原点に取り付けた。このマーカにより、CoPの位置と足関節間の水平距離の計測が可能になる。

実験では、まず斜面台を水平（0deg）に設定し、被験者に斜面台の上で立ったまま静止させた。静止状態における床反力とその姿勢を10秒間計測した。これを1セットとし、3セットの計測を行った。センサ・シートのクリープ特性をリセットするため、セット間では被験者には斜面台から降りてもらった。

3セットの計測が終了すると、傾斜角度を変化させた。傾斜は爪先側が持ち上げられる方向に設定した。傾斜角は5, 10, 15deg. と順に大きくした。それぞれ傾斜角に対し、10秒間の計測を3セット行った。

傾斜角 15deg. の計測が終わった後、斜面台を再び水平（0deg.）に戻し、再び3セットの計測を行った。ただし、今回は被験者に踵に体重を載せるように指示した。計測終了後、先に行った水平面での計測と、今回の計測とでどちらが楽であったかという問に答えてもらった。図4に実験環境を図示する。

3.3 測定結果

3次元位置計測システムより得られた各関節の位置情報より、股関節および膝関節の角度を計算した。そ

の結果、どの被験者とも各傾斜角度での関節角度の平均値は、その変位が床面傾斜変位よりも小さい5deg.の範囲内であることを確認した。これにより、上体の姿勢はほぼ一定に保たれていると判断した。

圧力分布測定システムからのデータよりCoPの位置を計算し、斜面台に取り付けたマーカの位置情報を用いて、足関節からのCoPまでの前後方向の水平距離を求めた。

各セットおよび3セット全体での平均値と標準偏差を表1に各傾斜角度ごとに示す。単位はmmで足関節から前方方向を正方向ととっている。Heel-weightedは、斜面台を水平に設定し踵に重心をかけたときの結果である。Midpointは足関節から足部中央までの距離で、定規により測定した。

3セット全体で得られたデータを足関節から足部中央までの距離で正規化し、グラフ表示したものが図5である。図5(a)は傾斜角度による変化、図5(b)は水平な状態において踵に重心をかけるよう指示があったときとなかったときとの比較である。

水平状態でのCoPの位置および傾斜角度によるその変化は、被験者によってさまざまであるが、大きくみて2つの傾向があった。傾斜角が大きくなるにつれて、後方に移動する場合（被験者1, 2, 4）と前方に移動する場合（被験者3, 5）である。しかし、被験者5の一部を除いては、CoPは、正規化距離で50%以上、すなわち、足部中央に近い位置に制御される傾向があった。

また、斜面台を水平にし踵側に重心をのせるよう指示すると、CoPが足部中央より足関節に近い位置に移動することが図5(b)確認できる。実験終了後、すべての被験者とも、踵側に重心をのせた実験の方が疲れたと答えた。

4. 討 論

4.1 人間の直立姿勢の制御戦略

制御則1が利用されていると仮定した場合、足部の質量が無視できるとして考えると、水平な床面ではCoPは足関節の真下の位置に制御されるはずである。しかし、実験結果ではむしろ足部中央に近い位置にきている（被験者1-4）。さらに、爪先側が高くなるように傾斜をあたえると、制御則1では床反力のCoPは足関節より後方に移動するはずである。ところが、実験ではそれは足関節より前方に依然として存在し、しかもそれは足関節よりは足部中央に近い位置となって

表 1 足関節位置から前方方向への CoP の変位 (mm).
Table 1 Forward deviation of CoP from ankle joint position (mm).

Conditions	0 deg.	5 deg.	10 deg.	15 deg.	Heel-weighted	Midpoint
Subject 1	1st	81 ± 1	73 ± 1	48 ± 3	49 ± 1	15 ± 3
	2nd	77 ± 1	73 ± 1	65 ± 2	49 ± 2	11 ± 3
	3rd	71 ± 1	70 ± 2	55 ± 3	45 ± 1	8 ± 2
	average	76 ± 4	72 ± 2	56 ± 7	47 ± 2	11 ± 4
Subject 2	1st	71 ± 1	62 ± 1	50 ± 2	58 ± 3	19 ± 2
	2nd	70 ± 2	63 ± 4	45 ± 2	54 ± 3	29 ± 1
	3rd	62 ± 1	60 ± 1	52 ± 1	36 ± 3	26 ± 2
	average	68 ± 4	62 ± 3	49 ± 3	49 ± 10	24 ± 5
Subject 3	1st	54 ± 2	83 ± 2	79 ± 2	78 ± 2	42 ± 3
	2nd	65 ± 2	68 ± 2	71 ± 2	76 ± 2	49 ± 1
	3rd	75 ± 1	65 ± 2	83 ± 2	83 ± 2	31 ± 2
	average	65 ± 9	72 ± 8	78 ± 6	79 ± 4	41 ± 8
Subject 4	1st	50 ± 2	51 ± 1	42 ± 1	45 ± 1	51 ± 1
	2nd	60 ± 1	45 ± 1	49 ± 2	32 ± 2	24 ± 2
	3rd	59 ± 2	43 ± 2	36 ± 1	42 ± 2	38 ± 1
	average	56 ± 5	46 ± 4	43 ± 6	40 ± 6	38 ± 11
Subject 5	1st	18 ± 2	8 ± 2	37 ± 1	51 ± 3	13 ± 3
	2nd	34 ± 3	43 ± 4	46 ± 2	52 ± 2	8 ± 2
	3rd	33 ± 3	49 ± 1	43 ± 1	51 ± 3	1 ± 4
	average	29 ± 8	33 ± 18	42 ± 4	52 ± 3	8 ± 6

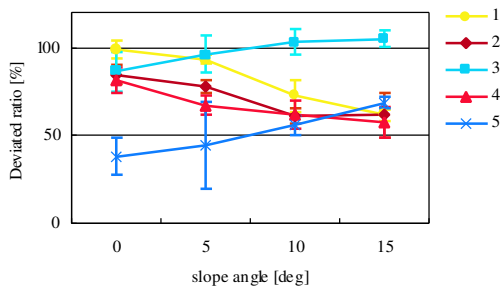
いる。水平な状態において、CoP がもっとも踵側にあった被験者 5 でさえ、傾斜角度が 10, 15 度の場合には、正規化した距離が 50% を越えている。これらの結果は、重心を爪先側に移動させるように上体を少し前傾させていることを意味する。これより、人間の直立姿勢制御に制御則 1 つまり足関節の出力トルクが最小になるような方法がとられている可能性は低いことになる。また、制御則 2 が利用されている場合は、外力の有無にかかわらず CoP は一定な位置に制御されるはずである。ところが、実験結果にはそのような傾向は見られない。また、L. Hay and C. Redon が行った実験でも、直立状態で手に持った負荷を放すと CoP は後方へ移動している [10]。これらの結果は完全には制御則 2 にしたがってはいないことを意味している。つまり、CoP は足部の中央付近に制御されるが、状況に応じてその位置は微調整されるということになる。これは安定性以外の別の評価基準が存在していることを示唆している。

一方、水平な床面に置いては、踵側に重心をおいた方が疲れるという報告がすべての被験者からえられた。これは、人間の場合、制御則 1 が必ずしもエネルギーを最小とする評価にはなっていないことを意味している。人間が多くの関節からなる多リンク構造であることを考慮すれば、他の関節トルクの評価も含まれるようなこの回答は当然のことかもしれない。しかし、例えば産業用ロボットではベースに近いモータが最大出

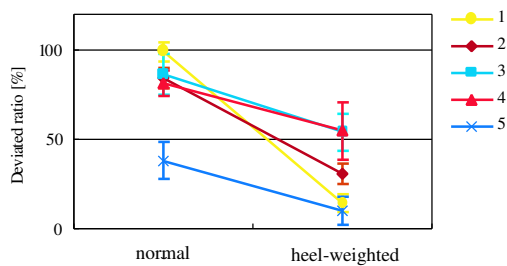
力であるように、上体が傾いた場合は最下部に位置する足関節の出力が最も大きくなるとも考えられる。その意味では、上体を前に少し倒した方が楽に姿勢を維持できるという被験者の回答はこの見解とは反するものである。人間では、少し前方に CoP を制御したほうが楽に直立姿勢が維持できるように筋骨格系の構造ができていないのかもしれない。

4.2 ロボットの直立姿勢制御への応用

歩行ロボットの場合、足部の形状は任意に設計できるが、現在発表されている多くのヒューマノイド・ロボットは研究の性格上、前後に非対称な足部を持つものが多い [11] ~ [13]。また、たとえ前後対称な足部であったとしても、実装上の問題により足関節が地面より高い場所に位置してしまうこともある。このような場合、CoP はどこに制御すればよいのであろうか。人間の計測データでは個人差があり一概にはいえないが、多くの場合足部の中央付近に制御される傾向はみられる。とはいえ、工学的には、ロボットも足部中央に制御すればよいともいえない。これについて議論するには、直立モデルを多リンク化して解析する必要があるが、エネルギー効率と安定性はその評価として考慮されることは間違いない。最終的にはそれらのトレードオフとして適当な値を設定することになるのかもしれない。ただいえるのは、直立姿勢の維持を考えると、足部を前後に対称とし足関節をできるだけ低い位置に設計すれば、足関節の出力と安定性を同時



(a) Changes with slope angle.



(b) Changes between normal stance and heel-weighted stance.

図 5 足関節から床反力作用中心点までの正規化距離
Fig. 5 Normalized distance of CoP from ankle joint

に最適化する解が存在するということである。

5. む す び

本稿では、人間のように足部が前後非対称、あるいは足関節が地面から比較的高い位置に存在するような二足歩行系の直立姿勢の維持を対象に、床反力に着目した制御方法を足関節に着目して考察した。2点接地を仮定し、その2点での鉛直方向の床反力の差を制御することで、床反力の作用中心 (CoP) が制御できる。制御目標としてその差をいくつに設定するかによって、定常時の足関節出力を最小とする制御則と安定余裕を最大とする制御則の2つが考えられ、その安定性と定常時の姿勢について考察した。実際には人間の直立姿勢ではどのような評価基準が採られているかを明らかにするため、人間の直立姿勢時の CoP の位置を計測した。その結果、人間は直立姿勢時には爪先側にわずかに上体を傾斜させており、足関節のトルクを最小にするような制御方法はとっていないこと、また、足関

節のトルクを最小にする制御方法が必ずしも多リンク系である人間においては楽な姿勢ではないことがわかった。

実際の直立姿勢は、視覚情報や前庭感覚の影響を受ける [14]。本稿の制御則は、このような情報処理を含んではないが、単純な直立姿勢制御モデルの一つとしての可能性はある。今後の展開として、この簡単な制御モデルをより高度化していく方向と、人間の制御方法のなかに本稿で示した制御方法が一つの要素として確かに存在することを立証する方向の2つがある。後者としては、P. G. Morasso [15] が行っているような足関節の剛性の測定と制御則のフィードバック・ゲインとの比較による動特性の評価がその方法のひとつであると考えられる。

謝辞 本研究の一部は日本学術振興会科学研究費補助金 (13750215) の補助を受けた。

文 献

- [1] R. B. McGhee and A. A. Frank. "On the stability properties of quadruped creeping gaits," *Mathematical Biosciences*, vol. 3, pp.331-351, 1968
- [2] Ambarich Goswami. "Postural stability of biped robots and the foot-rotation indicator (FRI) point," *the International Journal of Robotics Research*, vol.18, no.6, pp.523-533, 1999
- [3] M. Vukobratovic. "歩行ロボットと人工の足," 日刊工業新聞社, 1975
- [4] S. Ito, T. Nishigaki, H. Kawasaki, "Upright posture stabilization by ground reaction force control," *Proc. of the ISHF2001*, pp.515-520, 2001
- [5] 伊藤 聡, 西垣 智啓, 川崎 晴久, "床反力に基づいた一定外力場での起立姿勢に対する制御法," 計測自動制御学会論文集, Vol.38, No.1, pp79-86, 2002
- [6] 広瀬茂男, 塚越秀行, 米田 完, "不整地における歩行機械の静的安定性評価基準," *日本ロボット学会誌*, Vol.16, No.8, 1998
- [7] 日本平衡神経科学会編, 平衡機能検査の手引, 南山堂, 1976
- [8] Young-Gyu Ko, John H. Challis and Karl M. Newell, "Postural coordination patterns as a function of dynamics of the support surface," *Human Movement Science*, vol.20, pp.737-764, 2001
- [9] Daniel H.K. Chow, Andrew D. Holmes and Alex T.K. Tse, "Sudden release during a pulling task: the effect of release load on stance perturbation and recovery," *Gait and Posture* vol.15, pp.266-273, 2002
- [10] L. Hay and C. Redon, "Feedforward versus feedback control in children and adults subject to a postural disturbance," *Experimental Brain Research*, vo.125, pp.153-162, 1999
- [11] ミニ特集 ヒューマノイド. *日本ロボット学会誌*, Vol.15, No.7, 1997
- [12] ミニ特集 HRP :「人間協調・共存型ロボットシステム」ブ

- プロジェクト, 日本ロボット学会誌, Vol.19, No.1 2001
- [13] 石田 健蔵, "エンターテインメントロボットへの応用," 日本ロボット学会誌, Vol.20, No.3, 2002
- [14] Lewis M. Nashner, "Analysis of stance posture in humans," A. L. Towe and E. S. Luschei (eds.), Handbook of Behavior Neurobiology, 5, Plenum Press, pp. 527-565, 1981
- [15] Pietro G. Morasso and Marco Schieppati, "Can muscle stiffness alone stabilize upright standing?," J. Neurophysiology, Vol. 82, pp. 1622-1626, 1999

付 録

1. 制御則 2 による平衡点の安定性

制御の観点からは平衡状態の安定性を保証できることが重要である。そこで (19) および (20) で与えられる平衡点の安定性に関して解析してみる。(17) および (18) を平衡点周りで線形化すると,

$$I\ddot{\theta} = (AL \cos(\bar{\theta} - \theta_f) - K_p)\theta - K_d\dot{\theta} + K_f\tau_f \quad (A.1)$$

$$\begin{aligned} \dot{\tau}_f &= \frac{1}{\ell}(-K_d\dot{\theta} - K_p\theta + K_f\tau_f) \\ -\frac{\ell_T - \ell_H}{2\ell}ML\ddot{\theta} \sin \bar{\theta} + \frac{\ell_A}{\ell}ML\ddot{\theta} \cos \bar{\theta} \end{aligned} \quad (A.2)$$

となる。ただし, 計算には f_x, f_y を $\bar{\theta}$ 近傍で線形化した,

$$\bar{f}_x = ML\ddot{\theta} \cos \bar{\theta} - F_x \quad (A.3)$$

$$\bar{f}_y = -ML\ddot{\theta} \sin \bar{\theta} + Mg - F_y \quad (A.4)$$

を用いた。この線形微分方程式の特性方程式は

$$\lambda^3 + p_2\lambda^2 + p_1\lambda + p_0 = 0 \quad (A.5)$$

$$p_2 = \frac{K_d\ell - K_f(I + f(\bar{\theta}))\ell}{I\ell}, \quad (A.6)$$

$$p_1 = \frac{K_p - AL \cos(\bar{\theta} - \theta_f)}{I}, \quad (A.7)$$

$$p_0 = \frac{K_fAL \cos(\bar{\theta} - \theta_f)}{I\ell} \quad (A.8)$$

$$f(\bar{\theta}) = \frac{ML}{\ell} \left(\frac{1}{2}(\ell_T - \ell_H) \sin \bar{\theta} - \ell_A \cos \bar{\theta} \right) \quad (A.9)$$

であたえられ, Routh/Hurwitz の安定判別法により平衡点が (局所的に) 安定となるための必要十分条件は

$$K_d > \left(\frac{I}{\ell} + f(\bar{\theta}) \right) K_f \quad (A.10)$$

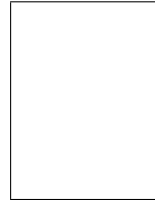
$$K_p > AL \cos(\bar{\theta} - \theta_f) \quad (A.11)$$

$$K_f > 0 \quad (A.12)$$

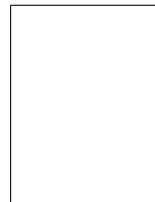
$$\begin{aligned} (K_d - K_f f(\bar{\theta}))(K_p - AL \cos(\bar{\theta} - \theta_f)) \\ > \frac{I}{\ell} K_p K_f \end{aligned} \quad (A.13)$$

として与えられることになる。

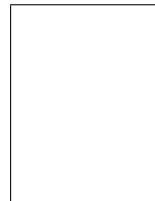
(平成 14 年 6 月 14 日受付, 10 月 30 日再受付)



伊藤 聡 (正員)



阪 圭央



川崎 晴久

1991 年名古屋大学工学部情報工学科卒業。1993 年同大学大学院工学研究科情報工学専攻博士課程前期課程修了。1994 年より理化学研究所バイオ・ミメティックコントロール研究センターに勤務。1999 年、岐阜大学工学部助手、現在に至る。工学博士。計測自動制御学会、日本ロボット学会、IEEE などの会員。

2002 年岐阜大学工学部機械システム工学科卒、現在同大学院工学研究科機械システム工学専攻博士前期課程在学中。

1974 年名古屋大学大学院工学研究科修士課程修了、同年日本電信電話公社 (現 NTT) 入社、1990 年金沢工業大学教授。1994 年 8 月より岐阜大学工学部教授、現在に至る。ロボット制御、バーチャル・リアリティ応用ロボティクスなどの研究に従事。日本ロボット学会、日本機械学会、日本バーチャル・リアリティ学会、IEEE などの会員。工学博士。