

人の歩行における安定制御の研究

A Study on the Stability Control of Human Locomotion

倪 江生 †, 平松 誠治 ‡, 加藤 厚生 ‡,

Jiangsheng NI, Seiji HIRAMATSU, Atsuo KATO

Abstract: After the discussion of the model of human locomotion, we laid emphasis on the study of the stability of human locomotion in this paper. On the basis of the essential model a strategy to improve the stability was proposed. A stability controller using a time-varying ankle torque to prevent body from falling down was newly incorporated in the model and a prediction control algorithm was applied to the controller. Taking a free walking on flat ground and a stair climbing movement for examples, the effectiveness of the stability controller was proved by the computer simulation.

1. はじめに

人の歩行運動をモデル化しシミュレーションすることは神経生理学、生物運動学、生体工学、およびロボット工学の分野において長い間研究者の興味の対象であった。研究は主として2つの視点からおこなわれた。第一はバイオメカニズムの視点で行われた筋骨格系モデルの研究であり、第二は生物学のサイバネティクスの視点から行われた神経システムの原理の研究である。

神経システム機能については考慮されていないが、人体に関するモデリングと歩行運動の分析およびシミュレーションの方法についてはこれまでに広く研究されてきた¹⁾²⁾。そこでは、メカニカルなシステムについて、人の動きから力およびトルクを推定するために逆動力学が用いられ、関節トルクから二足歩行運動をシミュレーションするために順動力学が用いられている。

一方、動物の歩行運動の神経生理学的研究により、運動の基礎的なリズムが神経システム中のリズム生成ネットワークによりコントロールされていることが明らかになった³⁾⁴⁾。また、3つのレベルを持つ階層性の神経システムが提案されている⁵⁾。このシステムで、最も高いレベルは

高次の中枢レベルに対応し、中間のレベルは脊髄におけるリズム生成メカニズムに対応し、最も低次のレベルは末梢のレベルに対応する。

人の歩行運動の統合モデルも開発されている⁶⁾⁷⁾⁸⁾。このモデルは、8つのセグメントおよび20の筋肉からなる筋骨格系、7対の神経発振器からなる神経リズムジェネレータ、および感覚信号とモーター駆動信号の処理系からなる。三次元の筋骨格系で表された人の歩行のより精密なシミュレーションモデルも開発され、病理学的に歩行をシミュレートする目的で用いられた⁹⁾。安定歩行を実現するためには、神経システムのパラメータを如何に選定するかが重要であり、そのため、あらかじめ決めた転倒までの歩行距離とステップ数からこのパラメータを決定する探索基準として遺伝的アルゴリズムが用いられた¹⁰⁾。実際、歩行ニューラルネットワークの構造と性能を評価するために、人の自然な歩行を測定したデータが用いられた¹¹⁾。

多賀は、自由歩行における障害物回避問題も研究した¹²⁾。そこでは、身体モデルの個々のセグメントの運動ジェネレータであるサブシステムは、神経システムと結合されて、リズムジェネレータ出力および障害物に関する視覚的な情報の出力を受け取り、基礎的な歩行パターンを部分的に修正するためのセグメント運動指令信号を生成する。その研究では、人の運動の安定性は、パラメータを適切に選定することによって達成され、安定性を維持する人間の

† 中国東南大学計測科学系 (南京市)

‡ 愛知工業大学電子工学科 (豊田市)

能力については考慮していない。

本稿でわれわれは、人間が持つと思われる安定性コントローラを組み込んだモデルについて述べる。その有効性は、自由歩行、および階段を登り運動によって確かめた。

2. 人の歩行運動の神経筋骨格系のモデル

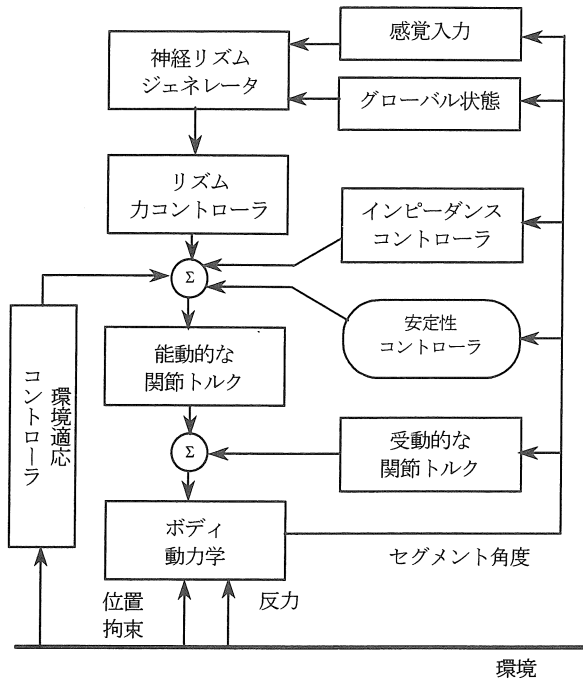


図1 人の歩行運動モデル

多賀は人の歩行運動の神経筋骨格系基本モデルを提案した。それは主に2つの部分からなる、1. ボディ動力学と筋肉動作；2. リズム発生および感覚の処理⁷⁾。

本稿でわれわれは、図1に示すように3つの観点からモデルを改善した。まず、神経発振器の間の複雑な状態依存の結合を省略した。この結合は神経発振器の状態変化を起こすが、その影響は小さく、現実の人間にとってその結合の意味は必ずしも明らかではない。次に、COP (接地反力中心) から COG (ボディ重心) への方向角は、使わなかった。例えば走行時や跳躍などいくつかの状況では、足が地面に触れない期間があり、そのとき、COP の座標は数学的な定義を持たない。その状況において方向角は意味を持たない変数になる。最後に、2つの新しいサブシステム、環境適応コントローラおよび安定性コントローラを、モデルに組み込んだ。前者は障害物回避や位置拘束などの環境に適応させるための運動に必要であり、後者は安定運動を維持し、ボディの転倒を防止するために必要である。

人体のモデルは、HAT (ヘッド、アーム、およびトラッ

ク)、骨盤、腿、脛、および足により構成されている。運動方程式は Newton-Euler 方法によって導出される。多賀は、2つの方程式、すなわちリンク動力学方程式および運動学拘束方程式、によってボディ動力学を表している。本稿では運動方程式を次のように簡素化する。

$$M(\theta)\ddot{\theta} = \lambda(\theta, \dot{\theta}, T_a, T_p, F_g) \tag{1}$$

ここに $\theta = [x_2, y_2, \theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, \theta_5, \theta_6, \theta_7, \theta_8]^T$; M は (10×10) の対称慣性行列; λ は (10×1) トルクベクトル; T_a と T_p は、それぞれ関節の能動トルクと受動トルクのベクトルである。 M と λ については、付録に示した。

神経のリズムジェネレータは7つの神経の振動子により構成され、動力学は以下の微分方程式で表される：

$$\tau_i \dot{u}_i = -u_i - \beta f(v_i) + \sum_{j=1}^{14} w_{ij}^0 f(u_j) + u_o + S_i$$

$$\tau_i \dot{v}_i = -v_i + f(u_i), (f(u) = \max(0, u))$$

(2)

ここに u_i は i 番目のニューロンの出力; v_i は i 番目のニューロンの自己抑制を表す変数; τ_i と τ'_i は i 番目のニューロンの出力および抑制作用のそれぞれの時定数; β は係数である。また、 w_{ij}^0 は j 番目のニューロンから i 番目のニューロンへの接続ウエイト; u_o は外部入力; S_i は、 i 番目のニューロンに送られる感覚情報である。

歩行パターンは、図2に示すように、左右脚の立脚、遊脚状態から定義する『グローバルな状態』sg1~sg6により指定する。グローバルな状態における COP から COG への角度を省略するため、グローバルな状態を次のように再定義した。

$$\begin{aligned} s_{g1} &= s_{ron} s_{lon} s_r, & s_{g2} &= s_{ron} s_{loff} s_r, \\ s_{g3} &= s_{ron} s_{loff} s_l, & s_{g4} &= s_{lon} s_{ron} s_l, \\ s_{g5} &= s_{lon} s_{loff} s_l, & s_{g6} &= s_{lon} s_{ron} s_r, \\ s_{ron} &= I(F_{gy1} + F_{gy2}), & s_{loff} &= 1 - s_{ron}, \\ s_{lon} &= I(F_{gy2} + F_{gy1}), & s_{loff} &= 1 - s_{lon}, \\ s_r &= I(x_{f1} - x_{fp}), & s_l &= I(x_{f2} - x_{fp}), \\ (I(x) &= 1 \text{ for } x > 0; & I(x) &= 0 \text{ for } x < 0) \end{aligned} \tag{3}$$

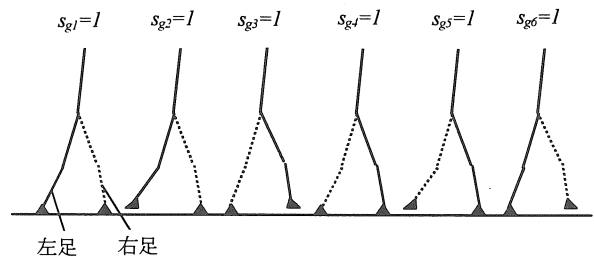


図2 グローバル状態

ここで F_{g1}, F_{g3} は右足底の踵と足指の地面反力; F_{g2}, F_{g4} は左足底の各地面反力; x_{11}, x_{12} はそれぞれ左右の踵の水平座標である。

人間の感覚情報がどのように神経システムで処理されているかは複雑な問題だが、感覚情報がボディセグメントの角度、角速度およびグローバル変数と関連することは明らかである。グローバルな角度に基づき、多賀は一つの感覚フィードバックをデザインした。本稿では、グローバルな角度を使わないため、感覚フィードバックを簡素化し、再設計した。付録参照。

3. 人運動の安定性コントロール

神経のシステムと統合された人体は、複雑な非線形動力学システムであり、安定な運動はすべての身体部分が適切に相互作用することによってもたらされる。非常に容易に見える人の運動も実はそうではない。運動する人にとって重要な能力の1つは、安定性を保持する能力である。歩行を学ぶために、赤ん坊は数ヶ月を必要とするかもしれない、さらに、階段を登る運動を学ぶためには数ヶ月あるいはさらなる年月が必要である。訓練によって赤ん坊はたくさんの経験をする。その経験は少なくとも次の3つの意味を含む。第一、どのようにして静止姿勢から歩行を開始するか? この問題は運動の初期条件に対応する。このときもちろん安定性を保たなければならない。第二、歩行パターンがどのように繰り返され、安定性はどのように維持されるか? これは、赤ん坊がシステムの最適パラメーターおよび安定性をコントロールする適切な戦略を記憶しているべきことを意味している。第三、運動はどのように環境に適応するか? この問題は、障害物回避、位置拘束下の歩行、環境条件下の安定性コントロールなどを含んでいる。

上で説明したように、安定性は運動の基礎であり、初期条件、システムパラメーター、および制御ストラテジーの影響を受ける。従来の研究では、安定性は適当なパラメーターおよび適当な初期条件を見つけることによって保証された。しかし、これでは安定性は達成できるが、安定性を維持する人の能力は表されない。

現実の人間は、安定性コントロールの戦略をいくつも持っている。本稿で、われわれは簡単なコントロール方法を提案する。実際、歩行中、上体はある姿勢に維持されており、腿と脛は、地面または階段の上での歩行速度および足を置く位置について基本的に責任がある。したがって、足が安定歩行を維持するための重要な役割を果たしている。すなわち、足首トルクは、安定性をコントロールし、身体

の転倒を防止するために使用される。もし十分な経験の無い人が竹馬で歩いているならば、彼が安定性を維持できないことは容易に想像できる。

運動の安定性コントロールの戦略を次の通り提案する。上体は、ボディが後ろに転倒することを防止するために、適当な前傾姿勢を保持し、安定性コントローラは、ボディが前に転倒することを防止するために、足首の筋肉トルクを生成する。ボディ重心の速度が、設定速度を越えている時は、立脚相にある脚の足首トルクは、速度を減少させるために生成される。安定性コントローラは下の式で表される。

$$T_{si} = \tau_s \sum_{k=1}^6 s_{gk} I(\dot{x}_{cg} - V_k) \quad (4)$$

ここに T_{si} ($i=16, 18$) は、安定性コントロールの i 番目の足首の筋肉が発生するトルク; x_{cg} はボディ重心 (COG) の座標である。 V_k は k 番目の状態における速度の設定値; τ_s はトルクの大きさである。 τ_s は人間なら経験によって決定する。ここでは予測コントロールアルゴリズムを用いて次の通り修正する。

$$\tau_{s,n+1} = \tau_{s,n} + k_p q(v_p, v_u, v_l) \quad (5)$$

$$(q(x, a, b) = x - a \text{ for } x > a \text{ or } x - b \text{ for } x < b \text{ else } 0)$$

ここで $\tau_{s,n+1}$, $\tau_{s,n}$ はそれぞれ次の時点 $n+1$ と現時点 n におけるトルク値; k_p は係数である。 v_p は、COGの平均的な速度の予測値であり; v_u , v_l はそれぞれそれぞれCOGの平均的な速度の上限および下限値である。

4. 安定性コントロールのシミュレーション

上で述べたコントローラにより歩行運動の安定性が改善できるかどうかについてコンピュータシミュレーションによって確かめる。2つの状況が考慮される: 1. 平らな地面での自由歩行; 2. 階段を登る歩行。自由歩行は、従来の研究で実現されており、その安定性はパラメーター探索の遺伝的アルゴリズムにより達成された¹⁰⁾。階段を登る歩行は、自由な歩行と違って拘束された運動である。ここでは、2つの状況について、安定性コントローラのない運動シミュレーション結果と安定性コントローラのある結果を比較する。

図3は、不安定なパラメーターの下で、安定性コントローラなしで行った自由歩行を示す。図から分かるように、ボディは6メートル歩行した後に転倒し (Fig. 3a)、個々のニューロン活動は周期を示していない (Fig. 3b)。図3 (c)

は、腿、脛、および足首の運動の位相面を示し、その軌道が安定なリミットサイクルに収束しなかったことも分かる。図4は安定性コントローラの基で行った自由な歩行を示す。安定性コントローラを除いた図3と同じ条件で計算したものである。図から、安定運動が生成されて (Fig. 4a)、ニューロン活動は安定状態に収束 (Fig. 4b) することが分かる。また、位相面軌道は閉じた軌道に集中しており (Fig. 4c)、すなわち、安定なリミットサイクルに入ること

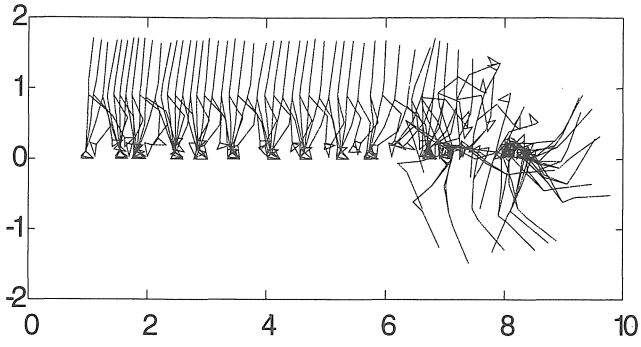


図3(a) 安定性コントローラのない自由歩行運動

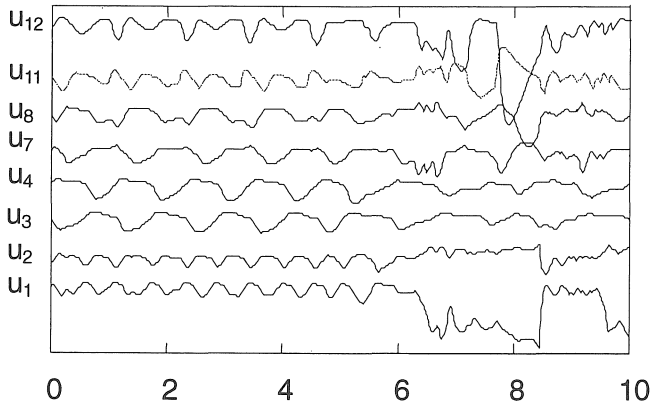


図3(b) 安定性コントローラのない自由歩行運動のニューロン出力の時間経過

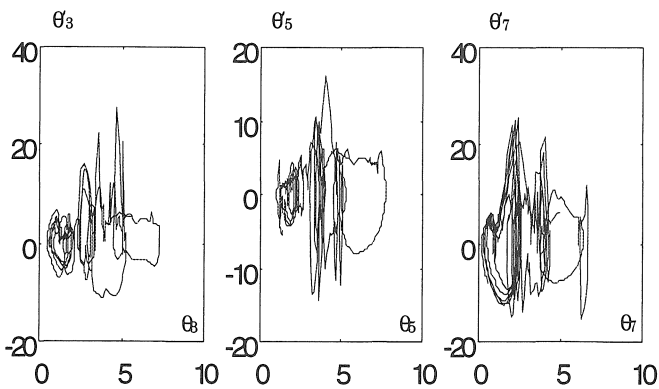


図3(c) 安定性コントローラのない自由歩行運動の位相図

図3 安定性コントローラのない自由歩行運動のシミュレーション結果

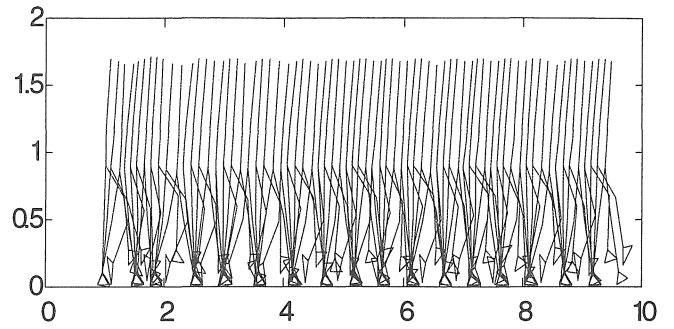


図4(a) 安定性コントローラのある自由歩行運動

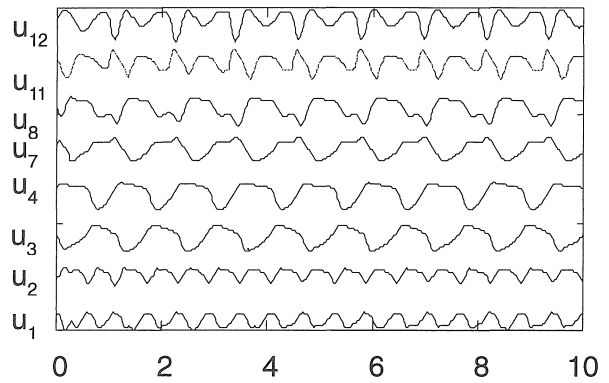


図4(b) 安定性コントローラのある自由歩行運動のニューロン出力の時間経過

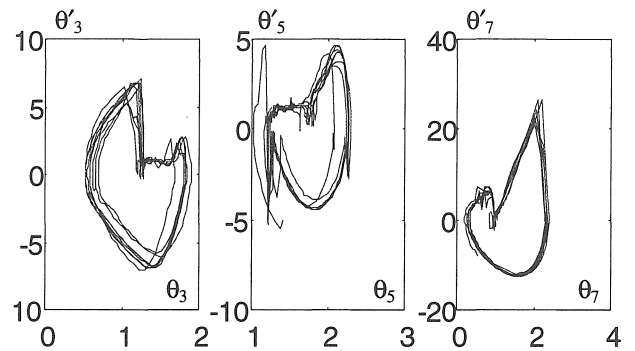


図4(c) 安定性コントローラのある自由歩行運動の位相図

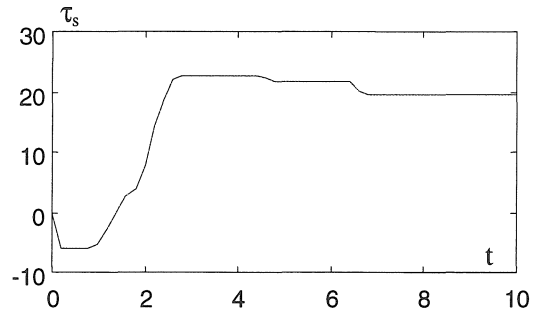


図4(d) 安定性コントローラトルクの大きさ

図4 安定性コントローラのある自由歩行運動のシミュレーション結果

が分かる。図4(d)は、アルゴリズムにより0.2秒前に予測された安定性コントロールトルクの大きさである。安定性コントローラが人の歩行運動について役立っていることが証明された。

図5と図6は、階段を登る歩行運動のシミュレーション結果を示す。図5は安定性コントローラがない場合で、図6は安定性コントローラがある場合である。安定性コントローラがない時は、2メートル歩行後、昇段中のボディが転倒することが分かり(Fig.5a)、安定性コントローラがある時は、安定に階段を昇る歩行運動を達成している(Fig.6a)。同時に、ニューロン出力の時間経過は、発散波(Fig.5b)から安定周期波(Fig.6b)に移行し、また、位相面について、

発散軌道(Fig.5c)が安定リミットサイクル(Fig.6c)になる事がわかる。安定性コントロールトルクの大きさが、時間とともに変化する事を図6(d)に示す。

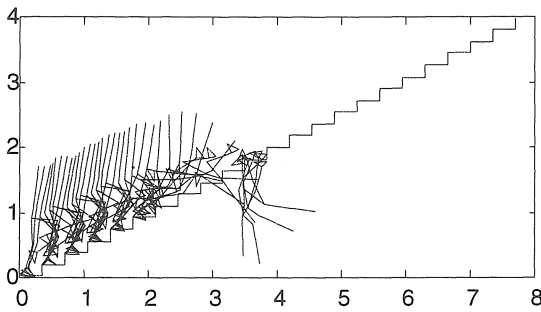


図5(a) 安定性コントローラのない階段を登る運動

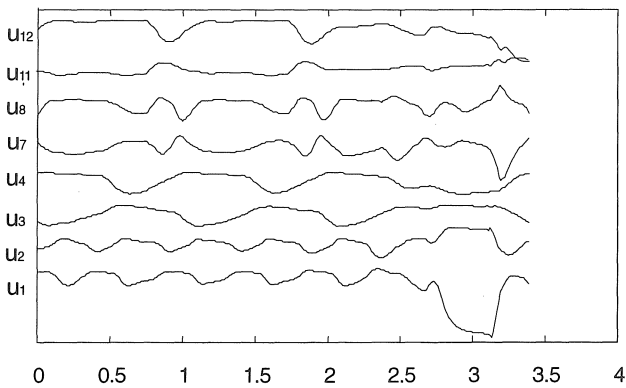


図5(b) 安定性コントローラのないニューロン出力の時間経過

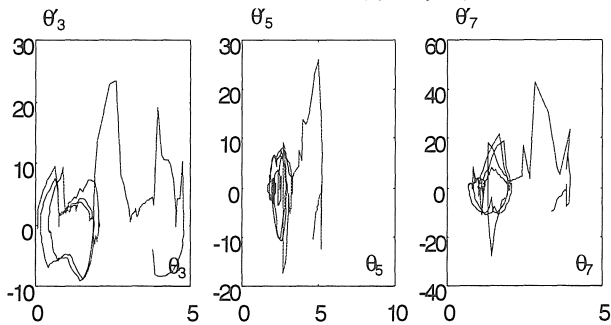


図5(c) 安定性コントローラのない位相図

図5 安定性コントローラのない階段を登る運動のシミュレーション結果

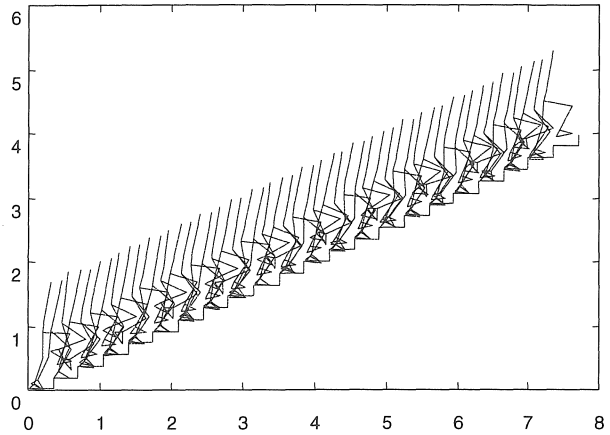


図6(a) 安定性コントローラのある階段を登る運動

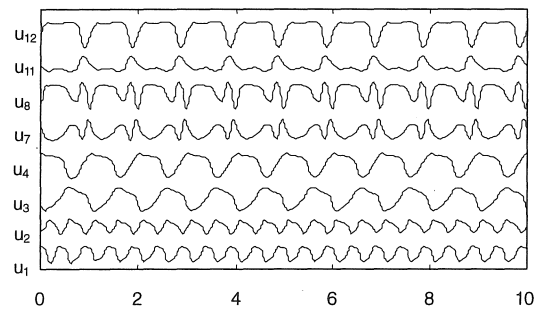


図6(b) 安定性コントローラのあるニューロン出力の時間経過

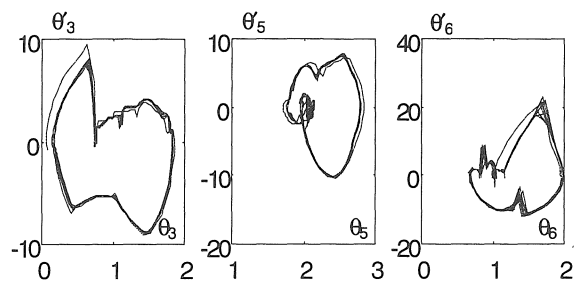


図6(c) 安定性コントローラのある位相図

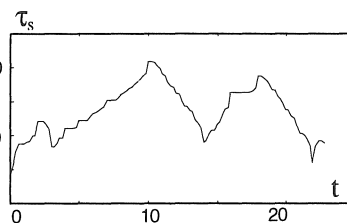


図6(d) 安定性コントローラトルクの大きさ

図6 安定性コントローラのある階段を登る運動のシミュレーション結果

5. まとめ

上で説明したように、われわれは人の歩行運動モデルを検討し直し、モデルの安定性コントローラを提案した。自由歩行と階段登り運動について、安定性コントローラの効果をシミュレーションで確かめ、その結果を述べた。

人間は、運動時に安定性を保持する能力を備えている。この機能を実現し、モデルの安定性を改善するために安定性コントローラを試みた。安定性をコントロールするために足首トルクを使用する方法を提案し、トルクの大きさを決定するために予測アルゴリズムを提案した。コントロールの方法は簡単であるが、それは、神経のリズムジェネレータによって二足歩行運動の安定性コントロールに関する手掛かりを与えるものである。

シミュレーション曲線から見られるように、同じモデルパラメータのもとで、安定性コントローラの導入によって、不安定なシステムが安定したシステムになることを助けることができた。経時変化するコントロールトルクは、ボディが安定状態から外れる傾向を抑制した。不安定なシステムでは、運動の開始からしばらくの間は歩行することができるが、何歩か歩いた後には必ず転倒する。それは赤ん坊のように安定性をコントロールするための検出機能と経験をほとんど持っていない。

ボディ力学および神経力学の両方が動作するので、システムの安定性には現状でも不明な部分がある。人間の運動の研究を通じて、平衡感覚と安定性コントロールが神経生理学とコントロール理論の分野から明らかにされるべきである。実際、赤ん坊が、転倒を防止するために、安定性をコントロールすることができた時には、彼は基本的に、運動を学んだ。

付録

1. 人体力学

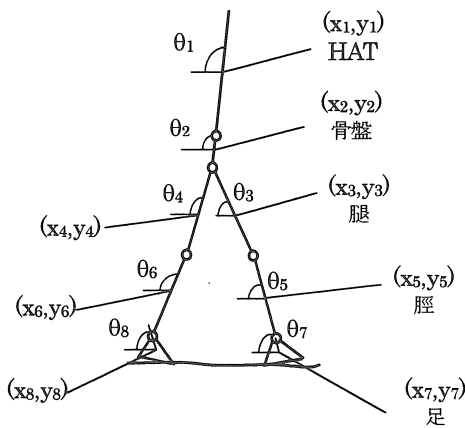


図1 人体のモデル

$$\begin{aligned}
 M_{11} &= m; M_{12} = 0; M_{13} = m_h l_{h2} \sin(\theta_1); \\
 M_{14} &= (m_p + 2m_h - m) l_p \sin(\theta_2); M_{15} = -(m_i + 2m_s + 2m_j) l_s \sin(\theta_3); \\
 M_{16} &= -(m_i + 2m_s + 2m_j) l_s \sin(\theta_4); M_{17} = -(m_s + 2m_j) l_s \sin(\theta_5); \\
 M_{18} &= -(m_s + 2m_j) l_s \sin(\theta_6); M_{19} = -m_j l_j \sin(\theta_7); \\
 M_{110} &= -m_j l_j \sin(\theta_8); M_{22} = m; M_{23} = m_h l_{h2} \cos(\theta_1); \\
 M_{24} &= (m_p + 2m_h - m) l_p \cos(\theta_2); M_{25} = -(m_i + 2m_s + 2m_j) l_s \cos(\theta_3); \\
 M_{26} &= -(m_i + 2m_s + 2m_j) l_s \cos(\theta_4); M_{27} = -(m_s + 2m_j) l_s \cos(\theta_5); \\
 M_{28} &= -(m_s + 2m_j) l_s \cos(\theta_6); M_{29} = -m_j l_j \cos(\theta_7); \\
 M_{210} &= -m_j l_j \cos(\theta_8); M_{33} = I_h + m_h l_{h2}^2; \\
 M_{34} &= m_h l_p l_{h2} \cos(\theta_1 - \theta_2); M_{35} = 0; M_{36} = 0; M_{37} = 0; M_{38} = 0; \\
 M_{39} &= 0; M_{310} = 0; M_{44} = I_p + l_p l_p (m - m_p); \\
 M_{45} &= (m_i + 2m_s + 2m_j) l_p l_s \cos(\theta_2 - \theta_3); \\
 M_{46} &= (m_i + 2m_s + 2m_j) l_p l_s \cos(\theta_2 - \theta_4); \\
 M_{47} &= (m_s + 2m_j) l_p l_s \cos(\theta_2 - \theta_5); M_{48} = (m_s + 2m_j) l_p l_s \cos(\theta_2 - \theta_6); \\
 M_{49} &= m_j l_p l_j \cos(\theta_2 - \theta_7); M_{410} = m_j l_p l_j \cos(\theta_2 - \theta_8); \\
 M_{55} &= I_i + (m_i + 4m_s + 4m_j) l_i^2; M_{56} = 0; \\
 M_{57} &= (m_s + 2m_j) 2l_i l_s \cos(\theta_3 - \theta_5); M_{58} = 0; \\
 M_{59} &= 2m_j l_i l_j \cos(\theta_3 - \theta_7); M_{510} = 0; M_{66} = M_{55}; M_{67} = 0; \\
 M_{68} &= (m_s + 2m_j) 2l_i l_s \cos(\theta_4 - \theta_6); M_{69} = 0; \\
 M_{610} &= 2m_j l_i l_j \cos(\theta_4 - \theta_8); M_{77} = I_s + (m_s + 4m_j) l_s^2; M_{78} = 0; \\
 M_{79} &= 2m_j l_s l_j \cos(\theta_6 - \theta_7); M_{710} = 0; M_{88} = M_{77}; M_{89} = 0; \\
 M_{810} &= 2m_j l_s l_j \cos(\theta_6 - \theta_8); M_{99} = I_j + m_j l_j^2; M_{910} = 0; \\
 M_{1010} &= M_{99};
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \lambda_1 &= (m - (m_p + 2m_h)) l_p \cos(\theta_2) \theta_2' \theta_2' - m_h l_{h2} \cos(\theta_1) \theta_1' \theta_1' + (m_i + 2m_s + 2m_j) l_s \cos(\theta_3) \theta_3' \theta_3' + (m_i + 2m_s + 2m_j) l_s \cos(\theta_4) \theta_4' \theta_4' + \\
 & (m_s + 2m_j) l_s \cos(\theta_5) \theta_5' \theta_5' + (m_s + 2m_j) l_s \cos(\theta_6) \theta_6' \theta_6' + m_j l_j \cos(\theta_7) \theta_7' \theta_7' + m_j l_j \cos(\theta_8) \theta_8' \theta_8' + F_{gr} + F_{gxi}; \\
 \lambda_2 &= (m_p + 2m_h - m) l_p \sin(\theta_2) \theta_2' \theta_2' + m_h l_{h2} \sin(\theta_1) \theta_1' \theta_1' - (m_i + 2m_s + 2m_j) l_s \sin(\theta_3) \theta_3' \theta_3' - (m_i + 2m_s + 2m_j) l_s \sin(\theta_4) \theta_4' \theta_4' - (m_s + 2m_j) l_s \sin(\theta_5) \theta_5' \theta_5' - \\
 & (m_s + 2m_j) l_s \sin(\theta_6) \theta_6' \theta_6' - m_j l_j \sin(\theta_7) \theta_7' \theta_7' - m_j l_j \sin(\theta_8) \theta_8' \theta_8' + F_{gr} + F_{gxi} - (m_h + 2m_f + 2m_s + 2m_i + m_p) g; \\
 \lambda_3 &= -m_h l_p l_{h2} \theta_2' \theta_2' \sin(\theta_1 - \theta_2) - m_h g l_{h2} \cos(\theta_1) - T_{p1} - T_{a1}; \\
 \lambda_4 &= m_h l_p l_{h2} \theta_1' \theta_1' \sin(\theta_1 - \theta_2) - (m_i + 2m_s + 2m_j) l_p l_s \theta_3' \theta_3' \sin(\theta_2 - \theta_3) - (m_i + 2m_s + 2m_j) l_p l_s \theta_4' \theta_4' \sin(\theta_2 - \theta_4) - (m_s + 2m_j) l_p l_s \theta_5' \theta_5' \sin(\theta_2 - \theta_5) - \\
 & (m_s + 2m_j) l_p l_s \theta_6' \theta_6' \sin(\theta_2 - \theta_6) - m_j l_p l_j \theta_7' \theta_7' \sin(\theta_2 - \theta_7) - m_j l_p l_j \theta_8' \theta_8' \sin(\theta_2 - \theta_8) + T_{p1} + T_{a1} - T_{p2} - T_{a2} - T_{p3} - T_{a3} + \\
 & (2m_f + 2m_s + 2m_r - m_h) g l_p \cos(\theta_2) - l_p \cos(\theta_2) (F_{gr} + F_{gxi}) - l_p \sin(\theta_2) (F_{gr} + F_{gxi}); \\
 \lambda_5 &= (m_i + 2m_s + 2m_j) l_p l_s \theta_2' \theta_2' \sin(\theta_2 - \theta_3) - (m_s + 2m_j) 2l_i l_s \theta_5' \theta_5' \sin(\theta_3 - \theta_5) - 2l_i m_j l_j \theta_7' \theta_7' \sin(\theta_3 - \theta_7) + T_{p2} + T_{a2} + T_{p4} + T_{a4} + l_i \cos(\theta_3) (2m_f + 2m_s + m_i) g - 2l_i \sin(\theta_3) F_{gr} - 2l_i \cos(\theta_3) F_{gxi}; \\
 \lambda_6 &= (m_i + 2m_s + 2m_j) l_p l_s \theta_2' \theta_2' \sin(\theta_2 - \theta_4) - (m_s + 2m_j) 2l_i l_s \theta_6' \theta_6' \sin(\theta_4 - \theta_6) - 2l_i m_j l_j \theta_8' \theta_8' \sin(\theta_4 - \theta_8) + T_{p3} + T_{a3} + T_{p5} + T_{a5} - 2l_i \sin(\theta_4) F_{gr} - 2l_i \cos(\theta_4) F_{gxi} + (2m_f + 2m_s + m_i) g l_i \cos(\theta_4); \\
 \lambda_7 &= (m_s + 2m_j) l_p l_s \theta_2' \theta_2' \sin(\theta_2 - \theta_5) + (m_s + 2m_j) 2l_i l_s \theta_5' \theta_5' \sin(\theta_5 - \theta_5) - 2l_i m_j l_j \theta_7' \theta_7' \sin(\theta_5 - \theta_7) - T_{p4} - T_{a4} - T_{p6} - T_{a6} + 2m_f + m_i g l_i \cos(\theta_5) - 2l_i \sin(\theta_5) F_{gr} - 2l_i \cos(\theta_5) F_{gxi};
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \lambda_8 &= (m_s + 2m_f)l_s l_p \theta'_2 \theta'_2 \sin(\theta_2 - \theta_6) + (m_s + 2m_f)2l_s l_t \theta'_4 \theta'_4 \\ &\sin(\theta_4 - \theta_6) - 2l_s m_f l_{f1} \theta'_8 \theta'_8 \sin(\theta_6 - \theta_8) - T_{p5} - T_{a5} - T_{p7} - T_{a7} + (2m_f \\ &+ m_s)g l_s \cos(\theta_6) - 2l_s \sin(\theta_6) F_{gr} - 2l_s \cos(\theta_6) F_{gy}; \\ \lambda_9 &= m_f l_{f1} l_p \theta'_2 \theta'_2 \sin(\theta_2 - \theta_7) + 2m_f l_{f1} l_t \theta'_3 \theta'_3 \sin(\theta_3 - \theta_7) + \\ &2m_f l_{f1} l_s \theta'_5 \theta'_5 \sin(\theta_5 - \theta_7) + T_{p6} + T_{a6} + m_f g l_{f1} \cos(\theta_7) + T_{gr} \\ &- l_{f1} \sin(\theta_7) F_{gr} - l_{f1} \cos(\theta_7) F_{gy}; \\ \lambda_{10} &= m_f l_{f1} l_p \theta'_2 \theta'_2 \sin(\theta_2 - \theta_8) + 2m_f l_{f1} l_t \theta'_4 \theta'_4 \sin(\theta_4 - \theta_8) + \\ &2l_{f1} m_f l_s \theta'_6 \theta'_6 \sin(\theta_6 - \theta_8) + T_{p7} + T_{a7} + m_f g l_{f1} \cos(\theta_8) + T_{gl} \\ &- l_{f1} \sin(\theta_8) F_{gr} - l_{f1} \cos(\theta_8) F_{gy}; \end{aligned}$$

方程式の上のシンボルを次の通り定義した。 m 、 m_h 、 m_p 、 m_t 、 m_s 、および m_f は、それぞれボディ、HAT、骨盤、腿、脛、および歩行の質量である。 I_h 、 I_p 、 I_t 、 I_s 、および I_f は、それぞれ HAT、骨盤、腿、脛、および足の慣性モーメントである。 l_h 、 l_p 、 l_t 、および l_s はそれぞれ HAT、骨盤、腿、および脛の半長さである。 F_{gr} および F_{gy} はそれぞれ右足の水平と垂直方向の床反力。 F_{grl} および F_{gyl} はそれぞれ左足の水平と垂直方向の床反力。 T_{gr} および T_{gl} はそれぞれ右足と左足の床反作用トルク。

2. 身体感覚の入力

$$\begin{aligned} S_1 &= -q_1(\theta_1 - 0.55\pi) - q_2 \theta'_1 + (s_{g3} + s_{g6})q_3 |x_{f1} - x_{f2}|; \\ S_2 &= -S_1; \\ S_3 &= q_4(x_{f2} - x_{f1}) + q_5(\theta_3 - \pi/2) + q_6 s_{roff} \theta'_3; \\ S_4 &= -S_3; \\ S_5 &= q_4(x_{f1} - x_{f2}) + q_5(\theta_4 - \pi/2) + q_6 s_{loff} \theta'_4; \\ S_6 &= -S_5; \\ S_7 &= -q_7 s_{roff} \theta'_5; \\ S_8 &= -S_7; \\ S_9 &= -q_7 s_{loff} \theta'_6; \\ S_{10} &= -S_9; \\ S_{11} &= s_{roff} q_8(\theta_7 - 0.9948) + s_{ron} q_9(x_{f3} - x_{f2}); \\ S_{12} &= -S_{11}; \\ S_{13} &= s_{loff} q_8(\theta_8 - 0.9948) + s_{lon} q_9(x_{f4} - x_{f1}); \\ S_{14} &= -S_{13}; \end{aligned}$$

ここに q_i ($i=1, 8$) は、入力の強度を表現する定数； x_{f3} 、 x_{f4} は、それぞれ左右足指の水平座標である。

参考文献

- 1) M.G.Pandy, N.Berne : "A Numerical Method for Simulating the Dynamics of Human Walking", J.Biomechanics. , Vol.21, No.12, pp1043-1051, 1988.
- 2) F.M.L.Amirouche, S.K.Ider, J.Trimble : "Analytical Method for the Analysis and Simulation of Human Locomotion", Journal of Biomechanical Engineering, Vol.112, pp379-386, 1990.
- 3) S.Grillner : "Neurobiological Bases of Rhythmic Motor Acts in Vertebrates", Science, Vol.228, pp143-149, 1985.
- 4) K.Matsuoka : "Mechanisms of Frequency and Pattern Control in the Neural Rhythm Generators", Biological Cybernetics, 56, pp345-353(1987).
- 5) 長谷和徳, 西口純也, 山崎信寿 : "3次元筋骨格系と階層的神経系を有する2足歩行モデル", 第16回バイオメカニズムシンポジウム, pp275-284, 1999年8月.
- 6) G.Taga, Y.Yamaguchi, H.shimizu : "Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment", Biological Cybernetics, 65, pp147-159(1991).
- 7) G.Taga : "A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion(1.Emergence of basic gait)", Biological Cybernetics, 73, pp97-111(1995).
- 8) G.Taga : "A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion(2.Real-time adaptability under various constraints)", Biological Cybernetics, 73, pp113-121(1995).
- 9) 長谷和徳 : "3次元全身神経骨格モデルによる障害歩行のシミュレーション", 第19回バイオメカニズム学術講演会, pp253-256, 1998年11月26, 27日, 札幌市.
- 10) 長谷和徳, 山崎信寿 : "神経振動子と遺伝的アルゴリズムを用いた2足歩行類似運動の生成", 計測自動制御学会論文集, Vol.33, No.5, pp448-454(1997).
- 11) 萩原直道, 山崎信寿 : "実歩行計測データからの歩行神経回路網の推定" : 第16回バイオメカニズムシンポジウム, pp327-336, 1999年8月.
- 12) G.Taga : "A model of the neuro-musculo-skeletal system for anticipatory adjustment of human locomotion during obstacle avoidance", Biological Cybernetics, 78, pp9-17(1998).

(受理 平成13年3月19日)