

二足歩行システムにおける歩行速度に依存した姿勢制御

京都大学 数理解析研究所 上田 肇一 (Kei-Ichi UEDA)
Research Institute for Mathematical Sciences, Kyoto University
国立長寿医療センター研究所 大金 邦成 (Kunishige OHGANE)
National Center for Geriatrics and Gerontology

1 はじめに

人間は歩行を維持するために様々な摂動や環境変化に対して適切に歩行パターンを制御する必要がある。実際、風が吹いたり、怪我をした場合においても我々は歩行を維持することができる。そのような適応メカニズムに関する研究はロボット工学やニューロサイエンスの分野など様々な分野で注目されている [1, 2, 3].

Taga らは Central Pattern Generator (CPG) と筋骨格系を相互作用させた二足歩行モデルを提案した [4, 5]. 歩行パターンはリミットサイクルとして表現され、いくつかの摂動に対して制御方法が議論された [6]. Ohgane ら [7] は数値実験によって歩行システムが摂動に対して適応するためには着地時における姿勢を制御することが重要であることを提案し、各ステップの着地時の姿勢を摂動に応じて適切に設定することによって歩行を維持することができることを示した。

それらの研究では異なる摂動に対して個別の制御方法が提案されてきたが、我々は様々な摂動に対して適用できる姿勢制御メカニズムを明らかにすることを目的として研究を行った。具体的にはシステム全体の状態（どれだけ転倒しやすい状態にあるか）を表現する変数の発見が主たる目的である。もし、そのような変数が存在するならば、それこそが様々な摂動に対して制御すべき変数となるであろう。本稿では安定歩行と転倒を分ける不安定周期解近傍において数値解析を行うことによってシステム全体の状態を表現する変数と姿勢制御方法を予測する。

2 モデル方程式

数値実験において用いる方程式は文献 [7] で用いたものと同様である。モデル方程式は CPG に対応するリミットサイクル生成部 (u_i, v_i) とそのサイクルに応じて発生するトルクによって動作する筋骨格系 (x_i) から成り立っている。着地時の姿勢は Posture Controller (PC) (T_{BSP**}) で行う (図 1 参照)。文献 [7] では着地時の姿勢を膝関節角度の

みで調整していたが、ここでは股関節角度も調整する。 T_{BSP**} は次のように与える。

$$\begin{aligned}
T_{BSPlh} &= f_m(T_{lh} - \beta_h f(u_{13}); \delta_h), \\
T_{BSPrh} &= f_m(T_{rh} - \beta_h f(u_{14}); \delta_h), \\
T_{BSPlk} &= f_m(T_{lk} - \beta_k f(u_{15}); \delta_k), \\
T_{BSPrk} &= f_m(T_{rk} - \beta_k f(u_{16}); \delta_k), \\
T_{lh} &= g(u_{13})f(x_3 - x_5 - \phi_h(\dot{x}_1)) \\
&\quad (p_{h1}(x_3 - x_5 - \phi_h(\dot{x}_1)) - p_{h2}(\dot{x}_3 - \dot{x}_5)), \\
T_{rh} &= g(u_{14})f(x_5 - x_3 - \phi_h(\dot{x}_1)) \\
&\quad (p_{h1}(x_5 - x_3 - \phi_h(\dot{x}_1)) - p_{h2}(\dot{x}_5 - \dot{x}_3)), \\
T_{lk} &= g(u_{15})f(x_3 - x_4 - \phi_k(\dot{x}_1)) \\
&\quad (p_{k1}(x_3 - x_4 - \phi_k(\dot{x}_1)) - p_{k2}(\dot{x}_3 - \dot{x}_4)), \\
T_{rk} &= g(u_{16})f(x_5 - x_6 - \phi_k(\dot{x}_1)) \\
&\quad (p_{k1}(x_5 - x_6 - \phi_k(\dot{x}_1)) - p_{k2}(\dot{x}_5 - \dot{x}_6)), \\
f(u) &= \max(0, u), \\
f_m(z; \delta) &= \begin{cases} \delta & \text{for } z > \delta \\ z & \text{for } |z| \leq \delta \\ -\delta & \text{for } z < -\delta, \end{cases} \\
g(z) &= \begin{cases} 0 & \text{for } z \leq 0 \\ 1 & \text{otherwise,} \end{cases}
\end{aligned} \tag{1}$$

ここで“ $\dot{\cdot}$ ”は時間微分、 $|x_3 - x_5|$ は股関節角度、 $x_3 - x_4$ と $x_5 - x_6$ はそれぞれ左脚と右脚の膝関節角度である。 δ , δ_h , δ_k , β , p_{h1} , p_{h2} , p_{k1} 及び p_{k2} は定数である（具体的な値は [7, 8] を参照）。 T_{BSP**} は着地時の姿勢を調整するための関数であり、股関節及び膝関節角度は ϕ_h 及び ϕ_k に近づくようにトルクが発生する。添え字の l 及び r はそれぞれ左脚及び右脚に対応し、 h 及び k は股関節及び膝関節に対応する。また、現実の人間の歩行においては出力されるトルクに対してある上限があるため $f_m(z; \delta)$ によって出力されるトルクに上限値を設けている。この方程式に対して適切な初期値を与えるとこのシステムは安定なリミットサイクルを生成する。

ここで重要な点は ϕ_h , ϕ_k が歩行速度 \dot{x}_1 の関数になっていることであり、これが歩行の適応性の向上を可能にする。 ϕ_h, ϕ_k の具体的な形は4章で決定することにする。

3 不安定周期解近傍における数値実験

この章では ϕ_h と ϕ_k を \dot{x}_1 の関数とする前に、摂動が加わった直後からそれらの値を階段関数的に変化させ、如何なる変化が安定歩行の維持を可能にするかを調べる。特に、転倒と安定歩行の状態を分ける状態の近傍において数値実験を行う。安定歩行状態の解の左脚と右脚の接合部 (x_1, x_2) に対して水平方向の外力 F を 0.1 秒間加える実験を行う。

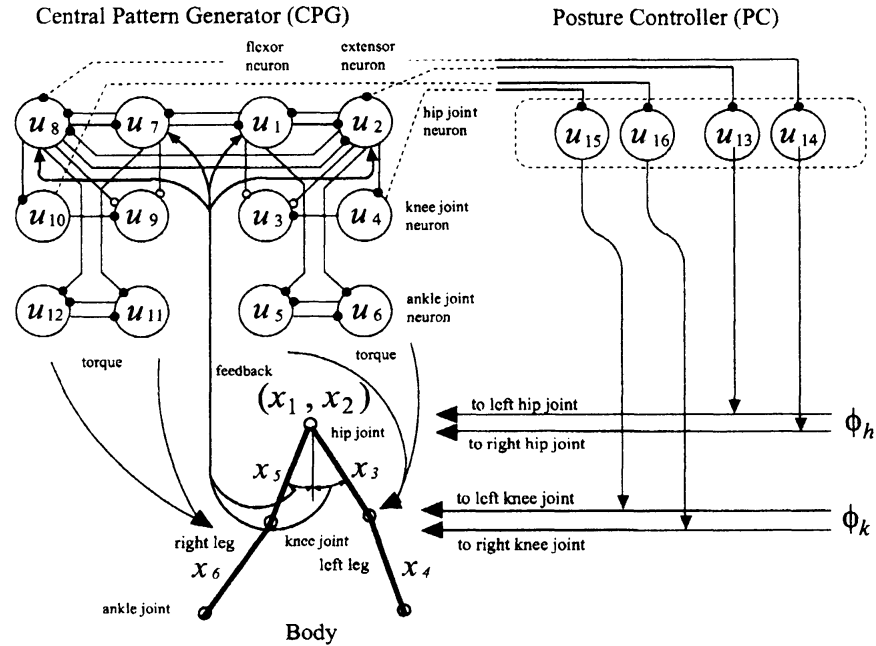


図 1: (x_1, x_2) は左脚と右脚の接合部の座標. x_3 と x_4 (x_5 と x_6) はそれぞれ垂線と左脚 (右脚) の股関節及び膝関節のなす角度. CPG はリミットサイクルを生成し, 周期的にトルクを発生させる. PC 部は ϕ_h, ϕ_k の値に従って着地時の姿勢を決定する.

$F = F_f = +356$ N より大きな摂動に対しては前側, $F = F_b = -308.5$ N より小さい摂動に対しては後側に転倒する. それらの境となる $F = F_f$ 及び $F = F_b$ の近くの F に対して解は不安定周期解の近くを通ることが数値的に確認できる. 不安定周期解上にある解を転倒状態に遷移させるか安定歩行に遷移させるかはパラメータの微小変化によって決まる (図 2). そこで不安定周期解にある状態から安定歩行状態に回復するような姿勢変化を考えてみる. また, F と歩行速度 \dot{x}_1 の関係を調べ, 歩行速度に応じた適切な姿勢変化について考えてみることにする.

姿勢変化として股関節と膝関節角度を次のように変化させることにする.

$$\phi_h = \begin{cases} \bar{\phi}_h & \text{for } t < t' \\ \bar{\phi}_h + \delta\phi_h & \text{for } t \geq t' \end{cases}$$

$$\phi_k = \begin{cases} \bar{\phi}_k & \text{for } t < t' \\ \bar{\phi}_k + \delta\phi_k & \text{for } t \geq t' \end{cases}$$

ここで $\bar{\phi}_h = 0.13\pi$ rad, $\bar{\phi}_k = 0.01\pi$ rad, t' は摂動を加える時刻とする.

図 3(a) は前方に倒れそうな状態に対する摂動実験の結果である. 外力が大きくなるにつれて摂動を加えた直後 ($t = 20.2$ s) の歩行速度 \dot{x}_1 が上昇する. また, \dot{x}_1 の上昇に比例して, ϕ_h を増加させることにより安定歩行を維持することが可能となる. 一方, F_b を減少させると \dot{x}_1 が減少するが, それに反するように ϕ_k を増加させると歩行状態を維持することがわかる (図 3(b)). 摂動を加えるタイミング (t') が歩行のどの位相にあっても, 同様

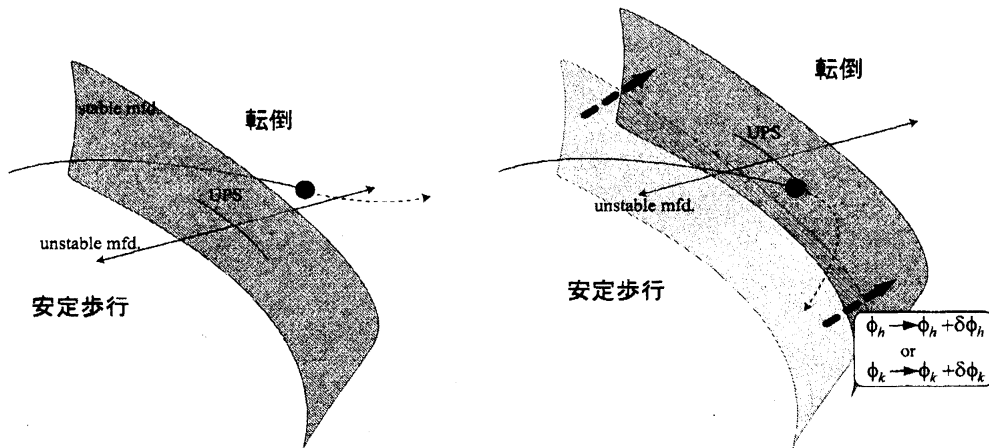


図 2: 不安定周期解 (UPS) 近傍における解軌道. 大きな摂動が加わることによって解軌道は転倒状態のベイスンに入る (左図) が, ϕ_h または ϕ_k の微小変化によって解を安定歩行のベイスンに戻ることができる (右図).

の変化によって安定歩行状態に遷移させることができる.

外力が加わることにより \dot{x}_1 が変化するので, システムの状態を \dot{x}_1 で判断することにする. また, 転倒と安定歩行を分ける解の状態においては前に転倒しそうなどときには股関節角度を大きくすること, 後に転倒しそうなどときには膝関節角度を大きくすることが有効であることがわかった.

4 ϕ_h と ϕ_k の決定

前章の結果から \dot{x}_1 の上昇に応じて $\delta\phi_h$ を増加し, \dot{x}_1 の減少に応じて $\delta\phi_k$ を増加させることによって耐えられる摂動が大きくなる. そこで, ϕ_h と ϕ_k を \dot{x}_1 の関数として次のようにとる.

$$\begin{aligned}\phi_h(\dot{x}_1) &= \bar{\phi}_h + \gamma_h f(\dot{x}_1 - \theta_h), \\ \phi_k(\dot{x}_1) &= \bar{\phi}_k + \gamma_k f(\theta_k - \dot{x}_1),\end{aligned}\tag{2}$$

ここで $\theta_h, \theta_k, \gamma_h$ 及び γ_k は正定数とする. $\theta_h = \theta_k = 1.06$ m/s は安定歩行時の平均速度近くの値を採用した. つまり, 外力の影響で歩行速度 (\dot{x}_1) が平均速度より速くなると ϕ_h が増加し, 平均速度より遅くなると ϕ_k が増加するようにした. $f(x)$ は $x < 0$ のときには 0 の値をとる (式 (1) 参照) ので $\dot{x}_1 < \theta_h$ ($\dot{x}_1 > \theta_k$) のときには $\phi_h(\phi_k)$ は \dot{x}_1 に依存しない. この関数を採用することによって着地時の姿勢を決定することにする.

前章で行った摂動実験は不安定周期解近傍の解析で行ったものであるが, 不安定周期解から遠い通常の安定歩行状態に対して (比較的大きな) 摂動が加わった場合においても (2) を用いた制御は有効であることを示す. また, 外力を加えた場合だけでなく, 脚の長さが増える場合や膝におもりをつけたまま歩行するような場合においても有効であることを示す.

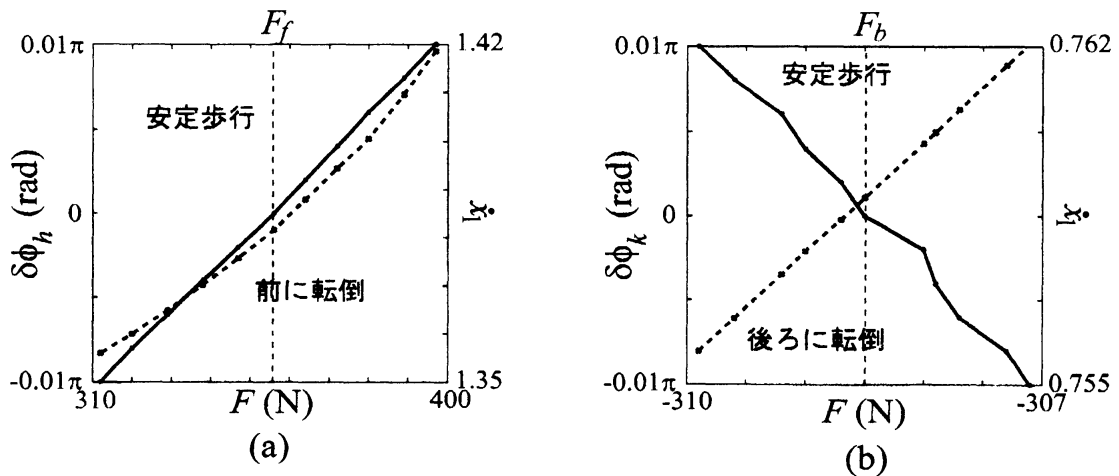


図 3: 実線は (a) $\delta\phi_h$, (b) $\delta\phi_k$ に対して安定歩行を維持することが可能な外力 F の最大値 (最小値) である. 点線は摂動が加わった直後 $t = 20.2$ s における \dot{x}_1 の値である. 摂動を加える時刻は歩行が安定になった後 ($t = 19.9$ s) に加える. $\delta\phi_h$ ($\delta\phi_k$) を上昇させることによって最大 (最小) の F の値が大きく (小さく) なることがわかる.

4.1 x_1 に短時間の摂動が加わる場合 (衝突)

まず, 3章で行った実験と同様の実験を再度行う. ここでは ϕ_h 及び ϕ_k を定数 ($\gamma_h = \gamma_k = 0$) とした「モデル 1」と式 (2) を用いた「モデル 2」に外力 F を 0.1 秒間加える実験を行う. このような摂動は歩行中に他の人と衝突したときの状況を想像するとよいだろう. 図 4(a) はそれぞれのモデルが安定歩行を回復することができた最大値と最小値である. 摂動を加えるタイミングを変化させたが, どのタイミングで摂動を加えたとしてもモデル 2 のほうが大きな摂動に耐えられることがわかる. 図 4(b), (c) が $F = 400$ N の摂動が加わった際の歩行パターンである. $F > 0$ のときには \dot{x}_1 が上昇し, モデル 1 では摂動が加わった直後に前に転倒する. 一方, モデル 2 では \dot{x}_1 の上昇に応じて股関節角度が大きくなり, 安定歩行を回復する様子がみられる. $F < 0$ の場合は \dot{x}_1 が減少し, モデル 1 では摂動が加わるにより後ろに転倒するが, モデル 2 の場合は膝関節角度を増加させることによって転倒を防ぐ様子がみられる.

このように摂動の大きさを \dot{x}_1 によって評価し, その値に応じて姿勢変化させることで適応性が向上することを確認することができた.

4.2 脚の長さが変化しさらにかかとのトルクを 0 にする場合 (竹馬)

ϕ_h と ϕ_k の形は関節部への摂動実験を基に決定されたが, 次は関節部に力が加わらない環境変化に対しても適応性が向上することを示す. ここでは脚の長さが変化し, さらにかかとのトルクを 0 にしたような場合においてもモデル 2 の制御は有効であることを示す. このような状況は竹馬で歩く場合や底の高い靴を履いた場合を想像するとよいかもしれない. 図 5 は膝から足の先端までの長さを 10% 増加させた場合と 20% 減少させたときの

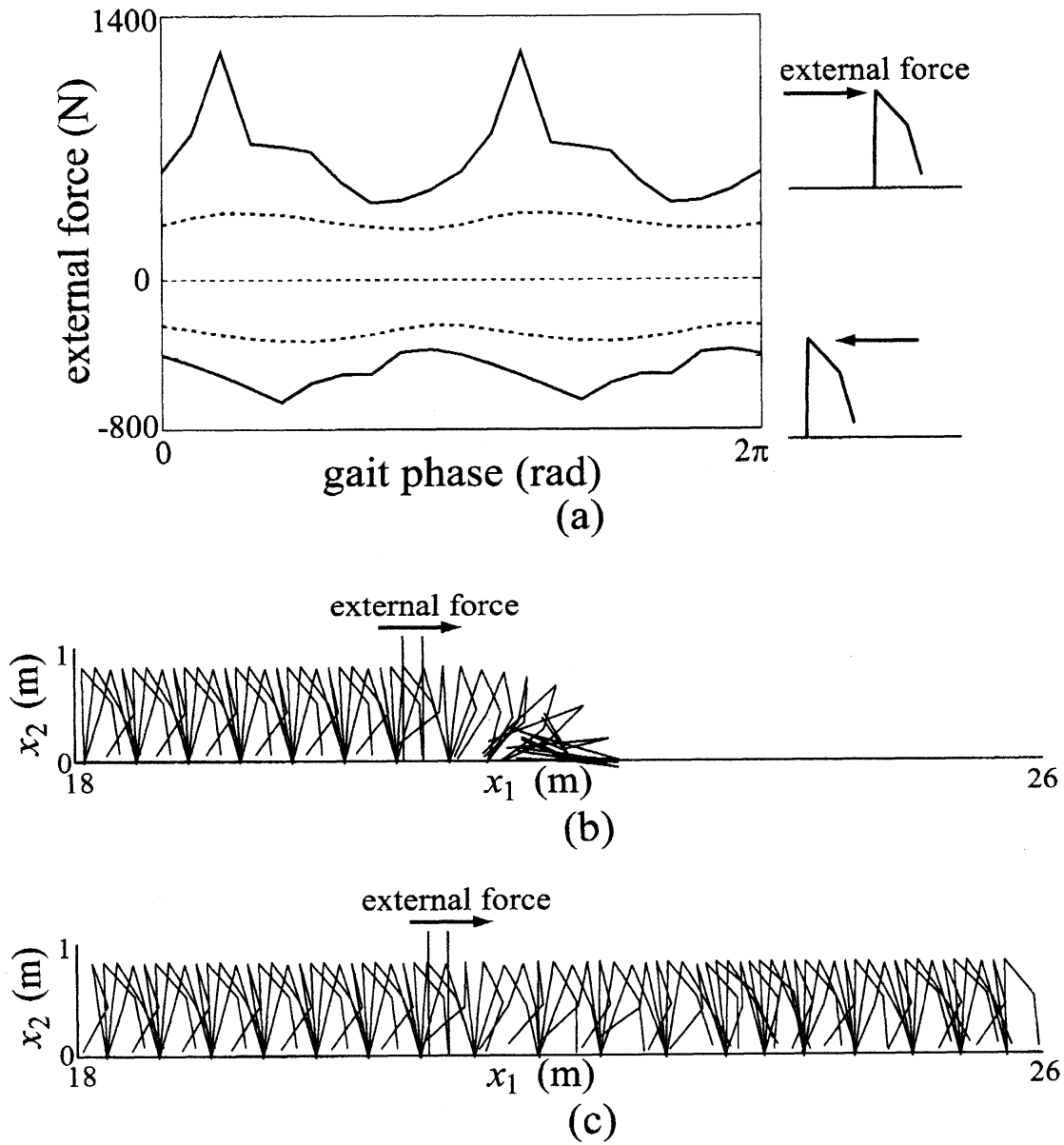


図 4: (a) x_1 に外力を 0.1 秒間加えた場合. 実線はモデル 2, 点線はモデル 1 の最大及び最小の F . どのタイミングで外力が加わってもモデル 2 のほうが大きな外力に耐えることができる. (b),(c) $F = 400\text{N}$ のときの歩行パターン. (b) モデル 1, (c) モデル 2. 2 本の縦線の間で外力が加わっている.

歩行パターンである。いずれの場合も歩行速度の変化に応じて歩行姿勢を変化させ、安定歩行を維持していることがわかる。モデル1はかかとのトルクを0にした場合、脚の長さを変化させなくても歩行を開始することすらできないため、(2)を採用することで適応性が向上したことがわかる。

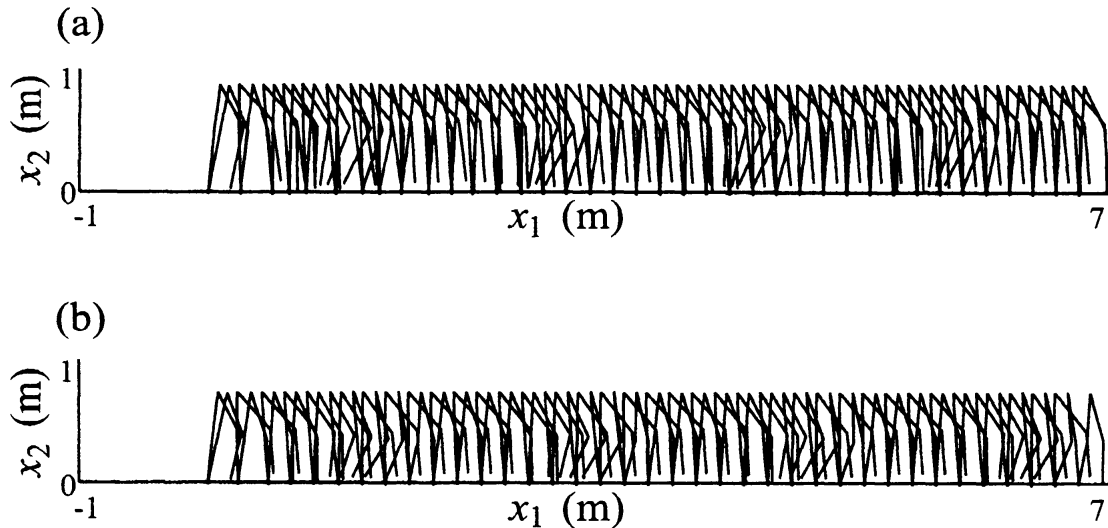


図 5: 脚の長さが変化した場合の歩行パターン。膝から足の先端までの長さを (a)20% 増加, (b)10% 減少させ、かかとのトルクを0にした。

4.3 膝におもりを付けた場合

安定歩行時に膝におもりを付け、さらにかかとのトルクを0にした場合を考える。表1ではかかとのトルクを0にした場合とトルクがある場合における歩行可能な最大重量を示した。4.1, 4.2章同様にモデル2のほうが適応能力が高いことがわかる。モデル2の片脚におもりが付けられた際の歩行パターンを図6に示す。

	片脚		両脚	
	かかとのトルク0	かかとのトルクあり	かかとのトルク0	かかとのトルクあり
モデル1	—	34 kg	—	25 kg
モデル2	17 kg	53 kg	9 kg	28 kg

表 1: かかとのトルクを0にした場合とトルクがある場合において片脚または両脚におもりをつけた場合の歩行可能なおもりの最大重量。おもりは安定歩行時 ($t = 20.5$ s) に付けられる。モデル1においてはかかとのトルクが0のときは歩行ができない。

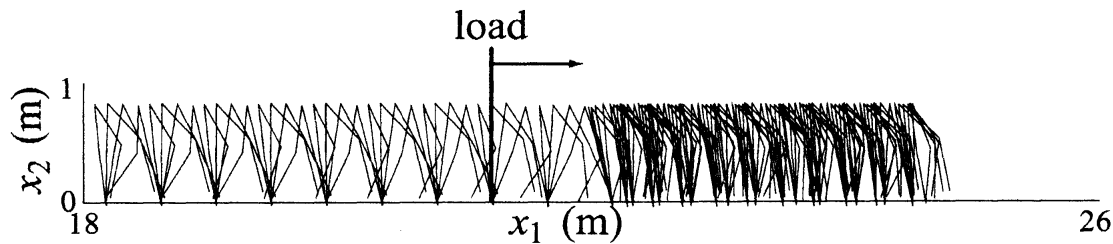


図 6: モデル 2 (かかとのトルクあり) の左脚の膝に 53kg のおもりを付けたときの歩行パターン。縦線はおもりが装着された地点を示す。

5 結論

本研究では不安定周期解近くの解に対して摂動実験を行い、摂動が加わった場合においても安定な歩行を可能にする制御関数を提案した。また、摂動の大きさをシステムの変数 \dot{x}_1 を用いて評価することによって、歩行システムが比較的大きな摂動が加わった場合においても柔軟に歩行パターンを変化させ、安定な歩行を維持することを確認した¹。制御関数を外力 F ではなく歩行速度 \dot{x}_1 によって変化させることによって、提案したモデルは x_1 に外力が加わる場合以外にも適用することができるという特徴がある。実際、脚の長さが増加した場合や脚に負荷が加わった場合においても適応範囲が広がることがわかった。

文献 [9, 10] においてはいくつかの反応拡散系においてパルスの対衝突する際のパターンを扱ってきた。脈動振動パルスが対衝突した後のパターンが反射から対消滅に変化するような場合では、解軌道がある不安定次元が低い不安定周期解に近づくことを数値的に示し、対衝突によってみられるパターンはその不安定周期解から延びる不安定多様体の振る舞いと定性的に一致することがわかった。つまり、対衝突後の解軌道を分けている実体は不安定周期解であり、その周りの低次元のダイナミクスによってどのようなパターンが最終的に選択されるかが（大体）予測できる。歩行システムにおいても反応拡散系においてもなぜパターンが変化する際に解軌道が不安定な解の近くを経由するのかについては理解されていないが、もしそのような性質が普遍的であることを示すことができれば制御に関する本質的な情報を不安定解近傍の解析を行うことによって引き出せるのではないかと期待している。

参考文献

- [1] J. B. Dingwell and J. P. Cusumano, *Chaos* **10** (4), 848 (2000).
- [2] F. El-Hafi and P. Gorce, *Systems, Man, and Cybernetics, 1998 IEEE International Conference on*, 3538 (1998).
- [3] T. Yamasaki, T. Nomura, and S. Sato, *Biol. Cybern.* **88**, 468 (2003).

¹なぜ \dot{x}_1 がシステム全体の状態を表すのに適当な変数であるかということに関して [8] にさらに詳しい数値実験を行っている。

- [4] G. Taga, Y. Yamaguchi, and H. Shimizu, *Biol. Cybern.* **65**, 147 (1991).
- [5] G. Taga, *Physica D*, **75**, 190 (1994).
- [6] G. Taga, *Biol. Cybern.* **73**, 113 (1995).
- [7] A. Ohgane, K. Ohgane, S. Ei, H. Mahara, and T. Ohtsuki, *Biol. Cybern.* **93**, 426 (2005).
- [8] K. Ohgane, K.-I. Ueda, *Phys. Rev. E* **77**, 051915 (2008).
- [9] T. Teramoto, K.-I. Ueda, and Y. Nishiura, *Phys. Rev. E* **69**, 056224 (2004).
- [10] T. Teramoto, K.-I. Ueda, and Y. Nishiura, *Prog. Theo. Phys. Suppl.* **161**, 364 (2006).