

# 多重目標軌道間遷移による二足歩行のバランス制御

## Balancing control of biped walking via switching of multiple objective trajectories

准 宮腰 清一 (産総研)      Gordon Cheng (ATR)

Seiichi MIYAKOSHI, AIST, 2-41-6, Aomi, Koto-ku, Tokyo

Gordon CHENG, ATR, 2-2-2, Hikaridai, Seika-cho, Soraku-gun, Kyoto

We present a simple balancing controller for a planar compass-like biped walking system. Our controller keeps balance dynamically in the single support phase by shifting multiple trajectories that would lead to the correct landing point, which is related to the current angle and angular velocity of the stance leg. These trajectories can be derived from simulations using a partially activated (under-actuated) model. In simulations, the controller is able to keep balance under perturbations.

Key words: Biped balancing, Under-actuated, Multiple objective trajectories

### 1. はじめに

多くの二足歩行ロボットが開発されてきている。しかし、歩行や立位の維持のための即応的な運動の生成と制御は、未解決の問題である。P2(HONDA)[1]や SDR-3X(SONY)[2]等のヒト型ロボットが、後ずさりでの転倒回避を実演しているが、この時の押され方は、穏やかで、ゆっくりとしたものであった。

脚ロボットにおける即時的運動生成を実現した数少ない例の一つは、Raibertのhoppingロボットである[3]。このロボットは、水平にドンと突くような大きな外乱に対してもhopping動作を続けられた。この制御系は、(空中での)現在位置と着地点との間の水平距離、それと着地後に次の一歩で発生する速度、その両者間で成り立つ関係性を制御のための中立軌道[4]として利用している[3]。このように、物理世界における便利な(そして単純な)関係性を発見・利用する事は、即時的運動生成と制御のための鍵となる考え方と思われる。そしてそれは制御のための計算負荷を下げ、省エネルギーにも結びつく。

### 2. 機構のモデル化

コンパス状二足歩行モデルで、矢状面内における二足歩行機構をモデル化した[5]。

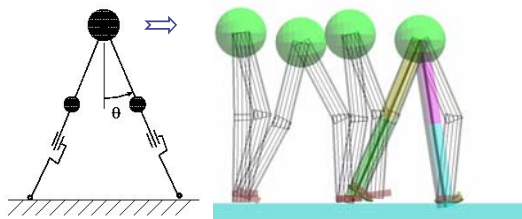


Figure 1. Biped walker model: A compass-like leg configuration provides a simplified and equivalent human-leg like mechanism

Fig.1に示すモデルは、脚が分布質量、上体が股関節部への集中質量、摩擦の無い非駆動の回転型股関節、脚部直動関節と点状足先から成る。こうした「竹馬」型のロボットの制御は、三浦、下山によっても行われている[6]。

### 3. 制御系構築の前提となる歩行の2局面

歩行の1周期は、足先の接地状態により、両脚支持期と単脚支持期に分けられる。単脚支持期は、歩行周期の3/4程度の時間を占め、片足のみの接地である時期を指す。一方、両脚支持期は、前後に開いて両足とも床面に着いているために、このトルクを大きく発生させられるが、その期間自体が短い(歩行周期の1/4程度)。

マニピュレータと違い脚移動系では、基盤となる足部は床面に固定されていない。しかも、接地面の大きさが限られているため、バランス維持制御に使えるトルク(系の全重心に作用するトルク/環境(床面)に働かせられるトルクの反作用)が制限される。床面と足裏の間に仮想的な関節があると見ると、全関節数と比べて駆動器(actuator)の数が少ない状態となる。こうした系を劣駆動系(under-actuated system)と呼ぶ。

### 4. 両脚支持期の制御

ヒト類似の構成を持つ二足歩行機構は、各リンクの初期姿勢と初速度を適切に設定しさえすれば、制御抜きでも自然な踏み出し運動を行う。これをballistic歩行[7]と言う。歩幅に対応した適切な初速度を蹴り出し(push-off)運動で上体に与える事で、対称な踏み出し運動が自然に生起する[8]。

歩幅が決まると、対称踏み出しのための上体の目標初速度が一意に決まる。これを生成する後脚の蹴り出し(と前脚の沈み込み)の速度も決まる。この関係を制御に利用できる[12]。

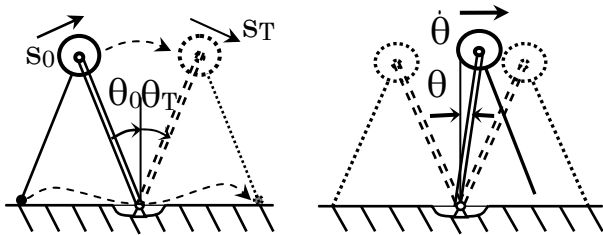


Figure 2. One step motion of our simple model.

## 5. 単脚支持期の制御[12]

前章では、全関節が自由関節の場合について述べた。その場合、受動歩行[10]と同様、遊脚の振子としての固有周波数により歩行周期が決まってしまう。しかし、ある一つの定期的歩行に制限されず、歩行速度や歩調(歩幅や歩行周期)を自由に制御し安定化させる必要がある。

### 5.1. 次の一步の適切な離床条件を導く着床条件

対称的踏み出し運動において、着床位置・速度は、離床位置・速度とは鏡像関係になる。離床時、歩幅に対して速度を制御する事は逆に、着床直前、運動速度に対し歩幅を制御できれば、次の一步の初期条件を適正化しやすくなる。それ故、次の一步を安定化させる効果がある[9]。我々は、この関係性を着床時の歩幅を決める基準として利用する。

### 5.2. 受動特性を拡張した能動化

単脚支持期において、全身運動の制御(外力と外部トルクによる重心の運動エネルギーの制御)を行うのは、前記の劣駆動性からそもそも難しい[11]。一方、股関節に駆動器を導入して遊脚の足先位置を制御し、歩幅(着床位置)を制御する事は、股関節が系内部の関節であるため比較的容易である。

系を能動化する場合、系の受動特性を基盤に拡張する形で制御系を構成すると、系の元々の特性を生かした制御系の構築が期待できる。前章での全てが自由関節の場合の一步の踏み出し運動を調べると、股関節角度(脚の相対角度)の時

間変化は余弦関数とほぼ同じである。それ故、式(1)の余弦関数を目標角度  $\varphi$  としてサーボ制御を行う関節に置き換えても、全体の運動は殆ど同じになる[9]。式(1)を記述関数と呼ぶ。

$$\varphi = 2\varphi_0 \cos(2\pi ft). \quad (1)$$

一旦、股関節を能動関節で置き換えれば、特定の歩幅や特定の歩調になるよう、式(1)の周波数  $f$  と振幅  $\varphi_0$  とを調整できる。ただし、床と足裏の仮想関節は自由関節のままであるため、股関節が自由関節であった時と同様に、適切な初速度を与える必要がある。また、式(1)のパラメータ  $\varphi_0$  は、前章での初期脚角度  $\theta_0$  と揃える必要がある。

股関節記述関数のパラメータに対して、支持脚の角度・角速度から成る軌道が求められる。以下の手順(Fig. 4 に模式図)の繰り返しにより求められた軌道群の例を Fig. 3 に示す。

1. 股関節記述関数パラメータの組(周波数  $f$  と振幅  $\varphi_0$ ) が選択される。
2. 対称的な一步の踏み出し運動が得られるまで、動力学シミュレータで、前記パラメータでの初期条件に対応する蹴り出し初速度  $s_0$  を探索する。
3. 支持脚の角度・角速度を必要な時間刻みで記録する。

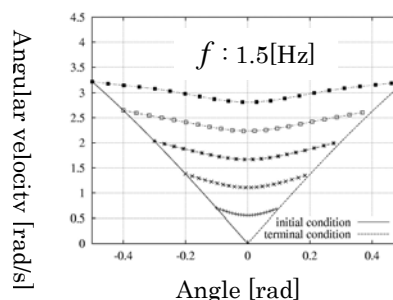


Figure 3 An example of trajectories of step motion in a phase plot. A dot shows a stance leg state of each time step. Two slopes show the adequate initial and terminal condition. The frequency  $f$  is 1.5[Hz].

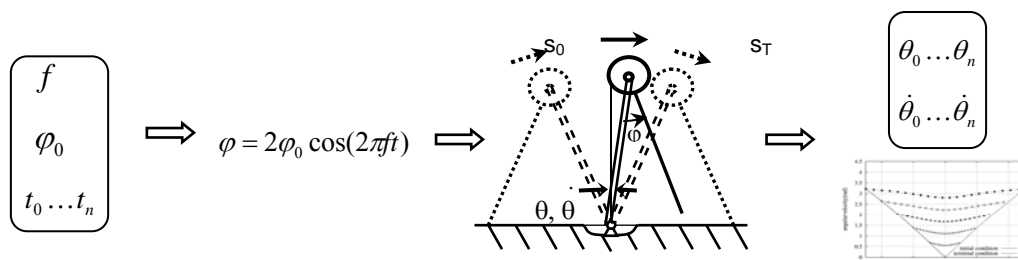


Figure 4 The procedure to acquire the data sets for each combination of parameters including time.

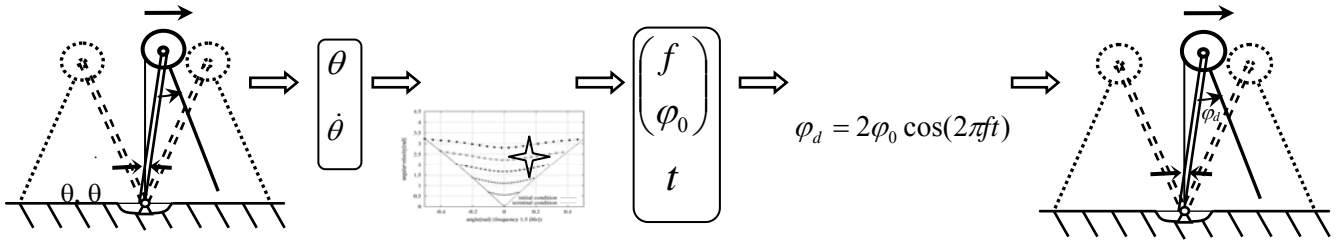


Figure 5 Scheme for hip joint control in single support phase using the inverse derivation from stance leg states to hip joint parameters, based on the acquired data sets.

### 5.3. 多重目標軌道間遷移制御

外乱に対処するためには、パラメータ  $\varphi_0$  と  $f$  は、固定せずに実際の身体の状態に基づき調整されねばならない。前節では、股関節の記述関数パラメータから、支持脚の角度・角速度への関係を求めた(Fig. 4)。逆に、この関係を参照する事で、現在の支持脚の角度・角速度から、対応する(最も近い)軌道、そして軌道を規定する股関節の記述関数パラメータ(振幅  $\varphi_0$  と周波数  $f$  , 時刻  $t_i$ ) が求められる。記述関数を今回は目標値生成関数として、股関節の目標角度  $\varphi_d$  が求まる(Fig. 5)。ちなみに、目標角速度  $\dot{\varphi}_d$  は、目標角度の余弦関数を微分して求めれば良い。

ここで求めた股関節の目標角度・角速度は、現在の支持脚の角度・角速度に対して、着床時に最適の歩幅に到達できるような軌道の途中の点である。支持脚の角度・角速度の情報に基づき、股関節目標値を更新し続ける事は、特定の目標中立軌道に追従するだけ、あるいは、制御器に対応した計画済みの軌道追従を行うだけではない、複数中立軌道の渡り歩きを許す事を意味する。

現時点での制御器の実装は、単脚支持の期間のみに対応したものである。両脚支持期においては、両脚と床とから成る三角形で幾何学的に拘束されるため、股関節制御器は休止させている。股関節サーボのトルク  $\tau$  は、式(2)の単純なPD(比例・微分)制御で生成した。

$$\tau = k_p(\varphi_d - \varphi) + k_d(\dot{\varphi}_d - \dot{\varphi}) \quad (2)$$

### 5.4. 冗長性と柔軟な安定化戦略

Fig. 6 下に見られる、ある状態を表す角度  $\theta$  と角速度  $\dot{\theta}$  の組(青い直線)に対し、異なる周波数層において、それぞれ対応する軌道が存在する。つまり、ある同一の状態に対しては複数の異なる記述関数パラメータが存在する、いわゆる冗長性が存在する。よって、ある状態に対して、安定化のために、歩幅と着床タイミングを混合して変える戦略をとる事が出来る。着床場所が望ましい状態ではない場合(例えば、穴が空いている、水溜まり、壊れやすい物がある等)、あるいは股関節角度が限界に近い場合、あるいは急激に遊脚の運動状態を変えると反動で支持脚が滑ってしまう場合等、この冗長性は有用である。それ故、冗長性は即時的運動生成に柔軟性をもたらす。また、安定確保の要請が厳し

くない場合、系の固有振動数に近い周波数層に限定して制御の目標値を求めると、元々の機械系の運動を抑圧しない制御になるために省エネルギー性や定常性が出てくる。

ところで、Fig. 6 の「 $f: 0.5[\text{Hz}]$ 」の図において軌道群が占める領域は、「 $f: 1.0[\text{Hz}]$ 」の図におけるそれと比べて狭い。領域が狭いと、ある状態に対して、対応する軌道が近くに無い場合が発生しやすい。すると、股関節目標値が求められず、バランス維持制御も出来ない。「 $f: 0.5[\text{Hz}]$ 」は、ほぼ受動歩行と同じ歩調である。この事から、受動歩行においては、歩容がほぼ一つに決まってしまう、安定化可能領域も狭い事が理解できる。

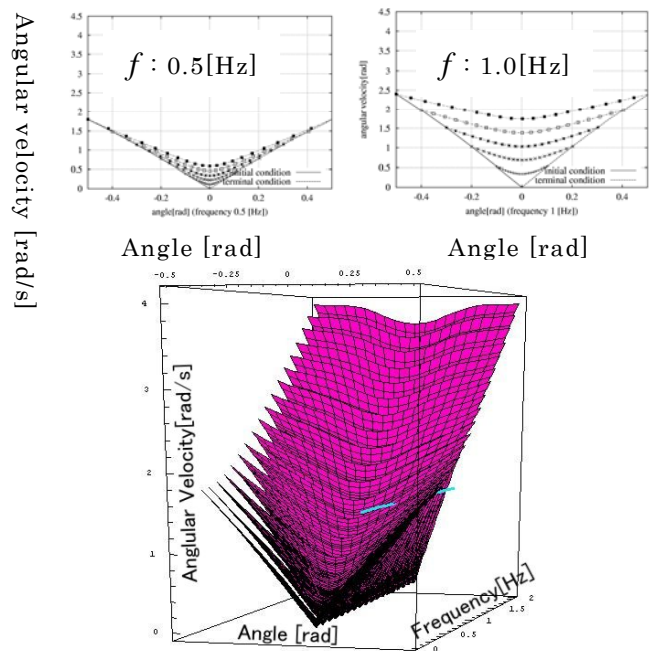
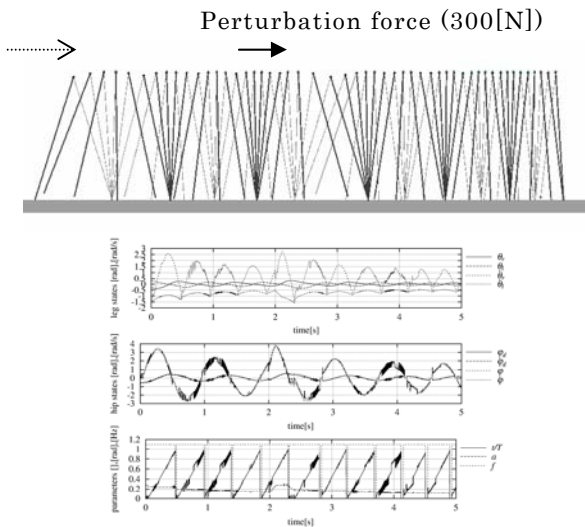


Figure 6 Another examples of the phase plots of the stance leg for a frequency (0.5 and 1.0[Hz]), and combined 3D image of the phase plots.

### 5.5. シミュレーションによる検証

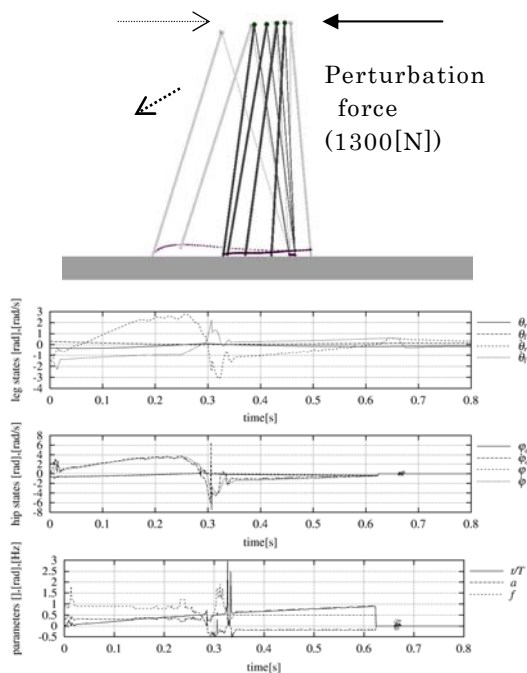
Fig. 7 の棒線図で表した歩行動作は、前方への適当な押し出しを初速度に運動が始まり、その後は慣性(惰性)

のみで歩行が続けられている。時刻 2.0[s] と 2.1[s] の間、前方への外乱として 300 [N] の力が上体に加えられているが、Fig. 7 に見られる通り、制御器は外乱の影響を補償できている。ここでは、全ての周波数層の軌道群を用いて制御する事はせず、実験的に最も定常的に歩行の出来た周波数 1.1 [Hz] の層の軌道群のみを用いて制御を行った。



**Figure 7** Stick picture of inertial walking from left to right. Perturbation force was added to walking direction. The time profiles of leg states, hip joint states, and parameters.

Fig. 8 では、外乱として、1300 [N] の力が時刻 0.25[s] から 0.30[s] の間に加えられている。前方 (図の右側) への歩行中、後方に押されており、対処動作として振り出しつつあった脚 (薄い線) の後方への踏み直し運動 (濃い線) が起きている。ここでは、全ての周波数層の軌道群を用いて制御を行い、外乱への耐性を約 3 倍に上げている。



**Figure 8** Stick picture of stepping back caused by perturbation force to backward. The time profiles of leg states, hip joint states, and parameters.

以上のシミュレーションにおいては、遊脚の脚長を制御しているため、振り抜きは適切に行われる。

## 6. 終わりに

本論文を要約する。簡素なコンパス状のモデルを用いて、歩行における、質的に異なる 2 局面のそれぞれにおいて、満たすべき関係性を求めた。単脚支持期における受動特性を基盤として拡張し、劣駆動系においても問題なく、状況に応じて即応的に運動目標値を生成してバランスを維持する制御系の構成法を提案した。この制御系は、状態に応じて、複数軌道間を渡り歩く事を許し、それにより広い安定化可能領域を持つ。動力学シミュレータを用いて、実装した制御系の有効性を検証した。

両脚支持期において、歩行のための関係性を保ち・操作できる制御系を実装し、単脚支持期の制御系と組み合わせ、歩行速度とバランス維持の同時制御、不整地への適応を行う事が、今後の課題である。

## 参考文献

1. Hirai, K., Hirose, M., Haikawa, Y., and Takenaka, T. (1998) In *Proc. of ICRA*, pp. 1321–1326.
2. Ishida, T., Kuroki, Y., Yamaguchi, J., Fujita, M., and Doi, T. (2001) In *Proc. of IROS*, pp. 1079–1086.
3. Raibert, M. H. (1986) Legged robot that balance.
4. Schwind, W. J., and Koditschek, D. E. (1997) In *Proc. of ICRA*, pp. 1986–1992.
5. Miyakoshi, S., Cheng, G., and Kuniyoshi, Y. (2001) In *Proc. of CLAWAR 2001*. pp. 763–770.
6. Miura, H., and Shimoyama, I. (1984) In *IJRR*. Vol. 3, No. 2, pp. 60–74.
7. Mochon, S., and McMahon, A. (1980) In *J. of Biomech.*, Vol. 13, pp. 49–57.
8. 森田 晋, 大塚 敏之 (2002) In *Proc. of the 7<sup>th</sup> Robotics Symposia*. pp. 101–106.
9. Miyakoshi, S., and Cheng, G. (2002). In *Proc. of CLAWAR 2002*. pp. 445–452.
10. McGeer, T. (1990) In *IJRR*. Vol. 9, No. 2, pp. 62–82.
11. Goswami, A. (1999) In *IJRR*. Vol. 18, No. 6, pp. 523–533.
12. Miyakoshi, S., and Cheng, G. (2003). In *Proc. of CLAWAR 2003*. pp. 543–550.