

# ヒト前額面内運動の計測による三次元歩行安定化戦略の理解及び 試作ロボットによる検証に向けて

(大阪大学大学院工学研究科) 荻野 正樹, 月野木 一精, 俵 和史  
(大阪大学大学院工学研究科, 阪大 FRC) 細田 耕, 浅田 稔

## 1 はじめに

近年, ヒューマノイドロボットが数多く開発されるようになり, 多くのプラットフォームで二足歩行が実現されている. その実現方法の多くは ZMP (Zero Moment Point) と呼ばれる指標を使って, それが常に足底内 (両脚期においては両脚の足底から構成される支持多角形内) に存在するように, ロボットの全ての関節の角度を決定する<sup>2)</sup>.

この手法の欠点は, 各関節角度の目標値を求めるために, ロボットの詳細なパラメータを必要とし, さらに非常に多くの計算量を必要とすること. また, あらかじめ与えられた ZMP の目標軌道に全ての関節角度の動きが拘束を受けてしまうため, 実現される運動に必ずしもロボットの構造自身が持つ動特性が考慮されないということが挙げられる.

このような二足歩行の実現手法に対し, ロボットの動特性を積極的に利用することによって歩行のエネルギー効率を高め, さらに正確なロボットの構造パラメータを用いた複雑な制御を必要とせずとも安定した歩行を実現することを目指した研究が盛んになりつつある. 生物が持つ移動運動のための神経回路 CPG (Central Pattern Generator) をモデル化したものはその一つである<sup>8)</sup>.

もう一つの流れは受動的な状態を積極的に利用した歩行である. 受動歩行はその極限にあたるもので, 適切な初期条件のもとで緩く傾斜した坂を, アクチュエータを用いずに重力と慣性力だけを利用して歩き下ることができる<sup>4)</sup>. また運動の一部を受動状態としたパリスティック歩行がある. パリスティックな運動は, もともとヒト歩行の観察から得られた歩行モデルにつけられた名称である

<sup>5)</sup> が, 今ではより広く, 制御とそれによる力を与える期間と, その後の期間は重力と慣性力だけに任せる期間を持つ運動を指して使われることが多いようである. Pratt<sup>7)</sup> は二次元平面内に運動を拘束されたロボットを使い, 目標軌道への追従制御を行う区間と重力と慣性力だけを使う受動状態の区間を設けることによって, 安定でエネルギー効率のよい歩行を実現できることを示している. さらに, Ogino はその制御則に簡単な学習期を付加することによって, ヒトと同程度のエネルギー効率の歩行が探索可能であることを示した<sup>6)</sup>.

しかし, これら受動状態を利用した歩行の研究は, 矢状面内に運動を制限したものがほとんどである. 実ロボットにおいて三次元歩行を実現する際に, それらの研究を役立てるには前額面内の左右の体重移動が自由に行われることが望ましく, 前額面内における運動の制御がどのように行われるべきかを考えることが必要である.

本論文では, その端緒として, ヒトの前額面内の体重移動時の運動計測を行い, 体重移動時にヒトがどのように自身の構造が持つ力学的なダイナミクスを利用して制御しているのかについてモデル化を行い, それを検証するためのロボットの開発を行った. このようなアプローチをとる理由は三つある. 一つは, 進化と学習によって得られたヒト歩行は, エネルギー効率の面でも, 安定性の面でもある程度最適化されていると考えられるため, ロボットの運動実現を行う面でも十分よいお手本となると考えられること. 二つ目は, 運動の外見が不自然でないヒューマノイドロボットを実現することによって, 人とコミュニケーションが

とりやすいロボットを実現できることが期待されること。三つ目は、ロボットの運動として再構成することにより、運動解析だけでは分かりにくいヒト運動の制御的側面の理解への一助となること、である。

以下では、二章においてヒトの前額面内の運動の解析を行い、三章において開発した実ロボットとその初期段階の実験を紹介し、四章で考察を述べる。

## 2 ヒトの前額面内運動の計測

ヒトの歩行における前額面内の運動を扱った研究として Lyon と Day の研究がある<sup>3)</sup>。彼等は様々な方向への踏み出し時における重心の移動を計測し、倒立振り子モデルとの比較から、前額面内の運動においてもバリスティックな制御が行われている可能性を示している。しかし、彼等が扱った運動は静止状態からの踏み出し運動であり、さらに体重移動時の各関節の動きまでについては触れられていない。そこで、本研究ではヒトが前額面内において、様々な周期で体重移動を行ったときの関節角度の計測と解析を行った。

### 2.1 実験プロトコル

ヒトの前額面内の体重移動動作を計測するため、光学式三次元位置・姿勢計測装置（(株)NAC 社 VICON）を用いた。図 1. (a) のように被験者の肩、腰、膝、足部に反射式マーカークを計 12 個貼付けた。計測サンプリング周波数は 120[Hz] である。被験者には 10 [cm] の幅で床に張られたビニールテープの上に足裏がくるように指示し、その足幅を保ち、膝をできるだけ曲げないように左右に体重移動を行うように指示した。また、体重移動のタイミングは 40 [pulse/min] から 130 [pulse/min] のメトロノームの音に合わせて着地が行われるように指示した。

### 2.2 データ処理

計測装置のソフトウェアから得られた各マーカークの三次元位置をもとに、体幹軸、股関節、足首関節などのロール軸に関する関節軸のデータを計算し

た。図 1. (a) のようにマーカークにラベルし、図 1. (b) のように定義した関節角度、 $\theta_i (i = 1 \sim 5)$ 、 $\phi_i (i = 1, 2)$  を以下のように計算した。

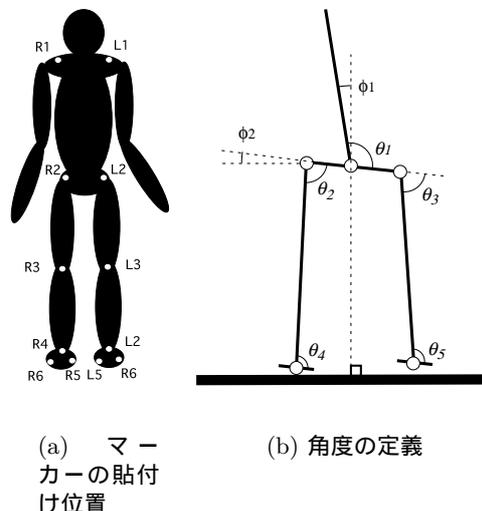


図 1: マーカークの貼付け位置と関節角度の定義

$\theta_1$   $R_1$  と  $L_1$  の中点を  $M_1$ 、 $R_2$  と  $L_2$  の中点を  $M_2$  としたとき、 $\overrightarrow{M_2M_1}$  と  $\overrightarrow{R_2L_2}$  のなす角度。

$\theta_2$   $\overrightarrow{R_2R_3}$  と  $\overrightarrow{R_2L_2}$  のなす角度。

$\theta_3$   $\overrightarrow{L_2L_3}$  と  $\overrightarrow{R_2L_2}$  のなす角度。

$\theta_4$   $\overrightarrow{R_4R_3}$  と  $\overrightarrow{R_6R_5}$  のなす角度。

$\theta_5$   $\overrightarrow{L_4L_3}$  と  $\overrightarrow{L_5L_6}$  のなす角度。

$\phi_1$   $\overrightarrow{M_1M_2}$  が地面鉛直方向となす角度。

$\phi_2$   $\overrightarrow{R_2L_2}$  が地面水平方向となす角度。

### 2.3 結果

図 2 から 6 に計測結果を示す。図 2, 3 はそれぞれ、各周期における腰関節の角度  $\theta_1$  と股関節の角度  $\theta_2$  の時間推移を示している。これらの図に特徴的であるのは、80[pulse/min] よりも遅い周期では角度変化がほとんどない区間と急に角度が変化している区間が分かれていることである。図 4 に腰関節の角速度  $\dot{\theta}_1$  を示すが、周期が長い時には速度変化がほとんど無い区間が存在することが分かる。一方で、図 5, 6 より、体幹軸と骨盤は、

地面に対して滑らかに変化していることが分かる。このことから、周期が長い時には、関節角度の変化は体重移動の周期に比べて短い時間で行われており、それ以外のときは関節角度を一定に保ったまま、倒立振子的に運動していることが推測される。これは Lyon と Day<sup>3)</sup> の踏み出し時の重心、圧力中心の計測結果から得た洞察と一致するものである。

図5, 6を見ると、体重移動の周期が短い時には、体幹軸の傾きは骨盤のそれと比較するとほとんど変化しておらず、体重移動がほとんど骨盤の回転運動によってのみ行われていることがわかる。

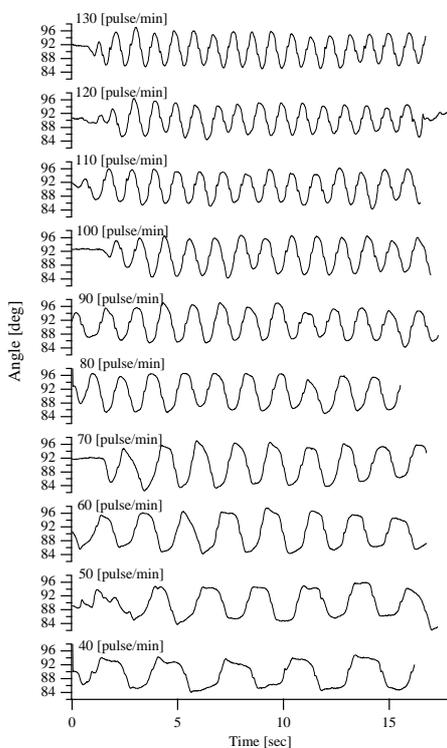


図 2:  $\theta_1$ (腰関節の角度)

図7に50 [pulse/sec] の周期で体重移動を行ったときの各関節角度の時間推移を示す。腰関節  $\theta_1$ 、股関節  $\theta_2, \theta_3$  は、ほぼ同期して関節角度の変化が起きていることが分かる。また、関節角度の変化を起こしたときに左右の支持脚が入れ替わっている(本研究では床反力計を用いていないため、脚の接地は足の甲に取り付けたマーカーの地面からの距離によって判定した)。腰関節と股関節に非常にはっきりとした角度変化が現れているのに対し、足首関節に関しては体重移動の周期ごとに異

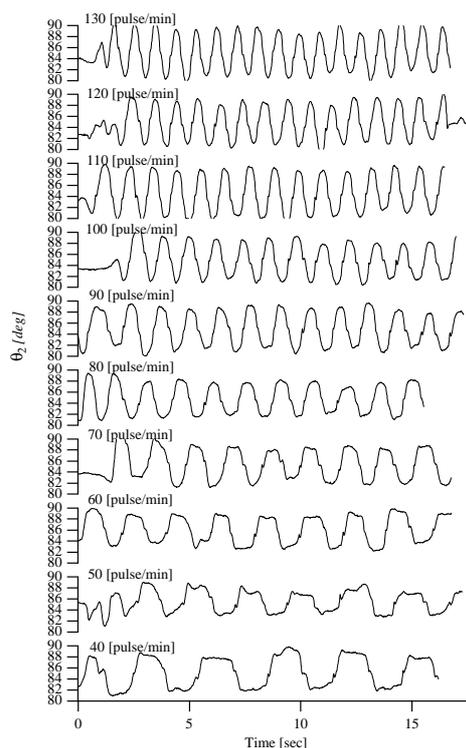


図 3:  $\theta_2$ (右股関節の角度)

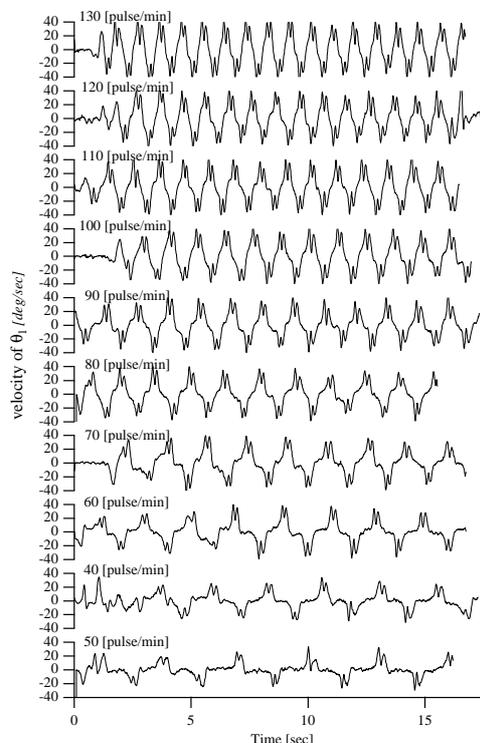


図 4:  $\dot{\theta}_1$ (腰関節の関節角速度)

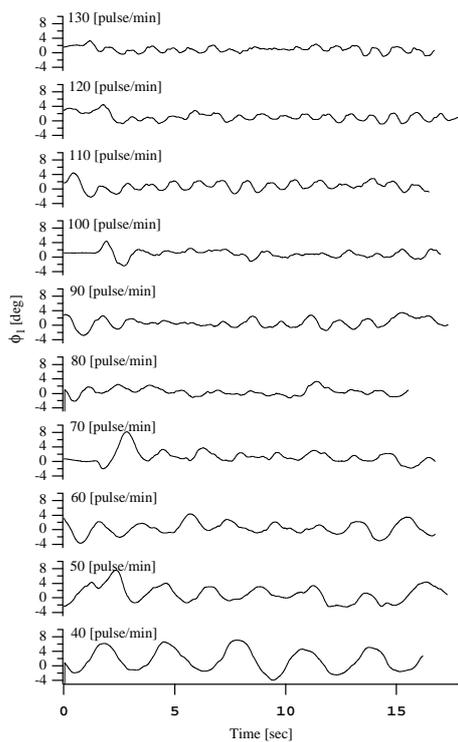


図 5:  $\phi_1$ (地面に対する体幹軸の傾斜角度)

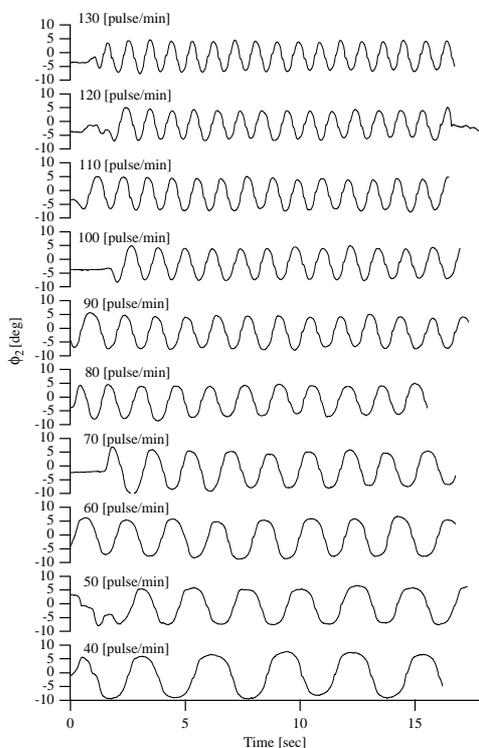


図 6:  $\phi_2$ (地面に対する骨盤の傾斜角度)

なる関節角度の挙動を示した。

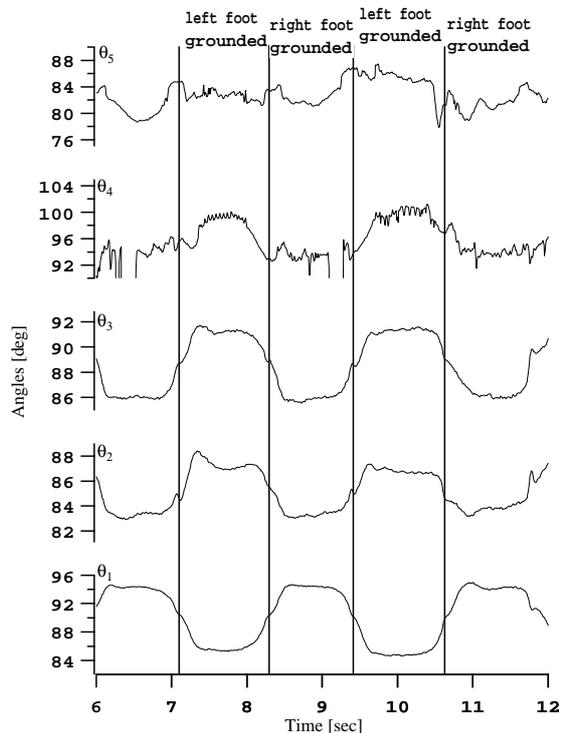


図 7: 50[pulse/sec] の周期で体重移動時の各関節角度

### 3 前額面内体重移動ロボットの開発

前章のヒトの計測から、ヒトは周期が短い時には骨盤の回転のみによる体重移動を行い、周期が長い時には、支持脚周りの重心の倒れ込みを利用したパリスティックな制御を行っていることが推測された。このような性質がロボットの運動にどのように役立つのかについて調べるために前額面内の体重移動に特化したロボットの開発を行った。以下ではまず開発したロボットの概要を述べ、次に前章のヒトの運動データに現れている角度変化を行うことによって安定な体重移動が可能であるかどうかを調べた実験について紹介する。

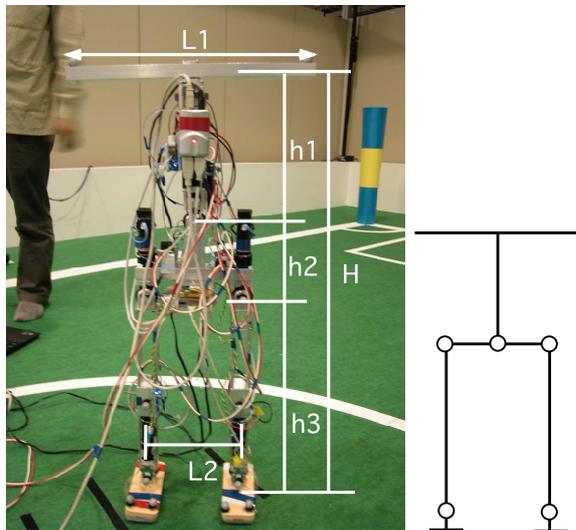
#### 3.1 ロボットの構成

図 8 に製作したロボットの外観を示す。ロボットは腰に 1 自由度、各脚の股関節に 1 自由度、足首関

節に1自由度の合計5自由度を持つ．各部の寸法，重量を表1に示す．各関節はエンコーダ付きDCサーボモータによって駆動される．脚底には床との衝突時の衝撃を和らげるために厚さ5mmのシリコンを取り付けている．図9に制御コントローラの構成を示す．各関節のモータは日立製マイクロコンピュータH8を使ったモータコントローラ((株)イクシスリサーチ:iMCs01)とモータドライバー((株)イクシスリサーチ:iMDs03)によって駆動され，モータコントローラはUSBを介してホストコンピュータと通信を行う．

表 1: ロボットの寸法と重量表

	寸法 [mm]	重量 [kg]
$H$	830	6.15
$l_1$	400	0.40
$h_1$	210	2.35
$h_2$	140	1.40
$l_2$	200	*
$h_3$	480	$1.00 \times 2$



(a) ロボットの概観

(b) ロボットの自由度構成

図 8: 製作したロボット

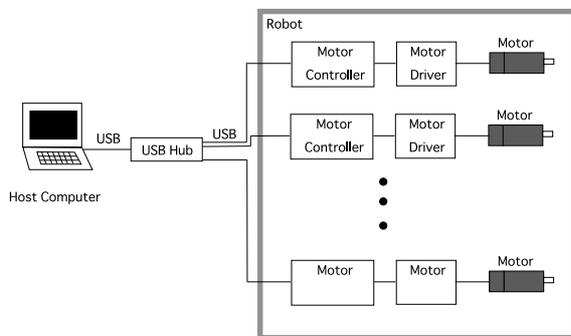


図 9: コントローラの構成

### 3.2 二つの姿勢の切り替えによる体重移動の実現

前章での計測結果では，腰関節と股関節に特徴的な角度変化が現れていた．本研究では，モデル化の第一歩として，体幹の傾きや脚の接地などのセンサー情報を用いずに，角度変化のみによって安定な体重移動のリミットサイクルが存在するかどうかを調べた．

前章で得られた計測結果をもとに，時間変化のみによって角度を変化させる制御を考える．各関節ではPD制御によって目標値への追従が行われる．

$$\tau_* = -K_p(\theta_* - \theta_{*d}) - K_v(\dot{\theta}_* - \dot{\theta}_{*d}) \quad (1)$$

各関節の目標値は以下のように与えられる．

$$\theta_{*d}(t) = \begin{cases} -\theta_{*p}(1 - \cos \frac{\pi t}{\Delta T}) + \theta_{*p} & (0 < t \leq T_A) \\ -\theta_{*p} & (T_A < t \leq T_B) \\ \theta_{*p}(1 - \cos \frac{\pi(t-T_B)}{\Delta T}) - \theta_{*p} & (T_B < t \leq T_C) \\ \theta_{*p} & (T_C < t \leq T_D) \end{cases} \quad (2)$$

すなわち，各関節は二つの目標姿勢をもち，時間によってそれを同期して切り替える．前章のヒトの計測データでは足首関節には腰関節や股関節のような二つの姿勢を切り替えているような傾向は現れていなかったが，ここではモデルの単純化のため，足首関節にも腰関節や股関節と同様の傾向があるものと仮定した．

式(2)の各パラメータの値を様々に変化させ，ロボットが10秒以上安定に体重移動を行うパラメータを探索した．その結果  $\theta_{1p} = 2.0[\text{deg}]$ ,  $\theta_{2p} = \theta_{3p} = -1.0[\text{deg}]$ ,  $\theta_{4p} = \theta_{5p} = 2.0[\text{deg}]$ ,  $\Delta T = 0.3$

[sec],  $T_A = 0.3$  [sec],  $T_B = 0.5$  [sec],  $T_C = 0.8$  [sec],  $T_D = 1.0$  [sec] のときに、安定な体重移動を実現することができた．このとき前章のヒトデータと同様に光学反射マーカによって計測したロボットのデータを図 10 に示す． $\theta_{1d}, \theta_{2d}, \theta_{4d}$  はそれぞれ腰関節，右股関節，右足首関節に与えたモータの目標値である． $\phi_1, \phi_2$  はそれぞれロボットに貼られた光学反射マーカから計測した体幹軸，骨盤の傾きである．グラフ最上部にロボットの足の甲に貼られた光学反射マーカ R4, L5 によって計測された足の高さの時間変化を示す．この図より，前章で計測したヒトの体重移動と同じように，股関節と腰関節の角度が変化する時に体重移動が行われていることが分かる．

本実験では，ヒトと同様の角度変化によって安定した体重移動を再現することができた．この運動は手で押すなどの外乱を少し加えても元の運動に戻っていくため，ある程度安定なリミットサイクルとなっている．しかし，この安定性は制御パラメータに対して非常に不安定であり，上記の振幅を 1[deg] 変化させても，あるいは運動の変化時間  $\Delta T$  を 0.1[sec] 変化させただけでも，ロボットは数秒間しか体重移動を行うことができず，振幅が発散し転倒した．また運動周期に対しても不安定であり，ヒトのように様々な周期で安定した体重移動の運動を実現することができなかった．あらゆる周期において安定した運動を実現するためには，センサー情報を運動にフィードバックさせることが必要であるが，どのようなタイミングでどのように反映させるかについては現在検討中である．

## 4 考察

二章のヒトの関節角度の計測では，指示脚切替時のみ腰関節と股関節の関節角度が大きく変化し，それ以外の時にはほとんど角度が変化していないことが明らかとなった．このことは，ヒトは常に制御を行っているのではなく，運動中のある時点のみポイント的に制御を行っていることを示唆している．Lyon と Day<sup>3)</sup> はヒトの踏み出し時の重心，圧力中心の計測から，運動の初期以外は身体の倒れ込みが，ほとんど倒立振り子モデルで予測可能であることから，このときのコントロー

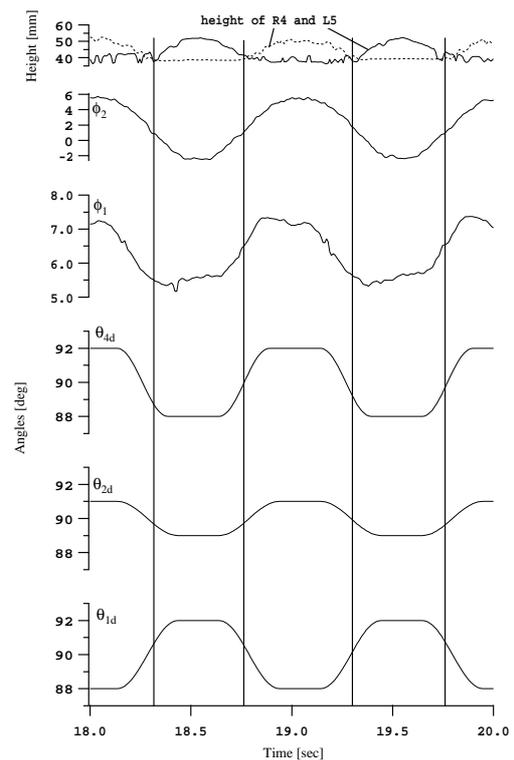


図 10: 実ロボットでの実験結果

ルをバリスティックコントロールであると呼んでいる．彼等はバリスティックな運動では運動の初期において遊脚の着地位置を決定しなければならないことから，運動予測が不可欠であるとしている．本研究のような周期の決まった音に合わせて着地を行う運動においても，倒立振子の倒れ込み速度は初期状態に依存するため，運動予測は重要な役割を果たしていると考えられる．実際，運動予測に関わる小脳に障害を持つ患者は前額面内の滑らかな体重移動を行うことができないという報告もある<sup>1)</sup>．ロボットの体重移動においても，運動予測機構を取り入れることにより安定した体重移動を行うことができる可能性がある．これについては現在制御モデル化を検討中である．

三章で示した実ロボットを用いた実験では，単純にヒトの角度変化の計測データを真似た制御モデルではロボットを安定化させることができないことが示された．定性的には，左に傾いた時には右向きのポテンシャルを形成し，右に傾いた時には左向きのポテンシャルを形成することによって，安定した体重移動を行うことができると考えられるが，それによって安定化される周期，制御パラ

メータは限られたものであった。しかし、今回の実験結果から、センサーフィードバックを行わず、構造の持つダイナミクスだけによって安定な体重移動を行うことができないと結論付けるのは早急であるかもしれない。今回製作したロボットとヒトでは、身体の部位の質量分布、サイズのバランスが異なるからである。身体構造のダイナミクスによって運動制御が簡便になることは受動歩行の例にもある通りである。これについては動力学シミュレータを用いて検証する必要がある。

本論文では、ヒューノイドの三次元歩行の安定化を実現するために、ヒトが前額面内で体重移動を行う時の関節角度を計測し、そこから推測される制御則を試すためのプラットフォームとしてのロボットの開発とその初期段階の実験について紹介した。前額面内の体重移動は非常に簡単な運動であり、ある周期においてそれだけをロボットで実現することはそれほど難しいことではない。しかし、その周期を様々に変化させたときに安定な運動を実現することを通して、ヒトの運動制御戦略に迫ることができるのではないかと考えている。

## 参考文献

- [1] Hudson, C. and Krebs D.: "Frontal plane dynamic stability and coordination in subjects with cerebellar degeneration", *Exp. Brain Res.*, 132, pp. 103-113, 2000.
- [2] 梶田, 谷.: 実時間路面形状計測に基づく動的2足歩行の制御. *日本ロボット学会誌*, Vol. 14, No. 7 (1996), pp. 1062-1069.
- [3] Lyon, I. and Day, B.: "Control of frontal plane body motion in human stepping", *Exp. Brain Res.*, 115, pp. 345-356, 1997.
- [4] McGeer, T.: "Passive walking with knees", 1990 IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, 3, Cincinnati, pp.1640-1645, 1990.
- [5] Mochon, S. and McMahon, T.A.: "Ballistic walking", *J. Biomech.*, 13, pp. 49-57, 1980.
- [6] Ogino, M. Hosoda, K. and Asada, M.: "Learning Energy Efficient Walking with Ballistic Walking", *Proc. of 2nd International Symposium on Adaptive Motion of Animals and Machines*, ThP-I-5, CD-ROM, 2003.
- [7] Pratt, J.: "Exploiting Inherent Robustness and Natural Dynamics in the Control of bipedal Walking Robots", Doctor thesis, MIT, June. 2000.
- [8] G. Taga, Y. Yamaguchi, H. Shimizu.: Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment. *Biological Cybernetics*, Vol. 65, (1991), pp. 147-159.

---

## 連絡先

〒565-0871 大阪府吹田市山田丘 2-1

大阪大学大学院工学研究科

知能機能創成工学専攻

荻野 正樹

E-mail: ogino@er.ams.eng.osaka-u.ac.jp

Tel: 06-6877-5111 内線 3381

FAX: 06-6879-7348