

# Visual-Lifting Approachによるヒューマノイドの歩行解析 -腰関節への制御入力が歩行に与える影響の考察- Walking Analysis of a Humanoid by Visual-Lifting Approach -Consideration of Influence on Walking by Control Inputting to a Waist Joint-

岡山大学 ○李 啓托, 見浪 護, 矢納 陽, 小林 洋祐, 西口 淳平  
Gyetak Lee, Mamoru Minami, Akira Yanou, Yosuke Kobayashi and Jumpei Nishiguchi  
Okayama University

**Abstract** Biped locomotion created by a controller based on ZMP known as reliable control method looks different from human's walking on the view point that ZMP-based walking does not include tipping-over state. However, the walking control that does not depend on ZMP is vulnerable to turnover. Therefore, we propose walking stabilizer based on visual feedback to enhance standing robustness and prevent the robot from falling down. Simulation results indicate that this stabilizer helps stabilize pose and bipedal walking even though ZMP is not kept inside convex hull of supporting area. Moreover, we point out that arms begin to swing asymmetrically by dynamical coupling among body links without input torques and verify the effects of the arms' swing on the walking.

## 1 緒言

ヒューマノイドのダイナミクスは強い非線形性や複雑な干渉を有するため取り扱いが難しい。そのため、線形倒立振り子などへ近似し制御器の設計を容易にすることによって所望の運動を実現することが多い。ヒューマノイドの歩行に関する研究も幅広く行われており、その中でも Zero-Moment Point [ZMP] を参照することによる歩行制御は有力かつ現実的な手法であることが知られている。ZMP を規範とした制御によって多くのヒューマノイドの実機が現実世界における歩行を達成した。

このように、上記のモデル化や制御器設計は単純化された二足歩行モデルが対象であり、足 (foot) を含むモデルの作成や足の滑りなどが歩行に与える影響の議論は避けられる傾向にある。その一方で、文献 [1] は足 (foot) の存在によって多様な歩容が生成されることを明確に指摘し、様々な歩容を含む歩行モデルを作成している。また、足が接地している状況は拘束運動としてモデル化が可能であり、文献 [2] は代数方程式に基づいて物体が環境と接触しながら運動を行っている状態を滑り摩擦を含めて表現し、ヒューマンフィギュアへの応用を提案している。これらの文献と同様に、著者らは可能な限り詳細に導出されたダイナミクスに基づいた議論を行う。本研究と文献 [1], [2] の観点は共通しているが、各歩容のダイナミクスを状態変数の次元の変化に基づいて導出しているという点が異なっている。つまり、状態変数の次元が運動の結果に応じて変化する (足の拘束状態や路面上の滑り運動に影響を与える)。このような運動の次元が

時変である系に対する制御器の設計や安定性の判別を議論している報告はない。

そして、本研究では ZMP に依存しない歩行の実現を考える。すなわち、ZMP が支持多角形の境界上に存在し、転倒状態となる歩容を含んだ人間らしい「自然」な歩行である。しかし、ヒューマノイドが転倒状態となっているときの歩容は不安定となる。このような問題に対して、著者らはビジュアルフィードバックによる姿勢安定化戦略をインピーダンス制御 [6] の概念に基づいて提案する。この戦略は文献 [7], [8] において提案されている“visual pose estimation”を利用しており、ヒューマノイドが固定目標物体を実時間で認識し、その結果得られる頭部の位置/姿勢の目標値と実際の位置/姿勢の偏差をフィードバックすることにより、直立および歩行状態における姿勢安定化を行う。また、この戦略を用いてヒューマノイドが歩けたことを文献 [9] で示した。さらに、文献 [10] では過渡状態から定常状態に渡る歩行において腕が自発的に励振する現象を動力的干渉により、ヒューマノイドの平均歩幅が増加したことも示した。また、文献 [11], 文献 [13] でジャンプ時の腕振りの影響や冗長性利用のための動的な形状変更能力 (動的回避可操作性) を評価する指標を提案した。

これらの流れの中、本報ではもっと人間らしい歩行を目指すため、新しい入力を腰に加え、それについて考察する。また、競歩選手が歩く時、手を振る動作に着目し、腕を自発的に動かす (腕の入力トルクは零) のではなく、自ら腕を動かすことでどのような影響が現れるのかについて考察する。

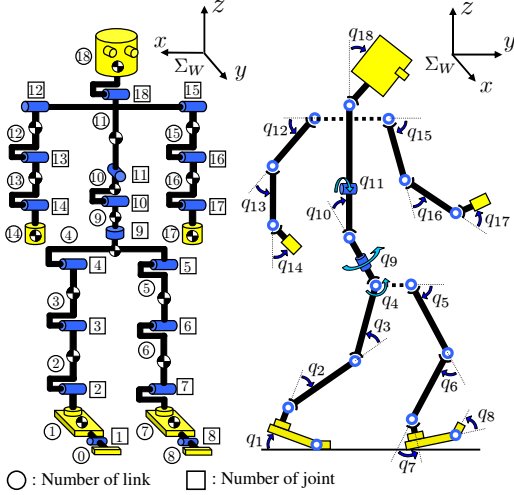


Fig. 1: Definition of humanoid's link, joint and angle

## 2 歩容の動力学モデル

ヒューマノイドの関節構成は Fig. 1 のようになっており、寸法 (リンクの長さ  $l_i$  [m]・リンクの質量  $m_i$  [kg]・関節の粘性摩擦係数  $d_i$  [N·m·s/rad]) は表 1 の値とする。また、足の裏の形状は  $0.26$  [m] ×  $0.10$  [m] の長方形とした。本報では文献 [3] と同様にヒューマノイドを直列リンク接続のマニピュレータと見なして、Newton-Euler 法 [4], [5] を利用したダイナミクスの数値計算を行った。しかし、Fig. 1 に示すモデルは分岐を持つという点において文献 [3] とは異なっている。Fig. 2 のような歩容を表す運動方程式は式 (1) となる。

$$\begin{aligned} M(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{h}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{g}(\mathbf{q}) + \mathbf{D}\dot{\mathbf{q}} \\ = \boldsymbol{\tau} + \mathbf{j}_{c_z}^T f_{n_z} - \mathbf{j}_t^T f_t + \mathbf{j}_r^T \tau_n + \mathbf{j}_{c_y}^T f_{n_y} \end{aligned} \quad (1)$$

$M(\mathbf{q})$  は慣性行列、 $\mathbf{h}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$  はそれぞれ遠心力/コリオリ力の項および重力項を表すベクトル、 $\mathbf{D}$  は関節の粘性摩擦係数を表す対角行列、 $\boldsymbol{\tau}$  は入力トルクベクトル、 $\mathbf{q}$  は関節角度ベクトルである。そして、 $f_{n_z}$ 、 $f_t$ 、 $\tau_n$ 、 $f_{n_y}$  はそれぞれ抗力 ( $\Sigma_W$  の  $z$  方向)・摩擦力・拘束トルク・抗力 ( $\Sigma_W$  の  $y$  方向) である。また、 $\mathbf{j}_{c_z}$ 、 $\mathbf{j}_t$ 、 $\mathbf{j}_r$ 、 $\mathbf{j}_{c_y}$  は以下の式で定義されるベクトルである。

$$\begin{aligned} \mathbf{j}_{c_z}^T &= \left( \frac{\partial C_1}{\partial \mathbf{q}^T} \right)^T \left( 1 / \left\| \frac{\partial C_1}{\partial \mathbf{r}^T} \right\| \right), \quad \mathbf{j}_t^T = \left( \frac{\partial \mathbf{r}}{\partial \mathbf{q}^T} \right)^T \frac{\dot{\mathbf{r}}}{\|\dot{\mathbf{r}}\|}, \\ \mathbf{j}_r^T &= \left( \frac{\partial C_2}{\partial \mathbf{q}^T} \right)^T \left( 1 / \left\| \frac{\partial C_2}{\partial \mathbf{q}^T} \right\| \right), \quad \mathbf{j}_{c_y}^T = \left( \frac{\partial C_3}{\partial \mathbf{q}^T} \right)^T \left( 1 / \left\| \frac{\partial C_3}{\partial \mathbf{r}^T} \right\| \right) \end{aligned}$$

$C_1, C_2, C_3$  はそれぞれ、接地脚の踵を地面に拘束 ( $z_h = 0$ )・接地脚の回転を拘束 ( $q_e = 0$ )・進行方向に対する接地脚の運動を拘束 ( $y_h = \text{一定}$ ) という条件を意味し、 $\Sigma_W$  に基づく接地脚の踵の位置ベクトルを  $\mathbf{r}(\mathbf{q})$  と定義した

Table 1: Physical parameters

Link	$l_i$	$m_i$	$d_i$
Head	0.24	4.5	0.5
Upper body	0.41	21.5	10.0
Middle body	0.1	2.0	10.0
Lower body	0.1	2.0	10.0
Upper arm	0.31	2.3	0.5
Lower arm	0.24	1.4	1.0
Hand	0.18	0.4	2.0
Waist	0.27	2.0	10.0
Upper leg	0.38	7.3	10.0
Lower leg	0.40	3.4	10.0
Foot	0.07	1.1	10.0
Total	1.7	63.8	

とき以下の式で表現される。

$$\mathbf{C}(\mathbf{r}(\mathbf{q})) = \begin{bmatrix} C_1(\mathbf{r}(\mathbf{q})) \\ C_2(\mathbf{r}(\mathbf{q})) \\ C_3(\mathbf{r}(\mathbf{q})) \end{bmatrix} = \mathbf{0} \quad (2)$$

条件  $C_3$  は接地脚の進行方向の速度  $\dot{y}_h$  が一定速度未満となり、動摩擦力が静摩擦力に移行したとき考慮される。また、接地脚の進行方向の力  $f_y$  が静摩擦力を上回った場合、すなわち  $|f_y| > |f_t|$  のとき条件  $C_3$  を外して、接地脚は進行方向に滑りを生じる。一方で、支持脚には 2 通りの接地状態を考える。Fig.2 (b) のようにつま先立ちのとき、関節角度ベクトルは  $\mathbf{q} = [q_1, q_2, \dots, q_{18}]^T$  と定義されるのに対して、Fig.2 (a) に示す面接地状態のときには  $\mathbf{q} = [q_2, q_3, \dots, q_{18}]^T$  として区別を行った。

式 (1) と時間  $t$  で 2 階微分した式 (2) を連立させることにより、以下に示すダイナミクスを得る。

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} M(\mathbf{q}) & -(\mathbf{j}_{c_z}^T - \mathbf{j}_t^T K) & -\mathbf{j}_r^T & -\mathbf{j}_{c_y}^T \\ \frac{\partial C_1}{\partial \mathbf{q}^T} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\partial C_2}{\partial \mathbf{q}^T} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\partial C_3}{\partial \mathbf{q}^T} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{q}} \\ f_{n_z} \\ \tau_n \\ f_{n_y} \end{bmatrix} \\ = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\tau} - \mathbf{h}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) - \mathbf{g}(\mathbf{q}) - \mathbf{D}\dot{\mathbf{q}} \\ -\dot{\mathbf{q}}^T \left\{ \frac{\partial}{\partial \mathbf{q}} \left( \frac{\partial C_1}{\partial \mathbf{q}^T} \right) \right\} \dot{\mathbf{q}} \\ -\dot{\mathbf{q}}^T \left\{ \frac{\partial}{\partial \mathbf{q}} \left( \frac{\partial C_2}{\partial \mathbf{q}^T} \right) \right\} \dot{\mathbf{q}} \\ -\dot{\mathbf{q}}^T \left\{ \frac{\partial}{\partial \mathbf{q}} \left( \frac{\partial C_3}{\partial \mathbf{q}^T} \right) \right\} \dot{\mathbf{q}} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3)$$

本報では Fig. 3 に示す 11 種類の歩容を想定し、条件に応じて切り替えている。これらの歩容は全て式 (3) のダイナミクスにおいて、状態変数の次元と拘束条件を適切に選択することで表現可能である。Table. 2 に各歩容に対応した状態変数の次元と拘束条件の組み合わせを示す。

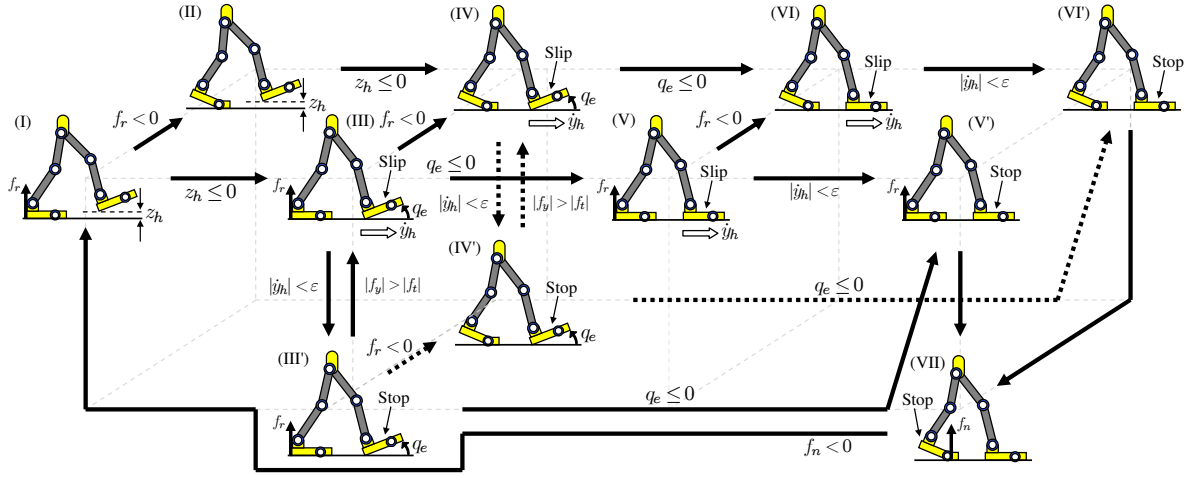


Fig. 3: States and gait transition

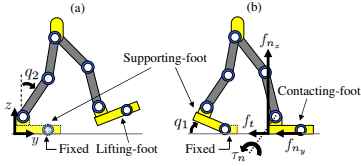


Fig. 2: Example of walking gaits

Table 2: Possible states for humanoid's walking

State	State variables	Constraint
(I)	$\mathbf{q} = [q_2, q_3, \dots, q_{18}]^T$	Nothing
(II)	$\mathbf{q} = [q_1, q_2, \dots, q_{18}]^T$	Nothing
(III)	$\mathbf{q} = [q_2, q_3, \dots, q_{18}]^T, f_{n_z}$	$C_1 = 0$
(III')	$\mathbf{q} = [q_2, q_3, \dots, q_{18}]^T, f_{n_z}, f_{n_y}$	$C_1, C_3 = 0$
(IV)	$\mathbf{q} = [q_1, q_2, \dots, q_{18}]^T, f_{n_z}$	$C_1 = 0$
(IV')	$\mathbf{q} = [q_1, q_2, \dots, q_{18}]^T, f_{n_z}, f_{n_y}$	$C_1, C_3 = 0$
(V)	$\mathbf{q} = [q_2, q_3, \dots, q_{18}]^T, f_{n_z}, \tau_n$	$C_1, C_2 = 0$
(V')	$\mathbf{q} = [q_2, q_3, \dots, q_{18}]^T, f_{n_z}, \tau_n, f_{n_y}$	$C_1, C_2, C_3 = 0$
(VI)	$\mathbf{q} = [q_1, q_2, \dots, q_{18}]^T, f_{n_z}, \tau_n$	$C_1, C_2 = 0$
(VI')	$\mathbf{q} = [q_1, q_2, \dots, q_{18}]^T, f_{n_z}, \tau_n, f_{n_y}$	$C_1, C_2, C_3 = 0$
(VII)	$\mathbf{q} = [q_2, q_3, \dots, q_{18}]^T, f_{n_z}, f_{n_y}$	$C_1, C_3 = 0$

### 3 Lifting Stabilization Strategy

LSS の目的は頭部の位置を一定の高さに保ち、転倒を避けることである。本論文ではヒューマノイドが物体を見ながら歩行を行い、世界座標における物体の位置  $\mathbf{r}_{obj}(t)$  と頭部の位置  $\mathbf{r}_h(t)$  との偏差  $\delta\psi(t)$  が既知であるという仮定の下で Fig. 4 に示す LSS を提案する。

偏差  $\delta\psi(t)$  が既知である時、頭部位置を所望の位置に収束させるために必要な力  $\mathbf{f}_v$  は以下の式で得られる。

$$\mathbf{f}_v(t) = \mathbf{K}_v \delta\psi(t) \quad (4)$$

$\mathbf{K}_v$  は P 制御に必要な任意の比例ゲインを示しており、

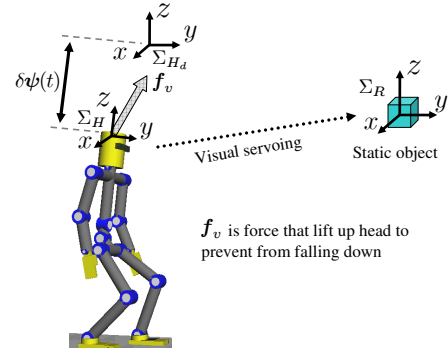


Fig. 4: Concept of visual feedback

$\mathbf{K}_v = \text{diag}[k_{vx}, k_{vy}, k_{vz}]$  である。そして、 $\mathbf{f}_v(t)$  の実現に必要なトルクを以下の式から導出する。

$$\boldsymbol{\tau}_v(t) = \mathbf{J}_v(\mathbf{q})^T \mathbf{f}_v(t) \quad (5)$$

ここで  $\mathbf{J}_v(\mathbf{q})$  は支持脚から頭部までのヤコビ行列である。入力トルクの決定にヤコビ行列  $\mathbf{J}_v(\mathbf{q})$  の転置を用いているため、特異姿勢が発生した場合においても  $\boldsymbol{\tau}_v(t)$  の存在が補償されているという利点を有している。すなわち、この戦略は腰の位置が高い状態や膝を伸ばした姿勢における二足歩行の実現を可能としている。

### 4 提案する新しい入力について

緒言でも書いている通り、我々は過去の研究(文献[10])より、ヒューマノイドの腕を自然に振らすことに成功し、平均歩幅が増加したことを示した。そこで、我々はもっと人間らしい歩行の実現のため、人間が歩く時に腰を伸ばして歩くことに着目し、腰に新しい入力を加えた。また、競歩選手が歩く時、腕を振って歩くことに注目し、腕に入力を入れることでどのような変化が見られたかについて考察し、データで示す。

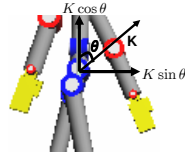


Fig. 5: Vector of waist's force

#### 4.1 腰の入力に関して

本章では新しく取り入れた腰の入力について説明する。人間は歩く時、腰をまっすぐ伸ばして歩く。よって、もっと人間らしい歩き方を実現させるためには、腰にトルクを入れた方が良いと考えられる。以下に示すのは、腰の入力トルクに関する式である。

$$\mathbf{f}_w(t) = K \begin{bmatrix} 0 \\ \sin \theta \\ \cos \theta \end{bmatrix} \quad (6)$$

ここで、 $K$  は力の大きさを示し、範囲は  $50 \leq K \leq 1000$  で 50 刻みで、 $\theta$  は力の方向を表すものであり、範囲は  $0 \leq \theta \leq 1.5$  で 0.1 刻みで値を変えている。そして式 (6) にヤコビ行列を使い、力をトルクに変換させた腰の入力トルクを次式に示す。

$$\boldsymbol{\tau}_w(t) = \mathbf{J}_w(\mathbf{q})^T \mathbf{f}_w(t) \quad (7)$$

この式で、 $\mathbf{J}_w(\mathbf{q})$  は支持脚から腰 (Link-10) までのヤコビ行列である。これより入力トルクをまとめ、 $\alpha$  を用いた式を式 (8) に示す。式 (8) はヒューノイドのコントローラとなり、 $\alpha$  はフィードバックの強弱を調整できるように設定した変数である。ここで、 $\alpha$  の範囲は  $0.8 \leq \alpha \leq 1.0$  とする。

$$\boldsymbol{\tau} = \alpha \boldsymbol{\tau}_v(t) + (1 - \alpha) \boldsymbol{\tau}_w(t) \quad (8)$$

次に腰に入れる力の方向と大きさを Fig. 5 で示す。Fig. 5 を見ると分かるように  $\theta$  が 0 の時は腰を上を引張り、 $\pi/2$  の時は腰を進行方向に引張ることが分かる。本論では、 $\alpha$ 、 $\theta$ 、 $K$  の値を変化させ、シミュレーションした結果を Fig. 6~Fig. 9 で示す。Fig. 6~Fig. 9 は  $K$  と  $\theta$  の値の変化による歩数のグラフである。ここで、次のような仮定を立てる。

1. ヒューノイドが 30 歩まで歩けた場合を歩ける範囲と見なし、30 歩まで歩けなかった場合を歩けない範囲として見なす。

2. 歩けた範囲が広いほど安定性が高いと判断する。

仮定よりデータを取った結果として、 $\alpha$  を増加させるほど歩ける範囲が広がっていることが分かった。すなわち、仮定 2 より安定性が高くなったと言える。この理由としては、 $\alpha$  が低いときには頭の位置を支持するコン

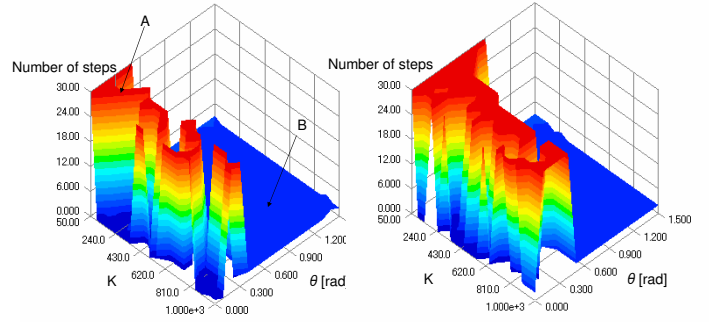


Fig. 6: Range which can walk by  $\alpha = 0.8$

Fig. 7: Range which can walk by  $\alpha = 0.84$

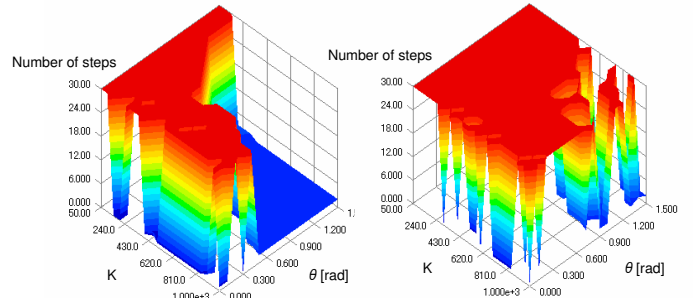


Fig. 8: Range which can walk by  $\alpha = 0.89$

Fig. 9: Range which can walk by  $\alpha = 0.94$

ローラのトルクが小さく、腰を上を引張る力がある程度以上でない限り、安定性が増すことは期待できないと言える。しかし、 $\alpha$  が 1 に近いほど頭を引っ張る力が増加し、歩行が安定に行なわれるため、腰を前に引張っても歩けるようになってきていることが分かる。また、過去の研究より、 $0.82 \leq \alpha \leq 1.06$  の範囲以外では、ヒューノイドが転倒状態に入り歩けなくなっていたが、Fig. 6 を見ると分かるように、 $\alpha = 0.8$  の時でもヒューノイドが歩けるようになったことが確認できた。また、Fig. 6 の A と B の範囲でどのようにヒューノイドが歩いたかについてシミュレーションのスクリーンショットを Fig. 10 と Fig. 11 に紹介する。Fig. 10 は Fig. 6 に示した A

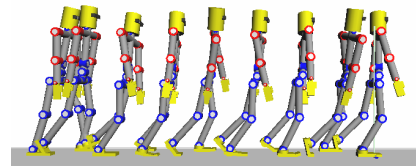


Fig. 10: Screen-shot of bipedal walking

の範囲での歩き方を、Fig. 11 は Fig. 6 に示した B のこける姿を表している。B の範囲でこける理由は 2 つあり、

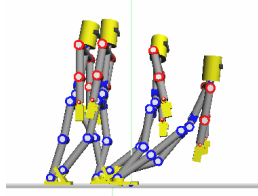


Fig. 11: Screen-shot of bipedal walking

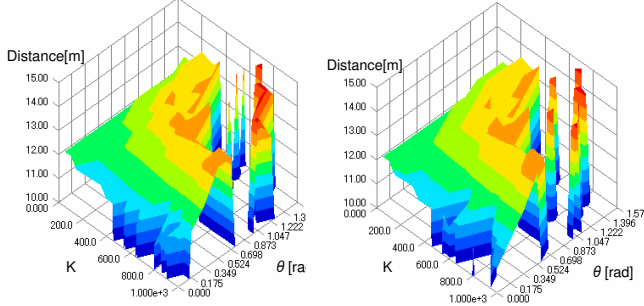


Fig. 12: Range which can walk by  $\beta = 0$       Fig. 13: Range which can walk by  $\beta = 1$

それらを次に示す.

1. 遊脚があまり上がらず, つま先が地面にひっかり倒れる.
2. 腰を上引張り過ぎて姿勢が不安定となり, その原因で倒れる.

#### 4.2 腕入力に関して

我々は文献 [10] より, 腰入力による干渉で自発的に腕を振ることが分かり, 腕振りによって歩行効率向上効果を示した. 本章では, 自発的に腕を振らしかつ腕に入力トルクを加えることで歩行効率の向上が見られたことを示す. まず, 次次に腕のトルクを示す.

$$\tau_{12} = \begin{cases} \beta \cos \{2\pi(t - t_1)/1.85\} & \text{(右脚支持)} \\ -\beta \cos \{2\pi(t - t_1)/1.85\} & \text{(左脚支持)} \end{cases} \quad (9)$$

$$\tau_{15} = \begin{cases} -\beta \cos \{2\pi(t - t_1)/1.85\} & \text{(右脚支持)} \\ \beta \cos \{2\pi(t - t_1)/1.85\} & \text{(左脚支持)} \end{cases} \quad (10)$$

式 (9) は右腕のトルクを, 式 (10) は左腕のトルクを示す. ここで,  $t_1$  は歩行の周期を  $\beta$  は腕入力トルクの大きさを表している. では, この腕入力を入れた時のシミュレーション結果を以下に示す.

Fig. 12~Fig. 15 は 20 秒間シミュレーションを行ない, Fig. 9 と同様なパラメータ調整で得られたグラフであり,

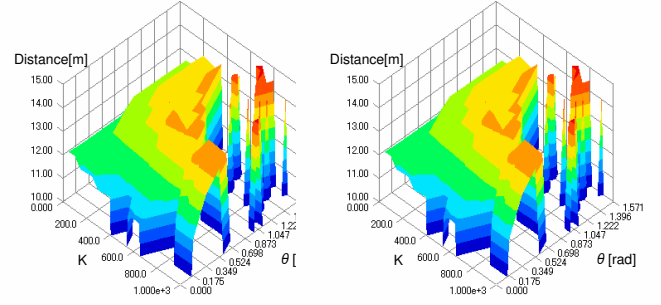


Fig. 14: Range which can walk by  $\beta = 2$       Fig. 15: Range which can walk by  $\beta = 3$

Table 3: Best distance by walk

$\beta$	$K$	$\theta$ [rad]	Distance[m]
0	900	1.222	14.766
1	900	1.222	14.975
2	900	1.222	14.831
3	900	1.222	14.839

縦軸を歩数から歩距離に変えた. また,  $\alpha$  は  $\alpha = 0.94$  と固定しており,  $\beta$  の値を変えてシミュレーションを行なった. Fig. 12~Fig. 15 では, 歩けた範囲に注目し, それらの結果を示す. まず, Fig. 12~Fig. 15 の中で最も歩距離が長い時のパラメータとその時の歩距離を Table. 3 で示す. Table. 3 より, 腕を自然に振るよりは力を入れて振った方がもっと遠く歩いた結果が見られた. また, 腕を振りすぎた場合 (Fig. 14, Fig. 15) より腕を適度に振った場合 (Fig. 13) の方がもっと遠くまで歩ける結果となった.

次に, 歩けた範囲について述べる. 腕を自然に振らせることと腕に力を入れて振ることを比較すると, 腕を自然に振らせた方が歩ける範囲としては最も広がった. しかし, 多くの違いは見られなかった. Fig. 12~Fig. 15 で示したグラフは各々計 200 個のデータであり, この中で  $\beta = 0$  では 42 個,  $\beta = 1$  では 43 個,  $\beta = 2$  では 46 個,  $\beta = 3$  では 48 個のデータが歩けなかったデータであり, 腕に力を入れることで歩ける範囲が広がることは見られなかった. しかし, 腕を振ることで歩けなかったものが歩けるものになったものがあるので, 次の Fig. 16 で紹介したい. Fig. 16 は歩幅と歩数の関係を表しており, ひし形は腕に入力を加えなかった場合 ( $\beta = 0$ ) を, 丸型は腕に入力を加えた場合 ( $\beta = 1$ ) を示している. ここで, シミュレーション条件は両方とも  $K = 800$ ,  $\theta = 1.047$  [rad] の同様な条件で行なったものである. Fig. 16 を見ると

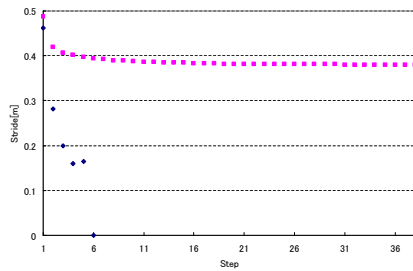


Fig. 16: Relation between stride and step

腕に入力を加えなかった場合は5歩目で倒れた反面、腕に入力を加えた場合ではシミュレーション時間20秒の間、倒れず歩けるようになったことが分かる。この原因については現在では説明できないが、おそらく腕の干渉が脚に影響しているのではないかと考えられる。この点については今後の課題であると思われる。

## 5 結言

本報ではまず、腰に新しい入力を加えることにより歩けなかった範囲  $\alpha \leq 0.82$  でもヒューマノイドが歩けるようになったことを示した。また、腕に入力を加えることで腕に入力を加えない場合よりもっと遠くまで歩けた(歩く速さが増した)ことが確認できた。これは腕を自然に振ることより、腕に力を少し入れた方が良くと考えられる結果とも言える。しかし、腕を振ることで歩ける範囲が狭まったことについては今後の課題であり、腕の関節角度の拘束条件を入れることももう一つの課題である。

## 参考文献

- [1] Y. Huang, B. Chen, Q. Wang, K. Wei and L. Wang, "Energetic efficiency and stability of dynamic bipedal walking gaits with different step lengths," *Proc. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp.4077–4082, 2010.
- [2] 中村 仁彦, 山根 克, "拘束条件が不連続に変化するリンク系の動力学—環境と接触しながら運動するヒューマンフィギュアへの応用—," *日本ロボット学会誌*, Vol.18, No.3, pp.435–443, 2000.
- [3] Y. Fujimoto and A. Kawamura, "Three Dimensional Digital Simulation and Autonomous Walking Control for Eight-Axis Biped Robot," *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp.2877–2884, 1995.
- [4] J.Y.S. Luh, M.W. Walker and R.P.C. Paul, "On-Line Computational Scheme for Mechanical Manipulators," *ASME Journal of Dynamics Systems, Measurement, and Control*, Vol.102, No.2, pp.69–76, 1980.
- [5] M.W. Walker and D.E. Orin, "Efficient Dynamic Computer Simulation of Robotic Mechanisms," *ASME Journal of Dynamics Systems, Measurement, and Control*, Vol.104, pp.205–211, 1982.
- [6] N. Hogan, "Impedance Control; An Approach to Manipulation, Parts I–III," *ASME Journal of Dynamics Systems, Measurement, and Control* Vol.107, No.1, pp.1–24, 1985.
- [7] W. Song, M. Minami, F. Yu, Y. Zhang and A. Yanou, "3-D Hand & Eye-Vergence Approaching Visual Servoing with Lyapunov-Stable Pose Tracking," *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp.5210–5217, 2011.
- [8] F. Yu, W. Song and M. Minami, "Visual Servoing with Quick Eye-Vergence to Enhance Trackability and Stability," *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp.6228–6233, 2010.
- [9] 前場 友秀, 見浪 護, 矢納 陽, "Lifting Stabilization Strategy に基づくヒューマノイドの二足歩行," アドバンティ2011 シンポジウム, pp57-62, 2011.
- [10] 小林 洋祐, 前場 友秀, 見浪 護, 松野 隆幸, 矢納 陽, "ビジュアルフィードバックによるヒューマノイドの歩行安定化 -動学的干渉による腕の自発的励振と歩行効率向上効果-, " ロボティクス・メカトロニクス講演会 2012, 2012.
- [11] 西口 淳平, 見浪 護, 矢納 陽, "腕の振りを利用したヒューマノイドロボットのジャンプの解析," ロボティクス・メカトロニクス講演会 2012, 2012.
- [12] T. Maeba, M. Minami, A. Yanou and J. Nishiguchi, "Dynamical Analyses of Humanoid's Walking by Visual Lifting Stabilization Based on Event-driven State Transition," AIM2012, 2012.
- [13] 小林 洋祐, 見浪 護, 矢納 陽, 前場 友秀, "Visual-Lifting Stabilization に基づく二足歩行の動的形状変更能力," 第2回コンピューショナル・インテリジェンス研究会, pp.57-64 2012.