

Visual-lifting Approach によるアイススケート歩行の実現と腕振り運動の発見 - 動力学的干渉による自発的腕振りの考察 -

Stabilization Strategy of Humanoid's Ice-skate Walking by Visual-lifting Approach - Spontaneous Arms' Swinging for Ice-skate Walking by Dynamical Coupling -

○ 王 穎 (岡山大) 学 井澤 大時 (岡山大)
学 張 則奕 (岡山大) 学 李 想 (岡山大)
正 見浪 護 (岡山大) 正 松野 隆幸 (岡山大)

Ying WANG, Okayama University, pskd42jr@suri.sys.okayama-u.ac.jp

Xiang LI, Okayama University, xiangli@suri.sys.okayama-u.ac.jp

Mamoru MINAMI, Okayama University, minami@suri.sys.okayama-u.ac.jp

Takayuki MATSUNO, Okayama University, matsuno@suri.sys.okayama-u.ac.jp

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-lifting Approach 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 ice-skate walking.

Key Words: Bipedal walking, Visual-lifting Approach, Arms' swing, Dynamical coupling

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、本報では 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-lifting Approach”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。提案する戦略を用いることで、姿勢安定化や支持多角形の凸包内に ZMP を留めないアイ

ススケート歩行の実現に一定の効果があることをシミュレーションにより示す。さらに、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学的干渉に基づいて検証しました。

2 歩容の動力学モデル

ヒューマノイドの関節構成は図 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。歩容を表す運動方程式は式 (1) となる。

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

$M(\mathbf{q})$ は慣性行列、 $\mathbf{h}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ 、 $\mathbf{g}(\mathbf{q})$ 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 、 τ_n 、 f_{n_y} はそれぞれ抗力 (Σ_W の z 方向)・摩擦力・拘束トルク・抗力 (Σ_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。

$$\mathbf{j}_{c_z}^T = \left(\frac{\partial \mathbf{r}}{\partial \mathbf{q}^T} \right)^T \left\{ \left(\frac{\partial C_{hz}}{\partial \mathbf{r}} \right) / \left\| \frac{\partial C_{hz}}{\partial \mathbf{r}} \right\| \right\} \quad (2)$$

$$\mathbf{j}_t^T = \left(\frac{\partial \mathbf{r}}{\partial \mathbf{q}^T} \right)^T \frac{\dot{\mathbf{r}}}{\|\dot{\mathbf{r}}\|} \quad (3)$$

$$\mathbf{j}_r^T = \left(\frac{\partial C_{fr}}{\partial \mathbf{r}^T} \right)^T / \left\| \frac{\partial C_{fr}}{\partial \mathbf{r}} \right\| \quad (4)$$

$$\mathbf{j}_{c_y}^T = \left(\frac{\partial \mathbf{r}}{\partial \mathbf{q}^T} \right)^T \left\{ \left(\frac{\partial C_{hy}}{\partial \mathbf{r}} \right) / \left\| \frac{\partial C_{hy}}{\partial \mathbf{r}} \right\| \right\} \quad (5)$$

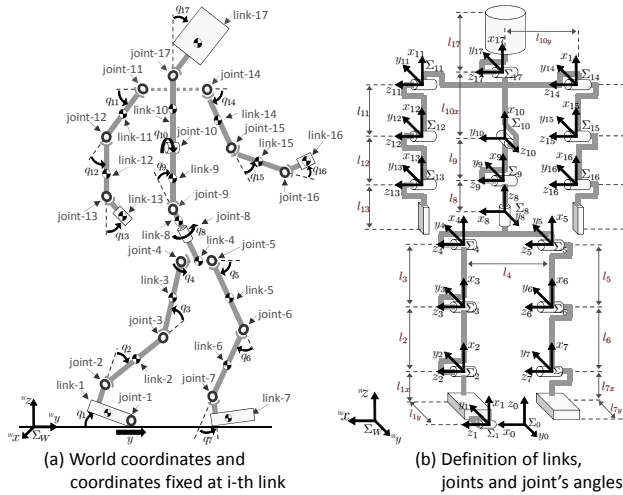


Fig.1 Definition of Humanoid model

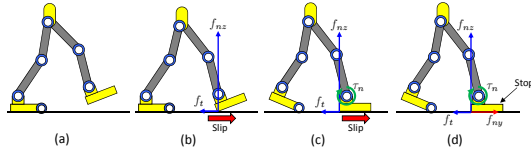


Fig.2 Gaits including contacting-foot with surface-contacting

C_{hz}, C_{fr}, C_{hy} 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 ($q_e = q_0 + q_1 + q_2 + q_3 + q_4 + q_5 + q_6 + q_7 = 0$)、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ており、Fig. 2 の (b)(c)(d) に示す。また Σ_W に基づく接地脚の踵の位置ベクトルを $\mathbf{r}_h(\mathbf{q})$ と定義したとき以下の式で表現される。

$$\mathbf{C}(\mathbf{r}_h(\mathbf{q})) = \begin{bmatrix} C_{hz}(\mathbf{r}_h(\mathbf{q})) \\ C_{fr}(\mathbf{r}_h(\mathbf{q})) \\ C_{hy}(\mathbf{r}_h(\mathbf{q})) \end{bmatrix} \quad (6)$$

式 (6) を時間 t で 2 階微分し、式 (1) と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。

$$\begin{bmatrix} \mathbf{M}(\mathbf{q}) & -(\mathbf{j}_{cz}^T - \mathbf{j}_t^T \mathbf{K}) & -\mathbf{j}_r^T & -\mathbf{j}_{cy}^T \\ \partial C_{hz} / \partial \mathbf{q}^T & 0 & 0 & 0 \\ \partial C_{fr} / \partial \mathbf{q}^T & 0 & 0 & 0 \\ \partial C_{hy} / \partial \mathbf{q}^T & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{q}} \\ f_{nz} \\ \tau_n \\ f_{ny} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\tau} - \mathbf{h}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) - \mathbf{g}(\mathbf{q}) - \mathbf{D}\dot{\mathbf{q}} \\ -\dot{\mathbf{q}}^T \left\{ \frac{\partial}{\partial \mathbf{q}} \left(\frac{\partial C_{hz}}{\partial \mathbf{q}^T} \right) \right\} \dot{\mathbf{q}} \\ -\dot{\mathbf{q}}^T \left\{ \frac{\partial}{\partial \mathbf{q}} \left(\frac{\partial C_{fr}}{\partial \mathbf{q}^T} \right) \right\} \dot{\mathbf{q}} \\ -\dot{\mathbf{q}}^T \left\{ \frac{\partial}{\partial \mathbf{q}} \left(\frac{\partial C_{hy}}{\partial \mathbf{q}^T} \right) \right\} \dot{\mathbf{q}} \end{bmatrix} \quad (7)$$

3 歩容モデル

3.1 ダイナミクスの拡張

ここまで支持脚の表現を次元数を用いて、遊脚の表現を拘束条件を用いて紹介してきた。これらの表現を組み合わせることで歩

Table 1 Physical parameters

Link	l_i [m]	m_i [kg]	d_i [Nms/rad]
Head (l_{17})	0.24	4.5	0.5
Upper body (l_{10x})	0.41	21.5	10.0
Middle body (l_9)	0.1	2.0	10.0
Lower body (l_8)	0.1	2.0	10.0
Upper arm (l_{11}, l_{14})	0.31	2.3	0.03
Lower arm (l_{12}, l_{15})	0.24	1.4	1.0
Hand (l_{13}, l_{16})	0.18	0.4	2.0
Waist (l_4)	0.27	2.0	10.0
Upper leg (l_3, l_5)	0.38	7.3	10.0
Lower leg (l_2, l_6)	0.40	3.4	10.0
Foot (l_{1x}, l_{7x})	0.07	1.3	10.0
Total weight [kg]	—	64.2	—
Total hight [m]	1.7	—	—

行中に見られる歩容モデルを 16 種類作成した。また歩行中には遊脚が浮いている状態も考えられるため、この 16 種類の他に支持脚だけが設置した 4 種類の歩容モデルが作成されるため合計で 20 種類の歩容モデルが作成される。また Table 2 には 20 種類の歩容モデルにおける支持脚の次元数、遊脚の拘束状態を示している。

Table 2 Possible states for humanoid's walking

Number of States	State variables and constraining force and torque (Lagrange Multiplier)	Constraints (Reference)
1	$\mathbf{q} = [q_2, q_3, \dots, q_{17}]^T$	Nothing
2	$\mathbf{q} = [q_1, q_2, \dots, q_{17}]^T$	Nothing
3	$\mathbf{q} = [y_0, q_2, q_3, \dots, q_{17}]^T$	Nothing
4	$\mathbf{q} = [y_0, q_1, q_2, \dots, q_{17}]^T$	Nothing
5	$\mathbf{q} = [q_2, q_3, \dots, q_{17}]^T, f_{nz}$	$C_{hz} = 0$
6	$\mathbf{q} = [q_1, q_2, \dots, q_{17}]^T, f_{nz}$	$C_{hz} = 0$
7	$\mathbf{q} = [y_0, q_2, q_3, \dots, q_{17}]^T, f_{nz}$	$C_{hz} = 0$
8	$\mathbf{q} = [y_0, q_1, q_2, \dots, q_{17}]^T, f_{nz}$	$C_{hz} = 0$
9	$\mathbf{q} = [q_2, q_3, \dots, q_{17}]^T, f_{nz}, f_{ny}$	$C_{hz}, C_{hy} = 0$
10	$\mathbf{q} = [q_1, q_2, \dots, q_{17}]^T, f_{nz}, f_{ny}$	$C_{hz}, C_{hy} = 0$
11	$\mathbf{q} = [y_0, q_2, q_3, \dots, q_{17}]^T, f_{nz}, f_{ny}$	$C_{hz}, C_{hy} = 0$
12	$\mathbf{q} = [y_0, q_1, q_2, \dots, q_{17}]^T, f_{nz}, f_{ny}$	$C_{hz}, C_{hy} = 0$
13	$\mathbf{q} = [q_2, q_3, \dots, q_{17}]^T, f_{nz}, \tau_n$	$C_{hz}, C_{fr} = 0$
14	$\mathbf{q} = [q_1, q_2, \dots, q_{17}]^T, f_{nz}, \tau_n$	$C_{hz}, C_{fr} = 0$
15	$\mathbf{q} = [y_0, q_2, q_3, \dots, q_{17}]^T, f_{nz}, \tau_n$	$C_{hz}, C_{fr} = 0$
16	$\mathbf{q} = [y_0, q_1, q_2, \dots, q_{17}]^T, f_{nz}, \tau_n$	$C_{hz}, C_{fr} = 0$
17	$\mathbf{q} = [q_2, q_3, \dots, q_{17}]^T, f_{ny}, f_{nz}, \tau_n$	$C_{hz}, C_{hy}, C_{fr} = 0$
18	$\mathbf{q} = [q_1, q_2, \dots, q_{17}]^T, f_{ny}, f_{nz}, \tau_n$	$C_{hz}, C_{hy}, C_{fr} = 0$
19	$\mathbf{q} = [y_0, q_2, q_3, \dots, q_{17}]^T, f_{ny}, f_{nz}, \tau_n$	$C_{hz}, C_{hy}, C_{fr} = 0$
20	$\mathbf{q} = [y_0, q_1, q_2, \dots, q_{17}]^T, f_{nz}, f_{ny}, \tau_n$	$C_{hz}, C_{hy}, C_{fr} = 0$

3.2 歩容遷移図

前節で作成した各歩容モデルに基づいて、Fig. 3 に示す歩容遷移図を作成した。図中の各歩容モデル左上にある番号は前節で示した Table 2 と対応している。歩容遷移の経路に関してはヒューマンノイドの歩行運動によって運動方程式が決定する。つまり式 (7) で表現されるダイナミクスの解に依存している。各歩容に応

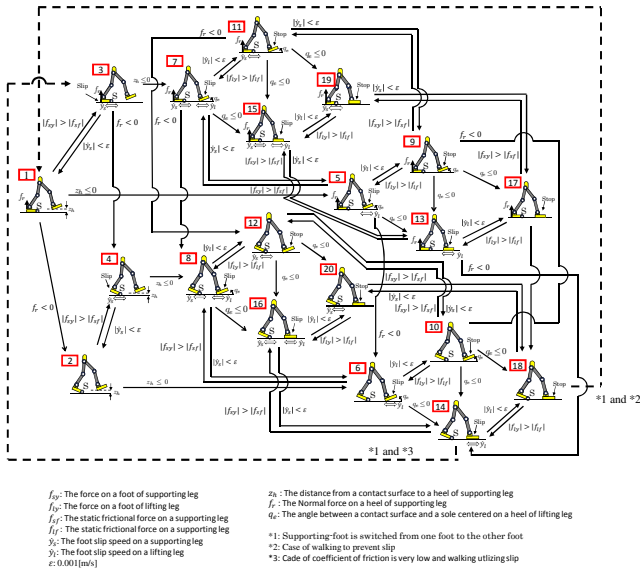


Fig.3 Translation of bipedal walking

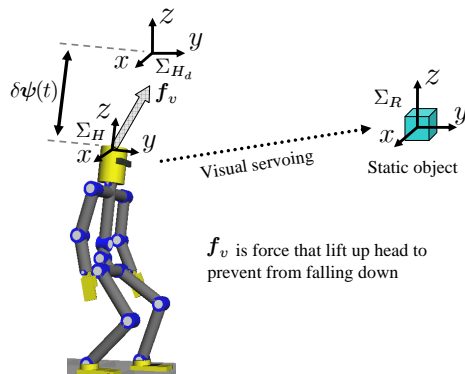


Fig.4 Concept of Visual Lifting Approach stabilizing walking.

じて前節で導出したダイナミクスや状態変数が選定され、分岐の存在する箇所に関しては先に条件が満たされた方に遷移する。

4 Visual-lifting Approach

一般的に ZMP を参照しない連続歩行は不安定な歩容が現れるため、困難であるとされる。不安定な歩容とは転倒状態を意味し、一旦転倒状態が生じると安定な姿勢に復帰することは難しい。本章ではこのような問題を避けるために、ヒューマノイドの直立時または歩行時の安定性向上を目的として“Visual-lifting Approach”と呼ぶ戦略を提案する。本戦略の概念は頭部の位置/姿勢を一定に保つことである。まず、その概略図を Fig.4 に示す。ヒューマノイドの頭部に固定された座標系 Σ_H に基づいて、固定目標物体の位置/姿勢を測定するために Model-based matching 法を使用する。固定目標物体に対して設定された座標系との関係は同次変換行列として定義される。その結果、頭部の目標位置を表す座標系との偏差を表す同次変換行列は以下の式によって求まる。

$${}^H T_{H_d}(\psi_d(t), \psi(t)) = {}^H T_R(\psi(t)) \cdot {}^{H_d} T_R^{-1}(\psi_d(t)) \quad (8)$$

式 (8) において、 ${}^H T_R$ は文献 (10) で提案されている“On-line

visual pose estimation”によって測定された $\psi_d(t)$ を用いて計算可能であるが、本研究では ${}^H T_R$ をビジュアルサーボによる認識によって得るのではなく、既知の変数として扱っている。そして、 $\delta\psi(t) = \psi_d(t) - \psi(t)$ として定義される頭部の目標値と実際の偏差を最小とするために、関連した関節に入力されるべきトルクが以下の式により計算される。

$$\tau_{th}(t) = J_H(q)^T K_p \delta\psi(t) \quad (9)$$

ここで、 $J_H(q)$ は支持脚から頭部までの位置/姿勢を表すヤコビ行列、 K_p は比例ゲインを表している。すなわち式 (9) は頭部を目標位置に引っ張る力 f_v を生み出し、重力による頭部や重心位置の低下及び予測不可能な滑りや外乱による転倒を防止する効果を持つ。

5 アイススケート歩行の実現

5.1 接地面との摩擦係数について

今回目指す運動は滑りを利用した歩行運動であるアイススケートを模した運動である。Fig. 2 において y 軸正の方向を進行歩行としている。進行歩行に進む際は、足と地面の間の摩擦係数を 0.005 としている。しかし進行方向への加速力をつま先の蹴り出しによって得るため、進行歩行と逆向きに力が働くときはアイススケートのシューズについているトゥピックを考慮するために歩容遷移図中において滑りのモデルから停止のモデルへと切り替えている。

5.2 制御器設計

二足歩行を実現するために、3つの制御器を用いて各関節を駆動させた。1つ目の制御器は姿勢安定化のために前設計した式 (8) である。ここで、フィードバックゲインを $K_p = \text{diag}[20, 290, 1100]$ と設定し、この制御器によって生成される入力が入力 joint-1, 2, 3, 4, 8, 9, 10, 17 を駆動させる。

2つ目の制御器は遊脚を前に踏み出させることや、支持脚を蹴り出させることを目的としてを目的として入力トルクを joint-1, 2, 3, 5 に与える。普段人間が二足歩行を行う際、フィードバック制御のようにある目標の角度に向かって脚に力を入れるような行為は見られない。それは人間が生きていく上で学習し、慣れた結果なのかもしれないが、今回はそれに倣いフィードフォワード制御を意識した入力トルクを与えている。そして、3つ目の制御器は遊脚踵をつま先より早い接地させて、正しく歩容を遷移させるための補助入力である。

歩行の安定化のために4歩目以前の腕振りについて補助入力にする。4歩目以降、干渉トルクを考察するため、前の腕について補助入力を全部消す。制御器は胴体の yaw 角 (joint-8) に入力する。式は下記に変えている。ここで t は時間、 t_e は支持脚と遊脚が変わった時間、 T は周期であり今回は $T = 1.85$ となっている。また条件分岐のための a は支持脚が左右どちらであるかを示しており、 $a = 0$ の時支持脚は右足、 $a = 1$ の時支持脚は左足である。

$$\tau_8 = \begin{cases} 30 \sin(2(t - t_e)/T) & (if a = 0) \\ -30 \sin(2(t - t_e)/T) & (if a = 1) \end{cases} \quad (10)$$

6 動力学的干渉に基づく腕の励振運動

アイススケート歩行における両腕の角度の推移を Fig.6 に示す。腕に入力トルクを印加していないにも関わらず両腕が非対称に振動していることが読み取れる。これは歩行運動によって生じる全身の動力学的干渉が要因であると考えられる。その一方で、式 (10) の制御器を使用しない場合には腕の運動が Fig.5 のように変化した。Fig.6 と比較して腕の振動が減少し、非対称な運動とはならなかった。以下ではこの要因についての考察を行う。

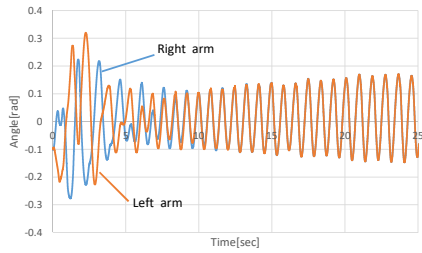


Fig.5 Arms' swing without τ_8

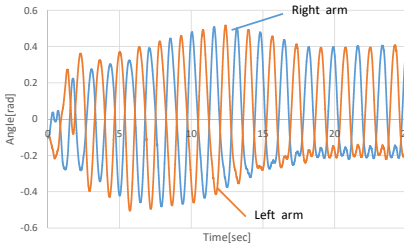


Fig.6 Arms' swing with τ_8

6.1 動力学的干渉に基づく考察

次にこれらの入力トルクを変えることで右肩 (joint-11) にどのような干渉が見られるかをみる。ここで、動力学的干渉とは慣性行列の非対角要素が与えるトルクを意味する。前の運動方程式より、右肩 (joint-11) の関節角加速度は以下の方程式によって決定される。

$$M_{11,11}\ddot{q}_{11} = \tau_{11} - M_{11,1}\ddot{q}_1 - M_{11,2}\ddot{q}_2 - \dots - M_{11,10}\ddot{q}_{10} - M_{11,12}\ddot{q}_{12} - \dots - M_{11,17}\ddot{q}_{17} - h_{11} - g_{11} - d_{11}\dot{q}_{11} \quad (11)$$

ここで、 $M_{i,j}$ は慣性行列 $\mathbf{M}(\mathbf{q})$ の第 i 行、第 j 列を表す。

自発的な腕振りを発生する原因に探究するため、次は、合計干渉トルクと重力項と遠心力及びコリオリ力で右肩にどのような干渉を考察した。ここで、式 (11) の右辺について各慣性行列の項を合計したもの、合計干渉トルク M_{Total} になっている。入力なし時各項目は Fig. 7 のように示している。Fig. 8 は yaw 角に τ_8 を入力した各項目の数値を示している。合計干渉トルクと重力項はほぼ同じと考えられている。yaw 角に τ_8 を入力する時遠心力及びコリオリ力項の大きさが変わっていた。これから腕の逆位相な運動を自発的に生じさせると考えられている。

7 結 言

本報ではまず、支持脚及び接地脚の面接地/点接地および滑りの有無に応じて 20 種類の歩容を考え、各歩容に対して拘束運動や変数の次元の変化を利用してモデル化を行った。そして、ZMP 規範の歩行とは異なる自然な歩行を実現するために歩行時に生じる足の滑りや衝突、不安定な歩容によって生じる重心・頭部位置の低下及び転倒を防止するためにビジュアルフィードバックによる姿勢安定化を提案した。

また、アイススケート歩行中に観測された腕の運動に着目し、胴体の yaw 角を周期的な振動で回転させた場合には、その運動が yaw 角や腕に動力学的な干渉として伝達されることを示した。すなわち著者らの解析において、腕の励振を自発的に生じさせる

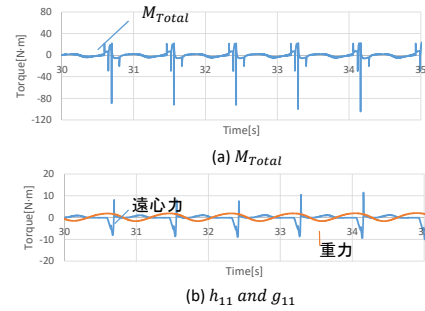


Fig.7 Interference torque applied to the right shoulder(Case no torque)

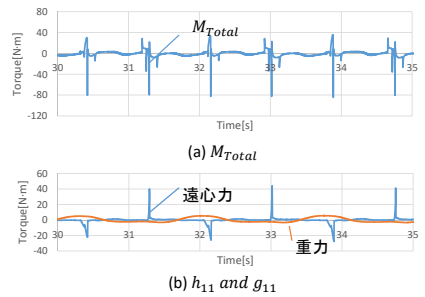


Fig.8 Interference torque applied to the right shoulder(Case τ_8)

ためには胴体の yaw 角方向の運動が不可欠であるという結論に至った。

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.