衝突姿勢の非対称性に基づく動的歩容生成

浅野文彦(北陸先端科学技術大学院大学)

Dynamic Gait Generation Based on Asymmetry of Impact Posture

*Fumihiko ASANO (Japan Advanced Institute of Science and Technology)

Abstract— We human can smoothly start walking from standing posture and can walk without concerning the potential barrier at mid-stance, whereas limit cycle walkers must start walking with sufficient initial velocity to overcome the potential barrier and they have to be continuously driven forward so as not to lose the momentum. This comes from the symmetric impact posture of limit cycle walkers. This paper then investigates the effect of asymmetry of the impact posture on dynamic gait generation using a simple rimless wheel model with telescopic legs. We extend the stance leg to create the asymmetric impact posture and investigate its effect on the gait efficiency.

Key Words: Gait generation, Rimless wheel, Impact posture, Asymmetry

1. はじめに

ダイナミクスを有効に利用した動歩行の研究の進展 により,人間と同等あるいはそれ以上に高効率な歩行 ロボットが実現されるようになった[1].しかし,依然 としてロボットと人間の歩行の間には著しい違いが幾 つか見られる.

人間は直立静止状態からスムーズに歩行運動を開始 することができる.これに対してリミットサイクル型動 歩行機は,立脚中期のポテンシャル・バリア(Potential barrier;以下 PB と略記)を突破するのに十分な初速 度(初期運動エネルギー)からスタートしなければな らない.そしてその勢いを一度でも失うと,安定な歩 行の継続は不可能となる.この問題は,衝突姿勢が前 後対称な形状をしていることから発生したものである. また同時に,安定歩容生成のための初期条件を狭める 原因ともなっている.

以上の背景を踏まえ本稿では,脚フレームに伸縮機 構を有する Rimless wheel (以下 RW と略記)のモデ ルを用いて,衝突姿勢の非対称化およびその歩容生成 に対する効果について検討する.まず RW の数学モデ ルと脚伸長のための制御則についてまとめ,歩容生成 が可能であることを数値シミュレーションで示す.ま た,歩容の基礎的性質および発生する諸問題について 議論を行い,衝突姿勢の非対称化に伴う歩行性能の変 化についても解析する.更には,登坂への拡張につい ても検討する.

2. 脚伸縮型 Rimless Wheel のモデリング

2.1 モデルの仮定と運動方程式

Fig. 1 に本稿で扱う脚伸縮型 RW のモデルを示す. 脚フレーム間の角度を α [rad] とする対称形状であり, 以下の仮定を満たすものとする.

- 床面に接している脚フレームを支持脚と呼ぶ.また,これは床面に対して滑らない.
- 全質量を M [kg] とし、これは支持脚の伸縮運動 に無関係に常に中心点に位置する.また、重心回 りの慣性モーメントは無視できるほど小さい.



Fig.1 Model of planar telescopic-legged rimless wheel



Fig.2 Essential part of telescopic-legged rimless wheel

伸縮部より先の脚フレームの質量は無視できるほど小さく、支持脚以外のそれらの伸縮運動は影響を与えない。

運動を決定する本質的部分を抜き出したものが Fig. 2 であり,その立脚期の運動は単純な可変長倒立振子系と して扱うことができる.各脚フレームは直動関節を持 ち,ここに制御入力 u [N]を発生できるものとする.本 論文では支持脚のみがこれを駆動するものとする.支持 脚に対して角度 α で前方に配置された脚フレーム(長 さを l_0 [m] とする)は,次の衝突条件を決定するだけ で立脚期の運動には一切の影響を与えない.一般化座 標を $q = \left[\theta l \right]^T$ とすると,RWの運動方程式は

$$\boldsymbol{M}(\boldsymbol{q})\ddot{\boldsymbol{q}} + \boldsymbol{h}(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}}) = \boldsymbol{S}\boldsymbol{u} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{0}\\ \boldsymbol{1} \end{bmatrix} \boldsymbol{u}$$
(1)

となる.また,全力学的エネルギーをE[J]とすると, $\dot{E} = \dot{l}u$ が成り立つ.

2.2 衝突方程式とエネルギー損失係数

支持脚交換の衝突方程式は「非弾性衝突により瞬間 的に切り替わる」という仮定の下でモデル化する. 衝 突直前と直後の座標の関係は

$$\theta^+ = \theta^- - \alpha, \ l^+ = l_0 \tag{2}$$

で与えられる(Fig. 3).速度の関係は以下のように導 出する.拡大一般化座標を $\bar{q} = \begin{bmatrix} x \ z \ \theta \end{bmatrix}^T (x, z)$ は衝 突直前の支持脚の接地位置)として,これより導かれ る慣性行列と幾何学的拘束条件より,次の衝突方程式 を得る.

$$\bar{\boldsymbol{M}}(\boldsymbol{\theta}^{-}, l_{1}) \dot{\boldsymbol{q}}^{+} = \bar{\boldsymbol{M}}(\boldsymbol{\theta}^{-}, l_{1}) \dot{\boldsymbol{q}}^{-} - \boldsymbol{J}_{I}(\boldsymbol{\alpha}, \boldsymbol{\theta}^{-})^{\mathrm{T}} \boldsymbol{\lambda}_{I} \quad (3)$$
$$\boldsymbol{J}_{I}(\boldsymbol{\alpha}, \boldsymbol{\theta}^{-}) \dot{\boldsymbol{q}}^{+} = \boldsymbol{0}_{2 \times 1} \qquad (4)$$

各項の詳細を以下に述べる.まず拡大座標系に対応 する慣性行列は重心回りの慣性モーメント I [kg·m²] が ゼロの場合は $\det(\overline{M}(\theta^-, l_1)) = 0$ となるので逆行列が 存在せず, \dot{q}^+ を求めることができない.そこで Iを仮 想的に導入し, $\overline{M}(\theta^-, l_1)$ を

$$\bar{\boldsymbol{M}}(\boldsymbol{\theta}^{-}, l_{1}) = \begin{bmatrix} M & 0 & M l_{1} \cos \boldsymbol{\theta}^{-} \\ 0 & M & -M l_{1} \sin \boldsymbol{\theta}^{-} \\ M l_{1} \cos \boldsymbol{\theta}^{-} & -M l_{1} \sin \boldsymbol{\theta}^{-} & I + M l_{1}^{2} \end{bmatrix}$$
(5)

と置き換え \dot{q}^+ を計算した後で $I \rightarrow 0$ とすることで, この問題を克服することができる.

 $J_I(\theta^-, \alpha) \in \mathbb{R}^{2 \times 3}$ は衝突時の速度拘束条件から導かれるヤコビアンであるが,具体的には「前脚と床面との



Fig.3 Asymmetric impact posture

衝突点が衝突直後に動かない」という次の二つの条件

$$\dot{x}^{+} + l_1 \dot{\theta}^{+} \cos \theta^{-} - l_0 \dot{\theta}^{+} \cos \left(\alpha - \theta^{-}\right) = 0 \quad (6)$$

$$\dot{z}^{+} - l_1 \dot{\theta}^{+} \sin \theta^{-} - l_0 \dot{\theta}^{+} \sin \left(\alpha - \theta^{-}\right) = 0 \quad (7)$$

をまとめることで以下のように求まる.

$$\begin{bmatrix} 0\\0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & l_1 \cos \theta^- - l_0 \cos \left(\alpha - \theta^-\right) \\ 0 & 1 & -l_1 \sin \theta^- - l_0 \sin \left(\alpha - \theta^-\right) \end{bmatrix} \dot{\boldsymbol{q}}^+$$
$$=: \boldsymbol{J}_I(\theta^-, \alpha) \dot{\boldsymbol{q}}^+ \tag{8}$$

以上を用いて衝突直後の速度を式(3)(4)から

$$\dot{\bar{\boldsymbol{q}}}^{+} = \left(\boldsymbol{I}_{3} - \bar{\boldsymbol{M}}^{-1} \boldsymbol{J}_{I}^{\mathrm{T}} \left(\boldsymbol{J}_{I} \bar{\boldsymbol{M}}^{-1} \boldsymbol{J}_{I}^{\mathrm{T}}\right)^{-1} \boldsymbol{J}_{I}\right) \dot{\bar{\boldsymbol{q}}}^{-} \quad (9)$$

と計算し,その第三成分を取り出せば衝突直後の角速 度が

$$\dot{\theta}^{+} = \frac{I + M l_0 l_1 \cos \alpha}{I + M l_0^2} \dot{\theta}^{-} \tag{10}$$

と得られる.ここで $I \rightarrow 0$ とすると

$$\dot{\theta}^{+} = \frac{l_1 \cos \alpha}{l_0} \dot{\theta}^{-} \tag{11}$$

を得る.また, $l_0 = l_1$ とすれば $\dot{\theta}^+ = \cos \alpha \cdot \dot{\theta}^-$ とな り,対称な RW[2] または Simplest walking model [3] の場合に一致する.更には, $l_1 \cos \alpha = l_0$ が成り立つ ($\theta^+ = 0$; 点 P が点 H に一致する)場合には, $\dot{\theta}^+ = \dot{\theta}^-$ となり角速度が衝突前後で変化しない.しかし絶対速 度は $V^- = l_1\dot{\theta}^-$ から $V^+ = l_0\dot{\theta}^-$ へと減少するので, 運動エネルギーも減少する.更に $l_1 \cos \alpha > l_0$ である (点 P が点 H よりも後方に位置する)場合には $\dot{\theta}^+ > \dot{\theta}^-$ となるが,運動エネルギーは先と同様に損失する.こ のことをエネルギー損失係数の観点から統一的に説明 しよう.衝突直前・直後の運動エネルギーはそれぞれ

$$K^{-} = \frac{1}{2}M\left(V^{-}\right)^{2} = \frac{1}{2}M\left(l_{1}\dot{\theta}^{-}\right)^{2}$$
(12)

$$K^{+} = \frac{1}{2}M(V^{+})^{2} = \frac{1}{2}M\left(l_{1}\dot{\theta}^{-}\cos\alpha\right)^{2} \quad (13)$$

となるので,エネルギー損失係数は $\varepsilon = K^+/K^- = \cos^2 \alpha$ と導かれる.つまり衝突姿勢の非対称性や角速度の増減とは無関係に, ε は α のみの関数(一定値)となる.また同時に,回復エネルギーを一定に保つことができれば,歩容の漸近安定性が保証されることにもなる[2].

3. 動的步容生成

3·1 出力追従制御系設計

支持脚の長さを制御出力とすると、これは $l = S^{\mathrm{T}} q$ と書けるので、その 2 階微分が

$$\ddot{l} = \boldsymbol{S}^{\mathrm{T}} \ddot{\boldsymbol{q}} = \boldsymbol{S}^{\mathrm{T}} \boldsymbol{M}(\boldsymbol{q})^{-1} \left(\boldsymbol{S} \boldsymbol{u} - \boldsymbol{h}(\boldsymbol{q}, \dot{\boldsymbol{q}}) \right)$$
(14)

と求まる.これより直ちに,制御入力を

$$u = \left(\boldsymbol{S}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{M}(\boldsymbol{q})^{-1}\boldsymbol{S}\right)^{-1} \left(\bar{u} + \boldsymbol{S}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{M}(\boldsymbol{q})^{-1}\boldsymbol{h}(\boldsymbol{q},\dot{\boldsymbol{q}})\right)$$
(15)

とすれば $\ddot{l} = \bar{u}$ と入出力線形化できることが分かる.目 標軌道 l_d として,5次の時間関数 $l_d(t) = \sum_{k=0}^5 a_k t^k$ を与えることとする.境界条件として, $l_d(0^+) = l_0$, $l_d(T_{set}) = l_1$, $\dot{l}_d(0^+) = \dot{l}_d(T_{set}) = 0$, $\ddot{l}_d(0^+) = \ddot{l}_d(T_{set}) = 0$ を与えた. $\ddot{l}(0^+) = 0$ であるので, $\bar{u} = \ddot{l}_d$ であれば厳密に目標時間軌道との一致($l(t) \equiv l_d(t)$)が達成される.

また,衝突直前の支持脚については,衝突後に速やかにその長さをl₁からl₀へと戻すこと,その伸縮運動がダイナミクスに影響を与えないことを仮定する.

3.2 直立姿勢からの定常歩容生成

支持脚長さの終端値の初期値に対する比 $s := l_1/l_0$ [-]を定め,これをパラメータとして伸長量の調節を行う.s = 1の場合は制御(支持脚の伸長)が行われず, 力学的エネルギーや角運動量の変化がゼロとなるため, 歩容生成可能性は消滅する.つまり,s > 1が必要である.これ以外の条件として,

(A)支持脚が床面から離れない(浮上しない)

(B) 歩行周期を T [s] とするとき T ≥ T_{set} が成立する
(整定条件)

が同時に満たされる場合に歩容生成が可能であると判断する.

Fig. 4 に M = 1.0 [kg], $l_0 = 1.0$ [m], s = 1.20 [-], $T_{set} = 0.50$ [s] と設定した数値シミュレーション結果を示す.また, Fig. 5 はこの場合の定常歩容のスティック線図であるが,衝突姿勢の非対称性が視覚的に良く分かる.歩行周期は0.5011 [s],歩行速度は1.720 [m/s] にそれぞれ収束した.

Fig. 4(a)の位相平面図より,原点近傍から定常歩容 へと推移している様子が確認できる.また(b)(c)より, 衝突前までに支持脚の伸長制御が完了し,単調に力学 的エネルギーが回復されていることも確認できる.(d) に示すように制御入力が常に正となっているので,最 大効率条件が達成され(c)のような単調増加するエネ ルギー軌道となっていることにも注意されたい.(e)の 床反力が常に正値を保っていることから,条件(A)が 保証されていることを確認できる.本稿のモデルでは 床面から離れることは無いが,PBの突破を保証するた めにsを大きくし過ぎると条件(A)が成り立たなく なるため,注意が必要である.

3·3 性能解析

制御パラメータに伴う歩行性能の変化を解析する.移 動効率の指標としては Specific resistance (以下, SR と略記)を用いる.Fig. 6は目標整定時間 T_{set} を 0.30, 0.40,0.50 [s] の三通りに設定して *s* に対する歩行性能 を解析した結果である.いずれの T_{set} の場合も *s* に対 して単調に

- 歩行周期が短くなる
- 歩行速度が上昇する
- 移動効率が悪化する
- 回復エネルギーが増大する

という性質が共通して見られる.この理由を以下に考 察する.



Fig.4 Simulation results of dynamic walking based on asymmetric impact posture where $T_{\text{set}} = 0.50$ [s] and s = 1.20 [-]

sが増大すれば衝突姿勢の非対称化が促進され PB の 影響(推進の妨害)が小さくなるので,歩行周期が短 くなることは自然な結果と考えられる.Fig. 6(a)の結 果は,sが限界まで小さくなると PB 付近で大幅に失速 し,歩行周期が急激に増大することを示している.ま た(d)に示されるように,伸長量の増大が回復エネル ギーのそれに直結することも明らかと言える.SR の最 小値は $\Delta E/Mg\Delta X_g$ [-]で与えられる.ただし, ΔE [J]



Fig.5 Stick diagram where s = 1.20 [-] and $T_{\text{set}} = 0.50$ [s]



Fig.6 Gait descriptors with respect to s for three values of T_{set}

は Fig. 6(d) に示す回復エネルギー, ΔX_g [m] は歩幅 である.本稿の場合は常にこの最小値が得られている (最大効率条件が満たされている)と考えてよい.なお ΔX_g は

$$\Delta X_g^2 = l_0^2 + l_1^2 - 2l_0 l_1 \cos \alpha \tag{16}$$

で与えられるが,その l1 による偏微分は

$$\frac{\partial \Delta X_g^2}{\partial l_1} = 2l_0(s - \cos \alpha) > 0 \quad (s > 1) \tag{17}$$

となるので,sの増大により単調増加することが分かる.歩行速度は $\Delta X_g/T$ [m/s] で計算されることも考慮すると,Fig. 6(b)(c)の結果はsによる ΔX_g の変化がT や ΔE のそれに比べて小さいためである,と結論することができる.

4. 登坂への応用

本章では登坂の可能性について試みる.衝突姿勢が 直角三角形になるように $l_0 = 1.0$ [m], $\alpha = \pi/4$ [rad], $l_1 = l_0/\cos \alpha = \sqrt{2}$ [m] と設定した.また, M = 1.0[kg], $T_{\text{set}} = 0.60$ [s] とした.平地歩行の場合には歩行



Fig.7 Stick diagram for steady gait where $\alpha = \pi/4$ [rad], $s = \sqrt{2}$ [-] and slope is 0.30 [rad]

速度が上昇し過ぎて浮上する結果となるが,登坂の場 合には PB が推力を抑制するため安定歩容生成が可能 となる.

Fig. 7 に傾斜角度を 0.30 [rad] (= 17.19 [deg])とした登坂の数値シミュレーション結果を示す.従来のリミットサイクル型動歩行では不可能であった急斜面の登坂が可能となった.この場合の SR は 0.388 [-] であり,平地歩行よりも大幅に効率が悪化する結果となった.しかし,登坂における平均的な SR の値が不明であるため,この結果の良し悪しは直ぐには判断できない.また歩行速度は 1.05 [m/s] であり,傾斜角度を考えるとかなり高速であると言える.

5. まとめと今後の課題

本稿ではリミットサイクル型動歩行における PB の 突破を有利にする(保証する)手法として,支持脚の伸 長による衝突姿勢の非対称化およびその歩容生成への 影響について考察した.数値シミュレーションにより, 単純な制御で高速な歩容生成が可能であること,急斜 面の登坂が可能であること,などを示した.姿勢制御 を主に,力学的エネルギー回復を従に,という視点は 新しいものであると筆者は考えている.

提案したアプローチの2足ロボットへの拡張は今後の課題である.特に衝突姿勢の非対称化をどのように 実現するかが中心的問題となるであろう.その中で上 体の効果の利用は,有効な手段であると考えている.ま た,登坂や不整地踏破における本手法の有用性も,今 後検討すべき課題である.

参考文献

- S. Collins, A. Ruina, R. Tedrake and M. Wisse: "Efficient bipedal robots based on passive dynamic walkers," *Science Magazine*, Vol. 307, pp. 1082-1085, 2005.
- [2] 浅野文彦,羅志偉,山北昌毅: "Rimless Wheel の安定 原理に基づくコンパス型2 足ロボットの漸近安定歩容生 成",日本ロボット学会誌, Vol. 26, No. 4, pp. 351–362, 2008.
- [3] M. Garcia, A. Chatterjee, A. Ruina and M. Coleman: "The simplest walking model: Stability, complexity, and scaling," ASME J. of Biomechanical Engineering, Vol. 120, No. 2, pp. 281–288, 1998.