足底腱膜を有する足部の可変形性を活用した 二脚歩行ロボットのCPG制御

A CPG-based Control of Bipedal Locomotion by Exploiting Deformable Feet
with Plantar Aponeurosis

○大脇 大 (東北大), 熊原 渉 (東北大), 久保 翔達 (東北大), 石黒 章夫 (東北大/JST CREST)

Dai OWAKI, Tohoku University, owaki@cmplx.ecei.tohoku.ac.jp

Wataru KUMAHARA, Tohoku University

Shota KUBO, Tohoku University

Akio ISHIGURO, Tohoku University / JST CREST

This paper discusses the effect of deformability of soft feet with plantar aponeurosis on stable bipedal walking. Plantar aponeurosis is an important organ to support a longitudinal arch of feet and contributes to acquiring sensory information on superficial sense of feet. To this end, we modeled a musculoskeletal system of bipedal robot and performed locomotion experiments on numerical simulation. Through our simulations, we analyzed the effect of feet deformation on robustness against continuous perturbation and found that the plantar aponeurosis enhances the robustness. This result supports that the deformation of soft feet plays a pivotal role to emerge the sensor-motor coordination, which is the key to generate adaptive behavior in robotic system.

Key Words: Musculo-skeletal Humanoids, plantar aponeurosis, CPG

1. はじめに

生物は、非構造的かつ予測不能的に変動する実世界環境下においてリアルタイムで適応可能な知を有している。このような知を発現し、あたかも生物のように柔らかくしなやかに動くロボットを創造するためには、各可動部の動きを逐一明示的に制御するのではなく、環境変化に呼応して振舞いが創発するような余地を残した制御が必要不可欠である。そこで近年着目されているのが自律分散制御方策である。自律分散制御とは、単純な知覚・判断・行動出力の機能を持つ要素(自律個)が多数集まり相互作用することで、大域的に有用な機能を創発させる制御方策である。多賀らによる先駆的な研究を端緒とする自律分散制御方策に基づくダイナミカルシステムアプローチ[1, 2, 3]は、生物の適応的な振舞いを実現する上で重要なアプローチとなる。このアプローチの要諦は、脳・神経系(制御系)と身体(機構系)そして環境から構成される直積空間内に安定なリミットサイクルを生成させることである。これにより各関節の軌道を明示的に制御することなしに、自己組織的に行動主体が振舞いを生成することを可能とする。

しかしながら、自律分散制御に関する体系的な設計論は確立しておらず、かつ広大な引き込み領域をもつリミットサイクルの安定的生起を保証する設計論も依然として明らかになっていない。著者らはこの問題の源泉が、制御系と機構系を密に連関させ安定なリミットサイクルを生起させるのに十分な感覚情報が取得できておらず、力学系にフィードバックされていないということにあるという着想を得るに至った。従来のロボット制御においては、関節角度や関節角速度など単純かつ限られた深部感覚情報しか用いられていないのが現状である。一方、ヒトをはじめとする生物は深部感覚情報のみならず、皮膚にかかる圧力やひずみを検出する表在感覚情報をも活用してロコモーションを生成している。この表在感覚情報は、生物が柔らかな身体を有しているがゆえに抽出可能な感覚情報であり、適応的ロコモーションの実現において必要不可欠であると考えられる。

このような背景から、著者らは、「身体の変形性から生み出

Fig. 1 Enlarging the basin of attraction by exploiting deformable feet.

される表在感覚情報を活用することで、現在進行中の運動に伴った感覚情報のより正確な抽出が可能になるとともに、密接な感覚運動協調[4]も生起される」という作業仮説の下で、生物の有する柔軟性、特にヒトの足部の柔軟性に着目して研究を行ってきた[5]。この研究において、足部の柔軟性と環境との相互作用から得られる感覚情報を活用することにより適応的歩行を実現する制御モデルを提案した。しかしながら、非常に単純化した足部の筋骨格モデルを採用していたために、足部の可変形性に関して十分な議論がなされていなかった。そこで本研究では、足底腱膜(plantar aponeurosis)に着目する。足底腱膜とは、ヒトの足部に存在する受動的要素であり、足部アーチ構造の維持や柔軟な変形に寄与していると考えられている[6]。足底腱膜を活用することで、足部の環境に応じた力学的に理にかなった変形が可能となり、さらに良質な感覚情報が取得可能となることが期待される。

本研究では、足底腱膜を有する柔軟な足部の可変形性から創発する多様な時空間的感覚情報を活用することで、適応的歩行発現の「鍵」となる運動と感覚を密に連関させることを通して、広大な引き込み領域を持つ安定なリミットサイクルを生起させることを目指す(図1)。具体的には、足底腱膜を有する柔軟な足部

の変形から生み出される感覚情報を神経系を結合振動子系でモデル化した CPG (central pattern generator) ヘフィードバックする適応的動歩行制御モデルを提案する。さらにシミュレーションにて提案するモデルの妥当性を検証したので報告する。

2. 提案手法

2.1 機構系

図 2 に本研究に用いるモデルの機構系を示す。図中の黒色の点は上半身と腰の質点を表し、ピンクは右足、青は左足の質点(順に膝、足首、踵、楔状骨、中足骨、つま先)を表す。各質点は質量のない硬いリンクでつながれている。腰には脚を前後に稼働させるためのアクチュエータが実装されており、PD 制御により股関節角度が目標角に到達するような制御が行われている。この目標角の生成に関する詳細は次節で述べる。また、膝には逆折れ防止のための過伸展防止機構が設けられている。

Fig. 2 Schematic representation of musculoskeletal system.

図 2 の拡大図は、足部の詳細な構造を示す [7, 8, 9]。足首、楔状骨、中足骨にはそれぞれバネ定数 k_{ankle} , k_{foot} , k_{toe} で表される巻バネが実装されており、足部の柔軟な変形を可能とする機構となっている。また、踵からつま先にかけて足底腱膜を実装した。これにより、足部に荷重がかかるとアーチ構造が変形することで受動的につま先を下ろし接地することが可能となり、力学的に理にかなった変形に基づく安定性の向上や感覚情報の取得が可能となる。本研究では足底腱膜を式 (1) のようにモデル化した。なお k_{PA} はバネ定数、 $\bar{\theta}$ は足底腱膜の自然長を表す角度 ($\bar{\theta} = \bar{\theta}_{foot} + \bar{\theta}_{toe}$) を示している。また、腱の引張り特性が非線形の J 字カーブを描くという生物学的知見に基づき、本研究では $n = 3$ とした [6]。

$$F = -k_{PA}(\theta_{foot} + \theta_{toe} - \bar{\theta})^n. \quad (1)$$

本研究ではこの柔軟な足部形状の変形により得られる力学情報を神経系の構成する結合振動子系にフィードバックすることにより適応的歩行を実現する。詳細は次節で述べる。

2.2 制御系

本研究で用いるモデルの各脚には、式 (2) で与えられる位相振動子が実装されている：

$$\begin{aligned} \dot{\phi}_i &= \omega + \varepsilon \sin(\phi_j - \phi_i - \pi) \\ &+ (aN_{ih} + bN_{im} + cN_{it}) \cos \phi_i. \end{aligned} \quad (2)$$

式 (2) の右辺第 1 項 ω は振動子の固有振動数である。右辺第 2 項は振動子間の位相差を π とするような振動子間相互作用項であり、 ε は振動子間の結合強度を示す正の定数である。そして、右辺第 3 項は機構系から制御系への局所センサフィードバックを表している。図 2 にも示すように N_{ih} , N_{im} , N_{it} はそれぞれ踵、中足骨、つま先が地面から受ける垂直方向の床反力である。また、 a, b, c はそれぞれ踵、中足骨、つま先が受けた床反力に対するフィードバックの重みを規定する係数である。さらに、添字の i, j は (0:左脚, 1:右脚), $i = 0$ の時 $j = 1$ をとり、 $i = 1$ の時 $j = 0$ をとる。

ここで、式 (2) を以下のように変形すると、Active Rotator モデル [10] としてとらえることができる：

$$\begin{aligned} \dot{\phi}_i &= \omega + A \cos(\phi_i - \gamma), \\ A &= \sqrt{\alpha^2 + \beta^2}, \\ \alpha &= \varepsilon \sin \phi_j + (aN_{ih} + bN_{im} + cN_{it}), \\ \beta &= -\varepsilon \cos \phi_j, \\ \gamma &= \tan^{-1} \frac{\beta}{\alpha}. \end{aligned} \quad (3)$$

式 (4) で表される Active Rotator モデルが振動性、興奮性どちらの性質で振舞うかは A の値に依存し、 $A < \omega$ では振動性、 $A > \omega$ では興奮性を示す (図 3)。図 3 (a) の場合は、 ϕ が角速度 $\omega + A \cos(\phi - \gamma) \neq 0$ で時間発展するような振動性を示す。一方 (b) の場合は、 $\omega + A \cos(\phi - \gamma) = 0$ を満たす安定解と不安定解 (それぞれ図中の白丸と黒丸) が存在し、外乱などが加わらない場合は安定解に位相が収束する。このとき外乱などが加わり実際の位相が不安定解の位相を超えると、一周して再び安定解に落ち着き興奮性の性質を示す。以上より、 α に含まれる表在感覚情報 (N_{ih} , N_{im} , N_{it}) を反映した A の変化によって、振動性と興奮性の間で自律的に遷移することで適切な位相修正が可能となる。

PD 制御による各脚の股関節角度の目標角は、結合振動子の位相を用いて次式のように定義する：

$$\theta_{di} = C_1 \cos \phi_i + C_2. \quad (4)$$

Fig. 3 :Dynamics of phase ϕ_i when A is varied. (a) Oscillatory regime and (b) Excitatory regime. In (b), open and filled black circles denote unstable and stable solutions, respectively.

Fig. 4 Stick diagram of the obtained steady walking during 7 periods, whose interval is 0.12s (see from left to right).

図2で示す上半身と腰の質点を結んだ直線と左右の脚のなす角の目標角を θ_{di} とする。式(4)の目標角に基づいたPD制御を適用して歩行を生成する。また、支持脚期に膝が曲がり転倒することを防ぐための反射機構として、踵の質点が接地している間のみ膝部にバネ定数 k_{knee} で表される巻バネが働き、膝を伸展させる機構を実装した。

3. シミュレーション結果

モデルの妥当性を示すためにシミュレーションによる検証を行った。制御系のパラメータはそれぞれ次の値にした： $\omega = 4.0[\text{rad/s}]$, $\varepsilon = 0.3$, $C_1 = 0.349[\text{rad}]$, $C_2 = 0.262[\text{rad}]$, $a = 0.08$, $b = -0.04$, $c = 0.07$ (足底腱膜を持たないモデル), $a = 0.02$, $b = -0.02$, $c = 0.05$ (足底腱膜を有するモデル)。足底腱膜を有するモデルの定常歩行時の stick diagram を図4に示す。同図より安定的な定常歩行を実現していることが確認できた。

次に、足底腱膜が足部の変形にもたらす効果を検証するため、定常歩行時の θ_{foot} と θ_{toe} の変化のようすを図5に示した。図5の背景が白、クリーム色、緑、灰色、ピンク、水色はそれぞれ遊脚期、踵接地、踵・中足骨接地期間、踵・中足骨・つま先接地期間、中足骨・つま先接地期間、つま先接地期間を表しており、オレンジは中足骨のみ接地している期間を表している。また、横軸は時間、縦軸は上下のグラフにおいてそれぞれ θ_{foot} , θ_{toe} を表している。図5より、足底腱膜がない場合、 θ_{foot} が増加しても θ_{toe} は影響を受けないことが見てとれる。これに対し足底腱膜がある場合、式(1)から θ_{foot} が増加すると θ_{toe} を減少させる効果が働く。足底腱膜により足部が変形しているようすを図6に示した。図6の上部は、下部のつま先角度に対応する足部の stick diagram を示している。以上より、足底腱膜を有するモデルにおいてヒトと類似した足部の変形が確認できた。

さらに、腰部に一定の外力を印可し続けた場合の頑健性を検証した。図7にその結果を示す。同図において、横軸は進行方向と同じ向きに加えた外力の大きさ、縦軸は外力印可後の歩行歩数を示している。また、赤の棒グラフは足底腱膜を持たないモデル、青の棒グラフは足底腱膜を有するモデルの結果を表している。なお、実験では15歩以上の歩行を定常歩行とした。その結果、足底腱膜を持たないモデルでは3.2[N]までの外力に対し適応的な歩行を実現し、足底腱膜を有するモデルでは4.3[N]まで外力に対し適応的な歩行を実現した。また図8に、腰部に3.7[N]の定常的な外力を印可した際の歩行のようすの stick diagram を示す。図8の(a)は足底腱膜を持たないモデルを表し、(b)は足底腱膜を有するモデルを表しており、図中の点線の地点より外力を印可した。これより、足底腱膜を持たないモデルでは外力印可後につまづき転倒したが、足底腱膜を有するモデルでは外力印可後も定常的な歩行を続けたことが確認できた。

4. 考察

前節のシミュレーション結果から足底腱膜を有する柔軟な足部の変形から生み出される表在感覚情報を制御系にフィードバックすることにより、定常歩行および外力に対する頑健性が確認さ

Fig. 5 Trajectory of θ_{foot} and θ_{toe} .

Fig. 6 Stick diagram of deformed foot and trajectory of θ_{toe} .

Fig. 7 Robustness against forward external force.

Fig. 8 Stick diagram of walking behavior with forward external force.

れた。特に足底腱膜を有するモデルにおいて、外力に対する頑健性の向上が確認されたことは非常に興味深い。本節では足底腱膜が歩行時にどのような影響を及ぼすかを考察する。

図5より、足底腱膜を持たないモデルにおいては θ_{toe} が θ_{foot} の変形に伴って変形しないため、踵・中足骨・つま先の3点が接地する期間が存在せず中足骨のみ接地する期間が存在した。この期間において、このモデルが制御系にフィードバック可能な情報は中足骨にかかる床反力のみである。つまり、荷重応答期に中足骨の床反力以外の情報を取得できないことは身体が足部に対して後方にあるか、前方にあるかなどの身体状況を把握できないことを意味する。このように、身体状況を把握するための感覚情報が欠如しているため外力に対する頑健性が低くなったと考えられる。一方、足底腱膜を有するモデルでは、 θ_{toe} が θ_{foot} の変形に伴って変形するため、踵・中足骨・つま先の3点が接地する期間が存在した。そのため、荷重応答期に適切な感覚情報を取得可能となり、結果的に外力に対する頑健性が向上したと考えられる。これは、足底腱膜を有することが足部に力学的に理にかなった変形をもたらし、それに伴い多様な感覚情報を取得可能かつ安定性の向上に寄与したことを示している。

また図7および図8より、足底腱膜を有することで頑健性の向上が確認できた。これは、足底腱膜を有することにより、支持脚期終期につま先を蹴りだす効果が生まれ、遊脚期に地面に対するクリアランスを確保でき、結果としてつまづくことを防いだためと考えられる。つまり、足底腱膜は表在感覚の取得だけでなく、支持脚期終期に必要な蹴りだしにも寄与していることを示している。

5. まとめと今後の課題

本稿では足底腱膜を有する柔軟な足部の変形から生み出される表在感覚情報を制御系にフィードバックする適応的動歩行モデルを提案した。その結果、足底腱膜を持たないモデルでは取得不可能だった感覚情報が取得可能となり外力に対する頑健性が向上した。

今後は表在感覚だけでなく、深部感覚情報の連関による適応的動歩行生成について検討する。また、実機開発を目的とした柔軟な足部の開発を目指す。

6. 謝辞

本研究の一部は、財団法人人工知能研究振興財団および文部科学省科学研究費補助金若手研究スタートアップ(課題番号 21860007)の援助によって行われた。また、東北大学大学院医工学研究科リハビリテーション医工学分野 出江紳一教授、倉松由子先生、関口雄介先生からは多くの有益な助言を賜った。ここに謝意を表します。

文 献

- [1] Taga, G., Yamaguchi, Y. and Shimizu, H., "Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators," *Biol. Cybern.*, vol. 65, pp. 147-159, 1991.
- [2] Taga, G., "Emergence of bipedal locomotion through entrainment among the neuro-musculo-skeletal system and the environment," *Physica D: Nonlinear Phenomena*, vol. 75, no. 1-3, pp. 190-208, 1994.
- [3] Taga, G., "A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion - II. Real-time adaptability under various constraints," *Biol. Cybern.*, vol. 73, pp. 97-111, 1995.
- [4] Pfeifer, R. and Bongard, J., "How the Body Shapes the Way We Think: A New View of Intelligence," *The MIT Press*, 2006.
- [5] 久保 翔達, 熊原 渉, 加納 剛史, 大脇 大, 石黒 章夫: "柔軟な足の変形から生み出される感覚情報を活用した適応的「脚歩行制御」第23回自律分散システムシンポジウム資料, pp. 247-252, 2011.
- [6] Neumann, D., A., "Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for physical rehabilitation," *Mosby Inc.*, 2002.
- [7] Takashima, T., Koinuma, T., Fujimoto, H. and Takanishi, A., "Transformation of the Medial Arch of Human Foot Complex in Sagittal Plane-Measurement by X-ray Digital Radiography and Video Motion Capture System," *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, C*, vol. 67, no. 663, pp. 143-148, 2001.
- [8] Takashima, T., Koinuma, T., Fujimoto, H. and Takanishi, A., "Determination of the Longitudinal Arch Moment of the Human Foot Complex During Gait: Inverse Dynamics Model Analysis," *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, C*, vol. 68, no. 672, pp. 209-214, 2002.
- [9] Takashima, T., Fujimoto, H. and Takanishi, A., "Analysis of the Human Foot Arch Viscoelasticity using the Simple Model of the Arch Support Elements," *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, C*, vol. 69, no. 685, pp. 173-178, 2003.
- [10] Shinomoto, S. and Kuramoto, Y., "Phase Transitions in Active Rotator Systems," *Progress of Theoretical Physics*, vol. 75, no. 5, pp. 1105-1110, 1986.