

# 生体歩行計測に基づく足首駆動歩行シミュレーション

秋元 俊成\*・寺田 信幸\*\*・松元 明弘\*\*

## Simulation of Ankle-Driven Walking Based on Human Walking Analysis

Toshinari AKIMOTO\*, Nobuyuki TERADA\*\*, Akihiro MATSUMOTO\*\*

**Abstract** We're developing walking robot with the object of bringing the walking of robot close to that of human utilizing pendular motion of legs. First, human gait analysis has been conducted in the study. In particular, we measured joint angle variation and myoelectric signal at a normal walking pace, focusing on the ankle mobility. From the result of the measurement, we realized that ankle mobility of supporting leg not only provides energy in the direction of travel by kicking back but also leads idling leg to swing forward. Then, we conducted modeling of ankle-driven walking and reproduced the motion using highly simplified model. As the result, walking driven only by ankle was realized in simulation. Therefore, it is expected that the system could not only be used for walking robot but also be applied to walking aids or artificial legs, because it reproduces a walking utilizing pendular motion of legs effectively due to the hip of free joint, and it is possible to reduce the number of actuators.

**Keywords:** Walking Analysis, Walking Robot, Ankle Driven.

### 1. はじめに

これまで、さまざまな二足歩行ロボットが提案され、多くのロボットが二足歩行を実現している。これらの実現に大きく貢献したのが Zero Moment Point (ZMP) [1] の概念である。ZMP とは、足裏が床面から受ける水平軸まわりのモーメントがゼロになる点であり、ZMP を基に歩行制御を行うことで歩行の安定化が比較的容易になるといわれている [2]。ところが、これらの歩行の多くは脚の振り子運動を利用した歩行にはなっていない。また、足裏が床面に密着せずに踵だけの接地や、つま先だけの接地を行うと ZMP の計測が困難になる。そのため、歩行時の後ろ足における蹴り出しが有効に機能していないと考えられる。

一方、我々は、ヒトの歩行が脚の振り子運動を有効に利用した滑らかでエネルギー効率の良い歩行になっていると考えた。また、脚において関節の自由動が 3 と大きく、歩

行時に発生する関節トルクが一番大きいとされる足首が歩行に大きく関与しているのではないかと考え足首駆動型歩行ロボットの開発を行っている [3]。しかし、その歩行は安定した歩行になっておらず、歩行は継続していない。

そこで、本研究では、まずは歩行ロボットを作製するという観点からヒトの歩行解析を行った。特に、足首の運動について注目して解析を行い、その結果より、足首運動が蹴り出しにより進行方向へのエネルギー供給をするだけでなく、支持脚期に腓腹筋が大きく活動していることから、支持脚期における足首運動が反対側の脚である遊脚に影響を与えているのではないかと考えた。そこで、足首駆動による歩行のモデル化を行い、非常に単純化したモデルでその運動を再現した。その結果、足首の駆動のみで脚の振り子運動を有効に利用した歩行をシミュレーション上で実現したので報告する。

### 2. 方 法

足首の運動に注目してヒトの歩行制御方法について解析を行うため、トレッドミル上で歩行実験を行った。対象は健常者 5 名(男性 5 名, 身長  $171.5 \pm 13.0$  cm, 体重  $63.0 \pm 12.0$  kg) とした。4 km/h で設定したトレッドミルで歩行を行い、計測には Biometrics 社製 DataLog を利用し、筋電位センサ 2 つと角度センサ(ゴニオメータ) 2 つで行った。筋電位を測定することで歩行時における筋肉の活動を調べ、関節の角度を測定することで脚の蹴り出しタイミングを調

生体医工学シンポジウム 2007 発表 (2007 年 9 月, 札幌)  
2007 年 7 月 31 日受付, 2007 年 10 月 3 日改訂, 2007 年 11 月 1 日再改訂, 2007 年 11 月 29 日再々改訂

Received July 31, 2007; revised October 3, 2007, November 1, 2007, November 29, 2007

\* 東洋大学大学院工学研究科

Graduate School of Engineering, Toyo University

\*\* 東洋大学工学部機能ロボティクス学科

Department of System Robotics, Toyo University

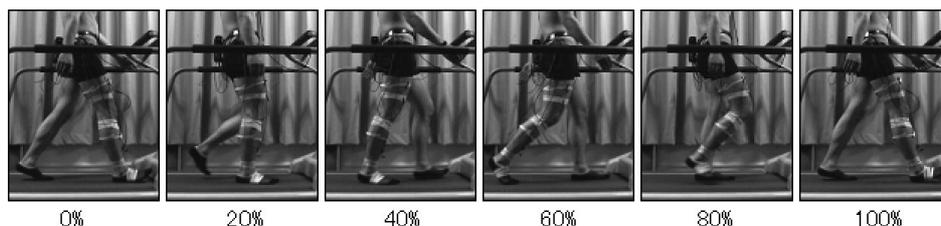


図1 踵が地面に接地してから再度踵が接地するまでの区間を100%として正規化した歩行周期の各瞬間における典型例  
**Fig. 1** Example at each trice of walking cycle when section from initial contact to next contact was regularized as 100%.

べた。さらにこれらの情報とビデオカメラの映像を同期させ、脚全体の動作を把握した。下腿部である前脛骨筋、腓腹筋の2か所、右足に筋電位センサを取り付けた。また角度センサは、足首関節、膝関節、2か所に取り付けた。

センサによって得られる筋電位は、そのままでは評価しにくい。そこで、筋電図には全整流化を施し、さらに筋電図の概要を見やすくするために5 Hzのローパスフィルタをかけた。そして、最大随意収縮 (Maximal Voluntary Contraction: MVC) 時の筋活動量を100%として、測定した筋電位を割合で示す方法100% MVC法[4]を用いて筋肉の出力状況を観察した。また、各関節角度の測定結果には6 Hzのローパスフィルタをかけた。

### 3. 結 果

#### 3.1 計測結果

歩行の様子を図1に示す。これは歩行時において、踵が地面に接地してから再度踵が接地するまでの区間を100%として正規化している。正規化した上で5人それぞれの10歩分合計50歩の歩行を合成して平均値と標準偏差 (SD) を求めた。歩行解析の結果から、膝関節角度、足首関節角度、腓腹筋の筋電図、前脛骨筋の筋電図をそれぞれ図2の(a)(b)(c)(d)に示した。図2(b)より、両脚支持期(60%付近)において足首を大きく蹴りだしていることが分かった。図2(c)より立脚期(0~60%付近)においては腓腹筋が大きく働いていることが分かった。合成したグラフでは多少分かりづらくなっているが、20%付近と40%付近に大きな山が発生した。また図2(d)より、前脛骨筋が遊脚期(60~90%付近)と接地時に大きく活動していることが分かった。

#### 3.2 モデル化

歩行計測の結果より我々は足首の運動の重要性、特に腓腹筋の活動によって発生される遊脚の振り出しとエネルギー供給の証明をするため足首駆動歩行のモデル化を行った。

歩行時には、支持脚期において膝関節は大きな屈曲を示していないため膝関節の影響は少ないものと考えられる。そこで、足首の運動について単純なモデルでの解析を行うために膝関節は考慮せず、遊脚時には膝関節の屈曲の代わりに仮想的に脚が短くなることで支持脚の横をすり抜ける

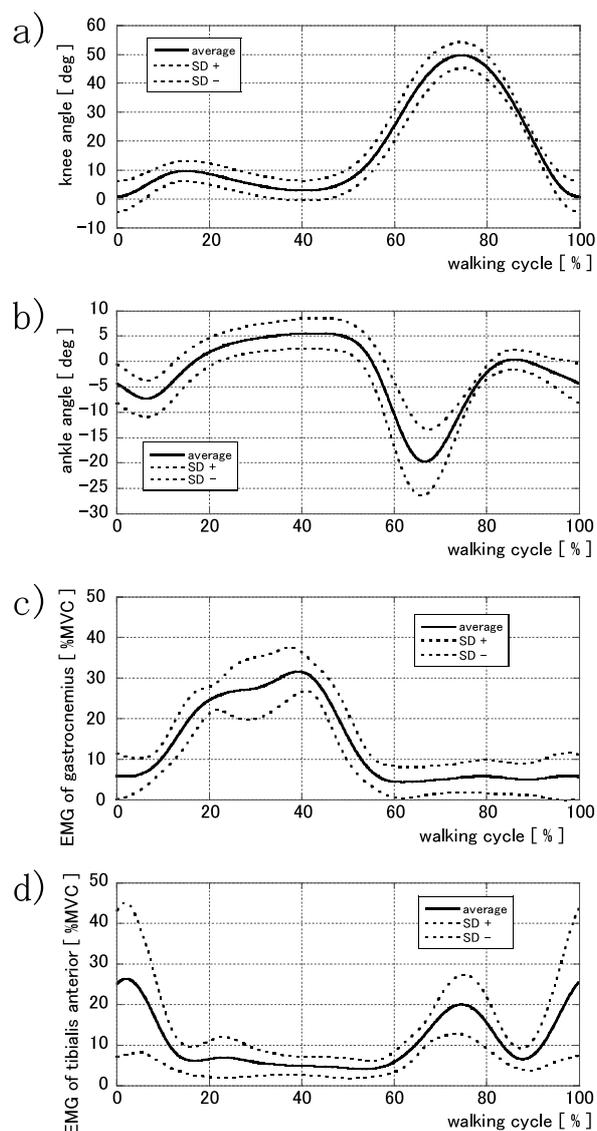


図2 トレッドミル(4 km/h)を用いた歩行解析の結果:(a) 膝関節角度 (b) 足首関節角度 (c) 腓腹筋の筋電図 (d) 前脛骨筋の筋電図

**Fig. 2** Result of walking analysis that uses treadmill(4 km/h):(a)Angle of knee joint(b)Angle of ankle joint(c)ECG of gastrocnemius(d)EMG of tibialis anterior.

ことが出来るようにした。このため、モデル化には受動歩行の解析で多く利用されるコンパスモデル[5]を参考にした。従来の受動歩行のモデルはアクチュエータを用いることなく坂道を歩き下るものであるため、すべての関節はフ

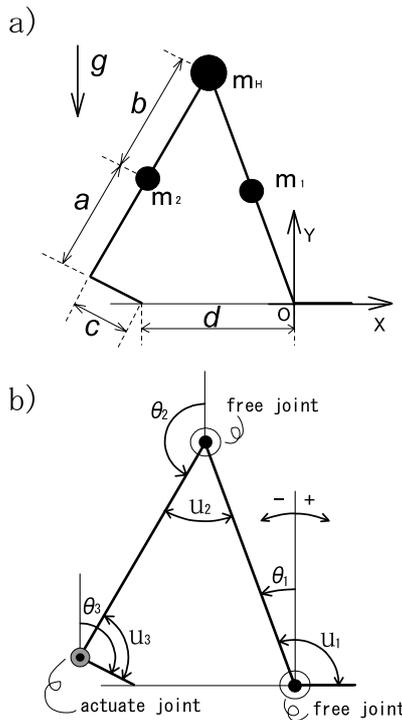


図 3 足首運動に注目した歩行ロボットのモデル：(a) 質量モデル (b) 関節モデル  
 Fig. 3 Model of biped robot from viewpoint of ankle motion: (a) Mass model (b) joint Model.

りであるが、本研究では、足首運動の有効性を証明するため、受動歩行のモデルに両脚支持期における拘束条件と足首にアクチュエータを追加する形で図 3 のようにモデル化を行った。

また、解析では以下の仮定を置いた。

- $m_1, m_2$  : 各リンクの質量 (10 kg)
- $m_H$  : 胴体の質量 (40 kg)
- $m$  : モデル全体の質量 (60 kg)
- $g$  : 重力加速度 (9.8 m/s<sup>2</sup>)
- $l = a + b$  : 脚の長さ (a = 0.4 m, b = 0.4 m, c = 0.14 m)
- ・ 胴体は質点とし、足は重心に集中質量がある。
- ・ モデルは矢状面内を歩く。
- ・ 支持脚は床面と常に 1 点で接触し、滑らない。
- ・ 遊脚と床面の衝突は完全非弾性衝突とする。
- ・ 遊脚が支持脚の横をすり抜ける時床面に接触しない。
- ・ 慣性モーメントと関節の粘性抵抗は無視できる

本来、歩行系に付加される拘束条件は入力や状態によって床面に対して離れる力が発生した場合破られる可能性のある unilateral 拘束であるが、両脚支持期には前足踵と後ろ足つま先がピンジョイントで床面に固定されているとみなし、bilateral 拘束とすることで、拘束条件  $f$  は以下のように表せる。

$$f = \begin{bmatrix} l \sin \theta_1 + l \sin \theta_2 + C \sin \theta_3 - d \\ l \cos \theta_1 + l \cos \theta_2 + C \cos \theta_3 \end{bmatrix}, f = 0 \quad (1)$$

また、一般に拘束条件が付加された力学系の解析には、

ラグランジュの未定乗数法が利用されるが、本研究では両脚支持期と片足支持期を切り替える必要があるため、文献 [6] を参考に拘束条件の付加、解除が容易なペナルティー関数を利用したラグランジュ方程式による手法を利用した。

まず、ペナルティー関数  $N$  を用いてラグランジュ関数  $L$  を  $L'$  とすると以下のように表せる。

$$L' = L - \frac{1}{2} f^T N f \quad (2)$$

$$N = \begin{bmatrix} n_1 & 0 \\ 0 & n_2 \end{bmatrix} \quad (3)$$

このラグランジュ関数  $L'$  を用いて運動方程式を導き出すと次のようになる。

$$M(\theta) \ddot{\theta} + C(\theta) \dot{\theta}^2 + g(\theta) + F(\theta) = S u \quad (4)$$

$$M(\theta) = \begin{bmatrix} m_1 a^2 + m_2 l^2 + m_H l^2 & m_2 l b \cos(\theta_1 - \theta_2) \\ m_2 l b \cos(\theta_1 - \theta_2) & m_2 b^2 \end{bmatrix}$$

$$C(\theta, \dot{\theta}) = \begin{bmatrix} 0 & -m_2 l b \sin(\theta_1 - \theta_2) \\ m_2 l b \sin(\theta_1 - \theta_2) & 0 \end{bmatrix}$$

$$g(\theta) = -g \begin{bmatrix} (m_1 a_1 + m_2 l_1 + m_H l) \sin \theta_1 \\ m_2 b \sin \theta_2 \end{bmatrix}$$

$$F(\theta) = \left( \frac{\partial f}{\partial \theta} \right)^T N f = \begin{bmatrix} l \cos \theta_1 & -l \sin \theta_1 \\ l \cos \theta_2 & -l \sin \theta_2 \end{bmatrix} N f$$

$$S u = \begin{bmatrix} -1 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{bmatrix}, \theta = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \end{bmatrix}$$

ここで、ペナルティー関数  $N$  とおくと、 $F(\theta) = 0$  となり、拘束条件のない状態の式と同様の式になるので容易に拘束条件が解除できることがわかる。

本報告では、両脚支持の期間を歩き始めと遊脚が床面に接地した瞬間から 0.1 秒間と固定して解析を行った。ただし、両脚支持に切り替わる瞬間に原点  $O$  を遊脚の踵と床面の接地点に切り替え、その際、各リンクの角度 ( $\theta_1, \theta_2$ )、接地直前の重心の速度 ( $V_0$ )、 $V_0$  と接地点の間の角度 ( $\theta_c$ )、重心と接地点の間の長さ ( $L_c$ ) をもとに、接地直後の重心の速度 ( $V_N = V_0 \sin \theta_c$ ) を求め、切り替え後の各リンクの角度 ( $\theta'_1, \theta'_2$ )、角速度 ( $\dot{\theta}'_1, \dot{\theta}'_2$ ) を以下のように求めた。

$$\theta'_1 = \theta_2 + \pi, \theta'_2 = \theta_1 - \pi \quad (5)$$

$$\tan \theta'_1 = \frac{V_N}{L_c}, \dot{\theta}'_2 = 0 \quad (6)$$

### 3・3 数値シミュレーションの結果

足首駆動歩行のモデルを用いた数値シミュレーションを行った。数値シミュレーションでは、ヒトの歩行周期 40% 付近でおこる腓腹筋の活動とその後、両脚支持期におこる足首関節の蹴り出し運動の代わりに、より安定領域の広い両脚支持期において後ろ足を蹴り出すトルクを支持脚 (前足) の角速度が目標の値  $\alpha$  に達するまで一定トルク  $\gamma$  で出力することとした (式 5)。

$$u_3 = \begin{cases} \gamma(\dot{\theta}_1 \leq \alpha) \\ 0 \end{cases} \quad (5)$$

次に、20%付近の腓腹筋の活動の代わりに、支持脚が垂直に近づいたときに支持脚の回転速度に比例した出力を支持脚の足首トルクとして遊脚が支持脚の横を過ぎるまで出力することとした(式6)。すなわち、比例定数 $\beta$ を用いて以下ようになる。

$$u_1 = \begin{cases} \beta\dot{\theta}_1 & (\theta_1 \geq -0.02 \text{ [rad]}, \dot{\theta}_1 \geq 0, \theta_2 \geq -\theta_1 - \pi) \\ 0 \end{cases} \quad (6)$$

これによって、式5における $\alpha$ の値(支持脚の目標角速度)を変化させるだけで歩行速度を変化させることができると考えた。このモデルと制御手法を利用して歩行シミュレーションをおこなった。その際、 $\gamma = 700 \text{ Nm}$ 、 $\beta = 500 \text{ Nm s/rad}$ とし、 $\alpha \text{ rad/s}$ を時間( $t \text{ sec}$ )ごとに以下のように変化させて歩行をおこなった。

$$\alpha = \begin{cases} 1 & (0 \leq t < 5) \\ 1.5 & (5 \leq t < 10) \\ 2 & (10 \leq t < 15) \\ 1.5 & (15 \leq t < 20) \\ 1 & (20 \leq t < 25) \end{cases} \quad (7)$$

図4に歩行シミュレーションによる歩幅の変化と歩行速度の変化を示した。図4より、歩行途中で目標角速度を変化させることで歩幅が変わり、歩行速度が変化していることがわかる。このことから、股関節にアクチュエータを用いることなく歩幅を広げることが出来ることがわかる。ただし、歩幅と歩行速度は必ずしも比例関係にない。これは歩行周期の変化によるものである。目標速度が一定の間は歩行が安定していた。ただし、加速及び減速時に急激な変化を与えると歩行が安定しないことがわかった。

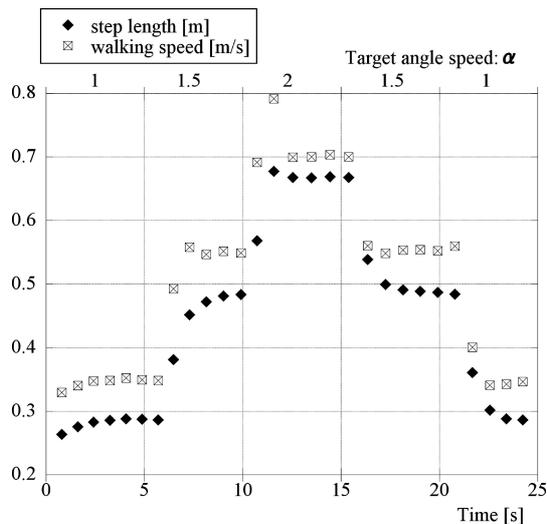


図4 歩行モデルを用いた数値シミュレーション結果(×歩幅, □歩行速度)

Fig. 4 Simulation result of using walking model(×step length, □walking speed).

また、エネルギー効率の解析として、式8を用いて $\alpha = 1 \text{ rad/s}$ の時の移動仕事率[7](単位重量・単位移動距離あたりの必要エネルギー量)を計算した。その結果 $\varepsilon$ の値は平均約0.16であった。この指標は小さいほどエネルギー効率が上がるが、ヒトの最適歩行時の移動効率が0.3~0.4とされているので、かなり高い値になった。

$$\varepsilon = \frac{E}{mg\Delta x} \quad (8)$$

#### 4. 考 察

従来研究[8-10]においては、接地時の前脛骨筋の活動は接地時の衝撃吸収、遊脚時の前脛骨筋の活動は足首を持ち上げて床面との間隔を確保するためとされている。また、歩行周期の20%付近における腓腹筋の活動は出すぎた速度を抑え、歩行を安定させるため、40%付近の活動は踵を持ち上げ進行方向へ力を与えるためであるとされている。

しかし、我々の行った歩行計測の結果では、一定速度で歩行している時にも20%付近の腓腹筋の活動は定常的に発生していた。この意義は、従来研究で言われているように、出すぎた速度を抑え、歩行を安定させるためだけにあるのではなく、積極的減速により反対脚の慣性力による振り出しを促進するためにも存在すると考えた。ヒトにおける20%付近の腓腹筋活動は足首関節の減速作用であることから、数値シミュレーションでも支持脚期に足首関節を減速するようにトルクを与えた。これにより、股関節にアクチュエータを用いることなく歩幅を広げることが可能であった。これは支持脚期における足首の運動が股関節部分に進行方向とは逆の加速を与える事で振り子状になった遊脚に振り幅を広げるように力が働くためであると考えられる。この影響を支持脚と遊脚が垂直( $\theta_1 = 0 \text{ rad}$ ,  $\theta_2 = \pi \text{ rad}$ )になった時の数式で表すと以下の式(9)のようになる。右辺の分母は必ず正となるので、支持脚の足首トルクが遊脚の振りを加速することがわかる。

$$\ddot{\theta}_2 = -\frac{u_1}{(l^2 m_H + a^2 m_L)} \quad (9)$$

この遊脚の振り出しは脚の振り運動を有効に利用したものであり、脚の持つ運動特性を有効に利用した運動となっている。また、この運動を利用した歩行はエネルギー効率の解析結果からもエネルギー効率の良い歩行であることが確認できた。

また、40%を超えた時点から60%の時点までに急速な足首関節の底屈がおきているが、この運動に関してはその役割について様々な説があり、我々はwinter DA[11]等と同様に両脚支持期における蹴り出し(Push-off)としてモデル化を行った。こうすることで歩幅がわかった状態での蹴り出しとして制御が行えるため歩行ロボット等へは応用しやすい形とすることが出来た。ところが、腓腹筋の活動は両脚支持期になる直前をピークに活動していた。この活動

は、進行方向へのエネルギー供給を行うだけでなく、遊脚が床面に衝突する際の重心の移動ベクトルを進行方向に向けることが出来る。このため進行方向へのエネルギー供給に加え衝突時のエネルギー消費を抑える働きがあると考えられる。ただし、ロボット等へ応用する際には歩幅が決定する前に制御が必要となり、単純なアルゴリズムでのモデル化は困難であった。

足首の運動は接地時の衝撃吸収(0%)、遊脚の振り出し(20%)、進行方向へのエネルギー供給(40~60%)、床面との間隔の確保(遊脚期60~90%付近)と、足首の運動は歩行における重要な要素すべてに関わっており、ヒトの歩行において重要な要素であると考えられる。ZMPに基づいた多くの歩行ロボットにおいては足首がこのような機能を考慮していない。そのことが現在の歩行ロボットの歩行がヒトの歩行と大きく異なった歩行となっているだけでなく、エネルギー効率の悪い歩行になってしまっている要因ではないかと考えられる。

本研究は関節の数(自由度)に対してアクチュエータの数が少ない劣駆動型歩行ロボットの制御としてとらえることもできるが、従来の劣駆動型歩行ロボットの多くが股関節にアクチュエータを配置し足首関節を自由関節としているのに対し、本研究では股関節を自由関節とし足首にアクチュエータを配置している点で大きく異なっている。足首関節も歩行時の多くの期間で自由関節として扱っているため歩行ロボットの持つ力学的特性をより有効に利用した歩行になっていると考える。

本研究で用いた歩行モデルは矢状面内に固定されており、膝関節も考慮せず、上体の姿勢も考慮されていない。このためヒトの3次元動作から生み出される複合的な歩行を再現することは出来ていないが、単純なモデルによって足首の運動を解析することで、足首の運動のみによる影響を抽出することが出来たと考えられる。

また、足首駆動による歩行は脚の振り運動を有効に利用した歩行だけでなく、歩行における重要な要素を一通り一つの関節で制御できるため、歩行ロボットのみではなく歩行補助装置によるパワーアシスト等への応用も期待できる。

## 5. おわりに

通常歩行時の関節角度変化と筋電信号を計測し、ヒトの歩行メカニズムを足首運動について解析した。これにより得られたデータを基に、非常に単純化したモデルでその運動を再現することで、足首の駆動のみでの歩行をシミュレーション上で実現した。この歩行は股関節をフリージョイントにすることで、脚の持つ運動特性を有効に利用することができ、滑らかでエネルギー効率のよい歩行であった。また、駆動関節を足首に限定することでアクチュエータの数を減らし、コストを抑え、メンテナンスを容易にし

た。単純な機構であるため、歩行ロボットのみではなく歩行補助装置のパワーアシストや義足などへの応用が期待できる。

## 文 献

1. Vukobratović M, Stepanenko J: On the Stability of Anthropomorphic Systems. *Math Biosci.* **15**: 1-37, 1972.
2. 梶田秀司: ゼロモーメントポイント(ZMP)と歩行制御. *日本ロボット学会誌*. **20**(3): 229-232, 2002.
3. 秋元俊成, 松元明弘: 蹴り足による足首駆動型準受動歩行機械の開発. *日本機械学会論文集 C 編*. **73**(733): 2537-2542, 2007.
4. 木塚朝博, 増田 正, 木竜 徹, 佐渡山亜兵(バイオメカニズム学会編): 表面筋電図. 東京電機大学出版局, 東京, 2006.
5. McGeer T: Passive Dynamic Walking. *Int J Robotics Res.* **9**: 62-82, 1990.
6. 成清辰生, 小林 基, 伊藤正美, 細江繁幸: 二足歩行系の両脚支持期の制御について. *電気学会論文誌 C 編*. **103**(12): 281-286, 1983.
7. 広瀬茂男, 梅谷陽二: 歩行機械のエネルギー効率に関する基本的考察. *計測自動制御学会論文集*. **15**(7): 76-81, 1979.
8. 江原義弘, 山本澄子: ボディダイナミクス入門 歩き始めと歩行の分析. 医歯薬出版, 東京, 2002.
9. Götz-Neumann K: 観察による歩行分析. 医学書院, 東京, 2005.
10. 大塚 圭, 村岡慶裕, 才藤栄一, 伊藤慎英, 寺西利生, 青木健光, 兵頭 亮, 金田嘉清: トレッドミル歩行分析・訓練(特集歩行分析の臨床). *総合リハビリテーション*. **34**(2): 141-149, 2006.
11. Winter DA: *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley, 1990.

秋元 俊成 (アキモト トシナリ)

2005年東洋大学大学院工学研究科機械工学専攻博士前期課程卒業, 2005年同博士後期課程入学, 現在に至る。

現職: 東洋大学大学院工学研究科機能システム専攻博士後期課程。

専門分野: ロボット工学・機械工学・生体医工学。

所属学会: 日本機械学会, 日本ロボット学会, 精密工学会。



寺田 信幸 (テラダ ノブユキ)

1976年東邦大学理学部生物学科卒業, 信州大学医学部附属病院, 国立循環器病センター, 山梨医科大学生理学講座, 山梨大学総合分析実験センターを経て, 2005年4月より現職。学位: 医学博士。

現職: 東洋大学工学部機能ロボティクス学科教授。

専門分野: 環境生理学・生体医工学・宇宙医学。

所属学会: 日本生理学会(評議委員), 日本自律神経学会(評議委員), 日本宇宙航空環境医学会(評議委員), 日本宇宙生物科学会(評議委員), 日本分析化学会, 日本生体医工学会, 日本医療情報学会。



松元 明弘 (マツモト アキヒロ)

1983年東京大学大学院工学系研究科精密機械工学専攻修士課程修了。1983年東京大学工学部助手。1988年東洋大学工学部講師，1990年同助教授，2004年同教授，現在に至る。学位：工学博士。



現職：東洋大学工学部機能ロボティクス学科教授。

専門分野：ロボティクス・メカトロニクス。

所属学会：日本機械学会，日本ロボット学会，精密工学会，計測自動制御学会，IEEE，日本ロボット工業会，自動化推進協会。