

歩行補助ロボットによる昇段歩行における後方転倒予防

小田 佑樹[†] 香川 高弘[†] 宇野 洋二[†]

[†]名古屋大学大学院工学研究科 〒464-8603 愛知県名古屋市千種区不老町

E-mail: †{y_oda,kagawa,uno}@nuem.nagoya-u.ac.jp

あらまし 本研究は、対麻痺患者のための装着型歩行補助ロボット WPAL を用いた昇段歩行における後方転倒を予防する制御系の開発を目的とする。昇段時の着地位置が段差の端にあると後方に転倒する恐れがある。着地位置に起因する後方転倒を予防するため、着地時の遊脚の圧力中心位置から段差との接地状態を検出する方法を提案する。また、後方へのバランスの安定性が離脚時の重心の位置と速度により評価できることから、離脚時の重心に関する制約条件を加えて軌道を生成することで、後方転倒のリスクを低減する。提案法を歩行補助ロボットに実装し、高さが異なる2種類の段差に対する歩行実験を行い、その有効性を検証する。

キーワード 歩行補助ロボット, 昇段歩行, 後方転倒予防, 軌道生成, 床反力

Prevention of backward falling while walking on a step by a walking-assist robot

Yuki ODA[†], Takahiro KAGAWA[†], and Yoji UNO[†]

[†] Graduated School of Engineering, Nagoya University Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya, 464-8603 Japan

E-mail: †{y_oda,kagawa,uno}@nuem.nagoya-u.ac.jp

Abstract The goal of our study is to develop control systems for prevention of backward falling while walking on a step by a wearable walking-assist robot WPAL for paraplegics. It is likely to fall backward when the landing position after stepping on a bump is on the edge of the bump. To prevent a backward falling that is attributed to the landing position, we propose a method of detecting foot placement state on a bump from the center of pressure (COP) of the swing leg at foot landing. Moreover, the stability of the backward balance is evaluated from the center of mass position and its velocity at a toe-off period. Thus the risk of a backward falling is decreased by trajectory generation with a constrained condition concerning the center of mass at a toe-off period. We confirmed the effectiveness of the proposed method through implementing our method into the robot and conducting walking experiments for two kinds of steps with different height.

Key words Walking-assist robot, Walking on a step, Prevention of backward falling, , Trajectory generation, Ground reaction force

1. はじめに

身体障害の中でも特に、両下肢に麻痺が生じる状態を対麻痺と呼ぶ。対麻痺の主要な原因として、交通事故や転倒による脊髄の損傷が挙げられる。対麻痺患者は自力での歩行が困難であり、車椅子での生活を強いられることがほとんどである。しかし患者の間では、介護者の手を必要とせずに自分の足で歩きたいという意見も多い。そのような中で患者の歩行を補助する装着型ロボットの開発が行われている。この歩行補助ロボットを用いた歩行では、患者は姿勢の維持や歩行の推進力を得るため、歩行器を用いる。

我々はこれまでに、加速度センサを用いたユーザの意図する歩幅の予測 [1] や、床反力センサを利用した転倒防止 [2] といったヒューマンインタフェースを提案し、システムに実装した。このことにより、平地歩行においては安全性を向上させた上で適切な補助を行うことが可能となった。しかし、日常生活を送る上で、不整地や階段、坂道といった平地以外での歩行は避けることができないが、現状のシステムではこれらの環境における歩行補助は困難である。

本研究では、様々な環境での歩行補助に向けた第一歩として、段差歩行に焦点を当てる。我々はこれまでに、段差歩行直前の歩行器の動作から、段差の検出とその高さの推定を行う方法を

提案し、その有効性を確認した [3]。さらに、段差歩行を実現するにあたり、ユーザの安全性を向上させることは非常に重要である。特に歩行中における転倒は、骨折等の外傷に直結するため回避しなければならない。ユーザは歩行器に力を加えることで体幹を支えることができるため、前方への転倒の危険性は少ない。しかし、後方へバランスを崩すとユーザ自身で転倒を回避することが困難であるため、後方への転倒については十分に考慮しなければならない。

本研究の目的は、昇段歩行時における後方転倒を予防するためのセンサ制御系の開発および昇段歩行パターンの生成である。昇段の着地時における足部と段差との接地状態が不完全である状態から歩行を開始すると、後方に転倒する危険性がある。そこで、着地時の遊脚の圧力中心位置 (COP) から段差との接地状態を検出する方法を提案する。さらに、歩行中における後方転倒の予防のための歩行パターンを生成する。また、重心の位置と速度から後方バランスの安定性を評価できるため [5]、重心に関する制約条件を以下の股関節軌道の生成に加える。股関節軌道は、歩行中の各関節角の躍度の総和が最小となるように制約条件の下で最適化する。得られる軌道から逆キネマティクスにより各関節角軌道を決定する。

以下、第 2 章において COP により着地状態を検出する方法を提案し、第 3 章では後方転倒の予防のための段差歩行パターンの生成法について述べる。第 4 章では提案法の有効性を検証するための段差歩行実験を行い、第 5 章で本研究をまとめる。

2. ロボットのヒューマンインタフェース

2.1 歩行補助ロボットとインタフェースの概要

本研究で用いた歩行補助ロボット WPAL (Wearable Power-Assist Locomotor) を Fig. 1(a) に示す。左右の股関節、膝関節および足関節のそれぞれに搭載されたサーボモータにより下肢運動の補助制御を行う。WPAL の股関節、膝関節および足関節の関節可動域は、直立姿勢の状態を 0° として、それぞれ $\pm 30^\circ$ 、 120° 屈曲、 $\pm 35^\circ$ である。Fig. 1(b) に、歩行器と 3 軸角度・加速度センサ (3DM-GX1, MicroStrain 製) および床反力センサを示す。床反力センサは、ロボットの足底の四隅に取り付けられた 4 つの小型 3 軸力覚センサ (USL06-H5-500N, ニッタ製) からなる [2]。歩行器は、平地歩行時は片側の脚を支点にし、もう片側の脚を持ち上げて前方に移動させる。また、段差歩行時は Fig. 2 のように、歩行器の左右前脚を段差上または段差下へ同時に移動させる。

2.2 COP による着地状態の検出

段差歩行を行うとき、歩行開始時の位置から段差までの距離は未知である。したがって、歩行開始時の位置が段差から遠い場合、Fig. 3 の右図のように昇段歩行時の着地位置が段差の端となり、遊脚足部と段差との接地が不完全な状態となる。このように、段差との接地が不完全である状態から歩行を開始すると、後方に転倒する恐れがある。

そこで、着地位置に起因する後方転倒を予防するため、着地時における遊脚の COP から段差との接地状態を検出する方法を提案する。遊脚の COP に着目すると、Fig. 3 の右図のよう

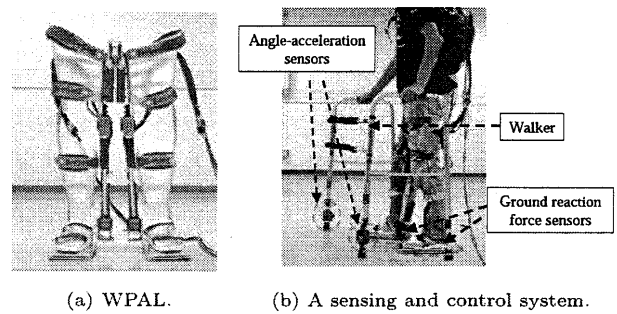


Fig. 1 Walking assist system.

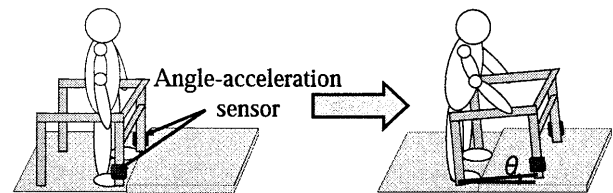


Fig. 2 Movement of the walker before walking on a step.

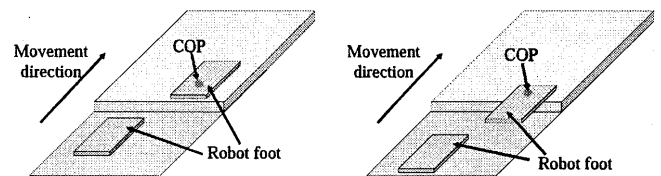


Fig. 3 Difference of COPs at foot landing between stable and unstable foot placements.

に着地時の段差との接地状態が不安定であるときは COP は足部前方に位置すると考えられる。さらに、Fig. 3 の左図のように足部が完全に段差上に着地すると右図の状態に比べて COP は後方に位置すると推測される。この推測が正しければ、着地時の遊脚の COP によって段差との接地状態を検出でき、歩行を開始するための十分な安全性があるかを判別することができる。そこで、この推測を検証し、安全な COP の領域を決定するために、COP の計測実験を行った。なお COP はロボット足底に取り付けられた 4 つの床反力センサの情報から以下のように計算することができる。

$$P_x = \frac{\sum_{i=1}^4 p_{ix} f_{iz}}{\sum_{i=1}^4 f_{iz}}, \quad P_y = \frac{\sum_{i=1}^4 p_{iy} f_{iz}}{\sum_{i=1}^4 f_{iz}} \quad (1)$$

ただし、 P_x , P_y は求める COP の各方向の値であり、 p_{ix} , p_{iy} は各センサの位置、 f_{iz} は各センサの検出した床反力の鉛直方向成分である。

2.2.1 COP の計測実験

1 名の健常男性が被験者として実験に参加した。被験者は歩行器の前脚を段差上に移動させた後に昇段歩行を 1 歩行い、Fig. 3 のように片脚を段差上に着地させる動作を行った。このとき、着地の状態を以下の (a), (b) とし、それぞれ 20 回ずつ計測を行った。

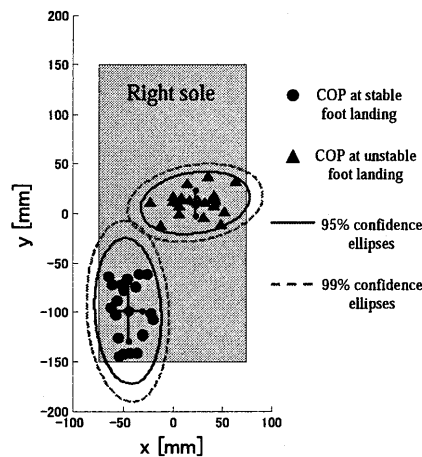


Fig. 4 COP positions at foot landing and their confidence ellipses.

(a) 足底を完全に段差に着地させる (Fig. 3 左図).

(b) 足底を段差の端に着地させる (Fig. 3 右図).

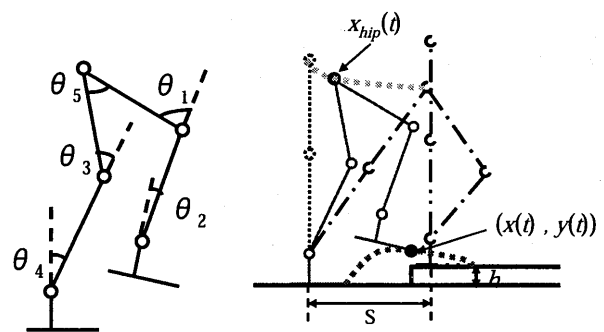
なお、(a) と (b) の動作において、歩行パターンは同じであり、歩行開始位置のみを調整した。床反力センサのサンプリング周波数は 20 [Hz] とした。計測した床反力データから、着地時の遊脚の COP を求めた。なお、着地時刻はロボット制御終了時刻の 0.2 秒後とした。

2.2.2 計測結果

Fig. 4 は、各試行に対するロボットの足底における着地時の COP とその等確率楕円を示している。灰色の長方形は右脚の足底を表す。丸のマーカおよび三角のマーカは、それぞれ (a) と (b) の動作を行ったときの COP である。また、実線で描かれた楕円および破線で描かれた楕円は、(a) と (b) の場合について、それぞれ COP の 95% および 99% の等確率楕円を表している。楕円の中心点は各動作における COP の平均値であり、その点を中心として描かれた十字線は、x 軸および y 軸方向の標準偏差である。Fig. 4 から分かるように、(a) の動作と (b) の動作の場合では COP に大きな差が見られる。しかし、99% 等確率楕円を見ると、互いの領域が重なっている部分があることが分かる。したがって、(a) の動作における 99% 等確率楕円内の領域に COP が存在しても、必ずしも段差との接地が完全であるとはいえない。95% 等確率楕円では、互いに重なっている領域は見られない。よって、着地時において (a) の動作における 95% 等確率楕円内に COP が存在すれば、段差との接地が完全であると判断することができる。本研究では、この (a) の動作における 95% 等確率楕円内を、足底と段差との接地が完全であると判断する COP の領域とし、着地時において遊脚の COP がこの領域に入っていることを、2 歩目開始のための条件とした。

3. 後方転倒の予防のための段差歩行パターンの生成

本章では、段差の高さに応じた目標歩行パターンの生成法について述べる。ロボットの各関節角度の定義を Fig. 5(a) に示



(a) Joint angles of the robot.

(b) Postures and trajectories of the robot while stepping on a bump.

Fig. 5 Joint angles and the movement of the robot while stepping on a bump.

す。 θ_1 および θ_3 はそれぞれ右脚、左脚の膝関節角度であり、大腿部と下腿部のなす角度で定義される。 θ_2 および θ_4 は足関節角度で、足首と下腿部のなす角度である。 θ_5 は股関節の角度である。また、Fig. 5(b) は昇段歩行時のロボットの動作パターンを示している。初期状態は直立姿勢であり、1 歩目で右脚を段差上に乗せ、その後 2 歩目で左脚を段差上に乗せる。終了状態は初期状態と同じく直立姿勢とする。Fig. 5(b) における点線はロボットの初期姿勢を、一点鎖線は 1 歩目終了時を、二点鎖線は 2 歩目終了時の姿勢をそれぞれ表す。降段歩行も同様に、初期状態と終了状態は直立姿勢とし、1 歩目で右脚を、2 歩目で左脚を段差下に下ろす。

ロボットの歩幅 S は 35 [cm] とする。これは、歩幅が大きすぎると関節角度の振幅が大きくなり、ロボットの関節可動域を超えたり、不安定な姿勢となることが考えられるためである。また、歩幅が小さすぎる場合、昇段歩行ではロボットの足部が段差上に乗れず、降段歩行では踵部が段差に引っ掛かるためである。また、Fig. 5(b) の点線によって示されるように、スイング脚と段差との衝突を避けるため、つま先軌道 $(x(t), y(t))$ を生成する。つま先軌道は段差の高さ h にしたがって指定した経由点を通る躍度 (加速度の変化率) 最小軌道 [6] により生成する。

本章では、昇段歩行を実現するにあたり重要であると考えられる以下の 2 点に焦点を当てる。

- (1) 後方転倒のリスクを低減すること。
- (2) ユーザへの負担やモータの負荷を考慮した滑らかな軌道生成を行うこと。

まず躍度最小軌道に基づいて、滑らかな関節角軌道を生成するための方法を提案する。ここで、後方へのバランスの安定性が重心の位置と速度によって表されることから、重心に関する制約条件の下で評価関数を最適化することで股関節の位置軌道を与える。求めたつま先と股関節位置の軌道から、逆キネマティクスにより θ_1 から θ_5 の目標関節角度軌道を生成する。以下ではそれぞれの項目について詳細に説明する。

3.1 後方転倒の予防のための制約条件

歩行中における転倒の予防は、ユーザの安全に直結するため非常に重要である。ユーザは歩行器に力を加えることで体幹を

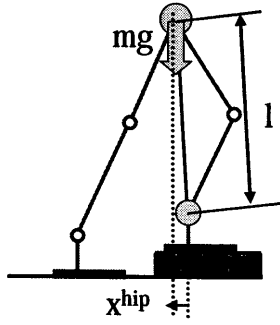


Fig. 6 An inverted pendulum model.

支えることができるため、前方への転倒の危険性は少ない。しかし、後方へバランスを崩すとユーザ自身で転倒を回避することは困難であるため、後方への転倒については十分に考慮しなければならない。

重心が股関節位置であると仮定し、重心運動のダイナミクスを Fig. 6 のように倒立振り子モデル [4] によって単純化すると、後方へのバランスの安定性は次式のように、離脚時の単位質量あたりの力学的エネルギーで評価される [5]。

$$E = \frac{1}{2}(\dot{x}^{hip}(t_{to}))^2 - \frac{1}{2}(\omega x^{hip}(t_{to}))^2 \quad (2)$$

$$\omega = \sqrt{\frac{g}{l}} \quad (3)$$

ここで、 t_{to} は離脚時の時刻であり、 x^{hip} 、 \dot{x}^{hip} はそれぞれ股関節の位置および速度である。また、 ω 、 l は倒立振り子の固有振動数および長さで、 g は重力加速度である。 $E > 0$ のとき、補償動作なしで股関節は前方へ移動し、後方への転倒は生じない。 $E < 0$ のときは、適切な補償動作を行わないと股関節は後方へ移動し、転倒が生じる可能性がある。通常の歩行では、離脚時において股関節の位置は、支点である支持脚足首の位置よりも後方にある ($x^{hip} < 0$) ため、(2) 式より後方転倒を生じないための必要条件は次式のように書くことができる。

$$\dot{x}^{hip}(t_{to}) > -\omega x^{hip}(t_{to}) \quad (4)$$

本研究では、倒立振り子の長さを $l = 0.8$ [m] とした。以上の制約条件を次節の最適化に加えた。

(4) 式の制約条件を満足するためには、離脚時において股関節の位置がより前方にあり、速度が進行方向に対してより大きければ良い。そこで、2 歩目の歩行開始時に遊脚足首の底屈動作を取り入れた。底屈動作により股関節位置が前方へ推移し、さらに速度をもった状態で離脚をすることができるため、後方転倒のリスクを低減することができる。

3.2 関節角躍度最適化による歩行パターンの生成

ユーザへの負担やロボットのモータの負荷を考慮すると、歩行中の関節角度軌道は滑らかで変位が少ないことが好ましい。そこで次式のように、1 ステップ全体におけるロボットの全関節角躍度の総和として評価関数 J を導入し、 J を最小化することを考える。

$$J = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^5 \{\ddot{\theta}_j(i)\}^2 \quad (5)$$

ここで N は 1 ステップ終了までの全データ点の数である。次に、股関節の進行方向の軌道 $x^{hip}(t)$ を次のように時間に対する多項式で表現する。

$$x^{hip}(t) = \sum_{k=0}^M a_k t^k \quad (6)$$

ただし、 M は多項式の次数、 a_k は k 次の項の係数、 t は時間を表す。

ここで、股関節の位置 $x^{hip}(t)$ 、速度 $\dot{x}^{hip}(t)$ 、加速度 $\ddot{x}^{hip}(t)$ に対して、運動開始時刻 ($t = 0$) および運動終了時刻 ($t = t_f$) における条件を以下のように指定して、多項式係数 a_k の数を低減する。

$$x^{hip}(0) = x_0^{hip}, \quad \dot{x}^{hip}(0) = \dot{x}^{hip}(0) = 0 \quad (7)$$

$$x^{hip}(t_f) = x_f^{hip}, \quad \dot{x}^{hip}(t_f) = \dot{x}^{hip}(t_f) = 0 \quad (8)$$

(7) 式より、 $a_0 = x_0^{hip}$ 、 $a_1 = a_2 = 0$ が得られ、(8) 式より、 a_3 、 a_4 、 a_5 は次式のように 6 次以上の多項式係数を用いて表現できる。

$$a_3 = -\frac{1}{2} \sum_{k=6}^M (k-4)(k-5)t_f^{k-3} a_k + \frac{10(x_f^{hip} - x_0^{hip})}{t_f^3} \quad (9)$$

$$a_4 = \sum_{k=6}^M (k-3)(k-5)t_f^{k-4} a_k - \frac{15(x_f^{hip} - x_0^{hip})}{t_f^4} \quad (10)$$

$$a_5 = -\frac{1}{2} \sum_{k=6}^M (k-3)(k-4)t_f^{k-5} a_k + \frac{6(x_f^{hip} - x_0^{hip})}{t_f^5} \quad (11)$$

したがって、多項式係数の数は a_6, \dots, a_M の $M - 5$ 個となり、これらを決定することで股関節の軌道 $x^{hip}(t)$ が求められる。

$x^{hip}(t)$ を決定することで、逆キネマティクスにより各関節角度軌道を求めることができる。また、先に述べたように $x^{hip}(t)$ は多項式係数 a_6, \dots, a_M により決定される。したがって (5) 式で表される評価関数 J は次式のように書き直すことができる。

$$J = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^5 \{\ddot{\theta}_j(a_6, \dots, a_M)\}^2 \quad (12)$$

(12) 式に対して a_6, \dots, a_M を 3.1 節の制約条件の下で最適化することで、求める関節角度軌道が得られる。なお、多項式の次数を大きくすることによる影響は少なかったことから、本研究では多項式の次数を $M = 8$ とし、 a_6, a_7, a_8 を最適化する。

3.3 歩行パターンの生成結果

以上の方法により生成した昇段歩行パターンを示す。段差の高さが 3 [cm] および 6 [cm] の場合に生成された各関節角軌道を Fig. 7, Fig. 8 に示す。Fig. 7, Fig. 8 より、生成した各関節角軌道は滑らかであり、急激な角度変化が抑えられていることが分かる。また、段差の高さを高くすると、各関節角度の振幅が全体的に大きくなっているが、WPAL の関節可動域内に収まっていることが確認できる。次に、それぞれの段差における 1 歩目と 2 歩目の歩行のスティック図を Fig. 9 に示す。Fig. 9 では、足部が段差と衝突しないように段差の高さに応じて昇段歩行を行っている様子が見られる。さらに、(4) 式の後方転倒の

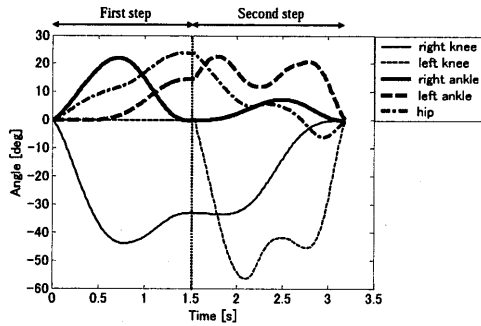


Fig. 7 Trajectories of joint angles while stepping on a bump (3 cm).

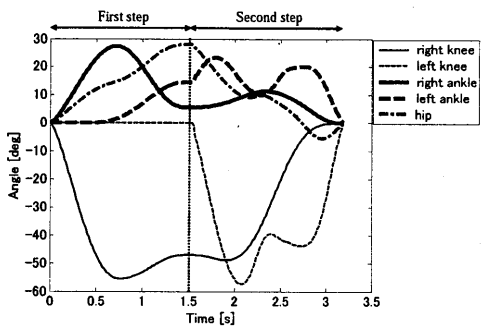


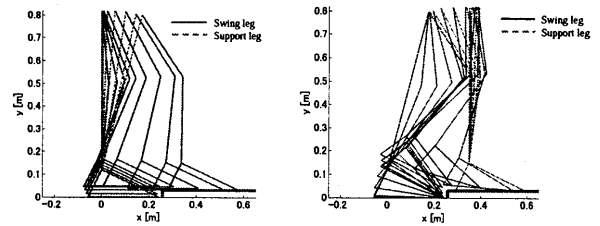
Fig. 8 Trajectories of joint angles while stepping on a bump (6 cm).

予防に関する制約条件の有効性を確認するため、段差の高さを 6 [cm] として、制約条件を加えた場合と加えない場合の股関節の進行方向の軌道を Fig. 10 に示す。同様に、2 歩目の歩行中において、制約条件を加えた場合と加えない場合について横軸に時間、縦軸に $-\omega x^{hip}$ および \dot{x}^{hip} をとったグラフを Fig. 11 に示す。Fig. 10 および Fig. 11 を見ると、制約条件を加えない場合は足関節の底屈動作の間、股関節位置が前方へ移動しておらず、(4) 式の制約を満たしていないことが確認できる。対して制約条件を加えた場合について、Fig. 9~Fig. 11 を見ると、2 歩目初めの遊脚の底屈動作の間、股関節が前方へ移動していることが分かる。また、離脚時における股関節の速度が大きくなっている。その結果、股関節の位置が終点をオーバーシュートしているが、前方への転倒については歩行器で体幹を支えることで回避できる。離脚時においては (4) 式を満たしており、安全性の高い歩行が行われている。

4. 段差歩行実験

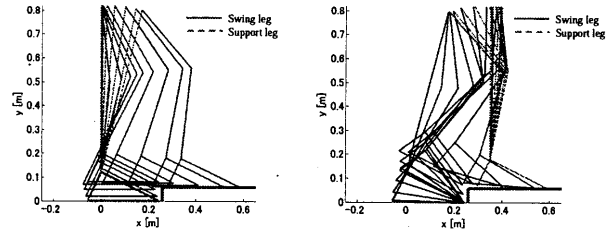
4.1 実験方法

提案法の有効性を検証するため、1 名の健常男性を被験者として歩行補助ロボット WPAL と歩行器を用いた昇段歩行実験を行った。被験者は Fig. 2 のように、歩行器の前脚を同時に段差上へ移動させ、段差の高さに応じた昇段歩行を行う。実験開始時は、ロボットつま先を段差の手前に揃え、直立姿勢の状態とする。段差の高さは 3 [cm] および 6 [cm] の 2 通りとした。ロボット足底に取り付けられた床反力センサにより、1 歩目着地時から 2 歩目離脚時までの COP の軌道を計測した。



(a) First step (3 cm).

(b) Second step (3 cm).



(c) First step (6 cm).

(d) Second step (6 cm).

Fig. 9 Stick pictures for the gait pattern while stepping on a bump.

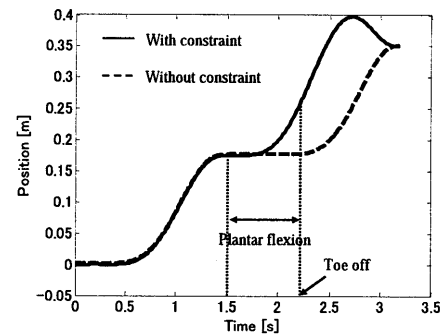


Fig. 10 Trajectories of hip position.

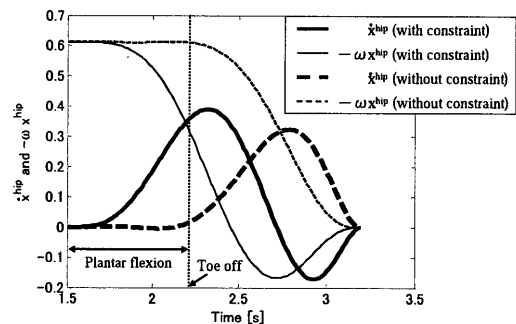


Fig. 11 Hip position and velocity.

4.2 実験結果・考察

段差の高さを 6 [cm] とした場合の実験の様子を Fig. 12 に示す。また、段差の高さがそれぞれ 3 [cm] と 6 [cm] の場合の 5 試行について、1 歩目の右脚の着地直後から 2 歩目のスイング直前までの右脚の COP の軌道を Fig. 13 および Fig. 14 に示す。いずれの試行においても、着地時において右脚の COP は 2.2 節で決定した安全な領域内にあり、足部が段差に対して完全に接地していると判断された。その後、体重を前方へかけ、COP を前方へ移動させてから左脚を離地することで、より安

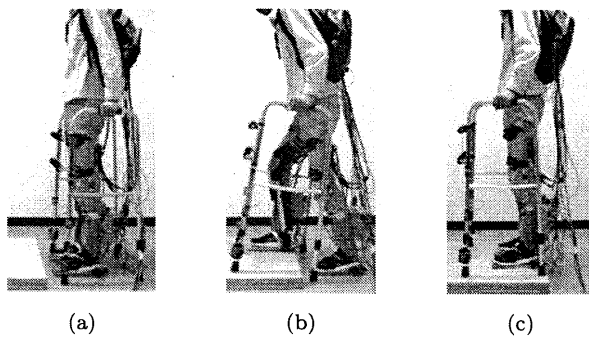


Fig. 12 Pictures of stepping up a bump using the proposed method. (a) Initial state. (b) End of first step. (c) End of second step.

全な状態から2歩目を開始していることが分かる。以上から、安全性の高い昇段歩行を実現することができた。

5. まとめ

歩行補助ロボット WPAL を用いた歩行において、後方転倒の予防を考慮した昇段歩行を実現するセンサ制御系および歩行パターン生成法を提案した。センサ制御系は、ロボット足底の床反力センサから得られる COP を利用して、着地時における遊脚の段差との接地状態を検出するものである。予備実験として、足底が完全に段差上に着地する場合と、段差の端に着地する場合に分けて昇段歩行を1歩行った。それぞれの着地状態における COP の領域を比較することで、安全な COP の領域を決定した。これにより、安全な接地状態のときのみ歩行を開始することができ、着地位置に起因する後方転倒を予防することができた。

昇段歩行パターンの生成では、まず歩行中の全関節の角躍度の総和を評価関数として提案した。さらに、股関節の進行方向の軌道を時間に対する多項式で表現し、その多項式係数を最適化変数として評価関数を最適化することで股関節の軌道を得た。この最適化において、股関節の位置と速度に関する制約条件を加えることで、歩行中の後方転倒のリスクを低減した。得られた軌道から逆キネマティクスにより各関節角軌道を決定した。生成した軌道は滑らかであり、急激な角度変化を抑えることができた。

提案法の有効性を検証するための歩行実験では、昇段歩行1歩目の着地時における遊脚の COP が安全な領域内にあることを確認した。また、着地後に COP を前方へ移動させることで、より安全な状態で2歩目を開始することができた。よって、後方転倒の予防を考慮した安全性の高い昇段歩行を達成した。

今後の課題として、ヒューマンインタフェースのさらなる汎化性の向上を目指し、実際に対麻痺患者での動作試験を行うことが挙げられる。また、昇段時にロボット足部が段差上に乗り切らなかった場合の補償動作を実装する必要がある。さらに、歩行器の脚部にも床反力センサを取り付け、より厳密な歩行モデルを構築することで、凹凸のある地面や坂道といった環境での歩行補助も可能になると考えられる。

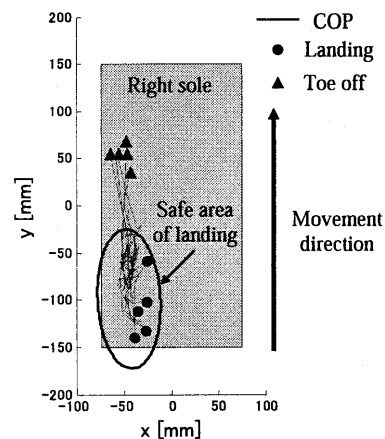


Fig. 13 COP trajectories of the right foot (3 cm).

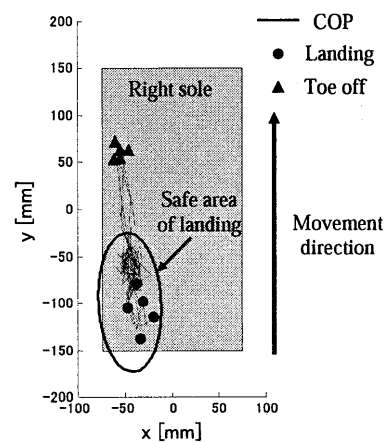


Fig. 14 COP trajectories of the right foot (6 cm).

謝 辞

本研究に対し、貴重なご助言を頂きました名古屋大学の田地宏一准教授に感謝いたします。本研究は科学研究費補助金基盤研究(B) No.21300092, 若手研究(B) No.20760165 およびメカトロニクス技術高度化財団研究助成により行われた。

文 献

- [1] 小田佑樹, 香川高弘, 宇野洋二, "腕運動の予測に基づく歩行補助ロボットの制御", 第10回計測自動制御学会 SI 部門講演会論文集, 1M3-3, 2009.
- [2] 北村仁, 香川高弘, 宇野洋二, "床反力センサを用いた歩行補助ロボットの転倒防止制御", 信学技報, vol.109, no.460, MBE2009-110, pp.55-60, March.2010.
- [3] 小田佑樹, 香川高弘, 宇野洋二, "段差歩行実現のための歩行補助ロボットのセンサ制御系開発", 信学技報, MBE2010-55, pp.1-6, 2010.
- [4] S.Kajita, K.Tani, "Experimental study of biped dynamic walking", IEEE Control Systems, Vol.16, No.1, pp.13-19, 1996.
- [5] J.Pratt, J.Carff, S.Drakunov, "Capture Point: A Step toward Humanoid Push Recovery", Proceedings of the 2006 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, pp.200-207, 2006.
- [6] T.Flash, N.Hogan, "The coordination of arm movements: An experimentally confirmed mathematical model", Journal of Neuroscience, 5, pp.1688-1703, 1985.