

歩行補助ロボットのつまずきに対応するセンサ制御系の開発

周 広宇[†] 香川 高弘[†] 宇野 洋二[†]

[†]名古屋大学 〒464-8603 愛知県名古屋市千種区不老町

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

あらまし 本研究は、歩行補助ロボットのつまずきに対し、歩行を継続できるようにバランスを回復するセンサ制御系を開発することを目的とする。人間がつまずくとそのタイミングに依存して、足部を上昇させる応答と下降させる応答の2種類の反射パターンが現れることが知られている。提案法では、まずロボットの床反力センサの信号からつまずきを検出する。次に、つまずいたと判断された場合に、歩行を継続するために人間の反射パターンに基づいて歩行パターンを修正する。回復パターンでは、運動初期と後期におけるつまずきに対して、上昇動作と下降動作を選択的に実行するようにオンラインで目標歩行パターンを修正する。実機実験を行い、過電流となる非常停止の防止に対する提案法の有効性を評価した。

キーワード 歩行補助ロボット, 床反力, つまずきの回復

Development of Sensor Control Systems Corresponding to the Stumble Recovery during Walking with a Wearable Robot

Guangyu ZHOU[†] Takahiro KAGAWA[†] and Yoji UNO[†]

[†]Nagoya University Furocho, Chikusa-ku, Nagoya, 464-8603 Japan

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

Abstract We develop a control system of a wearable robot to recover balance from a stumble. Patterns of stumble recovery response depend on the timing of the disturbance. In the proposed method, firstly, a collision of an obstacle is detected by the signals from a sensor of ground reaction force (GRF) of the robot. Then the recovery motion based on human recovery response is performed. For the stumble in the late movement, the recovery pattern is generated to lowering trajectory. On the other hand, for the stumble in the early movement, the recovery pattern is generated to elevating trajectory. Experiments of walking with WPAL demonstrated that the proposed method is effectiveness for prevention of emergency stop by the over-current protection.

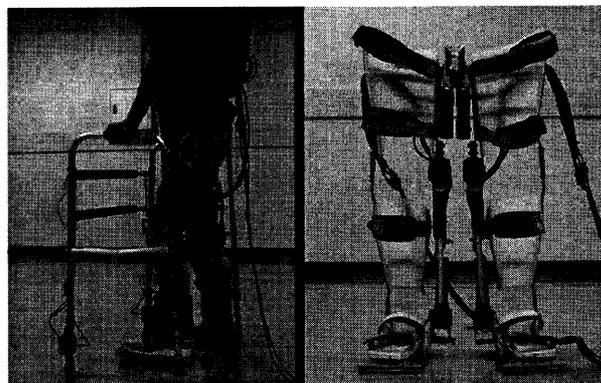
Keyword Wearable robot, Ground reaction force, Stumble recovery

1. はじめに

下肢麻痺者の自立歩行支援に向けて、歩行補助ロボットWPALの開発が進められている[1]。WPALは股関節・膝関節・足首関節にモータを備えた装着型ロボットである (Fig.1)。これまでの研究において、下肢麻痺者による平地歩行を実現したことが報告された[2]。また、床反力センサを用いた後方転倒防止の制御も開発された[3]。しかし、事前に生成した歩行パターンを目標としてPID制御によってロボットを制御するため、歩行中につまずくと軌道誤差が増加する。軌道誤差の増加はモータの過電流による非常停止や予期しない動作を引き起こすため、バランスを崩す恐れがある。スイング動作中にWPALの動作が停止すると、歩行の継続が困難となり、オペレータの操作や介助が必要になるという問題がある。

Engら[4]は、人間がつまずくと足部を上昇させる応

答と下降させる応答の2種類の反射パターンが現れ、そ



(a) Gait movement with WPAL and a walker (b) Robot parts of WPAL

Fig. 1: WPAL (Wearable Power-Assist Locomotor).

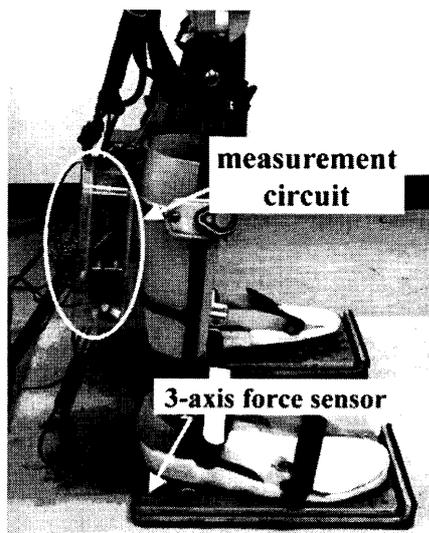


Fig. 2: A measurement system of ground reaction force. It consists of four small 3-axis force sensors mounted between the metal plates.

の違いがつまずいたときのタイミングに依存することを報告した。運動初期につまずくと、障害物を乗り越えるための上昇するパターンが現れる。一方、後期では、即座に着地して支持基底面を確保するために下降するパターンが現れる。Boerら[5]は単純化した歩行モデルから、タイミングに依存した反射の選択が力学的エネルギー（仕事率）の観点から説明できることを示した。

そこで本研究では、つまずきをリアルタイムで検出できる床反力センサを改良し、人間のつまずき反射に基づいてつまずいた場合でも歩行を継続できるようにバランスを回復する制御システムを開発する。そして、提案法の実機実験を行い、過電流となる非常停止の防止に対する有効性を評価する。

2. 床反力計測システム

歩行中の床反力を計測することで、足と障害物の接触を検出する。開発した床反力計測システムを Fig.2 に示す。2 枚の足底板の間に 4 つの 3 軸力覚センサが取り付けられ、各センサの信号がアンプフィルタ回路を通して、AD 変換器に送られる。AD 変換された電圧データがシリアル通信により、PC に送信される。受け取った電圧データに変換行列をかけて、足底に作用する 3 軸の床反力を求めることができる[3]。つまずきによって進行方向に作用する床反力を計測するために、下のアルミ板のつま先部分を上に 90°曲げる機構とした。つまずきによる衝撃から床反力センサを保護するために、足裏のアルミ板の裏に緩衝材を取り付けた。

3. つまずきに対する動作制御

リアルタイムで計測された床反力からつまずきに

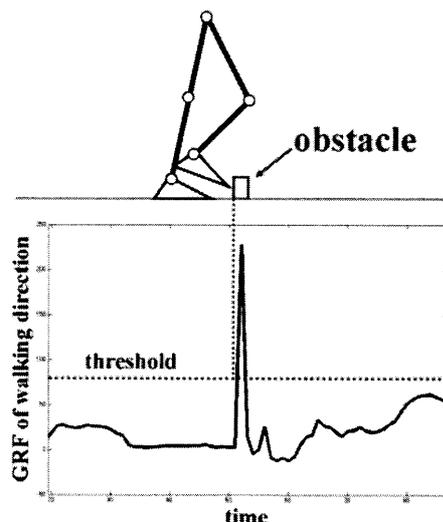


Fig. 3: Detection of a stumble when the ground reaction force of walking direction exceeds the threshold.

対する制御手法を提案する。まず、床反力データに基づくつまずきの検出条件を説明し、その条件とつまずいたタイミングによる回復動作の流れを述べる。最後に、回復動作に関する軌道の生成について説明する。

3.1. つまずきの検出条件

Fig. 3 に示すように、遊脚が障害物などに衝突すると、遊脚の爪先に対して進行方向の力が作用する。そこで、床反力計測システムにより検出した床反力データ（進行方向の床反力）がある閾値を越える時点でロボットがつまずいたと判定する。この閾値は試行錯誤から 40 N と決定した。

3.2. つまずきに対する回復動作

つまずきによって軌道誤差が増加し、モータの過電流による非常停止や予期しない動作でバランスを崩す恐れがある。ロボットを非常停止させずに、つまずきに対応するために、動作パターンを修正する必要がある。つまずきの検出条件とつまずきに対する回復動作の歩行制御の流れを Fig. 4 に示す。遊脚期において、進行方向の力が閾値を超えない場合、通常の歩行パターンを継続する。進行方向の力が閾値を超えた場合には、つまずきのタイミングに応じて目標歩行パターンを修正する。Fig. 4 の上段に示すように、遊脚後期において閾値を超えた場合、爪先を垂直下方向へ動かす下降動作をオンラインで生成し実行する。一方、Fig. 4 の下段に示すように、遊脚初期において閾値を超えると、爪先を垂直上方向へ動かすパターンに変更し実行する。そして、進行方向の力が閾値より低くなったときに障害物を乗り越えたと判断し、着地点に向かう目標軌道を新たに計画して実行する。

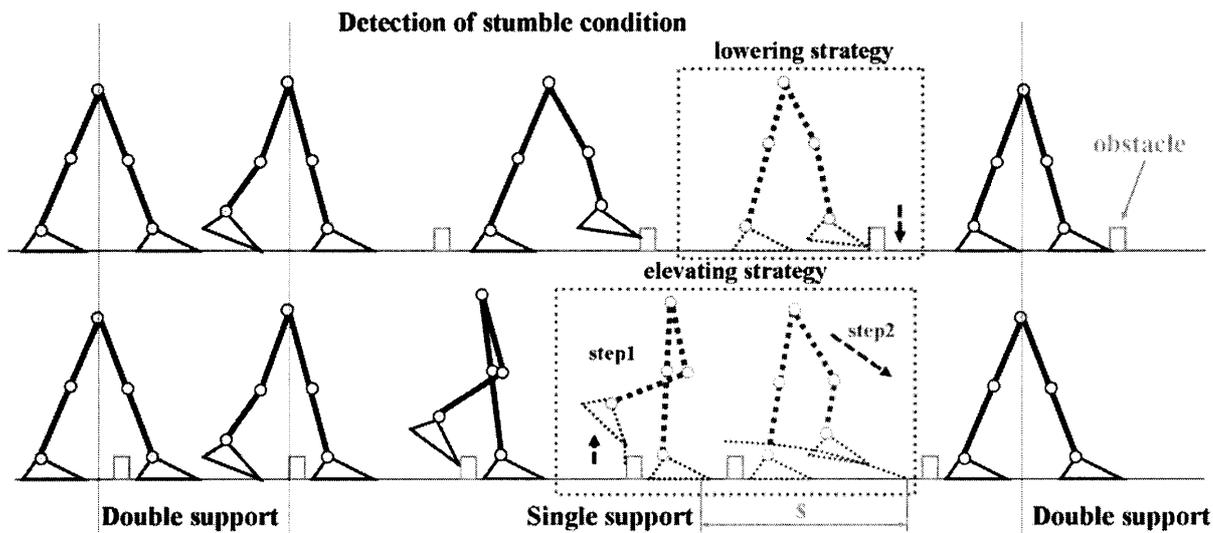


Fig. 4: Time chart of stumble recovery control. The upper figure shows lowering strategy, and the lower figure shows elevating strategy.

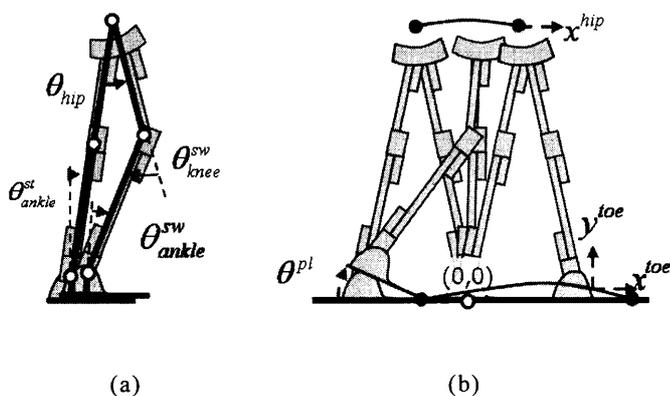


Fig. 5 (a) Degrees of freedom of WPAL. (b) Desired trajectories determined from the toe clearance and not-falling conditions.

3.3. つまづきに対する回復動作の軌道生成

歩行補助ロボットの自由度はFig. 5(a)のように、支持脚足関節角度 θ_{ankle}^{sw} 、股関節角度 θ_{hip} 、遊脚膝関節角度 θ_{knee}^{sw} および遊脚足関節角度 θ_{ankle}^{st} の4つとなる。最初に、Fig. 5(b) に示す爪先垂直方向 y^{toe} 、股関節進行方向 x^{hip} 、踵の角度 θ^{pl} 及び爪先進行方向 x^{toe} を経由点付きの躍度最小軌道により計算する[2]。この4つ変数から、逆キネマティクスにより関節角度を求める。

つまづきに対する下降パターン及び上昇パターンは、通常のスイング動作を生成するための4つの変数を以下の5次多項式で表される躍度最小軌道によって修正することで生成される。

$$x = ast^5 + a_4t^4 + a_3t^3 + a_2t^2 + a_1t + a_0 \quad (1)$$

開始時刻 $t=0$ 、終了時刻 $t=t_f$ とする。開始と終了における位置、速度、加速度をそれぞれ x_0 、 \dot{x}_0 、 \ddot{x}_0 、

x_f 、 \dot{x}_f 、 \ddot{x}_f とする。ここで、 $a_0 = x_0$ 、 $a_1 = \dot{x}_0$ 、 $a_2 = \ddot{x}_0/2$ である。また、終端位置においてロボットが静止するので $\dot{x}_f = \ddot{x}_f = 0$ である。そして、残りのパラメータは次の方程式を解くことで決定される。

$$\begin{pmatrix} t_f^3 & t_f^4 & t_f^5 \\ 3t_f^2 & 4t_f^3 & 5t_f^4 \\ 6t_f & 12t_f^2 & 20t_f^3 \end{pmatrix} \begin{bmatrix} a_3 \\ a_4 \\ a_5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_f - x_0 - t_f^2 \ddot{x}_0/2 - t_f \dot{x}_0 \\ -\dot{x}_0 - t_f \ddot{x}_0 \\ -\ddot{x}_0 \end{bmatrix} \quad (2)$$

Fig. 6 に示す下降動作の軌道生成において、 θ^{pl} はつまづきに影響しないため修正せず、 x^{toe} 、 y^{toe} と x^{hip} を、躍度最小軌道によって修正する。つまづきを検出した開始時刻 $t_{stumble} = 0$ と終了時刻 $t = t_f$ における爪先の進行方向、爪先の垂直方向及び股関節の進行方向の位置をそれぞれ $x_{stumble}^{toe}$ 、 $y_{stumble}^{toe}$ 、 $x_{stumble}^{hip}$ と x_f^{toe} 、 y_f^{toe} 、 x_f^{hip} とする。ここで、つまづきを検出した時刻における $x_{stumble}^{toe}$ 、 $y_{stumble}^{toe}$ と $x_{stumble}^{hip}$ は既知である。また、終了時刻における4つの変数に関する速度と加速度は静止するため0とする。つまづきにより爪先が進行方向へ動け

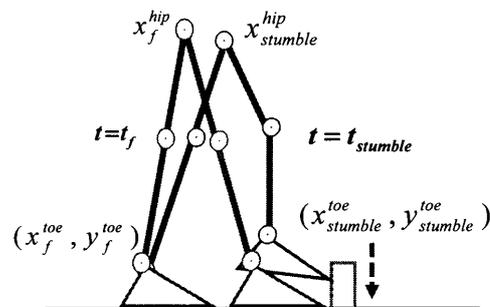


Fig. 6: The parameters of lowering strategy.

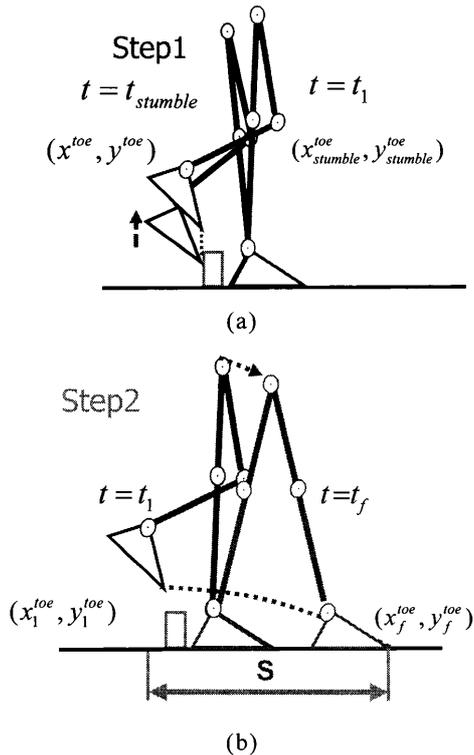


Fig. 7 (a) First step of elevating strategy. (b) Second step of elevating strategy.

ないため、 x_f^{toe} はつまずきを検出した時刻における $x_{stumble}^{toe}$ とし、 y_f^{toe} は0 とする。 x_f^{hip} はつまずきによる歩幅の半分になるので、 $x_f^{hip} = x_f^{toe} / 2$ とする。

上昇動作の軌道生成は、Fig. 4 の下段に示すように二つのステップから構成される。つまずいてから障害物を越えるまでは、進行方向の力が作用して閾値より大きい。その間は爪先が垂直上方向に移動する(ステップ1)。ステップ2では、躍度最小軌道によって、スイング動作の着地点に向かう軌道を生成する。ステップ2を実行する間につまずきを検出した場合、ステップ1に戻り、また遊脚爪先の垂直動作を実行し障害物を乗り越える。 x^{hip} と θ^{pl} の値はつまずきに影響しないので修正しない。

Fig. 7 (a) に示すステップ1では爪先を一定の速度で垂直上に動かす。Fig. 7 (b) に示すステップ2においても x^{toe} と y^{toe} を躍度最小軌道によって生成する。障害物を乗り越えた時刻 $t=0$ と終了時刻 $t=t_f$ における爪先進行方向と垂直方向の位置をそれぞれ x_1^{toe} 、 x_f^{toe} 、 y_1^{toe} 、 y_f^{toe} とする。下降動作と同じように、障害物を乗り越えた時刻における x_1^{toe} 、 y_1^{toe} は既知であり、終了時刻における4つの変数に関する速度と加速度は静止するため0とする。終端時刻における爪先の位置は $x_f^{toe} = s$ 、 $y_f^{toe} = 0$ とした。ここで、 s は歩幅を表す。この4つ変

数から、逆キネマティクスにより関節角度を求める。

4. 実機実験

開発したつまずきに対する制御システムの確認と、非常停止の原因となる過電流を定量的に評価するために、実機実験を行った。

4.1. 方法

1名の被験者が実験に参加した。被験者は歩行補助ロボットWPALを装着し、歩行器を用いて6歩歩行した。遊脚期間の60%以内と60%以上のタイミングでつまずきを発生させるために、ロボットつま先より、0.1[m]と0.35[m]の位置に、高さ0.06[m]の障害物を設置した。つまずきなしの条件、障害物が0.1[m]にある条件及び障害物が0.35[m]にある条件に対して被験者は歩行した。ロボットの歩行パターンの歩幅を0.5[m]、動作開始から0.8[s]まで支持期間、0.8[s]から2[s]まで遊脚期間とした。実行中、床反力データとロボットの角度をPCで収集した。モータに流れる電流をサンプリング周波数100[Hz]で計測し、そのデータにカットオフ6[Hz]のローパスフィルタで平滑化した。また、ロボットの制御における目標軌道の更新と床反力の計測のサンプリング周波数を30[Hz]、電流を測るオシロスコープのサンプリング周波数を100[Hz]とした。

4.2. 結果

Fig. 8 の上段に、各条件における進行方向の床反力の値を示す。ここで、点線は障害物なし、実線は障害物との距離が0.1[m]と0.35[m]のときの結果を示す。また、Fig. 8 の中段と下段につま先の垂直方向および進行方向の軌道を示す。障害物がないときは、つま先に作用する力がほぼ0で閾値を超えることはなかった。0.35[m]の障害物の条件では、動作開始から1.53[s]（遊脚期間の61%）のときに力が閾値を超えた。つま先の進行方向の位置が一定となり、障害物との衝突後に下降動作を実行したことが確認できる。一方、0.1[m]の障害物の条件では、動作開始から1.15[s]（遊脚期間の29%）と1.38[s]（遊脚期間の48%）のときに力が閾値を超えたことが分かる。また、1.15[s]（遊脚期間の29%）と1.38[s]（遊脚期間の48%）に発生したつまずきに対して、つま先が、ステップ1において進行方向の値を維持しつつ、垂直方向上へ移動し、ステップ2において着地点に向かって移動しており上昇動作が実行されたことが確認できる。進行方向の力が閾値を越えたタイミングに応じて、それぞれの軌道が通常歩行の軌道から修正されていることが分かる。

通常の歩行、つまずきに対する従来法と提案法という3つの条件で収集した電流時系列データをFig. 9に

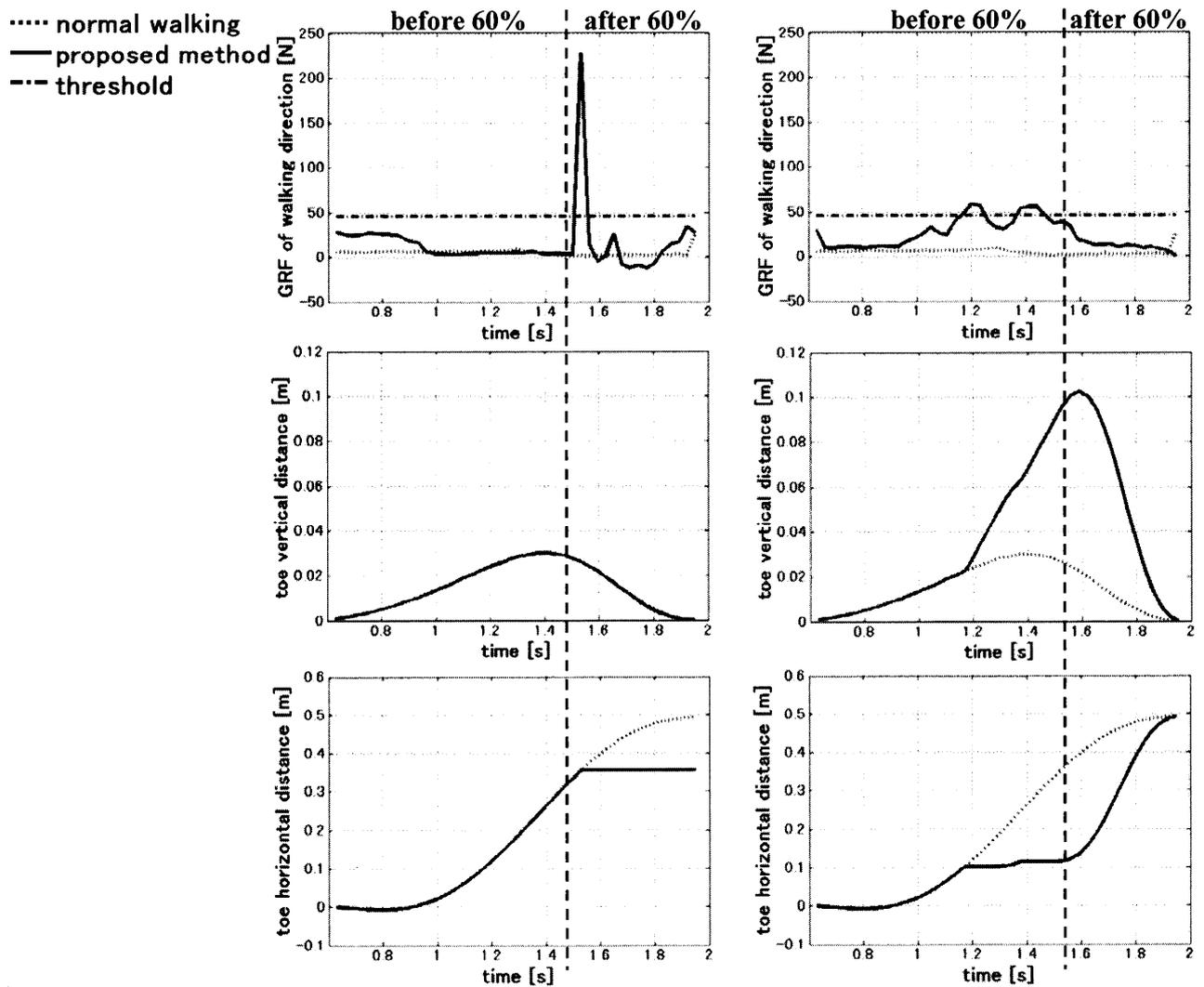


Fig. 8: The upper figure shows the ground reaction force of walking direction profile. The middle figure shows the vertical position of the toe profile. The lower figure shows the horizontal position of the toe profile. Lowering strategy and Elevating strategy are shown in the left and right figure respectively.

示した。ここで、点線は通常の歩行、実線は提案法を用いたとき、破線は従来法のときの結果を示す。Fig. 9 から、通常の歩行のときは電流のピーク値が5 [A] 程度であった。そして、Fig. 9 (a) に示すように、2 歩目の運動後期におけるつまずきに対して、つまずきが発生した瞬間の電流値が15 [A] であり、下降動作が実行されたことにより電流値が8 [A] であったことが分かる。一方、Fig. 9 (b) に示すように、4 歩目の運動初期におけるつまずきに対して、つまずきが発生した瞬間の電流値が16 [A] であり、上昇動作が実行されたことにより電流値が9 [A] であったことが分かる。以上の結果から、従来法と比べて提案法を用いたWPALのほうがつまずいた瞬間、モータに流れる電流値が低く抑えられ、過電流を防止できることが分かる。

5. まとめ

本研究ではつまずいてもバランスを回復するセンサ制御系を開発することを目的とした。提案法では、まず、つまずきを検出できるように床反力計測システムを改良した。次に、人間の反射パターンに基づいて運動初期と後期におけるつまずきに対して、上昇動作と下降動作を選択的に実行するようにオンラインで目標歩行パターンを修正する。運動後期でつまずいた場合、躍度最小軌道によりつま先を垂直下方向へ動かす下降動作の軌道をオンラインで生成し実行する。一方、運動初期でつまずくと、2つのステップから構成される上昇動作の軌道がオンラインで生成し実行する。提案法を検証するために実機実験を行った。つまずきに対して修正動作を実行し、過電流による非常停止やバランスを崩すことなく歩行を継続できた。また、提案法

No. 23560526 により行われた.

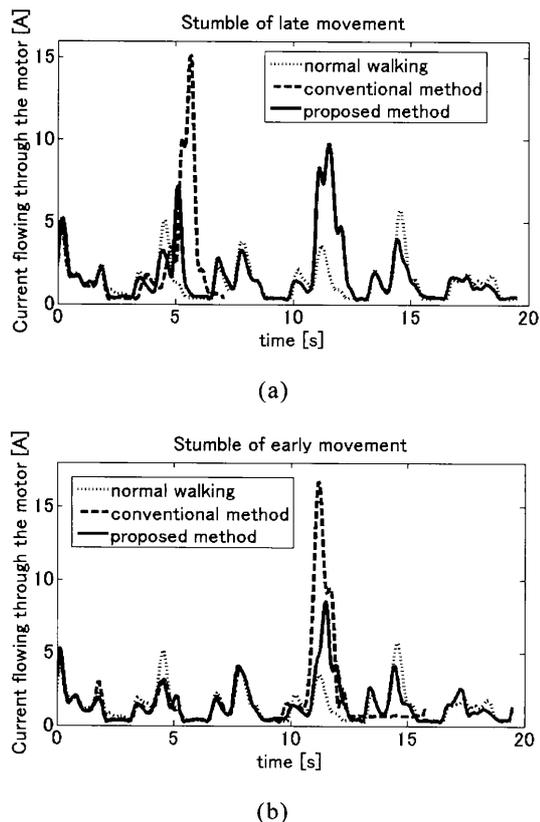


Fig. 9: The upper figure shows the result of comparing the current of the proposed method with the current of the conventional method for the stumble of early movement and late movement.

によって軌道を修正したほうがつまづいた瞬間の電流値が低く抑えられた。以上の結果から、WPALを用いた歩行中のつまづきに対して開発したセンサ制御系によって歩行を継続できるという目的を達成した。しかし、つまづきに対する上昇動作または下降動作の運動時間を今の段階では調整していない。特に上昇動作のステップ2を実行する場合に、目標軌道の運動時間が短くなり、最大速度が大きくなると、ロボットが追従できなくなる恐れがある。そのため、つまづいたタイミングに応じて、適切な回復動作の運動時間を設定し、上昇動作または下降動作をスムーズに行えるようにすることが今後の課題の1つとなる。また、上昇動作または下降動作を実行する時に、遊脚が障害物を踏むことがあり、その状態で被験者がバランスを崩して、転倒する恐れがあるので、それに対応する制御手法も重要な課題となる。さらに、つまづきだけではなく、様々な不整地の環境でも歩行を継続できる制御システムに拡張することも検討すべきである。

謝辞

本研究を進めるにあたり貴重な助言をいただいた、名古屋大学田地宏一准教授に感謝致します。また、本研究の一部は科学研究費補助金基盤研究(C)

文献

- [1] 村岡, 才藤, “歩行補助ロボットの開発,” ロボット学会論, vol.26, no.8, pp.20–22, 2008.
- [2] 香川, 宇野, 村岡, 才藤, “対麻痺者用歩行補助ロボットの歩行パターン生成,” 生体生理学シンポジウム論文集, pp.153-156, 2008.
- [3] 北村, 香川, 宇野, “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,” 電子情報通信学会技術研究報告, vol.109, no.460, pp.55–60, 2010.
- [4] J. J. Eng, D. A. Winter, and A. E. Patla, Strategies for recovery from a trip in early and late swing during human walking, *Experimental brain research*, vol.102, no.2, pp.339-349, 2010.
- [5] T. de Boer, M. Wisse, F. C. T. van der Helm, Mechanical Analysis of the Preferred Strategy Selection in Human Stumble Recovery, *Journal of Biomechanical Engineering*, vol.132, no.7, 2010.