

## 装置および装着者の ZMP を考慮した脚部非拘束式歩行補助機の開発

## Development of a Restraint Free Walking-Assistance Apparatus

## Taken into Account the ZMP of Apparatus and User

○ 桜井 智広 (芝浦工大院) 田中英一郎 (芝浦工大)

鈴木 雄大 (芝浦工大院) 弓削 類 (広島大)

Tomohiro Sakurai, Shibaura Institute of Technology, Graduate School of Science and Engineering  
Eiichirou Tanaka, Shibaura Institute of Technology  
Takahiro Suzuki, Shibaura Institute of Technology, Graduate School of Science and Engineering  
Louis Yuge, Hiroshima University

**Abstract:** We developed a prototype for walking-assistance that serves as a next-generation vehicle or movable neuro-rehabilitation training appliance for elderly or motor palsy patients. Our prototype uses a novel spatial parallel link mechanism with a weight-bearing lift. The flat steps of the apparatus move in parallel with the ground; the apparatus supports complete leg alignment, including the soles of the feet, and assists walking behavior at the ankle, knee, and hip joints simultaneously. We suggested the control method to help prevent stumbling during walking by compensating the target point of grounded for a swing leg, taken into account the calculated stable ZMP point. To obtain each ZMP, the apparatus and user, we proposed to make dynamics models of the apparatus and user individually, because this apparatus was restraint free type. To derive each dynamic equation for the apparatus and user precisely, the pressure sensors between the apparatus and user and between the apparatus and ground were attached. Furthermore, to get acceleration data of the foot and waist directly, triaxial acceleration sensors were attached, and time delay by filter decreased as compared to used encoder data. By using the real time ZMP data during walking, we confirmed the feasibility of our method.

**Key Words:** Walking Assistance, Neuro-Rehabilitation, ZMP, Prevent stumbling

## 1. 緒 言

現在日本は超高齢社会となり、高齢者の割合が増加している。一般的に、高齢者は筋力が低下しやすく、足関節の背屈不足から躓きを引き起こす。また、転倒の恐怖心から歩行機会が減少し、寝たきりになる場合がある。そこで各研究機関では、高齢者の歩行を促進し転倒防止可能な歩行補助機が開発されている。例えば、木口らの認知アシスト付き下肢パワーアシストロボット<sup>(1)</sup>では、LRF を用いて段差や傾斜を判断し、ZMP (Zero Moment Point) が支持多角形の中央に向かうよう、ロボットのモータ発揮トルクを調整して転倒を防いでいる。また、小菅らの Wearable Walking Helper<sup>(2)</sup>は、人体と支援ロボットを一体としたリンクモデルで近似し、加速度および床反力計測値から動力学的運動方程式より股関節および膝関節のモータ補助トルクを算出している。しかしこれらの装置は、構造上、装置と装着者の関節軸の位置を厳密に合わせなければならないため、装着者に合わせた製作が必要である。また、少しでもずれているとかえって関節に負担をかける恐れがある。

また、身体から歩行動作を入力し、脳卒中等に起因する麻痺患者のニューロリハビリテーションにおいて、麻痺の回復を促す装置が開発されている。しかし、トレッドミル上でのその場歩きの訓練は、患者が飽きやすくリハビリ効果が低下することが懸念される。大型モニタを用いた疑似体験による景観の変化より、リハビリ効果の低下を防ぐ研究<sup>(3)</sup>もされているが、本来の歩行の目的である、「移動」を伴う訓練が重要と考える。そこで、移動しながらリハビリを可能にすれば、景観の変化による刺激が増え、麻痺の回復が早まると考えられる。

これらの背景に対して筆者らでは、脚部に装置を拘束せ

ず、屋内外で使用でき、足裏から脚全体を補助可能な脚部非拘束式歩行補助機<sup>(4)</sup>を開発した。また、重度の麻痺により自立歩行が困難な方が、安全に移動しながら歩行訓練できるよう、装着者と装置の各々の免荷量を調整可能な転倒防止用自走式リフターを開発している。麻痺が回復していき、自立歩行が可能となったときに本装置のみで使用するが、高齢者およびリハビリ訓練者の転倒防止を図ることが重要である。そこで本研究では、本装置の最大の利点である非拘束式を十分に生かすため、装置と装着者の姿勢状態を別個にモデル化し、双方の状況を相互的に考慮し適切な歩幅に制御して転倒防止を図ることを目的とする。

## 2. 歩行補助機の開発

## 2-1 歩行補助機の機構および制御

開発した歩行補助機を図 1 に示す。本装置は、空間平行リンク機構を用い、また、装着者の脚には拘束せず、4 個の DC モータ (定格出力 150 [W]) にて脚全体を補助する構造とした。遊脚期には、装置の足裏板が地面と平行になり、脚全体を持ち上げて補助を行う。また、立脚期には、装置が装着者の体幹を支持可能とした。母指球および踵下に感圧導電ゴムを配置し、圧力変化から装着者の歩行位相を把握した。さらに、非接触型超音波センサを用いて段差の高さと幅を計測し、また傾斜歩行では、傾斜センサにより傾斜角度を計測し、その場に応じて脚上げ量と歩幅を調整した。また、図 2 に示すように、腰部と両足関節部に 3 軸加速度センサ (クロスボー社製、CXL04GP3) を、左右足裏に床反力センサ (Flexi Force, A201-100, 最大測定荷重 440 [N]) を配置した。これらから得た情報を用いて動力学を考慮した運動方程式を生成し、補助トルクを算出している<sup>(5)</sup>。

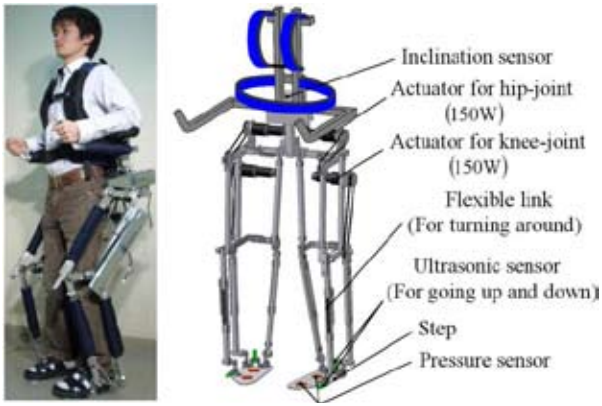


Fig. 1 Structure outline of the mechanism

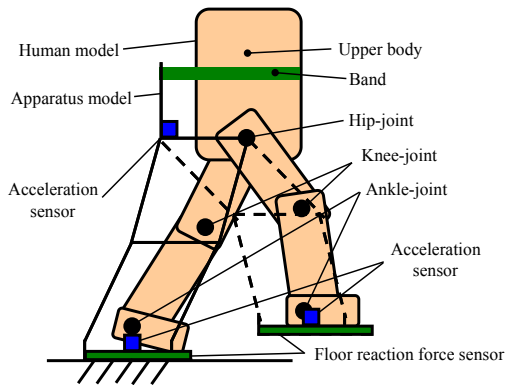


Fig. 2 Structure outline of the mechanism (Side view)



Fig. 3 Photos of the apparatus and weight bearing lift

## 2-2 免荷リフターの開発

移動しながら歩行訓練することを想定し、装置と装着者それぞれの免荷が可能なりフターを開発した。図3のように、走行式リフター(ERGOLET製、耐荷重150[kg])の装置重量免荷用アームに加え、装着者免荷用アームを追加した。また、免荷量の調整と歩行時の上下動を許容するようばねばかりとターンバックルを用いた。駆動部は、図3に示すように、150[W] DCモータ(Re40, Maxon社製)を取り付け、2軸ジョイスティックコントローラで、前進・後進・転回を可能とした。

## 3. 歩行補助機の転倒防止

本装置は、装着者の脚部と装置を拘束せず使用する。そのため、使用中における転倒の危険性を判断するには、装着者と装置の転倒を個別に判断する必要がある。そこで本

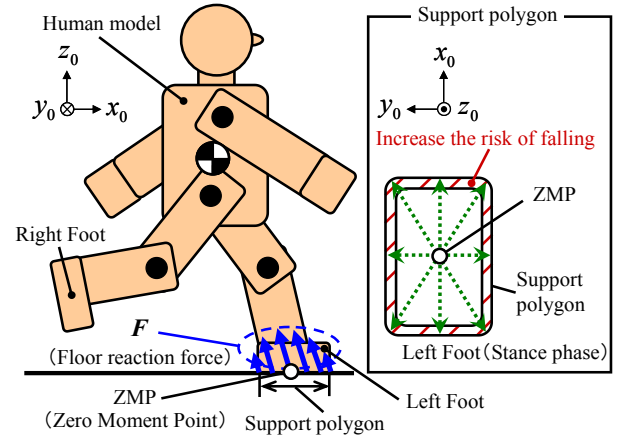


Fig. 4 Outline of the ZMP

研究では、装着者と装置のZMPを個別に算出し、支持多角形中のZMPの位置より転倒危険性を判断する手法を開発した。ZMPが支持多角形の境界付近に近づくとき、転倒の可能性が高まる<sup>(6)</sup>ので、ZMPの位置を境界から離れるよう制御し、転倒防止が可能となる。

### 3-1 歩行補助機のZMP算出

歩行補助機のZMP算出には、補助機に働くモーメントを算出する必要がある。本研究では、歩行中の加減速にも対応できるように、動特性を考慮してモデルを生成した。生成したモデルを図5、図6に示す。 $l_a \sim l_p$ は、リンク長[m]であり、 $l_{ga} \sim l_{gp}$ は、リンクの重心までの距離[m]、 $l_{Stance\_A}$ は立脚期足裏の床反力中心までの距離[m]、 $l_{Swing\_A}$ は遊脚期足裏の床反力中心までの距離[m]である。また、これらのリンク質量[kg]は、 $m_a \sim m_p$ となり、各リンク重心回りの慣性モーメント[kg $\cdot$ m $^2$ ]は、 $I_a \sim I_p$ となる。ただし、 $I_e, I_j, I_k, I_l, I_m, I_n, I_o, I_p$ はリンクが回転していないので0とする。 $\theta_1 \sim \theta_5$ は、装置の関節角度[deg]である。以上より、装置の基準座標回りに働くモーメント $\tau_{Apparatus}$ [N $\cdot$ m]は、式(1)で表すことができる。

$$\tau_{Apparatus} = M(\theta)\ddot{\theta} + h(\theta, \dot{\theta}) + g(\theta) + (L_G - L_{Swing\_A}) \times F_{Reaction} \quad (1)$$

$M(\theta)$ は慣性項、 $h(\theta, \dot{\theta})$ は遠心力、コリオリ力項、 $g(\theta)$ は重力項である。 $L_G$ は、基準座標から各リンクの重心位置を合成した全体の重心位置までの距離[m]であり、 $L_{Swing\_A}$ は遊脚期足裏の床反力中心位置までの距離[m]である。 $F_{Reaction}$ は装置に作用する装着者からの反力[N]である。また、ZMPに床反力 $F_{Apparatus}$ が作用したときの、基準座標回りのモーメント $\tau_{ZMP}$ [N $\cdot$ m]は、式(2)となる。

$$\tau_{ZMP} = (L_G - L_{ZMP}) \times F_{Apparatus} \quad (2)$$

$L_{ZMP}$ は、基準座標からZMPまでの距離[m]である。 $F_{Apparatus}$ は装置に働く床反力[N]である。装置の転倒を防ぐには、装置回りに発生するモーメント $\tau_{Apparatus}$ を打ち消すよう、 $\tau_{ZMP}$ が発生する必要があり、条件式(3)が成り立つ。

$$\tau_{Apparatus} = -\tau_{ZMP} \quad (3)$$

以上より、式(3)の釣り合い条件から、転倒モーメントが発生しないZMPの位置 $L_{ZMP}$ を算出することができる。

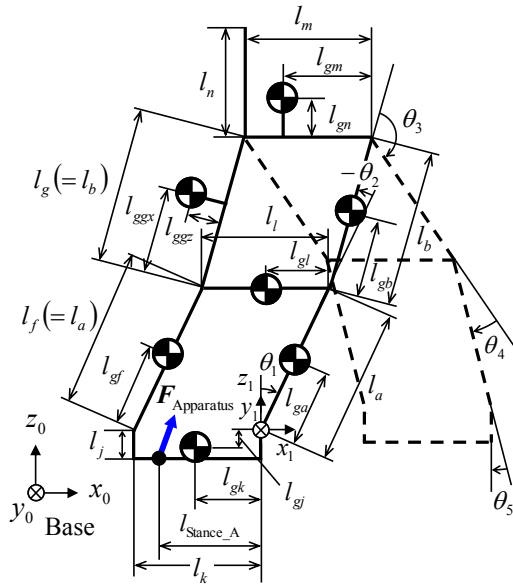


Fig. 5 Apparatus model of Stance phase to make equation (Side view)

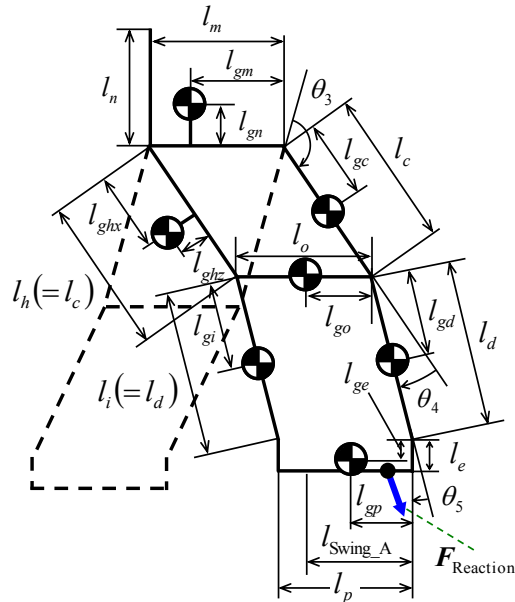


Fig. 6 Apparatus model of Swing phase to make equation (Side view)

### 3-2 装着者の ZMP 算出

装着者の ZMP 算出には、装着者の足関節、膝関節、股関節角度を取得する必要がある。本歩行補助機は、装置を装着者の脚部に拘束しないので、装置の関節角度と装着者の関節角度が常に一致しているとは限らない。ただし、装置と装着者の、足裏および腰部の位置が一致しているとの条件のもと、逆運動学を解いて各関節の角度を算出した。人のモデルは、図 7 のように上半身、大腿部、下腿部、足部のリンクで構成した。立脚期足部は、踵から母指球まで、母指球からつま先までの 2 つに分け、遊脚期足部は踵から母指球までを 1 つのリンクとした。頭部、腕部は、上半身に含めた。 $l_{\text{humanA}} \sim l_{\text{humanH}}$  をリンク長 [m],  $l_{\text{humanAg}} \sim l_{\text{humanHg}}$  をリンクの重心までの距離 [m],  $l_{\text{Stance\_h}}$  は立脚期足裏の床反力中心までの距離 [m],  $l_{\text{Swing\_h}}$  は遊脚期足裏の床反力中心までの距離 [m] である。また、 $m_{\text{humanA}} \sim m_{\text{humanH}}$  を

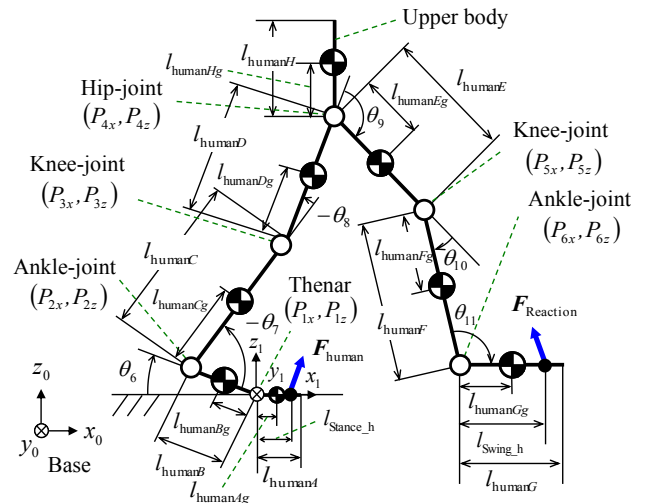


Fig. 7 Human model to make equation (Side view)

リンク質量 [kg],  $I_{\text{humanA}} \sim I_{\text{humanH}}$  を各リンク重心回りの慣性モーメント [ $\text{kgm}^2$ ] とした。遊脚期の装着者足部は、地面と平行なリンク（本歩行補助機の足裏リンクで、常に地面と平行）に乗っていることから、地面と平行であると近似した。これより、遊脚期足部の  $I_{\text{humanG}}$  と上半身の  $I_{\text{humanH}}$  は 0 とした。 $\theta_6$  は立脚期足部（踵から母指球）と地面との角度 [deg] であり、 $\theta_7 \sim \theta_{11}$  は装着者各関節の角度である。

$F_{\text{human}}$  は、装着者に働く床反力 [N] であり、 $F_{\text{Reaction}}$  は装着者に作用する装置からの反力 [N] である。また、装置足裏と装着者母指球部の接触点座標を  $(P_{1x}, P_{1z})$ 、足関節を  $(P_{2x}, P_{2z})$ 、膝関節を  $(P_{3x}, P_{3z})$ 、腰関節を  $(P_{4x}, P_{4z})$  とし、反対側の膝関節を  $(P_{5x}, P_{5z})$ 、足関節を  $(P_{6x}, P_{6z})$  とした。装着者と装置の足裏および腰部位置は一致するとしたことから、 $(P_{1x}, P_{1z})$ ,  $(P_{4x}, P_{4z})$ ,  $(P_{6x}, P_{6z})$  の座標は、装置のエンコーダの値から算出できる。逆運動学を解く際、立脚期の足部（踵から母指球）は装置足裏リンク上で動くので、片脚 3 自由度を有する。そのため、関節角度の解が無数に存在し、一意に定まらない。そこで、立脚期足関節の角度変化  $\theta_6$  は、文献<sup>(7)</sup> から得た健康者が平地歩行したときの足関節角度変化の値を用いる。以上より、装着者の関節角度は式 (4) ~ (12) のように表すことができる。

$$\theta_7 = \cos^{-1} \left( \frac{-A^2 + l_{\text{humanB}}^2 + B^2}{2 \cdot l_{\text{humanB}} \cdot B} \right) - \cos^{-1} \left( \frac{-l_{\text{humanD}}^2 + l_{\text{humanC}}^2 + B^2}{2 \cdot l_{\text{humanC}} \cdot B} \right) \quad (4)$$

$$\theta_8 = \pi - \cos^{-1} \left( \frac{-B^2 + l_{\text{humanC}}^2 + l_{\text{humanD}}^2}{2 \cdot l_{\text{humanC}} \cdot l_{\text{humanD}}} \right) \quad (5)$$

$$\theta_9 = \pi - \cos^{-1} \left( \frac{-C^2 + l_{\text{humanD}}^2 + D^2}{2 \cdot l_{\text{humanE}} \cdot D} \right) - \cos^{-1} \left( \frac{-l_{\text{humanF}}^2 + l_{\text{humanE}}^2 + D^2}{2 \cdot l_{\text{humanE}} \cdot D} \right) \quad (6)$$

$$\theta_{10} = \pi - \cos^{-1} \left( \frac{-D^2 + l_{\text{humanE}}^2 + l_{\text{humanF}}^2}{2 \cdot l_{\text{humanE}} \cdot l_{\text{humanF}}} \right) \quad (7)$$

$$\theta_{11} = -\cos^{-1} \left( \frac{|P_{6x} - P_{3x}|}{C} \right) - \cos^{-1} \left( \frac{-l_{\text{humanD}}^2 + C^2 + D^2}{2 \cdot C \cdot D} \right)$$

$$+ \cos^{-1} \left( \frac{-l_{\text{humanF}}^2 + l_{\text{humanE}}^2 + D^2}{2 \cdot l_{\text{humanE}} \cdot D} \right) + \cos^{-1} \left( \frac{-D^2 + l_{\text{humanE}}^2 + l_{\text{humanF}}^2}{2 \cdot l_{\text{humanE}} \cdot l_{\text{humanF}}} \right) \quad (8)$$

$$A = \sqrt{(P_{4x} - P_{1x})^2 + (P_{4z} - P_{1z})^2} \quad (9)$$

$$B = \sqrt{(P_{4x} - P_{2x})^2 + (P_{4z} - P_{2z})^2} \quad (10)$$

$$C = \sqrt{(P_{6x} - P_{3x})^2 + (P_{6z} - P_{3z})^2} \quad (11)$$

$$D = \sqrt{(P_{6x} - P_{4x})^2 + (P_{6z} - P_{4z})^2} \quad (12)$$

上式で算出した角度 $\theta_7 \sim \theta_{11}$ を用いれば、3-1 章と同様に ZMP が算出される。

### 3-3 床反力・角加速度の取得

3-1, 2 より, 装着者および装置の ZMP 算出式を導出した。ZMP をリアルタイムで算出するには, 装置および装着者に働く床反力と, 装置各関節の角加速度を取得する必要がある。そのため, 図 8 のように装着者足裏と装置足裏両方に圧力センサを取り付けて, 床反力を取得した。 $F_{\text{human}}$  は装着者に働く床反力で,  $F_{\text{Apparatus}}$  は装置に働く床反力である。角加速度は, エンコーダの角度を 2 階微分して取得できるが, 微分による誤差が大きいため, フィルタをかけると時間遅れが発生する。そこで, 本研究では加速度センサの値から角加速度に変換して取得することとした。角加速度は式 (13) で表すことができる。

$$\ddot{\theta} = J^{-1}(\ddot{r} - \dot{J}\dot{\theta}) \quad (13)$$

$\ddot{r}$  は加速度 [m/s<sup>2</sup>] で,  $J$  は装置のヤコビ行列である。本研究では, ヤコビ行列を導出するために, 装置を図 9 に示すリンクモデルとした。 $p_1$  は足関節,  $p_2$  は膝関節,  $p_3$  は腰関節,  $p_4$  は反対側の脚部膝関節,  $p_5$  は反対側の脚部足関節,  $p_h$  は反対側の装置足部の座標である。 $\theta_1 \sim \theta_5$  は, 装置の関節角度である。また, 片足立脚期では足関節部の加速度センサの値を用いて  $p_1 \sim p_h$  までのヤコビ行列を生成し, 両足立脚期では腰部の加速度センサの値を用いて  $p_1 \sim p_3$  と  $p_h \sim p_5$  までのヤコビ行列を生成した。以上より, 各センサにて得られた床反力と角加速度を用いて, 装置および装着者の ZMP を算出した。そして, 装着者のみの ZMP が支持多角形中央に寄るよう, また, 装置と装着者を一体とした ZMP より転倒しないことを確認した上で, 遊脚終期の接地目標値を変化させて歩幅の調整をした。その結果, 装着者の ZMP が, 未調整のときと比べて安定な位置に移動することを確認することができた。詳細な結果は発表時に報告する。

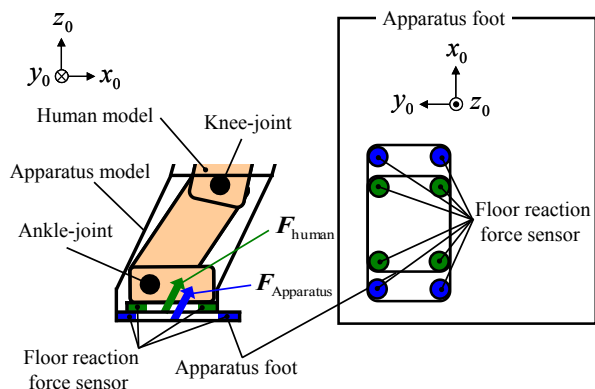


Fig. 8 Attachment position of a floor reaction force sensor

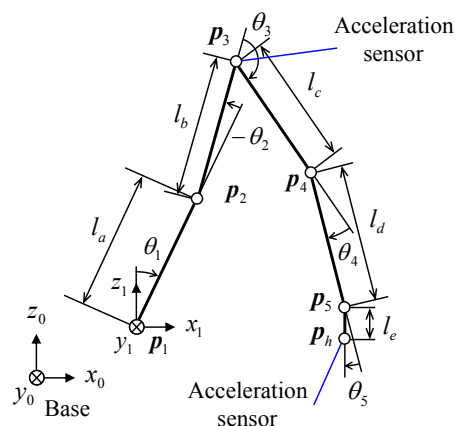


Fig. 9 Apparatus model to make equation

## 4. 結 言

脚部非拘束式の歩行補助機を開発した。装着者歩行時の転倒防止を目的に, 装置および装着者を別個にモデル化し, 動力学を考慮した運動方程式を解いて ZMP を算出した。これにより, 支持多角形内の ZMP の位置から転倒の危険性が判断可能となった。また, 歩行中の装置歩幅を調整して, ZMP が安定な位置へ移動し, 本手法の転倒防止にたいする有効性を示した。今後, 傾斜や段差での ZMP を算出し, その場に応じて歩幅の調整量を変化させ, 様々な屋内外環境でも使用可能な転倒防止制御を開発していく。

## 参考文献

- (1) 木口量夫, 清水昂人, 王李副, 林喜章, ZMP を考慮した認知アシスト付き下肢パワーアシストロボットにおける転倒防止, 年次大会講演論文集, vol.5, pp.109-110, (2010).
- (2) 岩野卓也, 平田泰久, 小菅一弘, 装着型下肢支援システムによる日常動作支援制御, ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集, 1P1-J14 (1) -1P1-J14 (4), (2009).
- (3) R. Riener, A. Koenig, M. Bolliger, M. Wieser, A. Duschau-Wicke, H. Vallery, Bio-Cooperative Robotics: Controlling Mechanical, Physiological & Mental States, 2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics Program, Date No.0036, Flash memory, (2009).
- (4) Eiichirou Tanaka, Tadaaki Ikehara, Tomohiro Sakurai, Takahiro Suzuki, Shota Roppongi, Shozo Saegusa, Louis Yuge, "Development of a Walking-Assistance Apparatus for Neuro-Rehabilitation", Proceedings of the Joint International Conference of the XI International Conference on Mechanisms and Mechanical Transmissions (MTM) and the International Conference on Robotics (Robotics'12), Clermont-Ferrand, France, June 6-8, pp. 258-265, (2012).
- (5) 鈴木雄大, 田中英一郎, 池原忠明, 桜井智広, 六本木翔太, 弓削類, "高齢者・患者用歩行補助機の開発 (脚先加速度を利用した歩行順応型トルク制御)", 日本機械学会年次大会論文集, S116024, DVD-ROM, (2012).
- (6) 梶田秀司, 横井一仁, 比留川博久, 原田研介, ヒューマノイドロボット, pp65-102, オーム社, (2006).
- (7) 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, pp136, 医歯薬出版株式会社, (2002).