

機関番号：13901

研究種目：若手研究（B）

研究期間：2008～2010

課題番号：20760165

研究課題名（和文） 下肢運動障害者の歩行補助ロボットにおける転倒予防制御に関する研究

研究課題名（英文） Fall prevention control of a wearable robot for paraplegics

研究代表者

香川 高弘 (KAGAWA TAKAHIRO)

名古屋大学・大学院工学研究科・助教

研究者番号：30445457

研究成果の概要（和文）：本研究では、転倒を予防するための歩行補助ロボットのセンサ・制御系の開発を行った。最初に歩行のダイナミクスを単純化した倒立振子モデルから後方にバランスを崩さないために必要な重心位置と速度の条件を解析に求めた。また、モデルシミュレーションと歩行計測実験によりその妥当性を検証した。次に、後方転倒防止の条件を基に、ロボットの歩行パターンを生成する手法を構築した。また、ユーザの重心移動や接地状態をリアルタイムで検出できる薄型の3軸床反力センサを開発した。開発した転倒防止制御はゼロモーメントポイントの安定性に基づいてスイング動作を開始する。本システムを平地歩行および段差歩行に適用し、転倒することなく歩行できることを確かめた。

研究成果の概要（英文）：In this study, we developed a sensing and control system of the wearable robot to prevent falling. First, we analyzed a condition of the body center of mass to prevent backward falling. We examined the condition through computer simulation and measurement experiments of walking. Second, we developed a method to generation of gait pattern based on the condition to prevent falling. In addition we developed ground reaction force sensors which detect foot contact information and the voluntary movements of the body. Using the ground reaction force sensors, we developed a fall prevention control system which triggers a swing movement based on zero moment point stability. It was feasible to assist walking on level floor and on a step using our sensing and control system.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2008年度	1,000,000	300,000	1,300,000
2009年度	700,000	210,000	910,000
2010年度	700,000	210,000	910,000
総計	2,400,000	720,000	3,120,000

研究分野：メカトロニクス，バイオメカニクス

科研費の分科・細目：智能機械学・機械システム

キーワード：ウェアラブルロボット，自立動作支援

## 1. 研究開始当初の背景

事故や病気などによって脊髄を損傷すると、損傷部位以下の神経支配を受ける筋群に麻痺が生じる。腰椎上位から頸椎下位の損傷では両下肢の麻痺が生じ、自立した立位・歩行が困難となる。下肢麻痺者の移動手段として一般に車椅子が使用されるが、行動範囲が

制限されるとともに骨粗鬆症などの2次合併症のリスクが増加する。厚生労働省の2001年の調査によれば、脊髄損傷により両下肢に麻痺が生じ、歩行などの下肢運動に障害を持つ患者は国内だけで58,000人程度と推計されている。下肢運動障害者の生活の質（QOL）を向上するために、下肢関節をモー

タなどの動力によって駆動する歩行補助ロボットが国内外で高い関心を集め、盛んに研究されている。

歩行補助の制御システムは、ユーザの歩行の意図を検出するインタフェース部と補助トルクを生成する制御部から構成される。近年では、脳活動や筋電位活動などの生体信号からユーザの意図を検出するインタフェースの研究が特に盛んに行われている。図1は下肢麻痺者用の歩行補助ロボット WPAL を示す。使用者は歩行器を用いて腕でバランスを取りながら WPAL による歩行ができる。これまでの研究で、使用者の意図する歩幅や動作タイミングに合わせて歩行を補助する WPAL のセンサ・制御系を開発した。しかし、ユーザの操作ミスやインタフェース部における意図の誤検出などを要因として「転倒」が生じてしまう可能性が残る。転倒のリスクを低減することは障害者の歩行補助ロボットを実用化する上で最も重要な課題であり、インタフェース技術とは対照的に転倒の予測や防止に対する有効な制御技術は確立されていない。

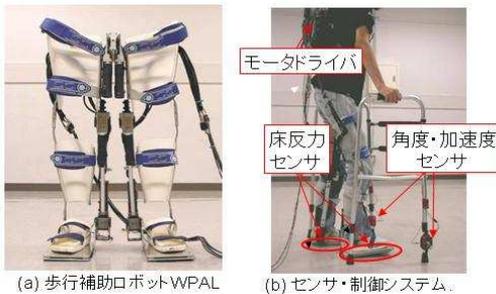


図1 歩行補助ロボットのシステム構成. (a)歩行補助ロボット WPAL の外形. (b)ロボットのセンサ・制御系.

## 2. 研究の目的

本研究の目的は、下肢運動障害者に対する歩行補助において、「転倒の予測・防止の計測・制御技術」を開発することにある。WPAL による歩行では歩行器を用いるため、前方にバランスを崩しても腕で支えることができるが、後方にバランスを崩すと姿勢を立て直すことが困難である。そこで本研究では後方へバランスを崩すことを防ぐに主眼を置き、その予測と防止のシステムについて開発を行った。

## 3. 研究の方法

本研究では、第一に転倒の力学的なメカニズムを数理モデルに基づいて解析し、転倒しないための条件について検討した。第二に、この条件を満たすようにロボットの関節動作パターンを決定する手法を開発した。第三

にロボットに搭載可能な床反力センサを開発し、その信号を基にオンラインで転倒を予防する制御システムを構築した。以下にそれぞれの項目について説明する。

### ①後方に転倒しないための条件

使用者は、歩行器や杖を用いて歩行するため、前方にバランスを崩しても腕で身体を支えることができるが、後方にバランスを崩すと自ら姿勢を回復することが困難である。そこで、どのような状態の時に後方に転倒するかを力学モデルに基づいて解析した。歩行のダイナミクスに対して重心を質点とする倒立振り子モデルによって単純化し、図2に示す位相図から転倒しないための条件を導出した。条件の妥当性を検証するため、詳細な筋骨格モデルによるシミュレーション結果と比較した。さらに、健常者および対麻痺者の歩行やトレッドミル上の外乱歩行の計測実験を行い、倒立振り子モデルの予測と計測結果を比較した。

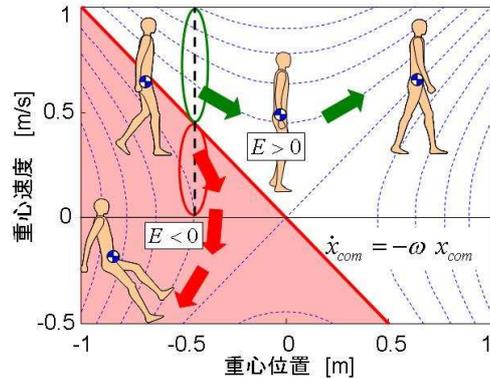


図2 倒立振り子モデルにおける重心位置と速度の位相図.

### ②転倒予防のための動作パターン生成

歩行中のつまずきやすいスイング開始時の後方転倒が生じない滑らかな歩行パターンを生成する方法を開発した。躍度最小モデルに基づいて滑らかな軌道を生成した。まず、爪先が床面と衝突しないように十分なトゥクリアランスを確保するため、爪先の最大垂直方向位置を経由点として指定して、躍度最小軌道を生成した。また、転倒しない条件に基づいて、股関節の水平方向位置の軌道を生成した。離脚の瞬間の股関節の位置と速度が転倒しない条件を満たすように、経由点を指定して股関節軌道を求めた。これらの軌道から逆運動学方程式に基づいて、各関節角度を求めた。歩行補助ロボットの目標軌道として算出した関節角軌道を与えて制御するシステムを構築し、下肢麻痺者による臨床試験を行った。

### ③転倒予防制御

歩行中の接地状態や安定化指標に用いられるゼロモーメントポイント (ZMP) を計測するため、薄型の床反力センサを開発した。また、スイング開始時に必ず ZMP の安定条件をみたすようにロボットの動作を制御するシステムを開発した。健常者に対して開発したシステムを用いた歩行計測実験を実施して、後方転倒に対する補償動作の解析を行った。また、床反力センサによる転倒予防制御および、後方転倒条件に基づく歩行パターン生成法を段差に対する昇段歩行および降段歩行の制御システムに適用した。健常者に対して段差歩行の動作試験を実施した。

## 4. 研究成果

### ①後方転倒しないための条件

倒立振り子モデルのダイナミクスから、重心の速度が倒立振り子の固有振動数と重心位置の積よりも小さいと後方に転倒するおそれがあることを明らかにした。詳細な筋骨格モデルによるシミュレーション結果から、転倒しない条件の妥当性を確かめた (図 3)。

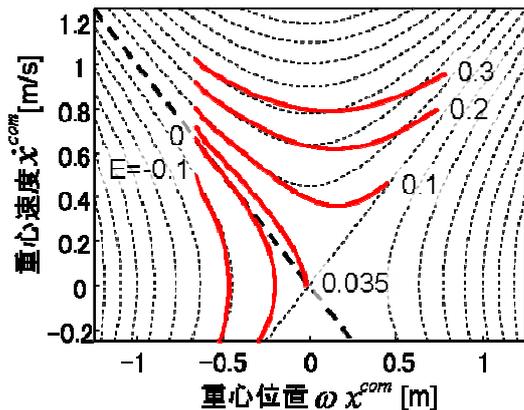


図 3 詳細な筋骨格モデルによる後方転倒のシミュレーション結果。

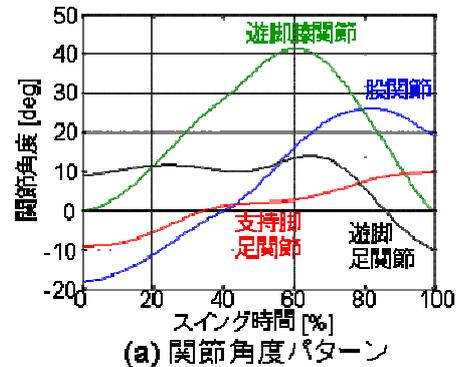
また、健常者および対麻痺者の歩行パターンの計測結果から、転倒しない条件を満たす点で同じであったが、下肢麻痺者の歩行のほうが重心速度を増加させるためにより多くのエネルギー入力を必要とすることがわかった。

また、歩行中に重心速度が減少するように外乱を加えたときにバランス補償動作を計測する実験を行い、外乱によって重心が転倒領域になると、スイング脚の修正動作が特異的に起こることを明らかにした。

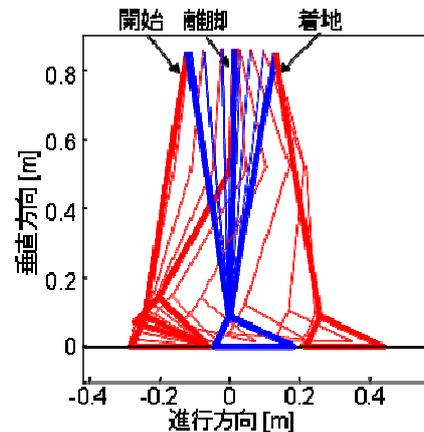
### ②転倒予防のための動作パターン生成

図 4 (a), (b) に歩幅を 0.5 [m], トウクリアランスの最大値を 0.02 [m] として計算したときの関節角度パターンと歩行の様子を示すスティックピクチャを示す。生成された歩

行パターンは歩幅やトウクリアランスの条件を満たし、滑らかなプロファイルとなる。また、離脚の瞬間では股関節が支持脚の前方に位置しており、後方に転倒しない条件を満たしていることがわかる。下肢麻痺者に対する動作試験から、生成した歩行パターンにおいて、つまずいたり、後方にバランスを崩すことなくスムーズに歩行できることを確かめた。



(a) 関節角度パターン



(b) スティックピクチャ

図 4 生成した歩行パターン. (a) 関節角度の時系列パターン. (b) 歩行のスティック図. (c) 対麻痺者による歩行の様子

### ③転倒予防制御

開発した床反力センサを図 5 (a) に示す。センサは 2 枚のアルミ板の 4 隅に 3 軸力覚センサを挟み込む構造であり、ロボットの足裏部分に取り付けられる。感圧部の厚さは 15 [mm] であり、足裏の緩衝材を含めてもロボットの歩行に支障をきたさない十分な薄さを実現した。

図 5 (b) は床反力センサで計測した垂直方向の床反力を示す。赤線が右足、青線が左脚の床反力を示す。両脚支持期から左スイングの間に左の床反力が減少し、右の床反力が増加していることが分かる。またスイング動作中では右の床反力がほぼ 0 [N] であり、接地状態の検出ができることがわかる。Fig. 8 (c) は歩行中の ZMP の軌跡を示す。右支持

期から左支持期に切り替わる瞬間，すなわち右のスイング動作の開始時にはZMPは左の足部領域の内部にあることが分かる。したがって，スイング動作開始時において後方への転倒を防止しながら歩行することができたことが確認できた。

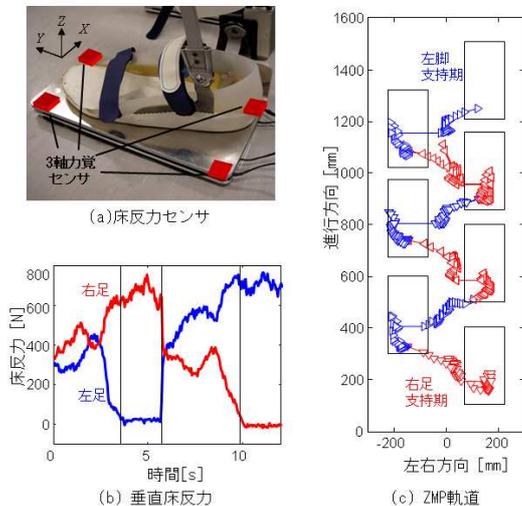


図5 歩行補助ロボット用床反力センサ (a) と転倒防止制御における床反力データ (b, c). (b) は歩行中の垂直床反力を示し，(c) はZMPの軌跡を示す。

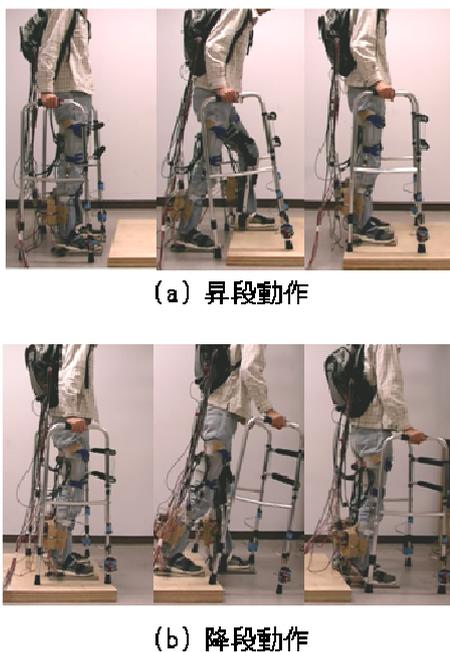


図6 段差歩行の動作試験の様子。(a)は昇段歩行，(b)は降段歩行の要するを示す。

さらに，本手法を昇段動作および降段動作に応用して健常者による動作試験を実施した結果，転倒することなく歩行できることを確かめた(図6)。

## 5. 主な発表論文等

(研究代表者，研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計4件)

- ① Kagawa T, Ohta Y, Uno Y, State-dependent corrective reactions for backward balance loss in human walking, Human Movement Science, 査読有, accepted, 2011
- ② 東郷俊太, 香川高弘, 宇野洋二, 歩行中の手先振動を抑制する方策に対するUCM解析, 電子情報通信学会論文誌, 査読有, Vol. J93-D, No. 12, 2010, pp. 2666-2674
- ③ Kagawa T, Uno Y, Necessary condition for forward progression in ballistic walking, Human Movement Science, 査読有, Vol. 29, No. 6, 2010, pp. 964-976
- ④ 香川高弘, 山科秀貴, 宇野洋二, 対麻痺者の歩行補助に向けた歩行の重心運動解析, 計測自動制御学会論文集, 査読有, Vol. 45, No. 1, 2009, pp. 51-59

[学会発表] (計14件)

- ① 小田佑樹, 香川高弘, 宇野洋二, 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, 電子情報通信学会 MBE 研究会, 2011年3月8日, 玉川大学
- ② 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, 電子情報通信学会 MBE 研究会, 2010年12月19日, 名古屋大学
- ③ 香川高弘, 太田 雄, 宇野洋二, 歩行中の後方転倒誘発刺激に対する状態依存の姿勢制御応答, 第25回生体生理工学シンポジウム, 2010年9月24日, 岡山大学
- ④ Kagawa T, Kitamura H, Uno Y, Fall prevention control of a wearable robot using ground reaction force sensors, Proceedings of 13th International Conference on Climbing and Walking Robots and the Support Technology for Mobile Machines, 2010年8月31日, 名古屋工業大学
- ⑤ Kagawa T, Ohta Y, Uno Y, Postural responses of backward balance loss during walking on a treadmill, Proceedings of The 4th International Symposium on Measurement, Analysis and Modeling of Human Function, 2010年6月15日, Czech Technical University (チェコ共和国, プラハ市)
- ⑥ 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, 電子情報通信学会 MBE 研究会, 2010年3月10日, 玉川大学
- ⑦ 北村仁, 香川高弘, 宇野洋二, 歩行補助ロボットの床反力計測システムの開発, 第10

回計測自動制御学会 SI 部門講演会論文集,  
2009 年 12 月 26 日, 芝浦工業大学

- ⑧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, 2009 年 12 月 23 日, 芝浦工業大学
- ⑨Kagawa T, Uno Y, A human interface for stride control on a wearable robot”, Proceedings of The 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS2009), 2009 年 10 月 14 日, Hyatt Regency St. Louis (アメリカ, セントルイス市)
- ⑩Kagawa T, Uno Y, Gait pattern generation for a power-assist device of paraplegic gait, Proceedings of The 18th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN2009), 2009 年 9 月 30 日, 富山国際会議場
- ⑪香川高弘, 河村耕造, 宇野洋二, 姿勢と床反力に基づく身体の重心位置の推定, 第 24 回生体生理工学シンポジウム, 2009 年 9 月 25 日, 東北大学
- ⑫河村耕造, 香川高弘, 宇野洋二, “起立動作による重心パラメータの推定とステップ動作への適用”, 電子情報通信学会 MBE 研究会, 2009 年 3 月 11 日, 玉川大学
- ⑬河村耕造, 香川高弘, 宇野洋二, 起立動作中の床反力と姿勢の計測に基づく重心位置推定法, 電子情報通信学会 MBE 研究会, 2008 年 11 月 21 日, 東北大学
- ⑭香川高弘, 宇野洋二, 村岡裕慶, 才藤栄一, 対麻痺者用歩行補助ロボットの歩行パターン生成, 第 23 回生体生理工学シンポジウム, 2008 年 9 月 29 日, 名古屋大学

## 6. 研究組織

### (1) 研究代表者

香川高弘 (KAGAWA TAKAHIRO)  
名古屋大学・大学院工学研究科・助教  
研究者番号: 30445457

### (2) 研究分担者 なし

### (3) 連携研究者 なし