

受動歩行を応用した歩行支援型装具の実現

正 畠 直 輝 (東京大学)
正 堀 洋 一 (東京大学)

Realization of Walking Assist System with Passive Walking Strategy

Naoki Hata, Member, Yoichi Hori, Member (The University of Tokyo)

キーワード：福祉，動力義足，歩行支援，歩容設計，半身不随

1. はじめに

現在、我々の研究グループでは計測・制御の技術を基盤に高齢者や障害者を支援することを目指す「福祉制御工学」という分野を提唱しており、安全性、使いやすさ、安価、ロバスト性、小電力などをキーワードとして取り組んでいる。この「福祉制御工学」に基づき、本研究では高齢者を含めた歩行困難者の歩行支援を目的に、より良い歩行支援装具の実現を目指す。この目的から、本稿では半身不随などによる片脚が不自由な場合を扱った歩行支援装具の制御手法を提案する。具体的には、片側脚の歩行支援を目的とした装具の構成概念、制御手法についての考察、提案を行っている。両脚を考慮した歩行支援は、近年多くの機関で製作されている人型歩行ロボットの歩行アルゴリズムがほぼそのまま応用可能であると考えるため、本稿では人の片脚の動作に着目した歩行支援について提案を行う。

本稿において歩行支援型装具とは、義足や機能的電気刺激装置、さらにはパワードスーツなど歩行支援を行う装置を表す概念的なものである。

1.1 歩行の概念 本稿で扱う人の歩行とは、二つの過程から構成されるものを考える。歩行の過程を図1に示す。床面に片足のみ接地している状態が“片脚支持期”とし、さらにこの時、着地側の脚は“立脚期”にあるといい、逆の脚を“遊脚期”にあるという。そして、両足で着地している状態を“両脚支持期”として定義する。これらの過程を経て、左右の立脚遊脚入れ替えが起こり、歩行をなす。また歩行中、内的環境や外的環境から、人の上体にはさまざまな方向に擾乱が働くため、歩幅、歩行周期が一定ではない。外力や姿勢の崩れに応じた補正をたえず行い、長時間長距離を移動可能としている。

歩行中の各支持期の比率は片脚支持期が8割程度を占めるため、歩行中では両脚支持期を考慮せずに片脚支持期の

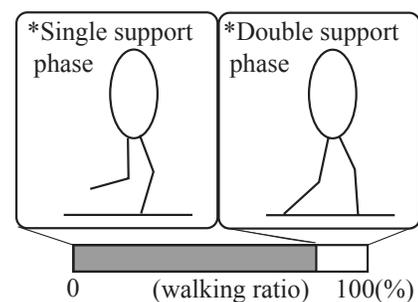


図1 歩行の構成

運動を主として扱う。

1.2 歩行支援に要求される機能 人が歩行を行う状況は主に平面、上り斜面(階段を含む)、下り斜面(階段を含む)の三種類に大別できる。これらの環境はそれぞれ明白な違いを持っている。すなわち、次歩における高低差である。高低差の検出には幾つかセンサを用いて解決する手法も存在するが、本稿で仮定するように片足が正常である場合には、歩行者自身で、一步を踏み出すことが可能である。この際に、前後の着地の高低差から斜度を推定できる。さらには、歩行者自身の脚で一步を踏み出すことで、歩幅や歩行周期を確定できる。これらの情報を基に歩行支援装置のパラメータを設定し、装置の軌道などを計算するなどの処理が可能となる。

さらに、本稿では扱わないが、歩行支援に応用可能と思われる研究を紹介すると、歩行ロボットの研究分野では足底に加わる力の分布を計測し、風や荷物などによる上体の不安定さを補償する手法が多く発表されている⁽¹⁾⁽²⁾。さらに、静止中歩行中に膝に掛かる負荷から、体重などのパラメータを推定する手法⁽³⁾なども応用の面で期待が持てる。特に、文献⁽²⁾⁽³⁾は実用化を考慮していることから、非常にシンプルなアルゴリズムを用いている。

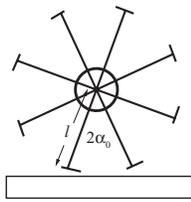


図2 受動歩行モデル

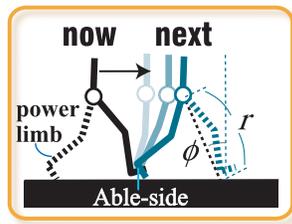


図3 次歩着地の予測概念図

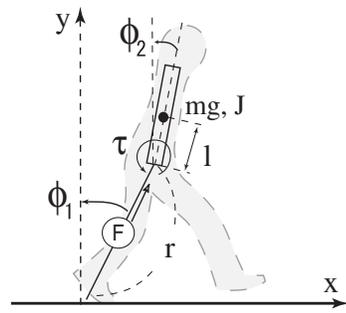


図4 歩行モデル

2. 受動歩行から導く歩行アルゴリズム

受動歩行とは、重力による倒れ込みを利用し、かつある周期と速度などで定まった歩幅を実現し、自動的に脚の入れ替えを行い、移動するものである。図2に受動歩行を行う歩行モデルを示す。リムレスホイール形であり、歩幅は一定であるが、歩行(前進)速度の変化により歩行周期が変動し、転倒することがない。これは受動歩行の一例であるが、このような機構の応用で歩行支援のための歩行アルゴリズムを考察する。

まず、受動歩行が開始するには、必ず初期動作が必要であり、本稿で提案する手法では、この初期動作を与えるのが歩行者自身が動かせる脚での一歩である。この一歩から得た歩幅、歩行周期、歩行速度から、次歩の着地点を歩行モデルを用いて予測する。着地点は、歩行運動が安定に実現されるために、適切な地点となるように算出される必要がある。この着地点の決定に受動歩行モデルを用いるのである。

着地点予測の概念を図3に示す。実線の脚(健康な脚)が着地した瞬間に、各関節の情報を用いて、点線の脚(支援側)の着地時に必要な脚の長さ r と、鉛直方向からの傾き ϕ を計算する。その後、点線の支援を受ける脚は、遊脚期を経て所定の r と ϕ の状態で、着地する。

以上が、歩行支援の歩行制御概念である。以下に、この概念を具体的に検討する。

2.1 歩行モデルにおける制御手法 歩行支援の研究において、二足歩行制御理論を用いた制御は少ない。研究の多くは、力覚センサや筋電計によって直接膝への入力を利用するものである。しかし、我々は、膝の入力よりも歩行そのものを考慮し、人の全身での安定な歩容を維持することが重要と考える。また、本システムではエンコーダや傾斜センサなどの安価なセンサのみで、高価なセンサを使わずに制御系を構成することが可能となる。受動歩行モデルの応用により、次歩の着地点予測が可能となり、歩行支援のための動作規範となり得ると考える。本研究で用いるモデルを以下に述べる。

2.1.1 歩行モデルの定義⁽⁵⁾⁽⁶⁾ 本章で扱うモデルの運動は、矢状面(進行方向を含む面)に限定する。付録において前額面を扱った。矢状面における歩行モデルを図4に示す。なお、歩行モデルには、遊脚期中の脚質量は考慮して

いない。遊脚期における運動についての研究は文献⁽⁴⁾を初めとして、現在多く発表されている。

図4のモデルの運動方程式を求めると、式(1)、(2)、(3)が導かれる。

$$\ddot{r} + l \sin(\phi_1 - \phi_2) \ddot{\phi}_2 + g \cos(\phi_1) - r \dot{\phi}_1^2 - l \cos(\phi_1 - \phi_2) \dot{\phi}_2^2 = \frac{F}{m} \quad \dots \quad (1)$$

$$r^2 \ddot{\phi}_1 + l \cos(\phi_1 - \phi_2) r \ddot{\phi}_2 - gr \sin(\phi_1) + rl \sin(\phi_1 - \phi_2) \dot{\phi}_2^2 + 2r \dot{r} \dot{\phi}_1 = -\frac{\tau}{m} \quad \dots \quad (2)$$

$$l \sin(\phi_1 - \phi_2) \ddot{r} + rl \cos(\phi_1 - \phi_2) \ddot{\phi}_1 + (l^2 + \frac{J}{m}) \ddot{\phi}_2 + gl \sin(\phi_2) = \frac{\tau}{m} \quad \dots \quad (3)$$

式(1)は脚部の力 F に作用する関係式である。式(2)、(3)は股関節の発生するトルク τ に関わる式である。これら3つの式だけでは、単なる2重振り子の運動方程式であり、歩行モデルとはならない。そこで、人の歩行中の運動に近づけるための基本動作を導入する必要がある。

式(1)(2)(3)をまとめて、 $M(\phi)\dot{\phi} + G(\phi) = Bu$ とする。ここで、 $\phi = [r - r_{ref}, \phi_1, \phi_2, \dot{r}, \dot{\phi}_1, \dot{\phi}_2]$ 、 $u^T = [F/m, \tau/m]$ である。

2.1.2 歩行モデルの基本動作定義 歩行における基本動作として、片脚支持期中の上体は常に鉛直方向にあり、支持脚は上体などの質量に十分耐えるように歩行モデルに制御を組み込む。はじめに、基本動作のための制御器を作る目的で状態方程式 $\dot{\phi} = M^{-1}(-G + Bu)$ に非干渉化、線形化を行ない、漸近安定となる極配置法を適用する。

まず、モデルに対し線形化の影響を低減するために非干渉化を施す。非干渉化を考慮した入力 u を式(4)に示す。

$$u = \begin{bmatrix} \frac{F}{m} \\ \frac{\tau}{m} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_1 + g \cos(\phi_1) \\ u_2 + \frac{rlF \sin(\phi_1 - \phi_2)}{m(r + l \cos(\phi_1 - \phi_2))} \end{bmatrix} \quad (4)$$

非干渉化の後、平衡点 $(r_{ref} - r, \dot{r}, \phi_1, \dot{\phi}_1, \phi_2, \dot{\phi}_2) = (0, 0, 0, 0, 0, 0)$ において、式(1)(2)(3)に対し $\dot{\phi} = A_l \phi + B_l u_l$ となるよう線形化を施す。ここで、 $u_l^T = [u_1, u_2]$ である。

線形化システムにおいて各状態変数は、 $(r - r_{ref}, \dot{r}), (\phi_2, \dot{\phi}_2)$

のようにサブシステムとして扱うことが、非干渉化により可能となっている。

極配置により上半身は安定化可能で $\phi_2 \rightarrow 0$ であることから、 $\ddot{\phi}_1 - \frac{g}{r+l}\phi_1 = 0$ となり、 ϕ_1 は不安定極を持つ。この倒れこみ角 ϕ_1 の不安定極が人の行なう動歩行を表す。

2.2 提案する歩行軌道予測手法

2.2.1 歩行予測の導出 歩行を脚の切り替えに着目し、一歩進むのに必要な時間をサンプリング時間として離散時間系の運動であると捉える。はじめに、サブシステム ($\phi_1, \dot{\phi}_1$) を以下のように表す。

$$\begin{bmatrix} \phi_1(t) \\ \dot{\phi}_1(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cosh bt & \frac{1}{b} \sinh bt \\ b \sinh bt & \cosh bt \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \phi_1(0) \\ \dot{\phi}_1(0) \end{bmatrix} \quad (5)$$

式 (5) を健康な脚で得られた歩行周期 T で離散化すると、

$$\begin{aligned} \phi_D(k+1) &= \begin{bmatrix} \cosh bT & \frac{1}{b} \sinh bT \\ b \sinh bT & \cosh bT \end{bmatrix} \phi_D(k) \\ &\quad - \begin{bmatrix} \cosh bT \\ b \sinh bT \end{bmatrix} u_D(k) \quad \dots \quad (6) \end{aligned}$$

ここで、 $b^2 = \frac{g}{r+l}$ 、 T はサンプル時間である。この離散システムでは、式 (7) に示す入力 u_D において h_3, h_4 を極配置法により決定し、安定化をおこなう。入力 u_D は、次歩の着地時に必要な歩幅のための両脚間の角度である。実際に u_D は、切り替える直前の ϕ_1 を ϕ_{end} として、式 (7) となる。

$$u_D = h_3(\phi_{end}(k) - \frac{\phi_r}{2}) + h_4(\dot{\phi}_{end}(k) - \frac{v_0}{r}) + \phi_r \quad (7)$$

ここで、 h_3, h_4 は離散系における任意の極を実現する係数である。 ϕ_r, v_0 はそれぞれ、目標歩幅、目標前進速度である。

2.2.2 矢状面上の歩行パラメータの決定法 本提案手法で、必要となるパラメータは、目標支持脚長さ r と、目標前進速度 v_0 と歩幅 ϕ_r 、そして一歩あたりの時間 T である。本節では、このうち (v_0, ϕ_r, T) の3つのパラメータを歩行パラメータと呼ぶことにする。 v_0, ϕ_r, T は、独立ではなく、互いに連携を持っている。直感的には、狭すぎる歩幅では、速く移動できないことや、広すぎる歩幅では、低速での移動が困難であることなどが挙げられる。以下では、歩行パラメータの相互作用について考察し、歩行予測に必要な式 (7) の入力 u_D に用いる目標値の決定法を検討する。

制御入力に用いる歩行パラメータは、歩行が安定し、歩行速度や歩幅が離散システムにおいて一定となる場合の目標値である。低速、短い歩幅においては、歩行が安定している場合、立脚期の始めと終わりの倒れ込み角速度 $\dot{\phi}_{st}(k)$ と $\dot{\phi}_{end}(k)$ がほぼ等しい。この様子を式 (6) を用いて表すと、 $\dot{\phi}_{end}(k) = \dot{\phi}_{st}(k)$ であることから、式 (8) が導かれる。

$$\dot{\phi}_r = \frac{b \sinh bT}{2(1 - \cosh bT)} \phi_r \quad (8)$$

ここで、目標倒れ込み速度 $\dot{\phi}_r = v_0/(r+l)$ である。歩行が

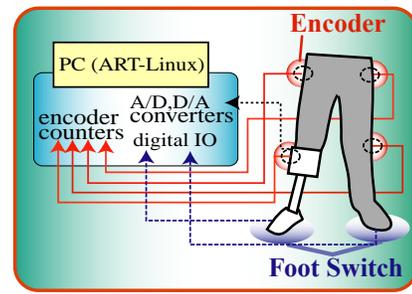


図5 実験装置概略

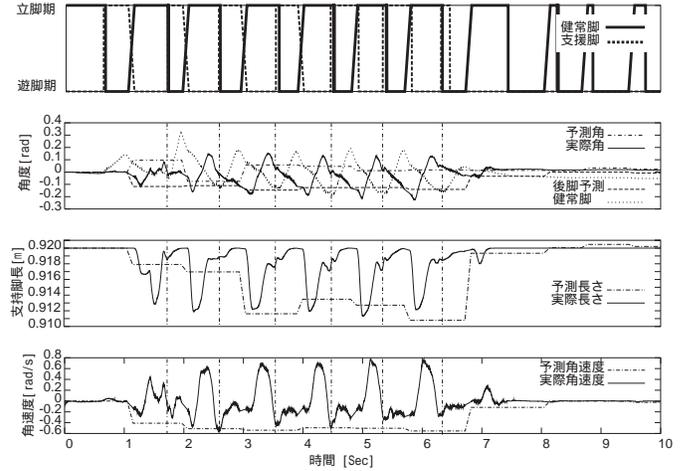


図6 実際の歩行による、次歩の予測結果

安定となる場合、 $\phi_{st} \rightarrow \phi_r/2$ に接近すると考えられるから、歩行パラメータの相互関係が示される。式 (8) により、健康な脚の歩幅 ϕ_r と一歩に掛かる時間 T から目標となる歩行速度 $v_0 (= \dot{\phi}_1(r+l))$ が求まる。

3. 実験による提案手法の検証

3.1 実験装置の構成 実験に用いる装置の概要を図5に示す。被験者の装具には、両股関節の前後方向の角度を検出するエンコーダ、膝関節の角度を検出するエンコーダの合計四つを用い、足底に着地を検出する目的のフットスイッチ二つを用いる。股関節は、通常3軸を有するが、本稿では簡単のため前後方向の1軸にのみ注目した。このような脚部の各関節のセンシングに関する研究には加速度センサとジャイロを用いて計測する方法も提案されている⁽⁷⁾。

3.2 実験結果の検証 実験は、両脚共に健康な学生を被験者とし、平坦面での自然な歩行を10秒間計測した時の各関節の情報を基に図4の歩行モデルと同様な構成に変換し検証を行う。片側を健康な脚とし、もう一方を実際は正常な脚であるが、仮想的に支援脚であると仮定する。歩行支援型装置では、健康な脚の情報から、支援脚が補助する軌道を予測生成させる。そのため、実験により本提案手法の予測結果が被験者の仮想的な支援脚の動作と合致しているかを確認し、本手法の有用性を検証する。

実験結果を図 6 に示す。図中、上部一段目では被験者の両脚の接地の時間的変化を示している。上部二段目では図 4 に示す ϕ_1 である角度の結果を示している。実際の歩行中の仮想的支援脚の角度を実線で表し、その着地時の予測角度に鎖線を用い、健康な脚側の角度を点線、脚切り替え時の後脚（健康な脚）の最終的倒れ込み角度の予測を破線で表した。図中三段目では仮想的支援脚の脚長の変化を示した。実線を実際の角度とし、鎖線を着地時の予測長さとした。図中四段目では、倒れ込み速度すなわち、歩行速度の実験結果を示した。角度における結果では、実際の着地点と予測の地点の誤差は 5cm 以内に収まっている。また、着地時に必要な脚長の誤差も 1cm 以内にあり、歩行速度の予測も脚切り替え時の仮想的支援脚側と十分近い結果となっている。

4. ま と め

本稿では、歩行支援型装具の実用において重要となる装置の運動制御アルゴリズムの一提案を行った。歩行支援型装具の用途から、コンピュータも小型化したものが必要であり、膨大なデータを必要とするアルゴリズムは適当でない。本手法は、数値計算にかかる負荷が非常に少なく、かつ幅広い歩行を扱う可能性を持っている。実験では平坦面を扱ったが、今後階段などのより複雑な環境に応用させる予定である。

付 録

本稿では、歩行動作について矢状面を扱った。しかし提案する歩行軌道予測手法 [式 (6)、(7)] は矢状面のみならず、3次元への応用も可能である。よって、この付録の章では歩行中の左右への上体の振れを考慮した、前額面での歩行シミュレーションを紹介する。

シミュレーションに用いる前額面歩行モデルを付図 1 に示す。図に示すように、前額面においても人の関節配置を省略し、より簡潔なモデルへと変更している。すなわち、足底の着地点と両股関節を結んだ中心との距離を $r(t)$ とおき、さらに鉛直方向からの角度を $\theta(t)$ と定義する。

また、式 (7) の表現も変更が必要である。まず、横方向への移動は行わないものと仮定をする。つまり、

$$v_0 = 0 \quad \text{..... (付 1)}$$

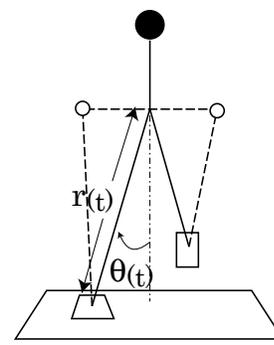
とおく。目標横歩幅 θ_{ref} を用いて、

$$\theta_{front}^{s=l} = \theta_{ref} \quad (\text{When left side leg is standing}) \quad \text{(付 2)}$$

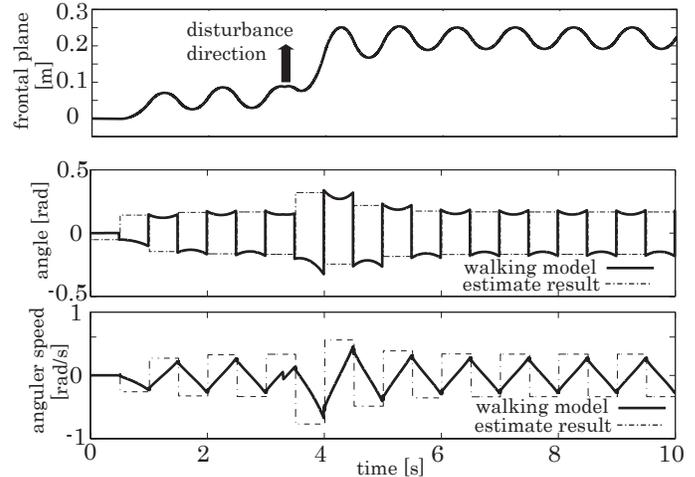
$$\theta_{front}^{s=r} = -\theta_{ref} \quad (\text{When right side leg is standing}) \quad \text{(付 3)}$$

$$u_D = h_3(\theta_{end}(k) - \frac{\theta_{front}^s}{2}) + h_4\dot{\theta}_{end}(k) + \theta_{front}^s \quad \text{(付 4)}$$

となる。式 (付 4) を式 6 へと代入し導いた着地点への着地を実現する歩行のシミュレーションの結果を付図 2 に示す。歩行中、3.4 秒において横方向に衝撃を加える。衝撃の方向へ歩幅が広がっているのが確認できる。このような状況は、実際の人の歩行においても起こるもので、提案する手法が人



付図 1 前額面における歩行モデル



付図 2 歩行中の前額面での運動シミュレーション

の行う歩行の機能と酷似していると考えられる。

以上に示すように、本提案手法は矢状面のみならず、前額面での歩行運動も含めた歩行軌道生成に利用できるものである。

文 献

- (1) Yasutaka Fujimoto, Atsuo Kawamura: "Attitude Control Experiments of Biped Walking Robot based on Environmental Force Interaction", *Int. Workshop. on Advanced Motion Control*, Coimbra, Portugal, 1998.
- (2) 伊藤 聡, 西垣 智啓, 川崎 晴久: "床反力に基づいた一定外力場での起立姿勢に対する制御法", 計測自動制御学会論文集, pp. 79-86, Vol. 38, No. 1, 2002.
- (3) Chee-Meng Chew, Gill A. Pratt: "Adaptation to load variations of a planar biped: Height control using robust adaptive control", *Robotics and Autonomous Systems*, pp. 1-22, Vol. 35, 2001.
- (4) M. Y. Zarrugh, C. W. Radcliffe: "Simulation of Swing Phase Dynamics in Above-Knee Prostheses", *J. Biomechanics*, pp. 283-292, vol. 9, 1976.
- (5) 伊藤 宏司, 藤井 久一, 伊藤 正美: "2 足歩行系のサーボモデルによる解析", *バイオメカニズム 4*, pp. 263-270, 1978, 東京出版会.
- (6) Ferdinand Gubina, Hooshang Hemami, Robert B. McGehee: "On the Dynamic Stability of Biped Locomotion", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, pp. 102-108, vol. BME-21, no. 2, March 1974.
- (7) I. Cikajlo and T. Bajd: "Use of artificial sensors in FES gait reeducation system", *IFESS 2001 Proceeding, Cleveland*, pp. 135-137, 2001.