

転ばぬ先の杖アルゴリズムによる歩行支援

○ 畠 直輝, 堀 洋一 (東京大学生産技術研究所)

Walking control method for assistance of human walking function

Naoki Hata, Yoichi Hori

Abstract— Moving independently is serious wish for people with walking disability, thus, so is the development of walking assistance robotic-suit. To make this happen, a compact and simple control theory which predicts walking motion is proposed based on strategies derived from variable stride-width control. To verify the accuracy of our proposing method, stride-width estimation, walking experimentations with level ground are performed.

Key Words: walking support, power assist, walking stabilization, variable stride width control, robotic suit

1. はじめに

本研究では歩行制御の福祉利用を目的とした, 安定且つ人の歩容に適した歩行制御法の開発をおこなっている。具体的な応用として, 近年開発が始められ注目されつつある歩行補助装具・動力下肢装具 [1][2] を開発中である。

我々が着目した人の歩容は, 歩幅調整動作である。歩行中の姿勢変動に応じた着床歩幅の調整により不意な外乱にも柔軟に対応できるものと考える。歩幅調整に着目した歩行制御については 1970 年代に Robert B. McGhee 氏らによって提案されている [4]。その後の日本国内での歩行ロボット開発に与えた影響も少なくない [3]。彼らの提案法を基礎に, 現実的・簡潔なシステムとすべく改良を行う。歩行制御に歩幅調整を採用することにより, 足首関節は自由支点として扱えて, 立脚側の姿勢制御は上体を直立させるためだけに簡略化される。歩幅調整には, 遊脚の振り出しを制御する構成となる。そして脚を振り出すためには最終振り角を予め推測しておかなければならず, 予測精度の向上が安全性の向上において重要となる。

本稿の題目にある「転ばぬ先の杖アルゴリズム」とは, 従来の杖を備える「用意周到」の意味に加え, さらに次の着地点をも予測する高次元の用意周到さを備えた杖の役割を意図している。

2. 歩幅調整による歩行安定化制御

2.1 歩行モデルの定義

本歩行モデルで行う制御の目的は, 歩行時に上半身の姿勢を一定に保ち, 一定時間ごとに脚の切替えを行い, 歩行速度を安定にすることである。簡単のため, モデルは, 矢状面 (進行方向を含む面) に限定し, 両脚支持期は考慮しない。また, 仮定として歩行モデルにおいて足の持つ質量は無視する。歩行モデルを図 1 に示す。

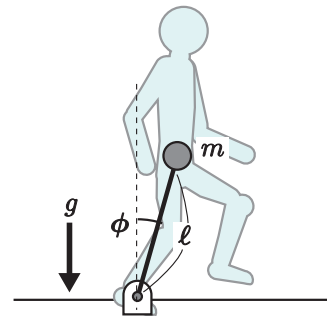


Fig.1 Human walking model.

2.2 歩行モデルの離散化と歩行安定化アルゴリズムの導出

ヒトの歩行は簡略化により逆さ箒の原理 (倒立振り子モデル) に近似できることが分かっている。以下、McGhee 氏らの提案した手法 [4] について紹介する。

脚の倒れこみ角度の状態変数 $(\phi, \dot{\phi})$ を以下のように表す。

$$\begin{bmatrix} \dot{\phi} \\ \ddot{\phi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ \frac{g}{l} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \phi \\ \dot{\phi} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ D \end{bmatrix} \quad \dots (1)$$

より現実に則した詳細なモデルでは, 可変リンク長倒立振り子で表され, 非線形であり且つ脚長変化も考慮した次式となる。

$$\ddot{\phi} = \frac{g}{l} \sin \phi - \frac{2\dot{l}}{l} \dot{\phi} + D \quad \dots (2)$$

脚長の伸びに起因する倒れ込み減少要素が加わる。歩幅調整を考慮した脚の切り替えによる歩行安定化を行うためには歩行を離散時間系の運動であると捉え, 1 歩踏み出すのに必要な時間 T をサンプリング時間とし

て式 (1) を離散化する。

$$\begin{aligned}\phi_D[k+1] &= \begin{bmatrix} \phi_{end}[k+1] \\ \dot{\phi}_{end}[k+1] \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} \cosh bT & \frac{1}{b} \sinh bT \\ b \sinh bT & \cosh bT \end{bmatrix} \phi_D[k] - \begin{bmatrix} \cosh bT \\ b \sinh bT \end{bmatrix} u_D[k] \\ &= \begin{bmatrix} \cosh bT & \frac{1}{b} \sinh bT \\ b \sinh bT & \cosh bT \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \phi_{st}[k] \\ \dot{\phi}_{st}[k] \end{bmatrix} \dots \dots \quad (3) \\ &= \begin{bmatrix} \cosh bT & \frac{1}{b} \sinh bT \\ b \sinh bT & \cosh bT \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \phi_{st}[k] \\ \dot{\phi}_{st}[k] \end{bmatrix} \dots \dots \quad (4)\end{aligned}$$

ここで, $b^2 = \frac{g}{l}$ で表せ, g, l, T はそれぞれ重力定数, 脚長, サンプル時間である。 $\phi_{end}[k], \phi_{st}[k]$ は図 2 に示すような, 歩容の構成を示すものである。

2.3 逐次予測修正と歩幅調整システム

上述の式 (3) は離散時間制御の概念であるため, 脚の振り出しは瞬時に行えることが前提となり非現実的である。しかしながら, 式 (4) が示す状態は, ある時点の歩行状態 $(\phi(t), \dot{\phi}(t) : 0 \leq t \leq T_s)$ の T 秒先の予測であり, T を可変にし次の着床まで逐次推定を行うことが可能である。図 3 に示す T_{rest} は次の着床までの残り時間を意味し, $(T_{rest} \rightarrow 0)$ まで逐次推定を行うことで滑らかに最終姿勢 $(\phi_{end}, \dot{\phi}_{end})$ までを算出できる。これにより, 歩行中の不意な外乱による歩容の変化に柔軟な予測となる。着床歩幅 $u_D[k]$ は, 切り替える直前の ϕ を推定した状態を $\phi_{end}[k]$ として, 式 (5),(6) で表せる。

$$u_D[k] = h_1(\phi_{end}[k] - \frac{\phi_r}{2}) + h_2(\dot{\phi}_{end}[k] - \frac{v_0}{l}) + \phi_r \quad (5)$$

$$\begin{cases} h_1 = 1 - \lambda_1 \lambda_2 \\ h_2 = \{(1 + \lambda_1 \lambda_2) \cosh bT_s - \lambda_1 - \lambda_2\} / (b \sinh bT_s) \end{cases} \quad (6)$$

ここで, λ_1, λ_2 は離散系における任意の極である。 ϕ_r, v_0 はそれぞれ, 目標歩幅, 目標前進速度である。 T_s は, 一歩にかかる時間である。

この線形化モデルによるコントローラを非線形歩行モデル (式 (2)) に用いたシミュレーション結果を図 4 に示す。1 段目には両脚の振り角度, 2 段目には立脚中の倒れこみ角速度, 3 段目には両脚の脚長, 4 段目には外乱印加を示した。目標歩幅 ϕ_r を $0.4[\text{rad}]$, 1 ステップ時間 T_s を 0.5 秒とし, 目標速度は後述の式 (8) を用いて算出する。極 λ_1, λ_2 共に 0.2 とした。

図中一段目における”estimated” が図 3 に示す概念で ϕ_{end} を逐次予測した結果である。時刻 5.3 秒において外乱 $0.5 (\times m l^2 [\text{N}])$ を印加されることにより歩行状態が変化し, 予測結果は状態の変化に合わせて更新され, 最終的に実際の倒れこみと一致する。静止した状態から, 目標値にむけて徐々に歩幅を広げながら歩行を開始し, 外乱が加わった状態でも減速しつつも安定した歩行を続けていることがわかる。

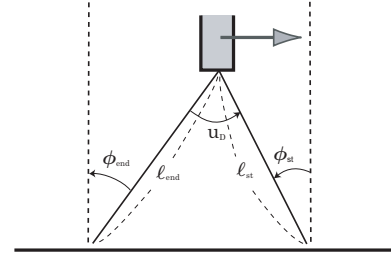


Fig.2 Changing leg model.

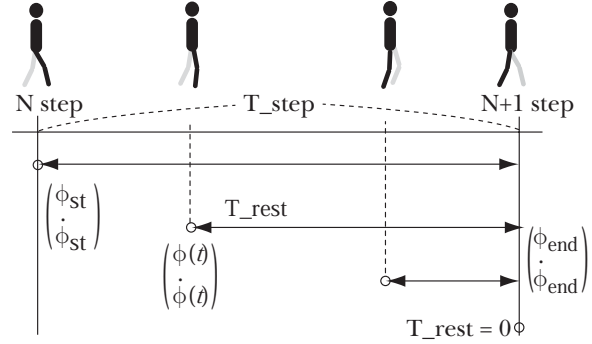


Fig.3 Compensation of estimation with T_{rest}

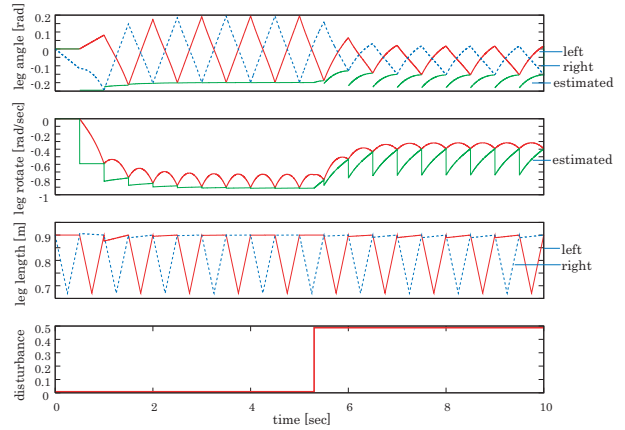


Fig.4 Simulation result on walking model (pole assigned at 0.2) with disturbance.

2.4 歩行パラメータの決定法

歩行において, 必要となる指令情報は式 (5) より, 目標前進速度 v_0 と目標歩幅 ϕ_r , そして 1 歩あたりの時間 T_s であることに着目する。本節では, この 3 つのパラメータを歩行パラメータと呼ぶことにする。歩行パラメータは, 普段我々の歩行においても重要なパラメータである。McGhee 氏らの文献 [4] では, 歩行パラメータについての相互関係については議論していない。しかし, v_0, ϕ_r, T_s は, 独立ではなく, 相互に作用し合っている。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。

式 (4) を用いて表すと, 安定した歩行では $\dot{\phi}_{end}[k +$

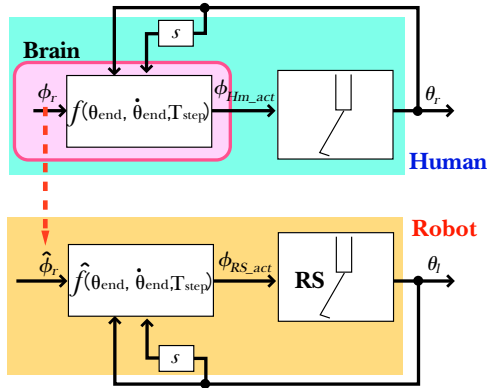


Fig.5 Concept of walking system with mechanical assist.

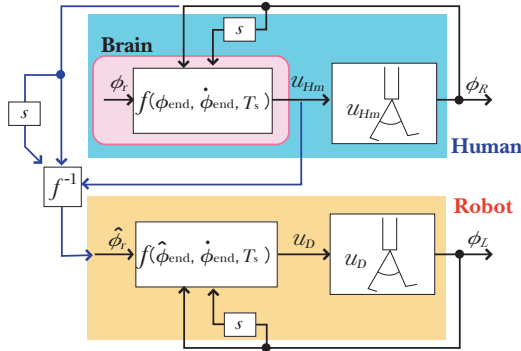


Fig.6 Walking stabilization control with estimated human intention.

1] = $\dot{\phi}_{st}[k]$ であることから，式 (7) が導かれる。

$$\dot{\phi}_{end} = \frac{b \sinh bT_s}{1 - \cosh bT_s} \phi_{st} \rightarrow \dot{\phi}_r \quad \dots \quad (7)$$

ここで，目標倒れ込み速度 $\dot{\phi}_r = v_0/l$ である。歩行が安定となる場合， $\phi_{st} \rightarrow \phi_r/2$ 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。

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

式 (8) により，脚の歩幅 ϕ_r と一歩に掛かる時間 T_s から目標となる歩行速度 $\dot{\phi}_r (= v_0/l)$ の関係が一意に求まる。

以上より，McGhee 氏らの提案した，歩幅制御による歩行安定化手法 [4] を基礎にし，指定すべき目標値の歩幅と歩行速度の関連性を提案した。これにより，歩行安定化制御への入力は，歩幅もしくは歩行速度のどちらかと一歩所要時間の 2 つとなり扱いが簡便化された。

3. 人の歩行動作と歩幅調整歩行安定化制御の比較

本研究の目的は歩行ロボットの開発ではなく，人の歩行補助器の実現である。そのため，上述の歩行安定化手法が人に適した振る舞いとなり得るか検証を行う。

健康者の歩行において，片脚の運動情報を用いて上述の歩行安定化手法から導かれる予測歩幅が，実際にもう一方の脚の着床歩幅を示していれば，歩幅におい

ては人に適していると考える。途中，遊脚の屈伸については本稿では議論しない。

3.1 人の目標歩幅・歩行速度の導出

本節では，人の歩行から目標値を取得する方法について述べる。人がどのように歩行を行っているかについては今だ明らかではないが，現実的な情報を使い，歩行へのフィードバックを行っていることは明白である。本研究では人が歩容調整に用いる情報に脚の各関節角度とその角速度を利用しているものと仮定する。そして人は自己の理想的な歩容に達するために実際の歩幅を調整しているものとする。つまり，想像している歩幅と現実に踏み出した歩幅は異なっていると主張する。理想的には想像している歩幅を直接歩行補助装置へ指令できれば良いが，そのような直接的意思伝達の実現は困難である。概念図を図 5 に示す。図に示すように人の意識的歩幅 ϕ_r を歩行制御器の指令値 $\hat{\phi}_r$ へと伝達する手法が望まれる。

そこで人が歩幅を決定する方法について，大胆に線形化された制御器を仮定し，図 6 に示すシステムより，人が切り替える歩幅を u_{Hm} として，

$$u_{Hm} = a_1(\phi_{end} - \frac{1}{2}\phi_r) + a_2(\dot{\phi}_{end} - v_0) + \phi_r \quad (9)$$

とする。これは前述の歩行安定化アルゴリズムで用いた式 (5) であり， $a_1 = h_1$ ， $a_2 = h_2$ である。意識中にある目標歩幅を ϕ_r ，目標歩行速度 v_0 ，着床時にどれだけ倒れ込んだかを ϕ_{end} ，その角速度を $\dot{\phi}_{end}$ としている。また，理想的な歩幅とその時の歩行速度は相関があり，前述の歩行パラメータ決定法 (式 (8)) により，

$$v_0/l \simeq \dot{\phi}_r = \frac{b \sinh bT_s}{2(1 - \cosh bT_s)} \phi_r$$

とする。したがって，上述の二つの式より，歩行安定化アルゴリズムで用いるべき目標歩幅を次式で得る。

$$\hat{\phi}_r = (u_{Hm} - a_1\phi_{end} - a_2\dot{\phi}_{end}) / (1 - \frac{a_1}{2} + \frac{a_2b \sinh bT_s}{2(1 - \cosh bT_s)}) \quad (10)$$

フィードバックゲイン a_1 ， a_2 を適切に設定することで，使用者ごとの歩容の違いにあわせられるものとする。

3.2 歩行の解析

前節までに歩行安定化の実用的なアルゴリズムとして紹介した手法の有効性を実際の歩行において検証する。健康者の歩行において片方の脚の動きを計測し，そこから諸所の計算過程を経て他方の脚で着床すべき歩幅を予測する。

本節では，ヒトの歩行動作が安定化を目的としたシステムで構成されているもの (図 6 参照) とみなし，本研究で提案する歩行安定化手法との類似性について検証する。

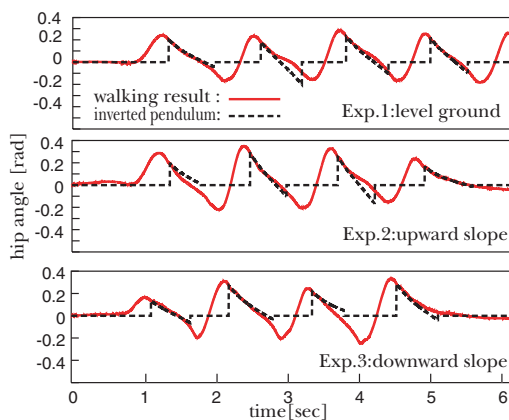


Fig.7 Comparison between human gait and inverted pendulum dynamics.

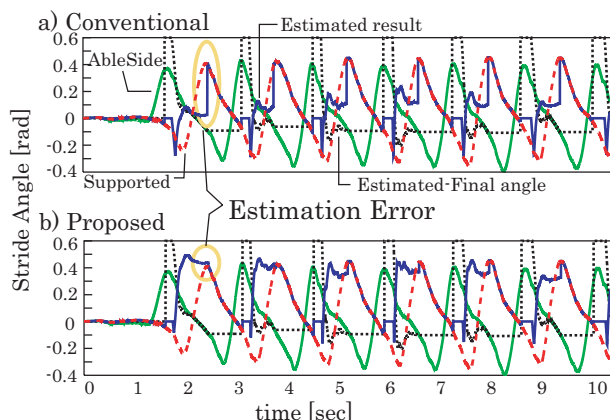


Fig.8 Stride estimation result on level ground.

3.3 歩行運動と倒立振り子モデルの類似性

歩行による倒れこみ動作が倒立振り子モデルの動作と酷似している様子を図7に示す。上段は平坦面での歩行実験時の振り出し角度と倒立振り子モデルシミュレーションとの比較であり、中段は上り坂、下段は下り坂での比較を示している。歩行実験において着床時の運動状態を初期値として用いてシミュレーションを行っており、非常に良く似た結果となっていることが分かる。このことから、歩行と倒立振り子モデルの類似性が示される。

3.4 健常者の歩行における歩幅予測精度の検証

式(10)による目標値推定を踏まえた歩幅推定法を実際の歩行に用いて、推定結果の精度検証を行う。検証方法は、健常者の歩行実験より利き足の動きから他方の着床歩幅を正確に予測し得るかを脚の振り出し角度について調べる。

図8に歩行データの解析を行った結果を示す。これは、両脚の振り出し角度のみ示したものである。図中上段には比較対象として、目標歩幅計算をせずに利き足

で踏み出した歩幅 u_{Hm} をそのまま目標値として使用した結果を示している。これに対し下段には本研究で提案する手法を用いた着床歩幅予測を行った結果を示した。平坦面をおよそ10秒間歩行したものであり、静止状態から利き足である右足から歩行を開始している。図中、“AbleSide”は利き足の振り出し角度、“Supported”は予測される脚、“Estimated-Final angle”は利き足の最終到達角度推定値、“Estimated result”は着床歩幅予測値である。着床後は、予測は打ち切り実際の振り出し角度に置き換えている。

実際の着床の時点での歩幅予測値と実際の値との差について、図中の“Estimation Error”の枠内で示している。

この検証により、歩幅のみからの推定よりも式(10)を用いて目標歩幅を計算してから歩幅推定に精度向上が見ることが示された。

人の歩行自体が理論的に正確な歩行である保障はなく、常に完全な予測が行えるとは言い切れないが、目標歩幅推定を施した歩幅安定化アルゴリズムが人の歩幅決定感覚と良好な一致を示していることが確認できる。

4. まとめ

人の歩行補助を機械により実現するために必要な要素は多く存在する。本稿では歩行中最も影響の大きい「歩幅」の決定方法及び人への応用の可能性について述べた。片脚の補助であれば特別な操作器を用いることなく、健常な脚を自然に動かすだけで不自由な脚を適切な位置へ振り出せるという簡便さも本提案手法の特徴である。

参考文献

- [1] Hiroaki Kawamoto, Suwoog Lee, Shigehiro Kanbe, and Yoshiyuki Sankai: “Power Assist Method for HAL-3 using EMG-based Feedback Controller”, *Proc. of 2003 IEEE International Conference SMC*, pp.1648-1653 (2003)
- [2] 加藤久・平田崇: “歩行機能補助装置の研究”, 日本機械学会, 福祉工学シンポジウム CD-ROM 論文集, W-418 (2001)
- [3] Shuuji Kajita, Osamu Matsumoto, and Muneharu Saigo: “Real-time 3D walking pattern generation for a biped robot with telescopic legs”, *Proc. of the 2001 IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp. 2299-2306 (2001)
- [4] Ferdinand Gubina, Hooshang Hemami, Robert B. McGhee: “On the Dynamic Stability of Biped Locomotion”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, pp. 102-108, vol. BME-21, no. 2, March 1974.