

人の歩行機能補助を目的とした歩行安定化制御法 ・ 歩幅推定法の提案

正 員 畠 直輝* 上級会員 堀 洋一*

Stride Width Estimation and walking stabilization control for personal walking assist

Naoki Hata*, Member, Yoichi Hori*, Senior Member

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, up/down slope and stairs are performed.

キーワード：歩行機能補助，パワーアシスト，歩行安定化，可変歩幅制御，ロボットスーツ

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

1. はじめに

本稿では，人の失われた歩行機能を補償する装具の開発の一環として，人の歩行に利用可能且つ安全な歩行を持続する制御手法について提案する。近年，人の動作補助を目的としたパワーアシスト技術の重要性が高まっている⁽¹⁾⁽²⁾。

人の歩行機能補助を目指すには，人の歩行動作がどのような手法によるものであるかを明らかにしなければならない。さらに，見出した歩行制御系を機械的に実現し，人の歩行動作において違和感なく実装されなければならない。

したがって，本研究では，人が行う歩行動作がどのような制御のもとに行われているかについて考察し，理論的な歩行安定条件の導出に基づく歩行制御システムの検証と被験者実験による歩行解析に基づき，人の歩行補助に応用可能な手法を開発する。歩行安定化制御において標準的な手法として ZMP 評価法が広く認識されているが，エネルギー効率が良く少ない計算量で歩行安定化が可能な歩幅制御手法の研究⁽³⁾⁽⁵⁾が近年注目されつつある。本研究では，可変歩幅制御に着目した歩行安定化システム及び着床歩幅推定法を提案する。

本研究で提案する可変歩幅制御による歩行安定化システムでは，健康な脚の歩行中の運動を基に，機械補助を受ける側の脚の踏み出し位置を，歩行安定化を考慮した適切な位置となるように逐次更新させるものである。これまでの歩行制御にみられた足首トルク主体の制御とは異なり，歩幅に着目したアプローチによる手法である。

本稿においては，遊脚中の軌道生成については言及せず，提案する手法により算出される踏み出し位置が健康者の歩行中の着床位置と同等となることを被験者を用いた実験検証により示す。

2. 歩行の数式化

2・1 歩行モデルの定義 歩行モデルの定義には様々な手法が用いられている。線形化を用いた歩行モデルの場合，その多くは倒立振子近似モデルに帰着させる手法が主である⁽⁴⁾⁽⁵⁾⁽⁶⁾。本研究もその倒立振子近似モデルへの帰着を採用している。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，常に片足支持で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）に限定する。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。

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（倒立振子モデル）に近似できることが分かっている。脚の

* 東京大学生産技術研究所 情報・エレクトロニクス部門電気制御システム工学

〒 153-8505 東京都目黒区駒場 4-6-1

Institute of Industrial Science, The University of Tokyo
4-6-1, Komaba, Meguro-ku, Tokyo 153-8505

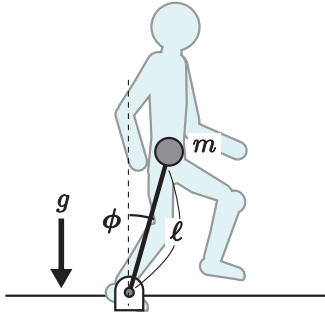


図 1 歩行モデルの概要

Fig. 1. Human walking model.

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

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

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。

$$\begin{aligned} \phi_D[k+1] &= \begin{bmatrix} \phi_{end}[k+1] \\ \dot{\phi}_{end}[k+1] \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} \cosh bT & \frac{1}{b} \sinh bT \\ b \sinh bT & \cosh bT \end{bmatrix} \phi_D[k] - \begin{bmatrix} \cosh bT \\ b \sinh bT \end{bmatrix} u_D[k] \quad (2) \\ &= \begin{bmatrix} \cosh bT & \frac{1}{b} \sinh bT \\ b \sinh bT & \cosh bT \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \phi_{st}[k] \\ \dot{\phi}_{st}[k] \end{bmatrix} \dots\dots\dots (3) \end{aligned}$$

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。

デジタル制御の概念であるため，脚の振り出しは瞬時に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 (3) が示す状態は 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。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推定となる。 $u_D[k]$ 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 (4),(5) となる。

$$u_D[k] = h_1(\phi_{end}[k] - \frac{\phi_r}{2}) + h_2(\dot{\phi}_{end}[k] - \frac{v_0}{l}) + \phi_r \dots (4)$$

$$\begin{cases} h_1 = 1 - \lambda_1 \lambda_2 \\ h_2 = \{(1 + \lambda_1 \lambda_2) \cosh bT_s - \lambda_1 - \lambda_2\} / (b \sinh bT_s) \end{cases} \quad (5)$$

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用いたシミュレーション結果を図 3 に示す。目標歩幅を 0.4[rad] とし，目標速度は後述の式 (7) を用いて算出する。時刻 9.3 秒において外乱 0.5 ($\times ml^2[N]$) を印加した。極 λ_1, λ_2 共に 0.2 とした。静止した状態か

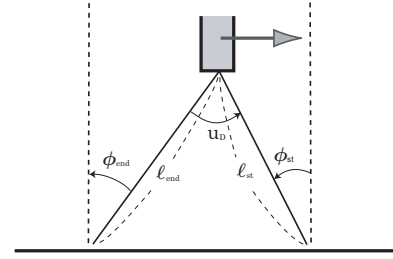


図 2 支持脚切替え時の歩行モデル

Fig. 2. Changing leg model.

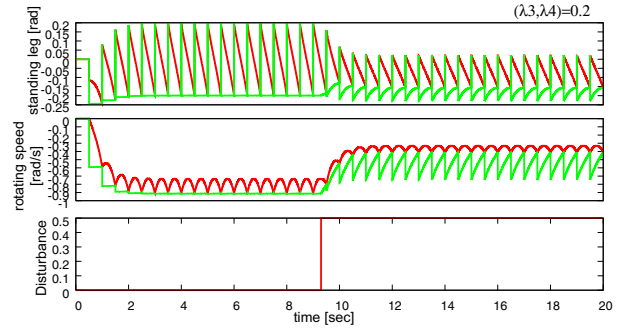


図 3 外乱抑圧特性：極配置 0.2

Fig. 3. Simulation result on walking model (pole assigned at 0.2) with disturbance.

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安定した歩行が続けていることがわかる。

2.3 歩行パラメータの決定法 歩行において，必要となる制御入力，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，普段私達の歩行においても重要なパラメータである。前節では，歩行パラメータをそれぞれ独立に設定していた。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 (3) を用いて表すと，安定した歩行では $\dot{\phi}_{end}[k+1] = \dot{\phi}_{st}[k]$ であることから，式 (6) が導かれる。

$$\dot{\phi}_{end} = \frac{b \sinh bT_s}{1 - \cosh bT_s} \phi_{st} \rightarrow \dot{\phi}_r \dots\dots\dots (6)$$

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。

$$\dot{\phi}_r = \frac{b \sinh bT_s}{2(1 - \cosh bT_s)} \phi_r \dots\dots\dots (7)$$

式 (7) 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⁽⁵⁾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. 人の目標歩幅・歩行速度の導出

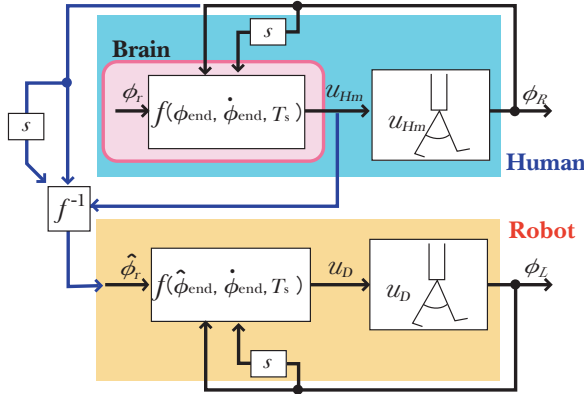


図4 人の歩行を推定する歩行補助装具の制御ブロック概念図

Fig. 4. Walking stabilization control with estimated human intention.

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、考える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。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4に示すシステムより、人が切り替える歩幅を u_{Hm} として、

$$u_{Hm} = a_1(\phi_{end} - \frac{1}{2}\phi_r) + a_2(\dot{\phi}_{end} - v_0) + \phi_r \quad (8)$$

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(4)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(7))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。

$$\hat{\phi}_r = (u_{Hm} - a_1\phi_{end} - a_2\dot{\phi}_{end}) / (1 - \frac{a_1}{2} + \frac{a_2 b \sinh bT_s}{2(1 - \cosh bT_s)}) \quad (9)$$

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。

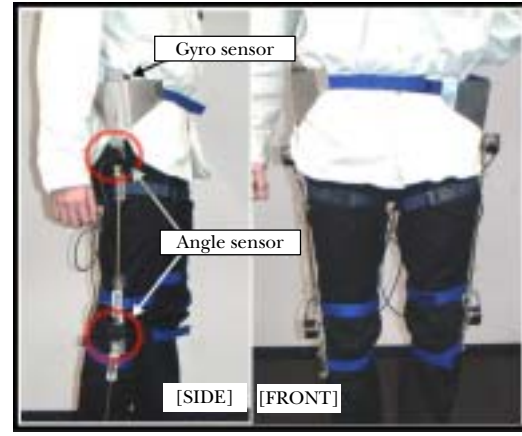


図5 歩行計測装具

Fig. 5. Sensor-suit for gait analysis.

4. 歩行の解析

前節までに議論・数値計算により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。応用対象には、片脚歩行補助タイプとし、健康な片方の脚の歩行を計測し、そこから諸所の計算過程を経て着床すべき歩幅を実現するプロセスを適用する。

本節では、ヒトの行う歩行が安定化を目的としたシステムで構成されているものとみなせ、このシステムが本研究で提案する歩行安定化手法と同様の特性をもつシステムであることを示す。

4.1 歩行の計測 本研究で扱う歩行は、前後方向を考慮する矢状面を対象としている。したがって、歩行に関する情報は股関節の前後振り角、膝関節の曲げ角を取得する。図5に本研究で使用する下肢用関節角計測器を紹介する。

この計測器の特徴は、高密度のパルスエンコードの使用によりモーションキャプチャーに比べ関節角度を速い応答で高精度に得られることや、使用環境の制限が少ないことや、装着が容易であることである。また、腰の両側にジャイロセンサーを備え、上体振れ角度を左右独立

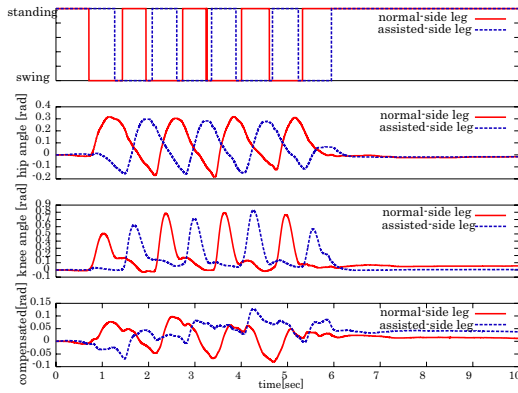


図 6 歩行計測データ

Fig. 6. Original data from sensor-suit: 10 seconds walking on level ground.

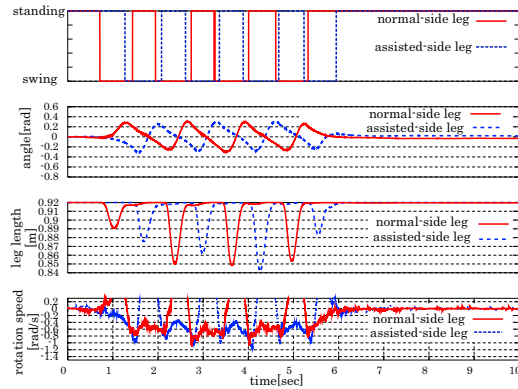


図 7 倒立振りモデルに対応の歩行計測データ

Fig. 7. Transformed result by inverted pendulum model from original data.

に計測し、股関節振り角度の補正に利用している。

10 秒間の歩行による股関節、膝関節の結果を図 6 に示す。上段がフットスイッチによる ON/OFF 信号であり、上二段目は股関節角度の結果、三段目が膝関節角度、下段が上体振れ角である。

これら諸情報は、そのままでは歩行運動を示す有用な情報とはなっていない。歩行を計測した関節情報を倒立振りモデルでの運動に変換する。変換において最も重要な変換はひざ関節角度を、腰関節軸から脚先端までの距離に変換することである。つまり、どの地点を支点にしてどの程度の高さを持って倒れこんでいるかという情報に置き直すのである。

図 6 を倒立振りモデルに変換すると図 7 で表される。

表 1 計測器仕様

ジャイロセンサ	EWTS82(松下電器) 感度 20mV/(deg/s)
ロータリーエンコーダ	E6H-CWZ6C(オムロン) 3600 パルス/R
フットスイッチ	コードスイッチ (ブリジストン)

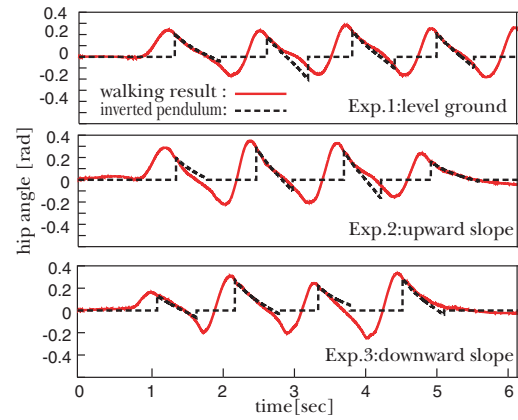


図 8 人の歩行と倒立振りモデルの挙動比較

Fig. 8. Comparison between human gait and inverted pendulum dynamics.

倒立振りモデルでは、膝関節などの概念はなく、脚付け根から床面に接触する足先までの振り角と長さで表される。上段がフットスイッチの切り替えを示し、上二段目は振子に近似された脚の振り出し角度を示している。前方に振り出され着床し滑らかに後方へ遷り再び前方に振り出されている様子が分かる。上三段目は振子の長さであり遊脚期に屈曲が起こっていることが分かる。下段は振り出しの角速度であり、脚左右それぞれの着床時の速度が滑らかに繋がり、歩行速度を表していることが分かる。

4.2 歩行運動と倒立振りモデルの類似性 歩行が倒立振りモデルと酷似している様子を図 8 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、歩行と倒立振りモデルの類似性が明らかとなる。

5. 歩行安定化アルゴリズムによる歩幅推定の精度検証

5.1 平坦面での推定精度の検証 前節までに理論的に安定化可能な歩行制御法を構築し、人の歩行を計測する環境を紹介した。人の歩行動作が本稿で構築した歩行制御法と同質のものであれば、人の歩行中の歩幅を推定できる。

式 (9) による使用者の意思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推定し得るかを脚の振り出し角度にて調べる。

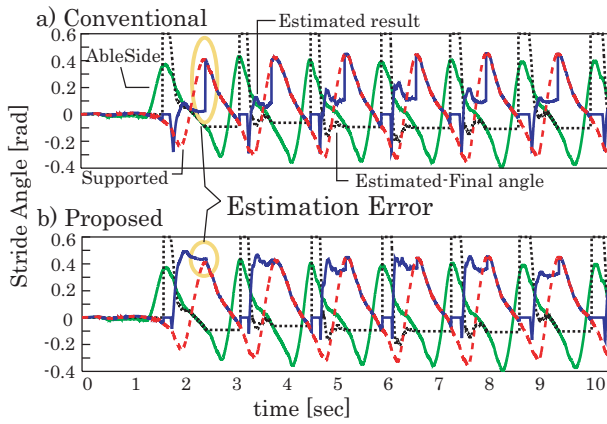


図 9 平坦面歩行推定結果

Fig. 9. Stride estimation result on level ground.

図 9 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。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”は推定される脚、“Estimated-Final angle”は利き足の最終角度推定値、“Estimated result”は着床歩幅推定値である。着床の後の推定値は実際の歩幅に置き換えられる。

図中上段には比較対象として、式 (9) による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推定を行った結果を示した。実際の着床の時点での歩幅推定値と実際の値との差が、図中の“Estimation Error”の枠内で示されている。

この検証により明らかになったことは、歩幅のみからの推定よりも式 (9) 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られたということである。 u_{Hm} を目標値として使う場合でも制御量が無視できるほど理想的な歩行が行えている場合には、推定値は実際の値に近づく。

図 10 では、意図的に後退しようとした例を紹介する。6 秒時点で利き足が前方に着床した後に前方へ進まずに後退をはじめている。このような場合においても提案する歩幅推定手法では、状態の変化に合わせ歩幅を狭めるまたは後方へと修正される。

人の歩行自体が理論的に正確な歩行である保障はなく、常に完全な推定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。

5・2 下り坂での推定精度の検証 斜度が 8.5° の下り坂での歩行における歩幅推定精度についても検証を行う。はじめの 2 歩で平坦面を通り、利き足による 3 歩

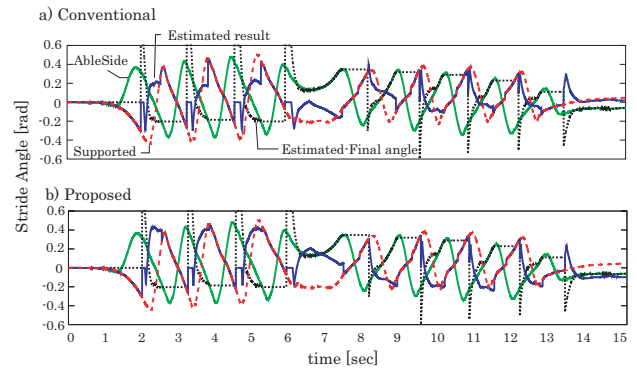


図 10 平坦面でのよろめきのある歩行での推定

Fig.10. Stumble gait estimation result on level ground.

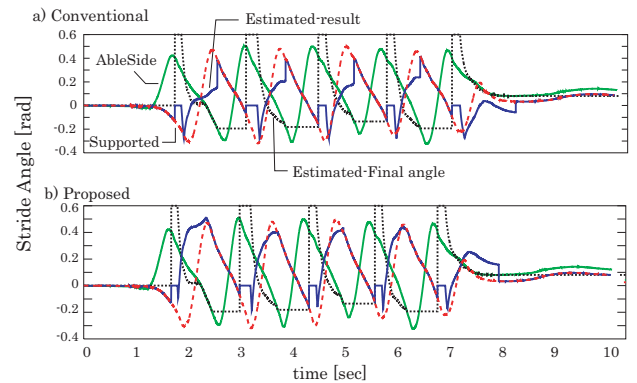


図 11 下り坂歩行推定結果

Fig. 11. Stride estimation result on down slope.

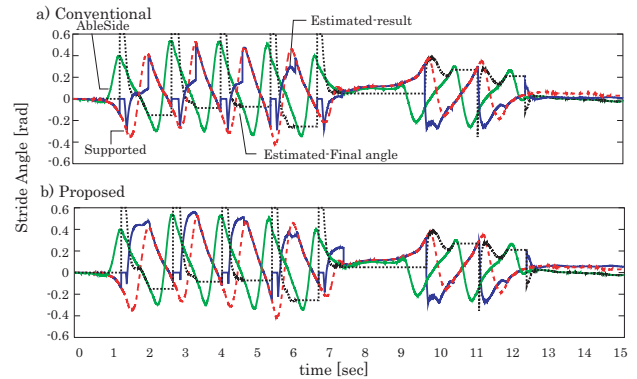


図 12 登り坂歩行推定結果

Fig. 12. Stride estimation result on up slope.

目から 6 歩目において 2m の道のりの坂を下り、7 歩目以降は平坦面上となる。実験結果を図 11 に示す。

平坦面から下り斜面へと歩行環境が変化した場合でも、提案手法が比較対象と比べても高い精度を保っていることが分かる。

5・3 登り坂での推定精度の検証 登り坂での歩行における歩幅推定精度についての検証を行う。下り坂

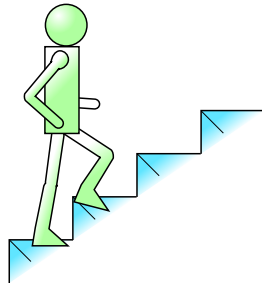


図 13 階段環境での歩行補助の可能性

Fig. 13. Possibility of walking assist on steps.

での実験と同様に、はじまりの 2 歩で平坦面を通り、3 歩目より登り斜面へと進む。7 歩目において平坦面へと移り、一旦停止した後に 4 歩後退している。

平坦面から登り坂の複合した環境や進行方向の変化においても提案手法による歩幅推定は高い精度を維持できている。

5・4 階段での推定精度の検証 階段昇降は平坦面での歩行とは違い、脚の伸縮運動が大きいことから一般的には運動モデルは異なっている。階段を下る歩行については、従来型の受動義足でも実現可能であったが昇り方向を補助する機能は実現されていない。しかし、歩幅について言及するならば、本手法は平坦環境と階段環境を区別なく適用可能である。図 14 に階段を上る際の歩行データと歩幅推定結果を示す。比較のために、前述と同様に、利き足である右足の着床時の歩幅 u_{Hm} をそのまま目標値とした結果 (図中の w/o human intention) も示す。

階段昇降において、利き足歩幅をそのまま目標値とすると、両脚着床時の姿勢を前後均等な角度となるように歩行を修正しようとしてしまう。しかし、図 14 に示されるように階段環境下では前方に歩幅が偏っている。これは、階段歩行中では主に歩行速度を減速させる意図が働いているからである。このような意図を汲むためには、歩幅の他に、姿勢も考慮に入れる必要があり、目標歩幅計算 (式 9) を行うことによりそのような意図を含めた歩幅推定を行っている。

平坦面での歩幅推定と同様に推定変動の少ない良好な歩幅推定が行われている。

6. ま と め

本研究ではヒトの歩行を装着式の計測装具を用いて計測し、歩行安定化アルゴリズムに基づく歩幅推定の推定精度検証を行った。

平坦面・坂道・階段という日常に存在する主要な環境を取りあげ、本研究では直進方向において実用的な推定が可能であることを示した。直進方向については、直立姿勢からの歩き出しから停止までの一連の歩行を精度良

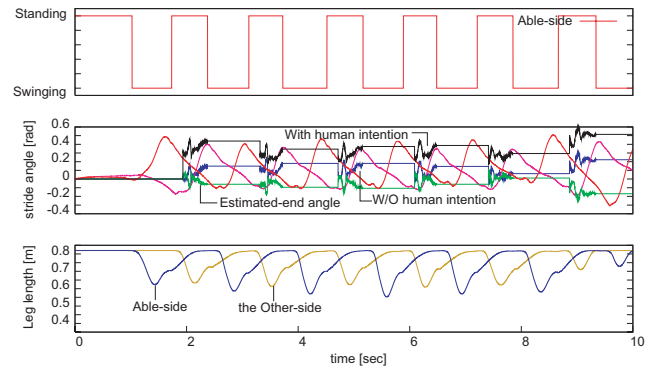


図 14 階段環境：昇り歩行推定結果

Fig. 14. Stride estimation result on steps.

く予測可能であり、後方へ着床しなければならない不安定な状況でも的確にこれを推定し歩行を立て直すべき歩幅を予測でき、ヒトの歩行機能を代行しうるシステムとして本提案手法が有効であることが示された。

歩行を実現するためには、振り出す角度と床面までの距離の両方が必要である。本研究では、振り出す角度の決定手法について提案したものであり、脚長を決定することが課題として残されている。

本研究の最終的な目標は、歩行困難者に対する歩行機能補助を行える装具の開発である。本稿はそのための道筋の一部であり、安全な歩行を実現するための歩幅推定法を提案している。使用者の片脚のみに支障がある場合には、健康な脚はそのままに自由な運動を行わせ、その運動情報を基に歩行補助装具が支障のある片脚を補助する。両脚に不自由を持つ場合にも本提案手法を用いた歩行補助が実現可能であると考えられる。

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) 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.
- (5) 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.
- (6) M. Vukobratović, A. A. Frank, D. Jurić: "On the Stability of Biped Locomotion", *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, pp. 25-36, vol. BME-17, no. 1, January 1979.