

# 歩行補助装具への実装を目的とした歩行安定化制御

\* 畠 直輝 (東京大学)  
堀 洋一 (東京大学)

Walking Stabilization Control for wearable walking assist devices

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

キーワード : キーワード: 高齢者・障害者支援, 歩行補助, ロボットスーツ, 歩幅推定  
(engineering support for the aged and handicapped, walking assist, robotic suit, stride estimation.)

## 1. はじめに

本研究では歩行困難者への工学的支援として歩行機能補助の実現を目指し、特に歩行中の適切な着床地点を提示する機能の提案を行っている。

歩行機能補助には、脚の麻痺・切断などにより両脚ないし片脚の歩行機能を機械が代行するものや、歩行を正しく行えない人の訓練、歩行中の疲労軽減やパワーアシストなどの用途が挙げられる。これら福祉目的の機能を実用化するために最も重要な根本的機能は、安全かつ適切な歩行の生成である。この機能が確立されなければ歩行機能補助を目的とした高機能な福祉機器は実現し得ない。

本稿では片一方の脚が負傷や麻痺、切断などで自力では動作し得ない状況を想定し、健常脚と機械制御式の脚の混合した歩行を扱う。片脚を負傷する状況は、両脚を同時に負傷する場合よりも有り触れている上に、その歩行機能補助は人の意思と機械の意思が混在する極めて難解なシステムである。

本提案手法は、健常脚の振る舞いを計測し、もう一方の脚が着床すべき位置を予測するものであり、その予測結果は健常人の行う歩行と高い精度で一致することを実際の歩行計測により確認したものである。歩行中に何らかの外乱を受けよめいた場合でも適切な歩幅を算出し姿勢を安定化する制御により成り立っている。

## 2. 健常な片脚と機械制御の片脚とが混在する歩行

片脚補助タイプでは、脚の一方を人間が、もう一方をコンピュータが支配するため、双方の歩行アルゴリズムを同一のものとしなければ、自然な歩容の実現は難しい。

図1に示すように、人間が  $f(*)$  という歩行アルゴリズムを用いているとして、コンピュータ側ではこれに類する歩行アルゴリズム  $\hat{f}(*)$  を実現しなければならない。加えて、目

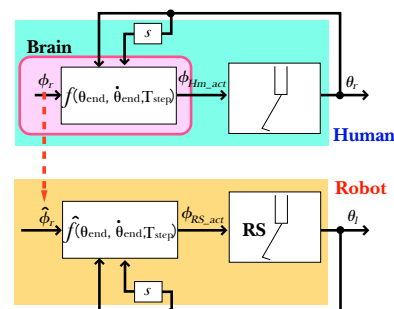


図1 人の歩行アルゴリズムとコンピュータの歩行アルゴリズムのインターフェース

Fig.1. Interface between human walking and robotic walking algorithm.

標値においても人とコンピュータのシステムにおいて同等な設定としなければ自然な歩容の実現には到らないであろう。しかしながら、物理量として計測される情報は、関節角度(切り替え歩幅  $\phi_{Hm\_act}$ , 立脚鉛直角度  $\theta_r$  など)であり、人が意識内で想定した目標値は直接観測しえない。

したがって、何らかの方法により人の意識中にある目標値を推定しなければならない。現実的な手法としては、健常脚の歩行情報を用いることから推定できるのではないかと考える。

次節にて、歩行補助装具の使用者の健常脚情報から、使用者が想定した目標歩幅  $\phi_r$ ・目標速度  $v_0$  の導出方法について説明する。

## 3. 歩行の数式化

3.1 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<sup>(1)(2)(3)</sup>。本研究もその倒立振子近似モデルへの帰着を

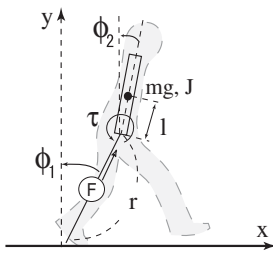


図2 歩行モデルの概要  
Fig. 2. Human walking model.

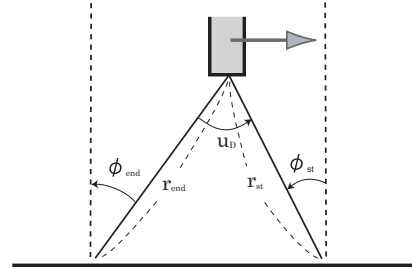


図3 支持脚切替え時の歩行モデル  
Fig. 3. Changing leg model.

採用している。本歩行モデルで行う制御は、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、人間と同等な歩行を実現し、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。これは人間の脚質量が全体重の約10%であるということから、歩行に際して脚質量が歩行運動に影響を与えにくいと考えたためである。したがって、歩行中は上半身の運動に比べ、脚部の運動は十分小さいと仮定する。歩行モデルを図2に示す。

3.2 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幕の原理(倒立振り子モデル)と同等となることが分かっている。脚の倒れこみ角度の状態変数  $(\phi_1, \dot{\phi}_1)$  を以下のように表す。

$$\begin{bmatrix} \dot{\phi}_1 \\ \dot{\phi}_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ \frac{g}{r+l} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \phi_1 \\ \dot{\phi}_1 \end{bmatrix} \dots\dots\dots (1)$$

歩行を離散時間系の運動であると捉え、1歩進むのに必要な時間  $T$  をサンプリング時間として、式(1)を離散化すると、次式となり次歩の歩幅が推定される。

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

ここで、 $b^2 = \frac{g}{r+l}$ 、 $T$  はサンプル時間である。デジタル制御の概念であるため、脚の振り出しは瞬時に行えることが前提となり非現実的ではあるが、サンプル時間  $T$  を残り時間と見なし逐次更新することで滑らかに切り替え歩幅を実現できる。

実際に  $u_D$  は、切り替える直前の  $\phi_1$  を  $\phi_{end}$  として、式(3),(4)となる。

$$u_D = h_3(\phi_{end}[k] - \frac{\phi_r}{2}) + h_4(\dot{\phi}_{end}[k] - \frac{v_0}{r}) + \phi_r \dots (3)$$

$$\begin{cases} h_3 = 1 - \lambda_3 \lambda_4 \\ h_4 = [(1 + \lambda_3 \lambda_4) \cosh bT - \lambda_3 - \lambda_4] / (b \sinh bT) \end{cases} \quad (4)$$

ここで、 $\lambda_3, \lambda_4$  は離散系における任意の極である。 $\phi_r, v_0$  はそれぞれ、目標歩幅、目標前進速度である。この線形化モデ

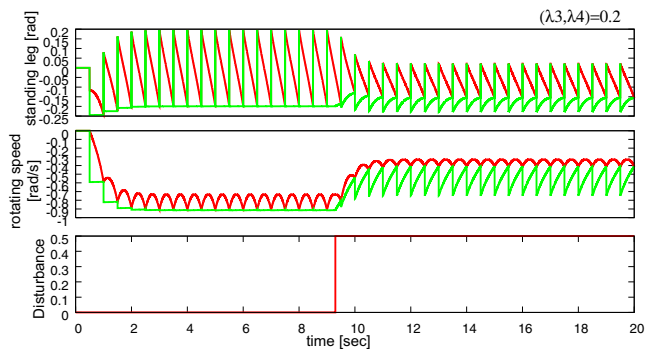


図4 外乱抑圧特性：極配置 0.2

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

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4に示す。目標歩幅を0.4[rad]とし、時刻9.3秒において外乱  $0.5 (\times m(r+l)^2 [N])$  を印加した。極  $\lambda_3, \lambda_4$  共に0.2とした。

3.3 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  $v_0$  と歩幅  $\phi_r$ 、そして1歩あたりの時間  $T$  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。前節までは、歩行パラメータをそれぞれ独立に設定していた。しかし、 $v_0, \phi_r, T$  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。ここでは、歩行パラメータの相互作用について考察し、歩行制御に必要な入力を導出する。

式(2)を用いて表すと、 $\dot{\phi}_1(k+1) = \dot{\phi}_1(k)$  であることから、式(5)が導かれる。

$$\dot{\phi}_{end} = \frac{b \sinh bT}{1 - \cosh bT} \phi_{st} \rightarrow \dot{\phi}_r \dots\dots\dots (5)$$

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

$$\dot{\phi}_r = \frac{b \sinh bT}{2(1 - \cosh bT)} \phi_r \dots\dots\dots (6)$$

式 (6) により、脚の歩幅  $\phi_r$  と一歩に掛かる時間  $T$  と目標となる歩行速度  $\dot{\phi}_r (= v_0 / (r + l))$  の関係が一意に求まる。

以上より、McGhee 氏らの研究：歩幅制御による歩行安定化手法<sup>(2)</sup>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。

#### 4. 人の目標歩幅・歩行速度の導出

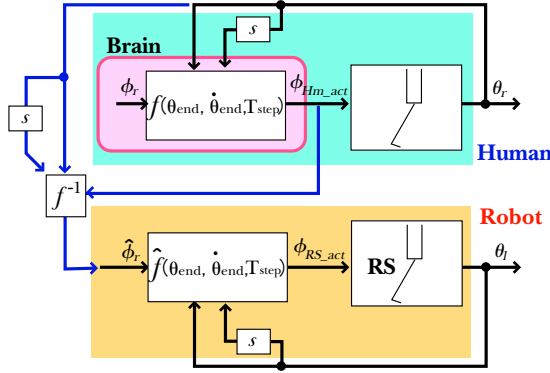


図5 人の歩行を推定する歩行補助装具の制御ブロック概念図

Fig. 5. 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、考えう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。そこで、ここでは大胆に線形化された制御器を仮定し、図5に示すシステムより、

$$\phi_{Hm\_act} = u_H = a_1(\theta_{end} - \frac{1}{2}\phi_r) + a_2(\dot{\theta}_{end} - v_0) + \phi_r \quad (7)$$

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(3)であり、 $a_1 = h_3$ 、 $a_2 = h_4$ である。意識中にある目標歩幅を  $\phi_r$ 、目標歩行速度  $v_0$ 、着床時にどれだけ倒れ込んだかを  $\theta_{end}$ 、その角速度を  $\dot{\theta}_{end}$  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(6))により、

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

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。

$$\hat{\phi}_r = (u_H - a_1\theta_{end} - a_2\dot{\theta}_{end}) / (1 - \frac{a_1}{2} + \frac{a_2 b \sinh bT_{step}}{2(1 - \cosh bT_{step})}) \quad (8)$$

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。

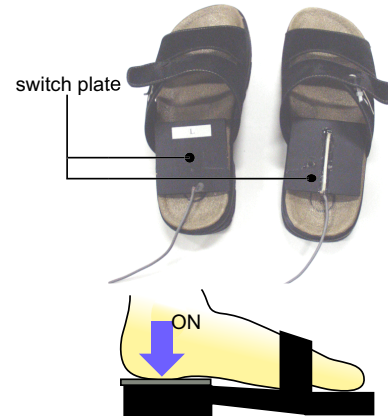
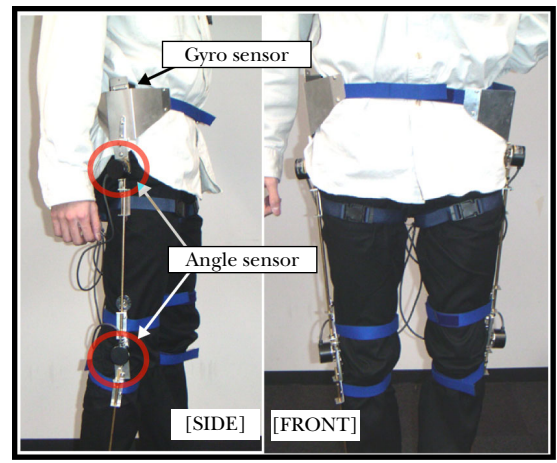


図6 歩行計測装具

Fig. 6. Sensor-suit for gait analysis.

#### 5. 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。

5.1 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6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ダの使用によりモーションキャプチャーに比べ速い応答を得られることや、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、上体振り角度を左右独立に計測し、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7に示す。

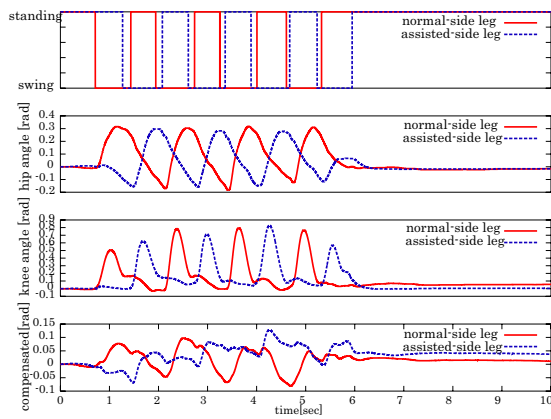


図7 歩行計測データ

Fig. 7. Original data from sensor-suit: 10 seconds walking on level ground.

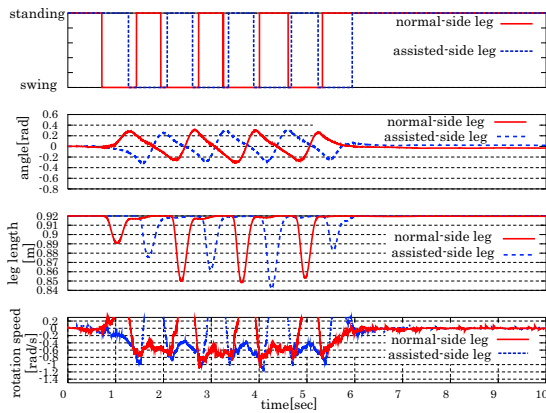


図8 倒立振り子モデルに対応の歩行計測データ

Fig. 8. Transformed result by inverted pendulum model from original data.

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，下段が上体振り角である。

これら関節情報は，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子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7を倒立振り子モデルに変換すると図8で表される。倒立振り子モデルでは，膝関節などの概念はなく，脚付け根から

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)

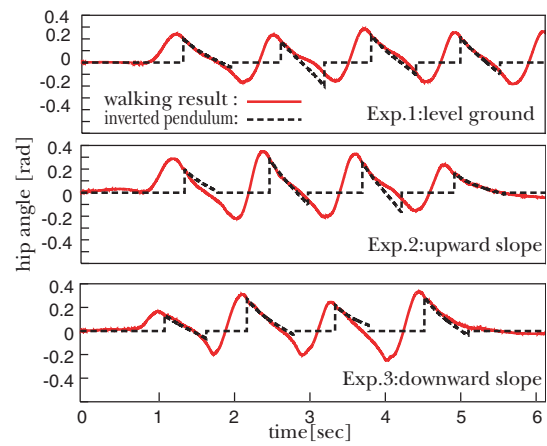


図9 人の歩行と倒立振り子モデルの挙動比較

Fig. 9. Comparison between human gait and inverted pendulum dynamics.

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，上二段目は振子の振り出し角度を示し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。

5.2 歩行運動と倒立振り子モデルの類似性 歩行が倒立振り子モデルと酷似している様子を図9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初期値を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明らかとなる。

## 6. 歩行安定化アルゴリズムによる歩幅推定の精度検証

6.1 平坦面での推定精度の検証 式(8)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10に歩行データの解析を行った結果を示す。これは，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。図中上段では，右足の着地状態をフットスイッチにより ON/OFF で検出したものである。中段には，脚の振り出し角度を股関節から足先までを結んだ直線と鉛直方向の間で示している。ここでは，左右脚の振り出し角度の他に3つの線が示されているが，それぞれ着床時の利き足が最終的にどれだけ倒れこむかを予測したもの (Estimated-end of dominant-side)



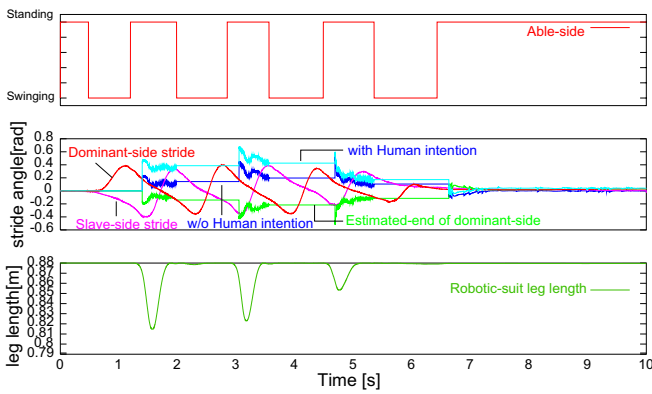


図 10 平坦面歩行推定結果

Fig. 10. Stride estimation result on level ground.

と、利き足の着床時の歩幅のみから次の歩幅を推定したものの (w/o Human intention), 式 (8) による目標歩幅推定したものの (with Human intention) から成っている。

下段には、利き足でない脚の脚長を示したものである。遊脚期に脚長が短くなることや、最短長となる時期が股下直下ではなくやや後方にあることなどが分かる。

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 (8) を用いて目標歩幅を推定してからの歩幅推定に精度向上が見られたということである。特に、歩き出しの歩行状態では歩行速度や歩幅などが不揃いであるにもかかわらず、精度良く推定できているところが特徴的であるといえる。

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行パターンと良好な一致を示していることが確認できる。

本研究では目標軌道生成に関しては詳細な検討を行っていないため、歩幅推定を含めた軌道生成法が今後の研究課題となる。概略としては以下の2点を取り組むことになる。

- 遊脚の自然な屈伸挙動の定式化：歩幅・歩行速度・遊脚所要時間などに依存
- 遊脚の自然な振り出し挙動の軌道生成：最適制御などによるある変数の最適化

6.2 下り坂での推定精度の検証 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。実験結果を図 11 に示す。平坦面での結果と同様に歩き出し一歩目での推定精度が歩幅のみからの推定よりも式 (8) を用いて目標歩幅を推定してからの歩幅推定に精度向上が見られる。

平坦面のみならず下り坂環境でも歩幅推定が精度良く行えることが確認できた。

図中 3 段目の脚長の変化に注目すると、平坦面と坂道では明らかに挙動が違うことが示されている。このような脚長の制御方式をどのように定式化するかが今後の課題である。

6.3 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。

歩行開始一歩目より坂道に入るが、それによる歩幅推定が

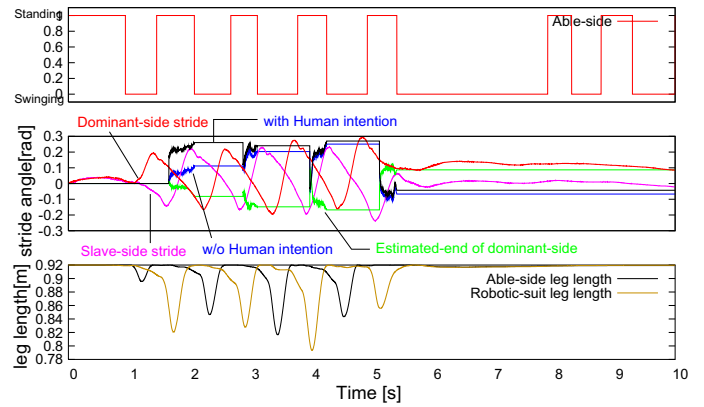


図 11 下り坂歩行推定結果

Fig. 11. Stride estimation result on down slope.

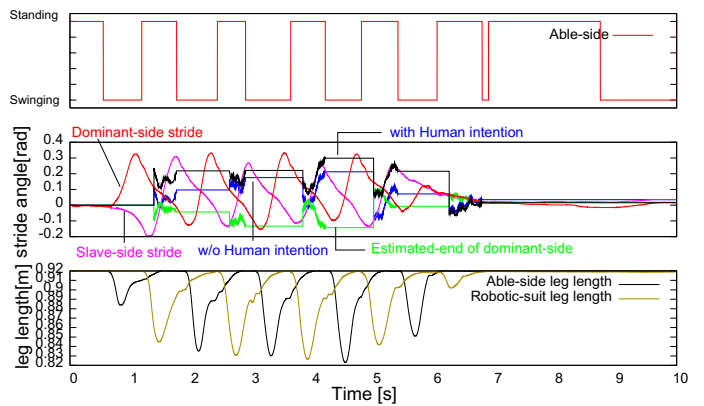


図 12 登り坂歩行推定結果

Fig. 12. Stride estimation result on up slope.

平坦面・下り坂の場合と違い、差が大きくなっている。さらに歩行中期から、歩幅推定値 (with Human intention) が実際の脚振り出し角度 (Slave-side stride) と重なるような結果となっており、着地タイミングの変動がある場合でも推定結果と実際の歩幅が一致するような歩行方法となっている。これは利き脚の足首により何らかの制御が働いていることが考えられる点で興味深い結果である。本節の本題である歩幅推定の精度については実用可能な結果となっていると思われる。

次に、不安定な歩行が発生した場合について歩幅推定がどのような挙動を示すかについて、登り坂でよろめく状況を試みた。

図 13 中 ㊶において意図的に歩幅を大きく着床を行い、後方へのよろめきを発生させた。これにより、㊶での予測処理は平常な場合と異なり利き脚の倒れ込み予測角度 (Estimated-end of dominant-side) は前方に算出され、着床すべき歩幅推定は大きく後方を指し示している。このときに実際に着床した方向は腰位置のほぼ真下となっているが、よろめきを食い止められずに後方へ下がっている。したがって実際に着床した位置は安定な歩行には不適切であり、むしろ歩幅推定に

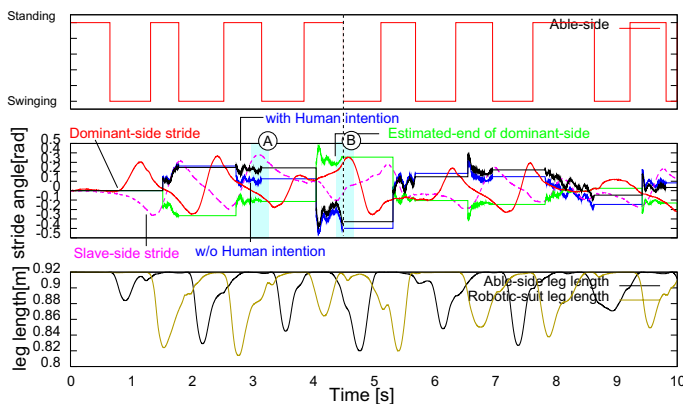


図 13 登り坂でのよろめきの推定

Fig. 13. Stumble gait estimation result on up slope.

よる結果がよろめきを食い止め、安定な歩行へ戻す有効な結果であることが期待できる。

このように、歩行が不安定化するような場合でも本研究で提案する歩幅推定は崩れた歩容を安定な歩行へ修正する役割を果たしており、歩行安定化アルゴリズムと呼ぶ所以である。

以上より、平坦面・坂道での歩幅推定が可能であることが示された。ただし、坂道での歩幅推定は推定変動が平坦面の場合に比べて大きいことも分かっている。今後の課題は、この歩幅推定の変動を小さく抑える工夫を加えることである。測定装具の取り付け方法の改善から身体運動計測の増設など広範囲に渡る。

6.4 階段昇降において 階段昇降は平坦での歩行とは違い、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。

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 15 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(図中の w/o human intention) をそのまま目標値とした場合も示す。

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 15 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、目標歩幅推定(式 8)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。

## 7. まとめ

本章ではヒトの歩行を自作の計測装具を用いて計測し、前

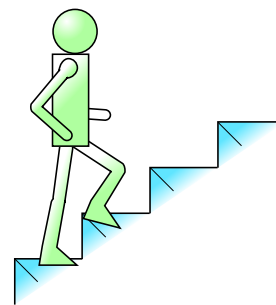


図 14 階段環境での歩行補助の可能性

Fig. 14. Possibility of walking assist on steps.

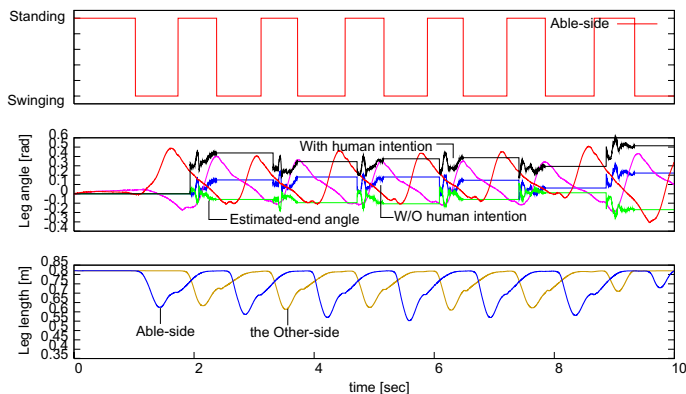


図 15 階段環境：昇り歩行推定結果

Fig. 15. Stride estimation result on steps.

章までに提案した歩行安定化アルゴリズムに基づく歩幅推定との比較を行った。

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のみを考慮し旋回歩行や横方向などの検証は行っていない。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。

## 文 献

- (1) 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.
- (2) 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.
- (3) 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.
- (4) 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.
- (5) 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.