

## 外乱に対する補償動作に基づく歩行安定性の評価

橘 鮎郎<sup>†</sup> 香川 高弘<sup>†</sup> 宇野 洋二<sup>†</sup>

<sup>†</sup> 名古屋大学大学院工学研究科  
〒 464-8603 愛知県名古屋市千種区不老町  
E-mail: a\_tachibana@nuem.nagoya-u.ac.jp

**あらまし** 歩行中の転倒を予防するには、歩行の安定性を評価することが重要である。本研究では、歩行の安定性が外乱後の収束速度に依存するという仮説をたて、この仮説を検証するために外乱後の収束速度に基づいた安定性の評価手法を提案した。この提案法を用いて、シミュレーション実験と歩行計測実験から仮説を検証した。PD 制御ゲインを変えた歩行シミュレーションの結果、安定性が高いほど収束が速いことがわかった。歩行中に外乱を与える実験を行った結果、足首を固定した歩行での収束速度が固定しない歩行よりも遅かった。この収束速度の違いは外乱強度が高いほど顕著だった。このことから、歩行の安定性が外乱後の収束速度に依存するという仮説の妥当性が確認された。また、歩行の安定性を外乱に対する収束速度から評価することが有効であることがわかった。

**キーワード** 歩行, 安定性評価, 外乱, 収束速度

## Evaluation of gait stability based on recovery for perturbation during walking

Ayuro TACHIBANA<sup>†</sup>, Takahiro KAGAWA<sup>†</sup>, and Yoji UNO<sup>†</sup>

<sup>†</sup> Graduate School of Engineering, Nagoya University,  
Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya, 464-8603 Japan  
E-mail: a\_tachibana@nuem.nagoya-u.ac.jp

**Abstract** It is important to evaluate gait stability for preventing falling while walking. We hypothesize that gait stability is depend on the speed of convergence after a perturbation, and propose a method to evaluate stability based on the speed of convergence. We verify the hypothesis from our proposed method with computer simulation and measurement experiments of perturbed walking. Our simulation of walking with different gain of PD controller indicate that the convergence of stable gait was faster than that of unstable gait. Our measurement experiment results indicate that the speed of convergence of normal walking was faster than that of ankle-locked (unstable) walking when a few steps were required to recover perturbed walking. These results suggest that our hypothesis is appropriate and that the proposed method is effective to evaluate gait stability based on the speed of convergence after perturbation.

**Key words** Gait, Stability evaluation, Perturbation, Speed of convergence

### 1. はじめに

近年の高齢化社会において高齢者の転倒が増加している。この問題に対して転倒予防やそのリスク評価に関する様々な研究が行われている [1] [2]。転倒は歩行中に発生することが多いため、歩行の安定性を定量的に評価しリスクアセスメントを行うことで転倒を事前に予防することが可能となると考えられる。そのため、この問題の解決には歩行の動的安定性を評価することが重要である。

先行研究によって、歩行の動的安定性を評価する手法はいくつか提案されている。安定な通常の歩行は定常性を持つことから、歩行の非定常性を調べることで歩行の不安定性を調べるという方法が従来法の基本となる考え方である。Dingwell らは歩行の非定常性を調べる方法として、非線形力学の考え方を導入した [3]。Dingwell らは状態空間内における理想的な定常歩行の軌道は、ある一つの閉曲線（リミットサイクルアトラクタ）を描くと考え、実際の定常歩行で見られるリミットサイクルアトラクタ近傍のばらつきを微小な外乱の影響と捉えている。

よって外乱に対する応答はばらつきに反映されると考え、状態空間中のばらつきから歩行安定性を評価している。これらの評価値として挙げられるのがリアプノフ指数や最大フロケ乗数といった指標である [3]。

一方で、歩行のように多自由度で冗長な全身運動では運動に重要な自由度のばらつきが小さく、重要でない自由度が逆に大きいことが知られている [4]。このことから、運動のばらつきの大きさが必ずしも安定性を表すわけではないと考えられる。すなわち、状態量のばらつきの大小による解析では、ばらつきが大きい時に、A：安定性が低いからばらつきが大きくなる、B：制御に重要な部位ではないからばらつきが大きくなる、といった二通りの解釈が考えられる。また、前述の先行研究で提案された指標で考えるのは実際の歩行サイクル群のばらつきであり、実際の外乱時の応答ではない。よって、微小な外乱に対する応答が実際のスリップなどの外乱に対する応答と同等とみなしてよいか定かではない。

そこで我々は歩行中に実際に外乱を加え、その応答から歩行の安定性を評価することを考える。実際の歩行においては、歩行のバランスを崩したときに、定常歩行への収束が遅いほど転倒しやすいと考えられる。よって本研究では、外乱後に最も定常歩行から乖離した状態から定常歩行への復帰の速さに着目して、歩行の安定性を評価することを考える。

本研究では、外乱後の収束速度が歩行の安定性に依存するという仮説をたて、その仮説に基づいた新しい収束速度の評価手法を提案するとともに、計算機シミュレーションと歩行計測実験から仮説を検証する。仮説の検証には、実験において安定性の異なる歩行の外乱応答を比較する必要がある。本研究では、シミュレーション実験において各関節をPD制御で駆動する歩行モデルを用い、PD制御のゲインを変更することで歩行の安定性に違いを持たせる。また、計測実験においては通常歩行と足首を固定した不安定な歩行を設定することで安定性に違いを持たせる。これらの歩行に対して、スリップに似た外乱を加えその収束速度を提案法を用いて比較し仮説を検証する。その際、従来法による評価も行い、提案法の結果と比較する。

## 2. 歩行安定性の評価手法

### 2.1 リアプノフ指数

リアプノフ指数  $\lambda$  は軌道間の最近傍点間の距離の指数的大増大の速さと定義される [5]。1次元の時系列データを次元埋め込みによって  $n$  次元とし、状態空間を再構築する。

$$Y(t) = [x(t), x(t+T_d), \dots, x(t+(n-1)T_d)] \quad (1)$$

この状態空間内の初期値が最も近いペアにおいて、二つの軌道が乖離していく速度を最近傍距離を用いて考える。最近傍距離は、軌道上のあるデータ点ともう一つの軌道上の距離が最も近くなるデータ点との距離である。計算された時系列最近傍距離を  $d_i(t)$  とする。ここで  $i$  は  $i$  番目のペアを示し、最近傍距離は各  $i$  ごとに計算される。得られた最近傍距離プロファイルの対数を計算したのちに各時間  $t$  ごとに平均する。このプロファイルに対して 0-1 ストライド区間で線形近似した直線の傾きを

$\lambda$  とする。この  $\lambda$  がリアプノフ指数と呼ばれ局所的な軌道の乖離度を示す指標である。これらを式で表すと以下ようになる。

$$\langle \ln[d_i(t)] \rangle = [\lambda]t + c \quad (2)$$

ここで  $\langle \dots \rangle$  は各時間  $t$  ごとの  $i$  の平均を表す。リアプノフ指数が大きな値をとるとき軌道の乖離速度が速いことを表すので、リアプノフ指数が大きいほど不安定であると評価する。

### 2.2 最大フロケ乗数

最大フロケ乗数は微小な外乱による影響を状態空間中のポアンカレ断面における推移で評価するものである。 $k$  番目のポアンカレ断面における状態を  $S_k$  とすると、ポアンカレ断面における状態の写像は

$$S_{k+1} = F(S_k) \quad (3)$$

と書ける。ここで、 $F$  は  $k$  歩目の状態から  $k+1$  歩目の状態への写像であり、非線形関数である。また、外乱のない定常歩行周期上 (リミットサイクル) 上ではポアンカレ断面における状態は常に同じなので、

$$S^* = F(S^*) \quad (4)$$

が成り立つ。式 (3) を局所的に線形化することで、 $S_k$  から  $S_{k+1}$  への変換は次式のように計算される。

$$[S_{k+1} - S^*] \approx J(S^*)[S_k - S^*] \quad (5)$$

リミットサイクルへの収束速度を表すのがヤコビアン  $J$  の最大固有値である。これは最大フロケ乗数と呼ばれ、外乱の影響が次のサイクルまでにどれくらい減少、もしくは増大するかを表している。最大フロケ乗数が小さいほど安定であるとされる。

### 2.3 提案法

我々は非線形力学的な考え方を基にして外乱後の歩行が定常歩行へ収束する速度を評価する。すなわち状態空間において定常歩行をリミットサイクルアトラクタと考え、外乱後の軌道がリミットサイクルアトラクタへ収束する速度を評価する。提案手法の概略図を図 1 に示す。まず定常歩行時の位置計測データからキネマティクスを用いて両膝関節・股関節体幹角度の 4 つの角度を計算した。これを平均歩行周期でスプライン補間して時間を揃えた後に各関節の平均プロファイルを算出した。更にこれを 15 次のフーリエ級数で近似することで、4次元の状態空間において連続な閉ループを生成する。これを歩行のリミットサイクルアトラクタとした。更に、外乱後 8 歩分の計測データに対しても 4 つの身体角度を計算し、状態空間内でリミットサイクルアトラクタとの最近傍距離を計算した (図 1 左)。このとき、歩行のばらつきと変数間の相関を考慮してユークリッド距離ではなくマハラノビス距離で計算を行った (図 1 中央)。

平均  $\mu = (\mu_1, \dots, \mu_p)^T$  とベクトル  $x = (x_1, \dots, x_p)^T$  間のマハラノビス距離は、 $x$  の共分散行列を  $\Sigma$  として

$$d(x) = \sqrt{(x - \mu)^T \Sigma^{-1} (x - \mu)} \quad (6)$$

と表される。この計算で用いられる共分散行列はスプライン補間で歩行周期を揃えられた定常歩行周期のデータから計算さ

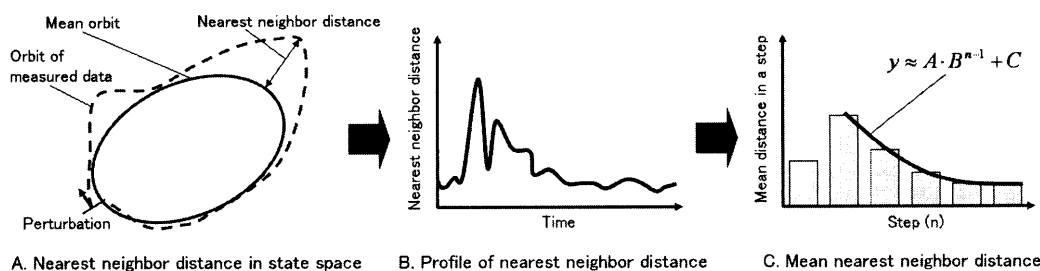


図1 提案法の概略図. A: 平均軌道と外乱後の軌道の最近傍距離の計算. B: A から得られた最近傍距離プロフィール. C: 1 歩ごとの平均最近傍距離と等比級数近似曲線

れた.

外乱後に数歩かけてもとの軌道に復帰する様を近似しやすくするために, 1 歩ごとに最近傍距離を平均した. 外乱後のプロフィールは, 初めに外乱の影響を受けて最近傍距離が増加する部分とピーク後にその影響が減少していく部分とに分かれる. 基本的には外乱後にまず最近傍距離の増加が起こるので, 1 歩ごとに最近傍距離を平均した時, 外乱後の最近傍距離のピークを含むのは 2 歩目以降のピークである. ピーク後の減少から安定性を評価するため, 2 歩目以降のピークから 8 歩目までのプロフィールを以下の式で表される等比数列で近似した. (図 1 右).

$$y(n) \approx AB^{n-1} + C \quad (7)$$

ここで,  $n$  は外乱後のステップ数である. 等比級数の減少速度を表す指数の底  $B$  を収束速度の指標とする. 提案する手法では, この値が小さいほど収束が速く歩行が安定であると評価する.

マハラノビス距離はばらつきやすい点とばらつきにくい点が明確であるときに有効であり, 今回の場合, この距離を用いることによって, 分散が大きい着地時のノイズを抑えるのに有効だと考えられた. また, このようにマハラノビス距離を用いて計算することの利点の一つに, マハラノビス距離の 2 乗が  $\chi^2$  分布に従うことが挙げられる. よってこの方法では 95 %信頼区間を最近傍間距離で表すことが出来る. これにより現在の状態が外乱の影響を受けているか否かを 95 %信頼区間の内か外かで判断できるようになる.

### 3. 実 験

#### 3.1 シミュレーション実験

シミュレーション実験では, 簡単な歩行モデルとして図 2 の 2 リンクの受動歩行モデルを用いた [6]. このモデルの物理パラメータを表 1 に示す. 定常歩行時のこのモデルは, 入力が無い状態においても, 衝突によって減少する系のエネルギーを位置エネルギーから回復させることで一定のサイクルで歩行を行う. また, 外乱時には地面と支持脚の接地点と股関節に PD 制御入力を行うことで定常歩行への復帰をアシストする.  $\theta = [\theta_1 \theta_2]^T$  とすると, 片足支持期の運動方程式は以下のように求まる.

$$M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + g(\theta) = Su \quad (8)$$

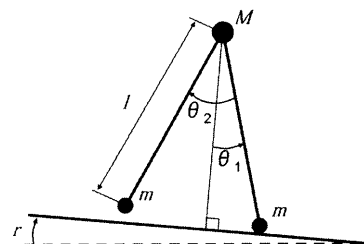


図2 受動歩行モデル

表 1 受動歩行モデルの物理パラメータ

M	1000 [kg]
m	1.0 [kg]
l	1.0 [m]
r	0.009 [rad]

ここで  $M \in \mathbb{R}^{2 \times 2}$  は慣性行列,  $C \in \mathbb{R}^{2 \times 2}$  はコリオリ力と遠心力の行列,  $g \in \mathbb{R}^2$  は重力ベクトルである. また, 式 8 の制御入力ベクトル  $Su \in \mathbb{R}^2$  は,  $K_p, K_d$  を制御ゲインとして

$$u = [K_p \ K_d][\Delta\theta \ \Delta\dot{\theta}]^T \quad (9)$$

で表される. ここで  $\Delta\theta$  は  $\theta$  と目標値との誤差である. このとき用いられる各時刻における目標値は,  $S = [\theta_1 \ \theta_2 \ \dot{\theta}_1 \ \dot{\theta}_2]$  で構成される 4 次元の状態空間中の定常歩行周期軌道 (受動歩行から得られるリミットサイクルアトラクタ) 上で最も現在の状態に近いものが選ばれる. これによって, リミットサイクルアトラクタに最短で復帰しようとする適切な制御入力が見られると考えられる. シミュレーション実験では, 提案法を用いて仮説を検証するため, 安定性に差異のある 3 つの歩行に対して外乱を加える. この歩行の安定性の差異は, 制御入力のゲイン  $K_p, K_d$  を 0, 0.25, 0.5 とすることで与えられた. まず, ゲインの違いによる歩行の安定性の違いを検証するため, シミュレーション歩行における変数  $\dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2$  の初期値を変化させ各制御ゲインでの吸引領域を探索した. 外乱後 8 歩の歩行が継続できることを転倒しない条件として計算した各ゲインでの歩行の吸引領域を図 3 に示す. (0, 0) が外乱の与えられない平衡点であり, 横軸は平衡状態の  $\dot{\theta}_1$  に与えた外乱の大きさ, 縦軸は平衡状態の  $\dot{\theta}_2$  に与えた外乱の大きさである. 図 3 から, 本実験で使用する 3 つの制御ゲインに対してはゲインが大きくなるにつれて吸引領域の大きさも増加していることが分かる. この

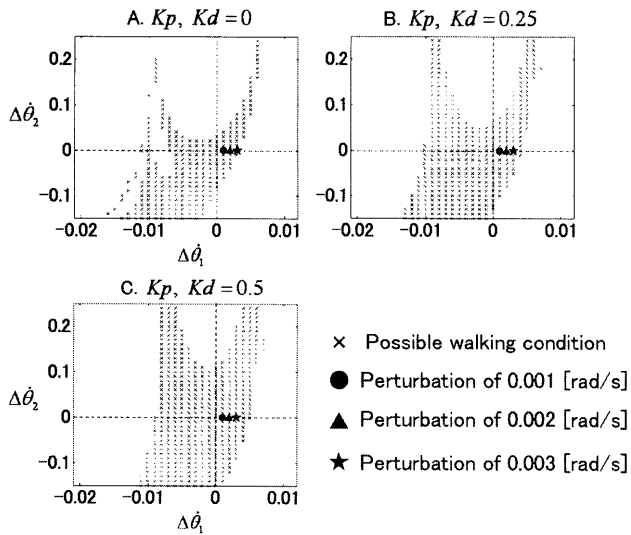


図3 異なる PD 制御ゲインの歩行の吸引領域。A: 位置・速度ゲインが 0 のときの吸引領域。B: 位置・速度ゲインが 0.25 のときの吸引領域。C: 位置・速度ゲインが 0.5 のときの吸引領域。

ことから外乱に対する安定性の大小が本実験で使用する制御ゲインの大小と一致していることがわかる。シミュレーション実験ではこれらの安定性の違う各歩行に対して、3 種類の外乱を与えてその応答を解析する。実験では定常歩行中のモデルに対して遊脚の接地時に  $\theta_1$  の値を変化させることで外乱を与える。これによりモデルは腰部の前方への移動速度を減少させられるので、後方転倒に似た外乱を与えることができる。与えた外乱の大きさは、全ての歩行で外乱に耐えられるように、0.001, 0.002, 0.003 [rad/s] の 3 種類とした。これは図 3 中に丸, 三角, 星マークで示される。

実験から得られた状態変数  $\theta_1, \theta_2, \dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2$  の時系列データを用いて最大フロケ乗数と提案法による評価を行った。

### 3.2 歩行計測実験

提案法を用いて仮説を検証するため、安定性に差異のある二つの歩行を計測した。安定性に差異のある歩行として通常歩行とより不安定と思われる足首を固定した歩行を設定し計測した。足首の固定にはプラスチック製短下肢装具を用いた。実験では計測に 3 次元位置計測装置 OPTOTRAK を用い、両踵, 両踝, 両腰, 両肩の位置を 100Hz で計測した。両足裏各 7 箇所には圧力センサをつけ、足圧を計測した。被験者は健康な成人男性 3 名 (22-27 歳) であり、歩行に関する疾患や障害はなかった。被験者は装具を履いて胸の前で腕を組んだ状態 (図 4 右) と胸の前で腕を組んだ状態 (図 4 左) の二つの条件下で、両足分離型トレッドミル上を定常速度 3.5 km/h で歩いた。足首固定歩行と足首を固定しない通常歩行の計測を行う前には十分に練習を行った。歩行中の外乱は、足圧センサで検知した圧力情報を元に遊脚の接地時にトレッドミルのベルトの速度を 1.2 km/h, 0.9 km/h, 0.6 km/h, 0.3 km/h に落とすことで与えた。このような外乱を与えることで、後方転倒に似た外乱を被験者に与えることが出来る。外乱時のベルト速度は小さいほど

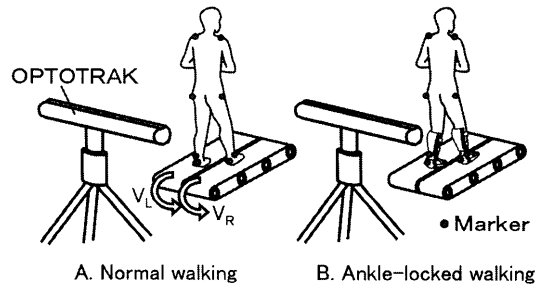


図 4 実験の概略図。A: 通常歩行時は腕を胸の前で組んだ状態でトレッドミル上を歩く。B: 足首固定歩行は短下肢装具を装着した状態で腕を胸の前で組んでトレッドミル上を歩く。

表 2 最大フロケ乗数

PD controller gain	Maximum Floquet multipliers
0	0.5782
0.25	0.5791
0.5	0.5803

定常歩行速度との差が大きく、大きな外乱となる。外乱は左右脚にランダムに加えられた。更に、外乱後は一定周期外乱が入らないように設定し、外乱応答中に別の外乱が与えられることはなかった。

外乱歩行実験中の被験者はトレッドミルを囲むように設置されたフレームに繋がれたハーネスを着用しており、万が一外乱によって歩行の継続が不可能になった場合においても転倒しないように配慮された。なおこのハーネスは歩行に影響を及ぼさないように紐の長さを調節した。本実験は名古屋大学倫理審査委員会の承認を受け、行われた。また実験前に全ての被験者は実験手順の説明を受け、これに同意した。

歩行計測実験は、次の順で行った。

- 1: 足首固定歩行を 5 分間
- 2: 外乱ありの 400 歩の足首固定歩行を 2 回
- 3: 通常歩行を 5 分間
- 4: 外乱ありの 400 歩の通常歩行を 2 回

## 4. 結果と考察

### 4.1 シミュレーション実験結果

#### 4.1.1 最大フロケ乗数による評価

表 2 に各ゲイン毎の最大フロケ乗数を示す。本実験の条件下では制御ゲインが大きいほど安定性が高いので、最大フロケ乗数による安定性比較では制御ゲインが大きいほど値が小さくなることが予想された。しかし、実際に得られた実験結果は反対に制御ゲインが大きくなるほど最大フロケ乗数もわずかに大きくなった。さらに、各歩行に対する最大フロケ乗数の値には大きな違いがないこともわかった。このことより、定常歩行に基づく安定性評価で各歩行の安定性の違いを明確に示すことは難しいことがわかった。

#### 4.1.2 収束速度による評価

図 5 の棒グラフは 1 歩毎の最近傍距離の平均を示す。図中の

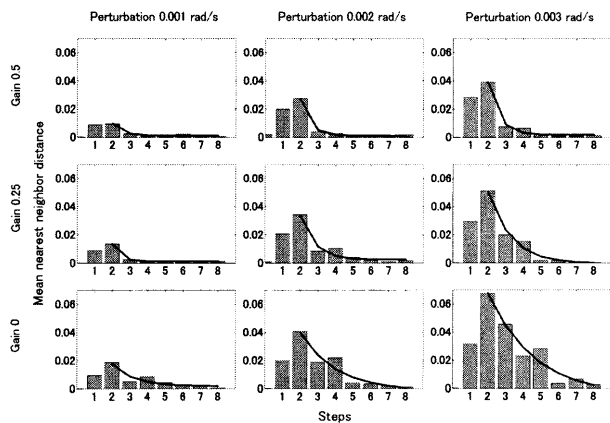


図5 シミュレーション実験における1歩ごとの平均最近傍距離プロファイルと近似曲線

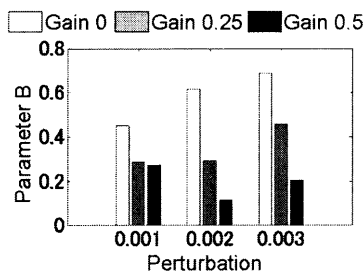


図6 シミュレーション実験の結果(図5の近似曲線)から得られた指数の底  $B$

実線はその等比級数近似曲線である。等比級数による外乱応答の減少部分の近似もよく減少の傾向を表せていることがわかる。外乱後最初のピーク時以降、すなわち2歩目以降に各歩行の差異が明確に現れていることがわかる。また、外乱が大きいくほど応答の差異が明確になっていることもわかる。

図6は図5の等比級数近似曲線の指数の底  $B$  を比較したものである。本実験条件ではゲインが高いほど安定性が高いことがわかっているため、全ての外乱に対して安定性が高いほど収束速度が速くなるという傾向があることがわかる。制御ゲイン0.25, 0.5の歩行の0.001 [rad/s]の外乱に対しては、パラメータ  $B$  の値の差異は微小であったが、より大きな外乱に対しては違いは明確であった。このことから、外乱からの復帰までに数歩を要する様な外乱において、収束速度の差が顕著に現れることが示唆された。

## 4.2 歩行計測実験結果

### 4.2.1 歩行の外乱応答

足首固定歩行、及び通常歩行中に外乱を与えた時の遊脚の応答をスティックピクチャで示したものを図7に示す。この図から、二つの歩行の通常歩行中のステップ幅は同じであるが、外乱時には、同じ外乱に対しても足首固定歩行の方が通常歩行よりステップ幅が小さくなった。すなわち、足首固定歩行の方が通常歩行より外乱の影響を受けやすいことがわかる。よって、実験前に期待した通りに足首固定歩行の方が外乱に対してより不安定になっていることが示唆された。

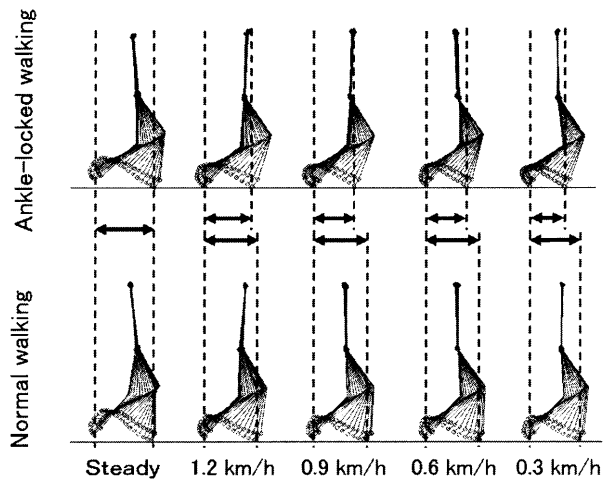


図7 外乱後1歩目の遊脚のスティック線図。上段が足首固定歩行。下段が通常歩行。

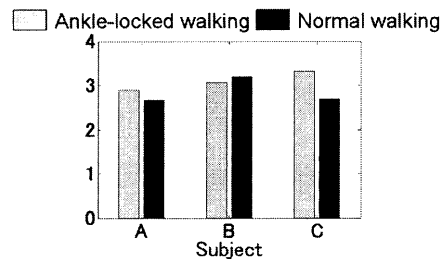


図8 リアプノフ指数

### 4.2.2 リアプノフ指数による評価

3人分の被験者のリアプノフ指数は図8に示す。図8から足首を固定した方が不安定であるという結果が得られたのは3人中2人であった。また指標の違いは小さかった。一貫した傾向を示しにくい点から、定常歩行に基づく従来法による安定性評価で明確な安定性の差異を示すことが難しいことが示唆された。

### 4.2.3 収束速度による評価

図9は、ある被験者の外乱後8歩分の最近傍距離データを1歩毎に平均したものとその等比級数近似曲線である。図中の破線は95%信頼区間である。この図から近似曲線は最近傍距離の減少にフィッティングしていることがわかる。また、外乱応答の差異は外乱後の最近傍距離のピーク以降に明確に現れることがわかる。外乱が大きくなるほど応答の差異は明確になることもわかる。図10に全被験者の等比近似曲線(式7)の指数の底  $B$  を示す。パラメータ  $B$  は外乱後の収束の速さを示すと考えられ、より不安定な足首固定歩行の方が収束が遅くなると考えられた。この傾向が見られたのは、被験者Aで0.6, 0.3 km/hのとき、被験者Cで0.3 km/hの外乱の時であった。この時の共通点として、ピーク後の定常歩行への収束に3歩以上を要していることが挙げられる。このことから、外乱後の応答において最近傍距離のピークから定常歩行への収束に少なくとも3歩を必要とするような大きさの外乱に対して、収束速度による評価は可能であることが示唆される。

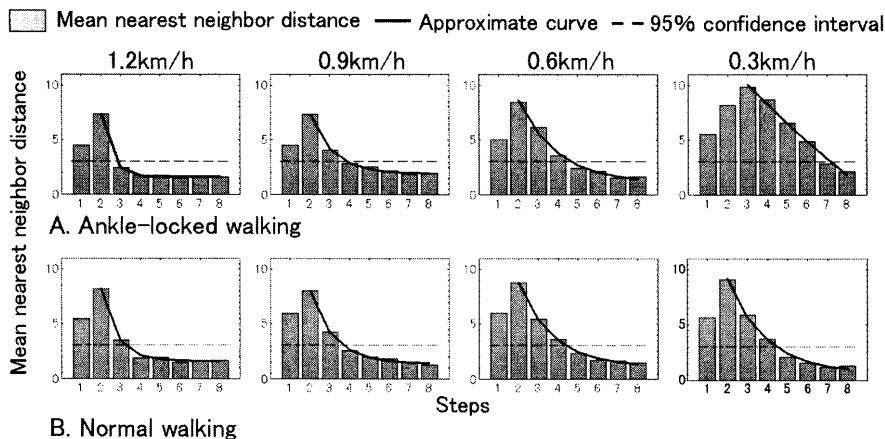


図9 計測実験における1歩毎の平均最近傍距離プロファイルと近似曲線. 図は代表的な被験者の結果である. A: 足首固定歩行. B: 通常歩行.

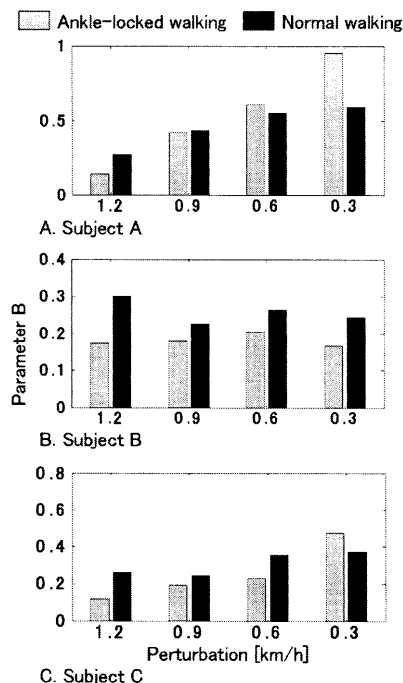


図10 計測実験の結果から得られた指数の底  $B$ . それぞれ, A: 被験者 A. B: 被験者 B. C: 被験者 C. の結果である.

以上の結果からシミュレーション実験から得られた結果と同様に, 従来の定常歩行から得られる安定性評価指標では評価が難しいこと, また外乱後に定常歩行へ収束する速さによる評価が可能であることがわかった. その際, 外乱後の最近傍距離のピークからの収束に2歩以上を要するような大きさの外乱に対する応答を解析することで画一的な結果が得られやすいことも示唆された.

## 5. まとめ

本研究では, 歩行の安定性が外乱後の収束速度に依存するという仮説をたて, この仮説に基づいた安定性の評価手法を提案した. 本研究ではこの仮説をシミュレーション実験と歩行計測

実験を行って検証し, また提案法を用いて安定性を評価した.

シミュレーション実験の結果から, 外乱後の収束速度は安定性が高いほど速くなることがわかった. また, 外乱応答の違いは外乱後すぐの増加部分よりもピーク後の収束部分に明確に現れた. 歩行計測実験の結果から, ピーク後も外乱の影響が残るような条件において安定な通常歩行の方が外乱後の収束が速いことがわかった. また, シミュレーション実験と同様に, 外乱が大きいつきに通常歩行の方が収束が速い傾向が顕著であった.

以上の結果から, 歩行の安定性が外乱後の収束速度に依存するという仮説がシミュレーション, 及び歩行計測実験から妥当であることが示された. また, 提案法が歩行の安定性評価に有効であることがわかった. その際, 収束速度に差が出る程度の外乱を与えることが必要なことがわかった.

## 謝辞

本研究を進めるにあたり貴重な助言をいただいた, 名古屋大学田地宏一准教授に感謝致します. また, 本研究の一部は科学研究費補助金基盤研究 (C) No.23560526 により行われた.

## 文 献

- [1] Takahiro Kagawa, Yu Ohta, and Yoji Uno. State-dependent corrective reactions for backward balance losses during human walking. *Human Movement Science*, p. in press, 2011.
- [2] 平田崇, 福村直博, 宇野洋二. 足元が不安定な場合のヒトの歩行運動解析. 電子情報通信学会技術研究報告, Vol. 98, No. 673, pp. 145-152, 1999.
- [3] Hyun Gu Kang and Jonathan B. Dingwell. Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, pp. 2899-2905, 2008.
- [4] John P. Scholz and Gregor Schoner. The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Exp Brain Res*, Vol. 126, pp. 289-306, 1999.
- [5] Rosenstein M. T. A practical method for calculating largest lyapunov exponents from small data series. *Physica D*, Vol. 65, pp. 117-134, 1993.
- [6] Garcia M. The simplest walking model: Stability, complexity and scaling. *J. Biomech. Eng.*, Vol. 120, pp. 281-288, 1998.