

# 歩行支援機 Tread-Walk 2 の操作性向上のための制御アルゴリズムの構築 —モータ電流値を用いたトレッドミル歩行時の蹴り力リアルタイム推定—

## Motor Current Value based Real-time Estimation of the Anteroposterior Force during the Walking on the Treadmill

○ 中島康貴 (早大) 大木英一 (早大) 安藤健 (早大) 小林洋 (早大) 藤江正克 (早大)

Yasutaka NAKASHIMA, Waseda University  
Eiichi OHKI, Waseda University  
Takeshi ANDO, Waseda University  
Yo KOBAYASHI, Waseda University  
Masakatsu G. FUJIE, Waseda University

**Key Words:** Walk, Treadmill, Motor current value, Anteroposterior force, Tread-Walk

### 1. 序論

近年, 超高齢社会に突入した日本において高齢者の自立した生活は不可欠である. これまで, 研究開発されてきた高齢者用の移動支援の中でも<sup>(1)</sup>, 筆者らは, 日常生活動作の維持, 生活の質の向上の両者を目的とした, 歩行動作を操作に用いる移動支援機器 Tread-Walk 2 を開発している (Fig. 1)<sup>(2)</sup>.

Tread-Walk 2 では, トレッドミル歩行時の蹴り力を力センサではなく, トレッドミル駆動用の DC モータの負荷から推定する, 小型で歩行を拘束しない手法を用いている. さらに, その推定した蹴り力から歩行者の意図する速度を推定する. そして, トレッドミルの上での歩行速度を増幅し, 駆動輪の速度とすることで, 使用者の移動範囲を拡大する.

しかし, Tread-Walk 2 には蹴った力に応じてベルトが回転せず, トレッドミル上で加減速が行いづらという操作性の課題がある. その原因として, 操作入力であるベルトを蹴った力が DC モータの負荷から正確に推定できていないためであると考えられる. そこで, 筆者らはモータ電流値から蹴り力を正確に推定する手法として, ベルト摩擦などトレッドミルへの負荷をモデル化し, 蹴り力の推定を行なってきた<sup>(3)</sup>. しかし, これまでは, 摩擦力のモデル化に必要な垂直方向の床反力に, 床反力計で計測した値を使用していたため, リアルタイムに蹴り力を推定し, その値を用いて制御を行なうことは困難であった.

そこで, 本稿の目的をモータ電流値によるリアルタイムな蹴り力の推定とする. 具体的には, トレッドミル歩行時の摩擦力のモデル化に必要な垂直方向の床反力に, 床反力計で計測した値ではなく, モータ電流値から歩行相を推定し, その推定した立脚期に体重を負荷量とする方形として近似を行なった.

### 2. モータ電流値を用いた蹴り力リアルタイム推定

Tread-Walk 2 のトレッドミルは, 歩行を行うベルトの回転軸がギアボックスを通して, トレッドミルを回転させる DC モータに接続されている. そのため, トレッドミル歩行時に蹴り力が付加されると, DC モータの負荷電流値が変化し, この周期的に変化する電流値を計測することが可能である (Fig. 2). しかし, 計測される電流値は, 蹴り力

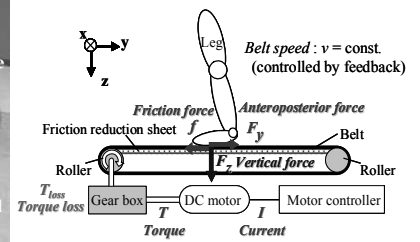
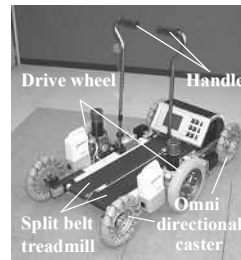


Fig. 1 Tread-Walk 2 Fig. 2 Mechanical model of treadmill

による電流値の変化だけでなく, トレッドミル歩行時に発生する摩擦による電流値の変化も含まれている. そこで, 本研究では電流値に影響を及ぼす主要な摩擦のモデル化を行い, 電流値の変化から除くことで, 蹴り力を推定する手法を構築している<sup>(3)</sup>.

これまで著者らは, 主要な摩擦の一つである, 回転するベルトと歩行板との間に発生する摩擦力のモデルに必要な垂直方向の力に床反力計の値を用いていた<sup>(3)</sup>. しかし, 大型化, コスト, リアルタイム性を考慮し, 今後は床反力計を用いない新たな手法を確立する必要がある.

高齢者の平地歩行時の垂直方向の床反力の波形は二峰性でなく, 台形パターンを示す<sup>(4)</sup>. また, 歩行時の床反力は歩行速度によっても, その波形が大きく変化する<sup>(5)</sup>.

そこで, 垂直方向の床反力の波形を, 立脚期に体重と同等のパラメータを付加させ, 方形波と近似する新しい手法を提案する. その際に必要な歩行相推定技術として, 小型かつ歩行を拘束しない手法である, トレッドミル歩行時のモータ電流値の変化から推定する手法を用いた<sup>(6)</sup>.

本研究では, モータ電流値から推定した立脚期に, 体重を負荷量とする方形として垂直方向の床反力波形を近似する手法を用いて, モータ電流値から蹴り力のリアルタイム推定を行う.

### 3. リアルタイムに推定した蹴り力の精度検証実験

#### 3-1 実験目的

前章で述べた垂直方向の床反力の近似手法と先行研究<sup>(3)</sup>で構築したトレッドミル歩行時の摩擦モデルを用いて, モータ電流値からリアルタイムに蹴り力の推定を行い, その精度検証を目的とする.

### 3-2 実験手法

モータ電流値からリアルタイムに推定した蹴り力の精度検証として、床反力計を用いて計測した蹴り力との比較を行う。本実験では、Tread-Walk 2 から駆動輪を除いた、歩行面として必要なトレッドミル部のみを用いて行った。トレッドミル歩行時の左右足の蹴り力を独立して計測するために、床反力計 (AMTI 社製, OR6-7 2000) 上に、左右分離型のトレッドミルを配置した (Fig. 3)。実験条件は、高齢者の平均歩行速度である 2.0[km/h] を基準とし、1.0, 1.5, 2.0[km/h] の計 3 条件の一定速度で回転しているトレッドミル上の歩行とした。1 歩行周期や実験回数によるばらつきを含めた十分な実験結果として扱うために、10 歩行周期分のデータを 1 回の計測とし、各速度につき 3 回計測を行った。本実験では、身長や体重が大きく異なる 20 代の健常男性 2 名を被験者 A (175[cm], 83[kg]), B (166[cm], 61[kg]) とした。被験者には実験の内容をあらかじめ説明し、参加の同意を得て、実験を行った。また、安全面を考慮し、手すりをもちながらの歩行とした。

### 3-3 実験結果

2.0[km/h]におけるモータ電流値から推定した蹴り力と床反力計から計測した蹴り力を比較した被験者 A の結果を Fig. 4 に示す。左右両足において同様な傾向が見られたので、右足の結果についてのみ記載する。この結果から、波形パターンは同様の傾向を示すが、踵接地時とつま先離地時では誤差が大きくなっていることが分かった。その最大誤差は被験者 A では  $1.2 \times 10^2$  [N]、被験者 B では 97[N] となり、RMS 誤差は 33[N] と 21[N] となり、特に、被験者 B に比べて体重が大きい被験者 A では、誤差が大きくなっていることが分かった。

### 3-4 考察

リアルタイムに推定した蹴り力の誤差の波形と蹴り力を推定するために今回用いた垂直方向の床反力を近似した波形を Fig. 5 に示す。この結果から、今回電流値から推定して用いた立脚期は、床反力計より計測された実際の立脚期と比べて 0.20[s] 程度遅れており、その間に蹴り力の誤差が特に大きくなっていることが分かる。そこで、この遅れの影響を除いて、蹴り力の推定精度を検証するために、実験データ上で遅れを手動補正し、その値を用いて推定した蹴り力の RMS 誤差と歩行速度との関係を Fig. 6 に示す。

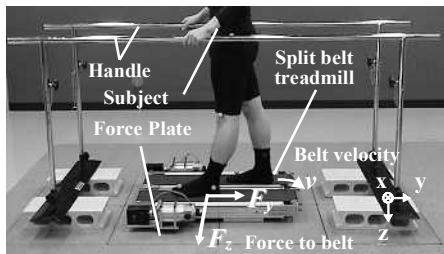


Fig. 3 Photograph of experiment

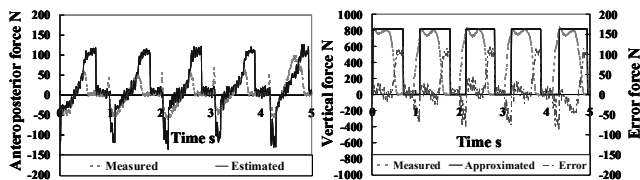


Fig. 4 Measured and Estimated Fig. 5 Vertical force and Error

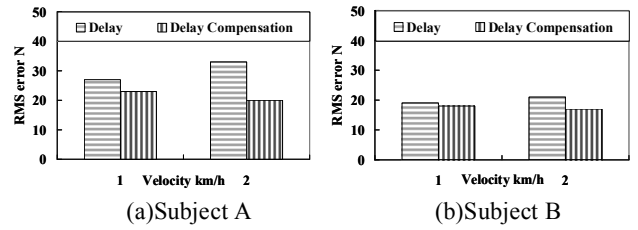


Fig. 6 RMS error and Velocity

この結果から、遅れの影響を除くことで、2.0[km/h]においては、被験者 A, B とも推定した蹴り力の RMS 誤差が大きく減少し、精度の向上が見られたが、1.0[km/h]では RMS 誤差は大きく減少しなかった。1.0[km/h]では立脚期推定の遅れによる影響よりも、方形近似した垂直方向の床反力による影響が大きかったと考えられるため、今後は歩行速度に応じた垂直方向の床反力近似手法についても検討を行う。

### 4. 結言

歩行動作を操作に用いた、高齢者用の歩行支援機 Tread-Walk 2 における、操作性向上のための制御アルゴリズム構築の第一段階として、制御に用いられているモータ電流値から操作入力である蹴り力をリアルタイムに正確に推定する手法を提案し、その精度検証実験を行った。身体パラメータが異なる若年健常者 2 名において、同様な波形パターンが得られたが、モータ電流値から推定した立脚期の遅れのため、踵接地時とつま先離地時に誤差が見られた。しかし、歩行速度によっては、今回用いた立脚期の遅れを除くことで、蹴り力の推定精度が向上することが分かった。

今後は、高齢者を被験者とした実験を行い、提案した手法の有効性を検証する。また、今回推定した蹴り力に応じて、ベルトの目標速度に増幅する制御アルゴリズムの構築を行う。

### 謝辞

本研究の一部は、文部科学省グローバル COE プログラム「グローバルロボットアカデミア」、文部科学省科研費基盤研究 A(20240058)、基盤研究 B(21300212)、慢性疾患・リハビリテーション研究振興財団の支援を受けて行なわれた。

### 参考文献

- (1) H. Kawamoto, et al., "Power Assist Method for HAL-3 using EMG-based Feedback Controller", Proc. of Int'l Conf. on Systems, Man and Cybernetics, pp. 1648-1653, 2003..
- (2) Y. Kaneshige, et al., "Development of New Mobility Assistive Robot for Elderly People with Body Functional Control-Estimation walking speed from floor reaction on treadmill-," Proc. of the IEEE/RAS-EMBS, pp. 79, 2006..
- (3) 中島康貴ら, "歩行支援機 Tread-Walk 2 の操作性向上のための制御アルゴリズムの構築-モータ電流値からの蹴り力推定-", 第27回日本ロボット学会学術講演会, 1C2-04, 2009..
- (4) 真家 and 生ら, "床反力からみた歩行の加齢変化", 理学療法, vol. 11(4), pp. 267-276, 1994..
- (5) 窪田俊夫ら, "歩行障害の診断・評価入門", pp. 83-85., 1997..
- (6) E. Ohki, et al., "Treadmill Motor Current Value Based Walk Phase Estimation", 2009 IEEE EMBC 2009, pp. 7131-7134, 2009..