

インテリジェント短下肢装具の歩行速度に合わせた足関節底屈制御法の提案  
**Proposal of plantar flexion control of ankle for  
Intelligently Controllable Ankle Foot Orthosis**

○弘平谷友隆\*, 菊池武士\*, 谷田惣亮\*\*, 安田孝志\*\*\*  
Tomotaka Koheiya\*, Takehito Kikuchi\*, Sosuke Tanida\*\*, Takashi Yasuda\*\*\*

\*山形大学, \*\*佛教大学, \*\*\*滋賀医療技術専門学校  
\*Yamagata University, \*\*Bukkyo University, \*\*\*Shiga school of Medical Technology

**キーワード** : 短下肢装具 (Ankle Foot Orthosis), 歩行制御 (Gait control),  
歩行解析 (Gait analysis), 底屈 (Plantar flexion), MR 流体 (MR Fluid)

**連絡先** : 〒992-8510 山形県米沢市城南 4 丁目 3-16 山形大学大学院 理工学研究科  
菊池武士, Tel & FAX : 0238-26-3892,  
E-mail : t\_kikuchi@yz.yamagata-u.ac.jp

## 1. 緒言

近年下肢に障害を持つ患者が増加傾向にあり, 下肢機能障害者の歩行補助には短下肢装具が多く使用されている. 一般的な短下肢装具はプラスチックによる足関節の固定が主用途となっており, 健常者に近い歩行を行うことは困難である.

健常者により近い歩行を実現するために, 足関節まわりのトルクを動的に制御できる制御型短下肢装具の研究も活発にされており, 現在課題となっているのは健常者の歩行に近い歩行制御モデルの構築である.

我々は先行研究で MR 流体ブレーキを搭載した制御型短下肢装具(i-AFO)を開発し, 歩行速度と立脚初期の足関節の底屈速度に相関があることを確認した. また, この相関関係から事前に入力した歩行速度に応じた底屈制御を行うことに成功した<sup>1)</sup>. しかしこの形式では歩行速度の変化には対応できない. よって本研究では i-AFO による歩行速度推定と, 歩行速度に合わせた底屈速度等の制御パラメータの自動設定を実現し, i-AFO の着用による歩行の改善を検証する.

## 2. 歩行状態判別

i-AFO にはポテンショメータと加速度センサが搭載されており, センサからの情報により歩行状態を判別する. 歩行時に片足の踵が接地してから再び踵が接地するまで

が 1Stride である. 歩行制御を行うために 1Stride を 3 つの State に分割した(Fig.1). State1 の立脚初期に底屈制御が行われ, State3 の遊脚時には背屈保持が行われる.

State と足関節角度を Fig.2, State と加速度を Fig.3 に示す. 横軸は歩行状態を表しており, IC を 0%とし, 1Stride で 100%となる. State1 にて初期接地後, 足関節の回転方向が底屈方向から背屈方向に変化した時を State2 の開始と判定する. State2 にて背屈を続けた足関節が底屈方向に変化し始めたときを State3 の開始とする. 踵接地時に大きな加速度が検出されるが, HO 時にも一定の加速度が検出されるため, 閾値(Fig.3 中の一点鎖線)を設け, 加速度が閾値を超えたときを State1 の開始とする.

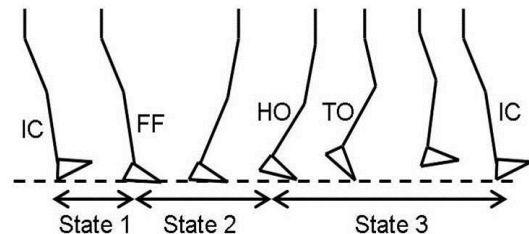


Fig.1 Walking condition of 1 Stride

## 3. 歩行速度推定

i-AFO には直接歩行速度や歩幅を測定するセンサは搭載されていない. よって次の

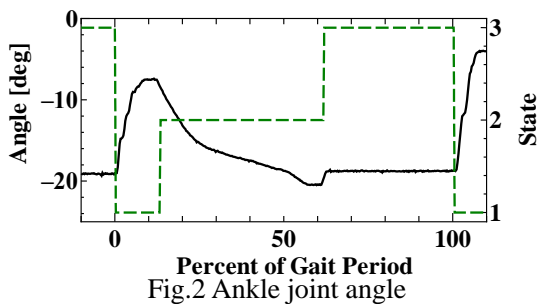


Fig.2 Ankle joint angle

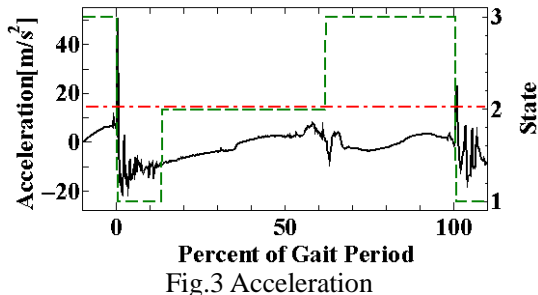


Fig.3 Acceleration

方法により歩行速度の推定を行う。

先行研究において、底屈速度と歩行速度に相関関係があることが確認された<sup>2)</sup>。また、歩幅と歩行速度にも比例関係があることが判明している<sup>3)</sup>。しかし i-AFO は左足のみに着用するため、測定可能なのは 1Stride の歩行周期となる。よって、Stride 長と歩行速度の関係と 1Stride の歩行周期の関係から歩行速度を推定する。

Stride 長を  $L$ [m]、歩行速度  $V$ [m/s] とおく。歩幅と歩行速度を直線近似すると、

$$L = aV + b \quad (1)$$

(ただし  $a, b$  は個人によって決定する定数)

となる。

また、1Stride の歩行周期  $P$  [s] は、

$$P = L / V \quad (2)$$

と書ける。

(1)を(2)に代入して、速度についての式にすると、

$$V = \frac{b}{P-a} \quad (3)$$

となる。

以上より(1)式の傾き  $a$ [s] と切片  $b$ [m] を③式に代入することで、歩行速度  $V$ [m/s] が推定できる。

## 4. 歩行計測実験

### 4.1 被験者

被験者はギランバレー症候群の男性 1 名 (年齢 39 歳, 身長 183.0 cm, 体重 83.0 kg) である。被験者はギランバレー症候群の後遺症により両下肢抹消部の随意運動が困難であり、足関節は弛緩性麻痺を呈している。日常生活においてはプラスチック製 AFO を装着しているが、装具非着用時の歩行は下垂足となっている。

## 4.2 実験方法

### 4.2.1 実験環境

実験環境を Fig.4 に示す。実験時の計測は i-AFO 本体と 3D モーションキャプチャー Optitrack を使用した。また、ナックイメー ジテクノロジー社製の筋骨格解析ソフト nMotion を使用して解析を行った。

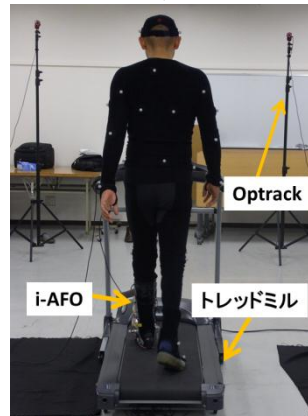


Fig.4 Experiment environment

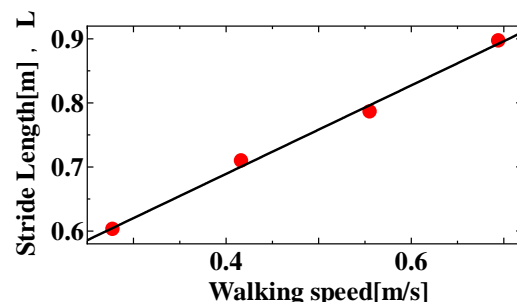


Fig.5 Walking speed vs. Stride length

### 4.2.2 予備実験

3 章で示した通り、歩行速度推定には歩行速度と Stride 長の直線近似式が必要である。この比例関係には個人差があるため、より正確な歩行速度推定を目指し、被験者の各歩行速度における歩幅を計測した。計測は普段被験者が使用しているプラスチック装具を着用した状態でトレッドミル上を歩行してもらい、歩幅はキネクトを使用して計

測した。計測は歩行速度 2.5 km/h, 2.0 km/h, 1.5 km/h, 1.0 km/h の 4 種で行った。

歩行速度ごとの Stride 長の実験値が Fig.5 中のプロットである。これらの値を直線で結び、歩行速度を推定するための傾きと切片を求めた。

#### 4.2.3 平地での計測実験

装具非着用時ではトレッドミル上での歩行は危険なため、平地での歩行計測実験を行う。平地歩行では正確な歩行速度を計測することが困難であるため、メトロノームに合わせて一定周期で歩行する。歩行周期 41 Stride/min, 49 Stride/min, 55 Stride/min の 3 種を 3 回ずつ計測した。

#### 4.2.4 トレッドミル上での計測実験

i-AFO は制御が安定するまでに一定の助走を必要とするため、トレッドミル上で計測を行う。計測は歩行速度 2.5 km/h, 2.2 km/h, 1.9 km/h, 1.6 km/h, 1.3 km/h, 1.0 km/h の 6 種を 3 回ずつ計測した。

### 5. 実験結果

Optitrack より計測した左足についての実験データを示す。計測時間は 3.1 s とし、底屈方向を正とする。グラフ中の破線は踵が接地した時間、一点鎖線はつま先が接地した時間、二点鎖線は踵が離地した時間を表している。

#### 5.1 実験結果(装具非着用)

平地での計測実験結果を以下に示す。データは歩行周期 41 Stride/min(=歩行周期 1.46 s)のものである。足関節角度を Fig.6 に、角速度を Fig.7 に示す。

足関節角度について見てみると、State1 (点線と一点鎖線間)が極めて短く、脚がほぼ水平に接地していることがわかる。また、踵離地後に足の上昇に伴い底屈が大きく増加している。また、踵離地後の底屈の増加に伴い角速度も大きく増加していることがわかる。

#### 5.2 実験結果(装具着用)

トレッドミル上での計測結果を以下に示す。データは歩行速度 1.6 km/h(=歩行周期 1.44 s)のものである。推定歩行速度を Table.1 に、足関節角度を Fig.8 に、角速度を Fig.9 に示す。Fig.9 中の水平方向の破線は目標角速度を表している。目標角速度は

Table.1 Estimation Walking speed length

トレッドミルでの歩行速度[km/h]	推定歩行速度[km/h]
1.0	1.34
1.3	1.39
1.6	1.96
1.9	2.25
2.2	2.52
2.5	2.71

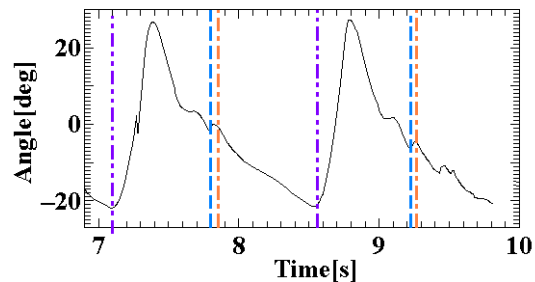


Fig.6 Ankle joint angle (Barefoot)

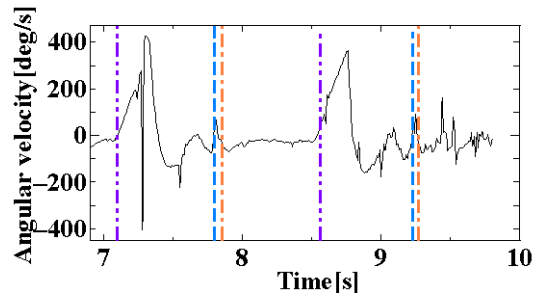


Fig.7 Angular velocity (Barefoot)

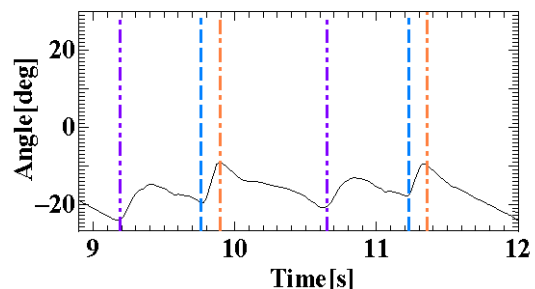


Fig.8 Ankle joint angle (i-AFO)

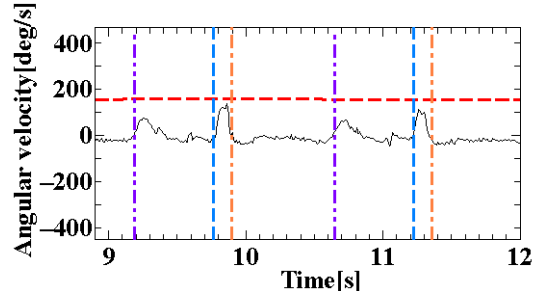


Fig.9 Angular velocity (i-AFO)

歩行速度に合わせて自動設定され、その値

に近づくように State1 において i-AFO が底屈制御を行っている。

歩行速度と推定歩行速度には最大 0.3 km/h ほどの速度差が発生してしまい、特に低速域での推定が悪いことがわかる。足関節角度は過度の底屈が抑えられ、State1 が一定間隔で確認できるようになっている。角速度は全体として抑えられ、State1 において目標値に近づくように底屈制御が行われていることが確認できる。

## 6. 考察

5 章における計測データの比較により、i-AFO の着用による過度の底屈の防止と歩行速度に合わせた底屈制御が行われていることが確認できた。

底屈制御により歩行が改善されたのか評価するため、nMotion により体幹の筋を比較する。装具非着用・着用時の胸最長筋の推定筋張力をそれぞれ Fig.10, Fig.11 に示す。胸最長筋は脊柱に沿って存在する筋で、歩行時の姿勢の維持に貢献している。

装具非着用時では、左右の足の遊脚期に推定筋張力が発生している。これは無理な下半身の持ち上げの際に発生したものと考えられる。着用時では、非着用時と同じタイミングで推定筋張力が発生しているが、その大きさは 1/3 程度となっている。このことから装具の着用により歩行姿勢が改善されたといえる。また、被験者の感想として、i-AFO の着用によりプラスチック装具と比較して歩きやすくなったとの意見も頂いた。

しかしながら胸最長筋の改善は一般的な装具の着用によっても実現可能であると考えられるものであるため、i-AFO による歩行制御によって改善されたとは言いがたい。定量的に歩行改善を評価できる方法を発見し、歩行改善の指標を作成することが今後の課題となる。

## 7. 結言

i-AFO による歩行速度に合わせた足関節底屈制御を実現し、歩行改善評価のため歩行計測実験を行い、計測結果から i-AFO の着用により歩行速度に合わせた底屈制御が実現できていることと、歩行の改善が確認できた。

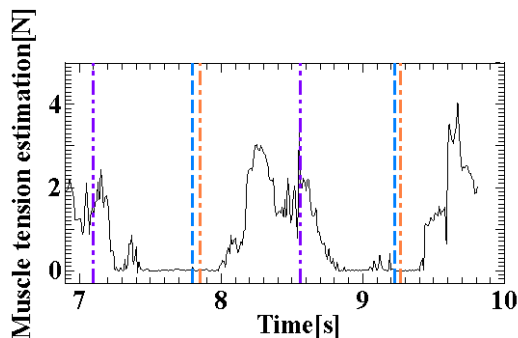


Fig.10 Longissimus thoracis (Barefoot)

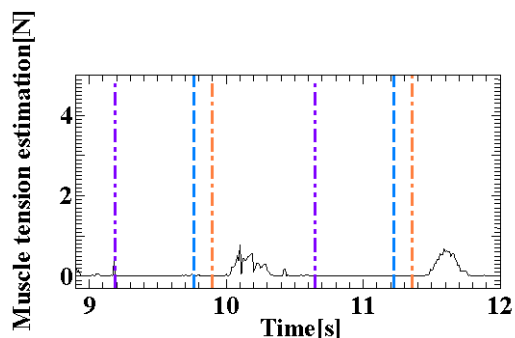


Fig.11 Longissimus thoracis (i-AFO)

## 謝辞

本研究の一部は、科学研究費補助金、およびメカトロニクス技術高度化財団の助成を受けて実施した。ここに記して感謝の意を表する。

## 参考文献

- 1) Takehito Kikuchi, Sosuke Tanida, Development of Third-Generation Intelligently Controllable ankle Foot Orthosis with Compact MR Fluid Brake, Proceedings of 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.2209-2214, 2010
- 2) Takehito Kikuchi, Toshimasa Tanaka, Akihito Shoji, Sousuke Tanida, Morimasa Kato, Gait measurement system to develop control model of intelligently controllable ankle-foot orthosis, Proceedings of the 2011 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII2011), pp.124-129,2011
- 3) Jhon H. Challis, Karl M. Newell, Walking speed influences on gait cycle variability, Gait & Posture volume 26, pp.128-134