

制御型短下肢装具の歩行制御モデル開発のための基礎的検討

Basic study on development of control model for intelligently controllable ankle-foot orthosis

○菊池武士 (山形大) 莊司彰人 (山形大) 田中利昌 (山形大)

増田恭伸 (山形大) 谷田惣亮 (佛教大)

Takehito Kikuchi, Akihito Shoji, Toshimasa Tanaka, Yasunobu Masuda, Yamagata University
Sousuke Tanida, Bukkyo University

Abstract: We have developed several types of intelligently controllable ankle-foot orthosis (i-AFO). In the previous report, we discovered that the rotational velocity of planter flexion of foot during initial contact to foot flat shows a significant relationship with walking speed of a patient who suffering from flaccid paralysis in his ankles. This fact has a potential to use as a control model for the i-AFO. In order to confirm it for more numbers of subject, we conducted gait experiments for healthy subjects. We developed a new measurement system that can realize (1) the phase detection of gait, (2) measurement of ankle angle, (3) that of step length, and (4) that of stride width, simultaneously. Experimental results show that periods of initial contact to foot flat doesn't correlate with walking speeds. Additionally, the rotational velocity of planter flexion of foot during initial contact to foot flat depends on walking speeds, step lengths and angles of planter flexion.

Additionally, we proposed a new structure for an adjustable lot which can be used as an adjustable part of AFO.

Key Words: Ankle-Foot Orthosis, step length, stride width, gait analysis, turnbuckle

1. 諸言

脳卒中をはじめとして、さまざまな疾患により下肢機能に障害を持つ多数の患者がいる。歩行動作は日常生活活動(ADL)の自立にとって、また生活の質(QOL)を向上させるものとして重要な要素である。そのため臨床では、歩行を補助するものとして、様々な装具が開発されている。なかでも短下肢装具(Ankle foot orthosis: AFO)は歩行補助としてよく使用されており、近年、電子制御によって足関節トルクを制御可能な短下肢装具の研究が多数報告されている。例えば、MITで開発されたAAFOがある⁽¹⁾が、アクチュエータを用いた動的な装具の場合、機器の大型化と重量の増加が問題となる。そこで我々は、MR流体を用いたコンパクトMR流体ブレーキ(Compact MR Fluid Brake: CMRFB)を開発し、これを用いた制御型短下肢装具(Intelligently controllable ankl-foot orthosis, i-AFO)を開発した⁽²⁾。MRブレーキは磁場の印加により高速にせん断応力を制御できるMR流体を利用したブレーキであり、構造が簡単で軽量化・小型化が可能、消費電力が少ない、動作音が小さい、電流で制御するため応答が速い、といった利点がある。

我々は先行研究で、ある被験者において歩行速度と足関節の立脚初期の底屈速度に相関関係があることを確認した⁽³⁾。この相関関係を i-AFO の歩行制御モデルに活かすことにより、歩行速度に合わせた最適な歩行を実現できる可能性がある。

そこで本研究では歩行速度と立脚初期の底屈速度の関係、並びにその他の歩行パラメータの関係性を評価するために、フットスイッチ、電気式ゴニオメータ、Kinect センサを応用したセンサシステムを開発し、健常者において歩行実験を行ったので報告する。また、複数の被験者において制御型装具の実験を実現するための継手軸の位置を被験者ごとに調整可能な関節軸調整可能短下肢装具についても述べる。

2. 制御型短下肢装具(i-AFO)の制御方式

図1に人の通常歩行の歩行状態を示す⁽³⁾。対象とする足

のかかとが接地してからつま先が接地して足が地面に対してフラットになるまでを本稿では立脚初期(Initial contact, IC)からFoot flat, FF)もしくはPhase 1と定義する。また、足が完全に地面から浮いて次のかかと接地まで遊脚期(Swing phase)と言い、Phase 4と定義する。既報で開発したi-AFOにおいては、

1. Phase 1において適切な速度でつま先が過度に底屈することを制御することにより、適度な体重移動と膝折れ防止を実現し、
2. Phase 4においてつま先の底屈をブレーキで防止し、地面とつま先の十分なクリアランスを確保することを基本機能とした。ここで、上記の后者は速度目標値を零として速度フィードバックすることで容易に実現可能であるが、前者に関して適切な制御目標値がわかっていなかった。本稿の目的の一つは、まず健常者の歩行において歩行速度とPhase1(立脚初期)の底屈速度を調査し、そのi-AFOの制御モデルとして有効な情報が得られるかどうかを検証することである。

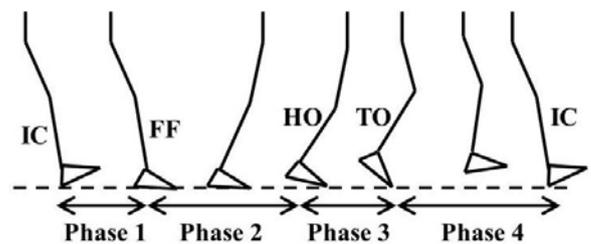


Fig. 1 Gait cycle

3. 歩行分析システム

3-1 脚位置計測センサ

Microsoft Kinect センサTMは、RGB カメラを1つ、赤外線測長センサを1つ、赤外線発信部を1つ持ち、センサの前投影面における2次元の距離情報を取得できることから人の動作解析にも有効なセンサとして使用できる。筆者

らは既報⁽⁴⁾にて、この Kinect センサを用いた脚位置計測アルゴリズムを開発し、実験的にその有効性を検証した。本稿でも同様の計測法を利用する。このセンサを用いることにより、歩行中の歩幅 (Step length) と歩隔 (Stride width) をマーカ等の目印なしでリアルタイムに計測することができる。

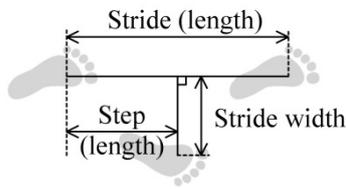


Fig. 2 Step length and stride width

3-2 フットスイッチ

本稿ではフットスイッチとして株式会社東京センサ製のクリックスイッチを使用した。ジャイロや加速度計を利用した歩行状態判別に関する研究は多く行われているが、すべて推定値であり、立脚初期は一歩行周期の1割に満たない短期間の現象であるため、上記の推定方法では誤差が大きいと判断した。そこで本稿ではスイッチによる直接的な計測を用いた。

図3にスイッチの貼付位置を示す。また、図4にスイッチのための電気回路を示す。スイッチはかかとに一つ、つま先 (MP 関節下部) に二つ貼付し、つま先のスイッチはどちらか一方でも踏まれれば接地判定できるようにした。各スイッチの OFF(0)/ON(1)状態と図1の各 Phase の関係を表1に示す。

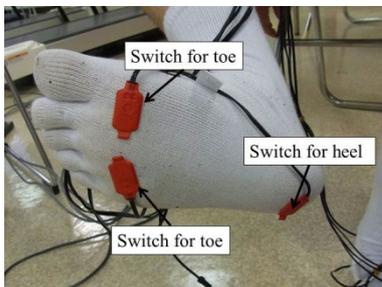


Fig. 3 Position of foot switch

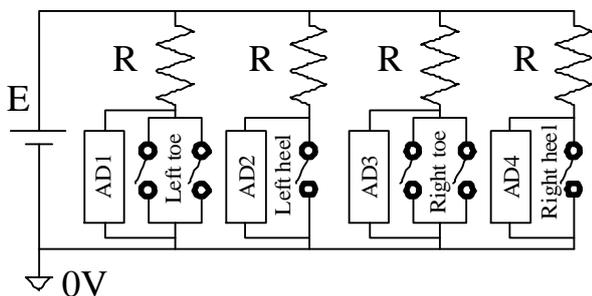


Fig. 4 Electric circuit for foot switches

Table 1 Relationship between pattern of switch outputs and gait phase of Fig.1

Toe	Heel	Phase
0	1	Phase 1
1	1	Phase 2
1	0	Phase 3
0	0	Phase 4

3-3 ゴニオメータ

左右の足関節角度を計測するために、電気式ゴニオメータ SG110 及び Flexible Goniometer System (Biometrics 社製) を使用する。

3-4 全体システム

上記3種のセンサからの情報を1つのラップトップ PC に入力し、これらの情報を同期して計測するためのシステムを開発した。Kinect の計測周期は約 30Hz であり、その他のセンサの計測周期は 1kHz である。センサ系全体の信号図を図5に示す。

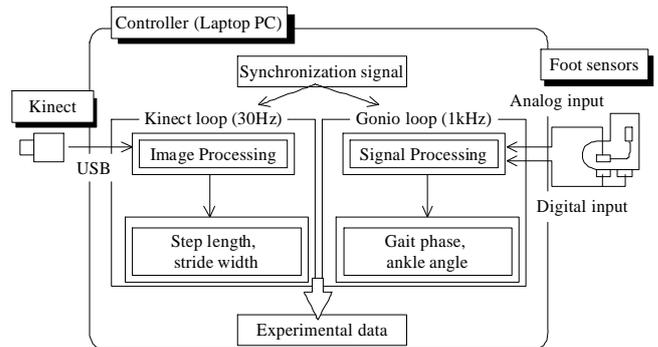


Fig. 5 Signal flow of sensor system

4. 歩行実験

4-1 実験方法

被験者 (健康男性 3 名, 22-32 歳) にトレッドミル上で歩行してもらい、上記のセンサシステムにて計測実験を行った。図6に実験の様子を示す。トレッドミルの歩行速度の設定は 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 3.5, 4.0km/hour の7条件として、各歩行速度に対して10歩行周期の歩行計測を各3回ずつ実施した。

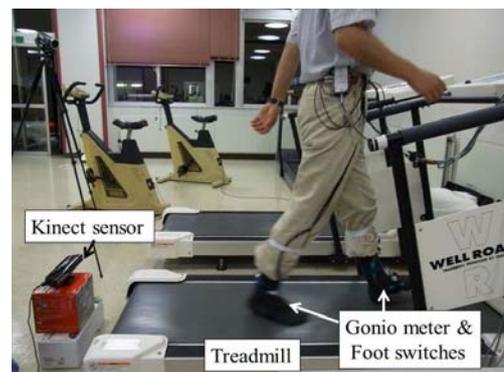


Fig. 6 Environment for measurement

4-2 解析方法

図7および8に実験によって取得される計測データのグラフを示す。図7はフットセンサシステム (ゴニオメータとフットスイッチ) による取得情報である。フットスイッチの情報 (表1参照) より、各歩行周期における立脚初期 (Phase1) の期間 (t_{ic} [s]) を得る。また、この期間の底屈方向の平均速度から平均底屈速度 (ω_{ic} [deg/s]) を得る。

図8は Kinect センサによる計測データである。Kinect データにより得られた右足までの距離と左足までの距離の差を実線で示す。この曲線は一歩行周期の間に一周の変動を示すが、正の最大振幅は右足が左足に対して最大の前進

をした状態であり、これを右足が前の状態の歩幅と同等と考える。逆に、負の最大振幅は左足が前の状態の歩幅と考える。Kinect センサにおける歩隔とは、脚の中心軸間の距離であり、臨床現場における歩隔の定義とは異なる。本稿ではある歩行速度に対する実験データ全体の歩隔を平均化して整理する。

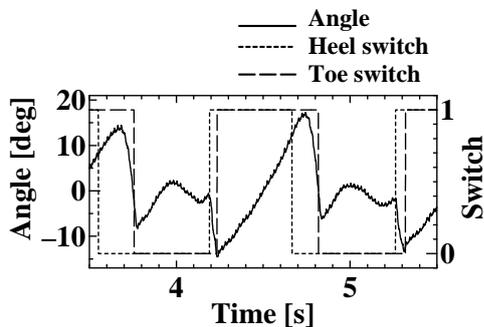


Fig. 7 Experimental data of foot sensor system (sample)

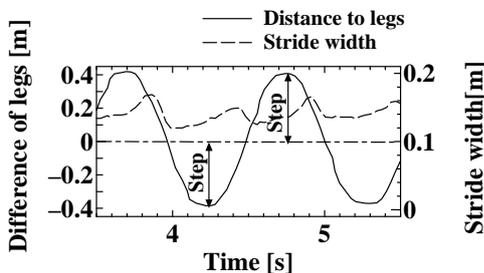


Fig. 8 Experimental data of Kinect sensor (sample)

4-3 実験結果

センサシステムによる歩行実験の結果を以下に示す。今回は被験者の右足に着目した。図 9 は歩行速度と立脚初期の時間、図 10 は歩行速度と底屈速度、図 11 は歩行速度と歩幅、図 12 は歩行速度と歩隔の実験結果である。図中において、○は被験者 A、□は被験者 B、△は被験者 C である。

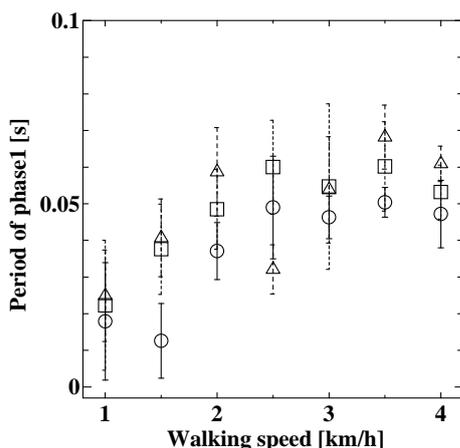


Fig. 9 Walking speed vs. period of phase1

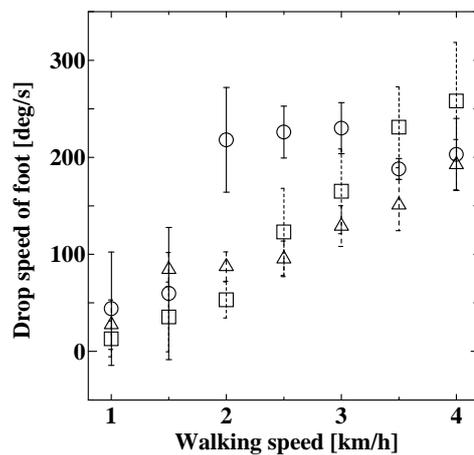


Fig. 10 Walking speed vs. drop speed of foot

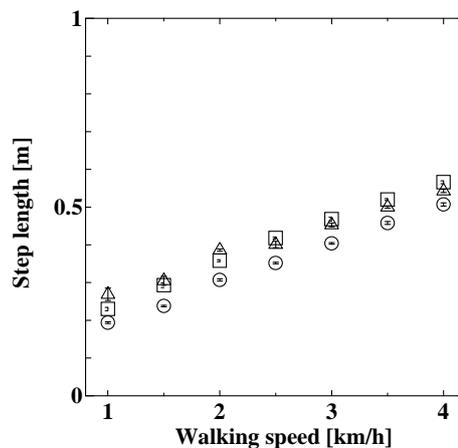


Fig. 11 Walking speed vs. step length

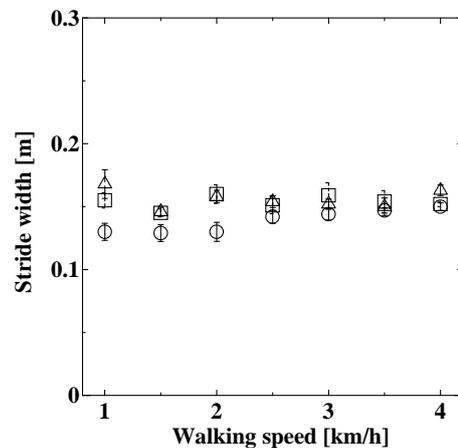


Fig. 12 Walking speed vs. stride width

4-4 考察

図 9 より、歩行速度の上昇によって Phase1 の間隔はあまり変わらないことがわかる。また、図 10 より、歩行速度に対して立脚初期の足関節の底屈速度はやや増加傾向にある。よって、足関節の底屈速度は、立脚初期の角度変化に依存していると考えられる。歩行速度が遅い (2km/hour 以下の) 場合は、足関節の角度変化は小さく、ほぼフラットに接地する。一方、歩行速度が 2km/hour を超える場合は、歩行速度に従って角度変化が大きくなった。これは図 11 にあるように歩行速度の上昇により歩幅が増加していることが関係していると考えられる。つまり、歩行速度の上昇→歩幅の

増加→立脚初期の角度変化の増加→立脚初期の底屈速度の上昇、という関係が考えられる。

図 11 より、歩行速度の上昇に対して歩幅は直線的に増加しているが比例はしない。このことから、人は歩行のリズムと歩幅の両方を変えることで歩行速度を調整している。

図 12 の歩幅に関しては制御モデルの参考として評価し難いが、制御の結果の良否を判定する評価指標として使用できる可能性がある。

5. 関節軸調整可能短下肢装具

5-1 装具のアライメント

生体の足と装具のアライメントにおいては下記の条件を満たしていることが重要である⁽⁵⁾。

- (a) 装具の足底部と床面が広い面積で接触
- (b) 解剖学的関節運動軸と装具の機械的継手軸の一致
- (c) 身体の外郭線と装具の曲線との適合

この3つの条件が満たされていないと、装具の機能低下、患部の機能障害・変形の増加につながる可能性がある。

(b)に関係する装具の継手軸位置の設定基準は、床面に平行、外果中心を通る、水平面において足部中心線(踵と第2指を結ぶ線)に直交する、というのが一般的である⁽⁶⁾。

成人の男女において、床面からの外果の高さは52~88[mm]、踵から外果までの距離は34.5~69[mm]、果間幅は58~86[mm]の範囲で個人差がある⁽⁷⁾。よって、以下の設計仕様を決定した。

- (I) 継手軸の床からの鉛直距離を52~88[mm]で調整可能
- (II) 踵から継手軸までの矢状面から見た水平距離を34.5~69[mm]で調整可能
- (III) 継手軸間距離は最大で86[mm]とする。

5-2 新規関節軸調整機構の提案

装具の調整機構は様々あり、角度調整機構の1つであるターンバックル機構は、骨折及びその手術後に見られる拘縮に対する矯正装具に用いられている⁽⁸⁾。ターンバックルは胴と右ねじと左ねじで構成されていて、胴を回転させると伸縮し長さを調整できる。今回、このターンバックル機構を装具の足継手と足底板の間に取り付け、5-1の(I)に示す短下肢装具の継手軸の高さ調整に用いることにした。

しかし、市販のターンバックルは胴とボルトが1重であるため、変形量が不足する問題がある。そこで、ねじ部が多重のターンバックルを2種類提案する(図13)。左図は一般的なターンバックルと同じく両側に伸縮し、右図は下方は空転し上方のみ伸縮する構造である。左は緩み止めのナットとねじ込み部分がそれぞれ4つ必要であるのに対し、右はそれぞれ2つで済みシンプルな構造となっている。

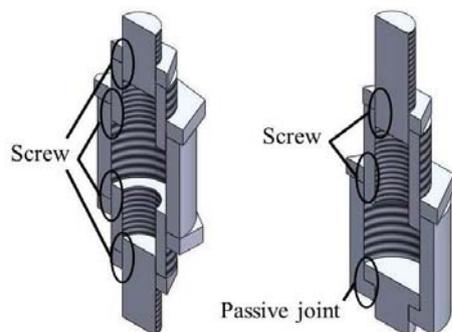


Fig. 13 Adjustable lot for ankle-foot orthosis with turnbuckle mechanism (Left: double-side multiple type, right: single-side multiple type)

6. 結言

本稿では、歩行速度と立脚初期の底屈速度の関係、その他の歩行パラメータの関係性を評価するための、フットスイッチ、電気式ゴニオメータ、Kinect センサによるセンサシステムについて述べ、このセンサシステムを用いた歩行実験の結果を示した。この実験により、(1)立脚初期の時間は歩行速度に依存しない、(2)底屈速度は立脚初期の角度変化に依存する、(3)角度変化は歩幅に依存する、この3つの可能性があることがわかった。

今後は、被験者と実験回数を増やして上記の可能性を確認し、歩行速度と立脚初期の底屈速度の関係のモデル化に役立てる。また、継手軸の位置を被験者ごとに調整可能な関節軸調整可能短下肢装具についても設計・製作を進めていく。

謝辞

本研究は、文部科学省によるテニユアトラック普及・定着事業(山形大学)及び科学研究費補助金(若手B)23700675の助成を得て実施したものである。歩行実験は山形県立米沢女子短期大学の加藤守匡先生のご協力のもと、同大学のトレッドミルをお借りして実施した。ここに記して感謝の意を表する。

参考文献

- (1) Joaquin A. B. B. and Hugh Her: Adaptive Control of a Variable-Impedance Ankle-Foot Orthosis to Assist Drop-Foot Gait, "IEEE Transactions on neural and rehabilitation engineering", VOL.12, NO.1, 2004
- (2) 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
- (3) 谷田惣亮, 菊池武士, 古荘純次, 小澤拓也, 大月喜久子, 藤川孝満, 森本正治, 橋本泰典, コンパクト型MR流体ブレーキを用いたインテリジェント短下肢装具の開発と臨床評価に関する研究, バイオメカニズム学会誌, Vol.34, No.2, pp.124-131, 2010.
- (4) 菊池武士, 田中利昌, 小林慧吾, 安斎健一, インテリジェント制御型歩行車(i-Walker)のための脚位置センサシステムの開発, 第29回日本ロボット学会学術講演会予稿集, in press, 2011.
- (5) 加倉井周一, 装具学, 医歯薬出版株式会社, pp.55, 2011
- (6) 日本整形外科学会, 日本リハビリテーション医学会, 義肢装具のチェックポイント, 医学書院, pp.232, 2010
- (7) 河内まき子, 持丸正明, 2005 AIST人体寸法データベース, 産業技術総合研究所H16PRO 287
- (8) 川村次郎, 陳隆明, 古川宏, 林義孝, 義肢装具学, 医学書院, pp.253-254, 2009