

原 著

制御型短下肢装具の開発と臨床評価に関する研究
—足関節角度および角速度の分析による足関節自動制御の検証—
The Development and the clinical evaluations of controllable ankle foot orthosis.
—The inspection about the automatic control of the ankle by the analysis
of an ankle angle and angular velocity—

谷田 惣亮

Sosuke TANIDA

小澤 拓也

Takuya OZAWA

菊池 武士

Takehito KIKUCHI

藤川 孝満

Takamitsu FUJIKAWA

安田 孝志

Takashi YASUDA

抄 録

制御型短下肢装具とその制御機構を開発・改良し、足関節の制御を行うことで正常に近い歩容の実現を行ってきた。足関節部のMR流体(Magneto-Rheological Fluid)ブレーキにより歩行の各状態で制御を行ってきたが、特に歩行立脚初期の初期接地(Initial Contact: IC)から荷重応答期>Loading Response: LR)において、歩行速度に応じて足関節の底屈角速度を制御することで良好な歩行が可能となった。さらに、歩行速度に応じて、制御パラメータを自動的に変化させる方法を考案した。健常者歩行の分析により歩行速度と歩幅や足関節底屈角速度とが高い相関関係であったことから、この関係性から歩行速度を推定する方法を考案し制御機構を構築した。臨床評価において、各歩行速度で歩行を行った際の足関節の関節角度と立脚初期の底屈角速度を分析することで、さまざまな歩行速度に応じた自動制御機構が有効に機能するかを検証した。その結果、提案する歩行速度に応じた足関節の自動制御の有効性が示唆された。

キーワード ■ 短下肢装具, 足関節, 角速度制御

1 研究目的

厚生労働省の身体障害児・者実態調査、「障害の種類別にみた身体障害者数の推移」では身体障害者数は年々増加する傾向にあり、約 400 万人に達している。その内訳では、肢体不自由がその半数を占め、さらに肢体不自由のうち約 1/3 が下肢の機能障害を呈している¹⁾。下肢の機能障害の原因としては脳卒中をはじめ様々な疾患がある。特に下肢の障害は歩行動作に影響を及ぼすことになる。人にとって移動能力としての歩行動作は日常生活活動（ADL）の自立にとって、さらには生活の質（QOL）を向上させる重要な要素である。歩行障害は、患者およびその家族の日常生活における負担を大きくするため、早期の歩行リハビリテーションおよび適切な歩行補助具の使用は社会福祉の向上に欠かせない重要な課題となっている。臨床では、歩行を補助するものとして、補助具や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、その種類も多様である²⁾。

近年、脳卒中や脊髄損傷者などの下肢障害に対して歩行の練習や介助を行うリハビリテーションロボットの研究開発が盛んに行われ、臨床応用され始めている³⁾。このように人体に装着することによって機能を補助するというロボットが多く見受けられるようになった。山海らの開発した HAL は、福祉や医療分野に応用されはじめており、介助者が装着して使用することや障害者の下肢機能の補助、歩行練習に用いられている^{4,5)}。

一方で、AFO においても様々な開発がされている。アクチュエータを用いたアクティブ型（能動タイプ）の AFO 研究として、SEA（Series Elasto Actuator, 弾性要素直列型アクチュエータ）⁶⁾、DC サーボモータ⁷⁾、空気圧アクチュエータ⁸⁾、空気圧バルーン型腱駆動システム⁹⁾を用いた研究がある。また、受動要素のみを用いたパッシブ型（受動タイプ）のものには、空気圧受動要素¹⁰⁾、フロー型 MR ブレーキ¹¹⁾を用いた研究がみられる。臨床的に実用化されている装具として GaitSolution^{12,13)}があり、立脚初期の足関節の動きを油圧ダンパにより制動することによって自然な歩行を目指す AFO である。

こういった現状から、足関節を制御可能な装具として制御型短下肢装具（intelligent-AFO：i-AFO）を開発・改良を行ってきた¹⁴⁻¹⁷⁾。これまでの研究活動により、歩行速度と立脚初期の足関節の底屈角速度には相関があることが確認され¹⁷⁾、この関係をモデル化することにより歩行速度を計測し、フィードバックすることによって歩行速度に合わせた最適な歩容を実現できる可能性が高いことがわかった。そこで、足関節のブレーキトルクを制御可能な制御型短下肢装具（i-AFO）に対し、歩行速度に合わせた適切なブレーキトルク制御入力をするにより、歩行速度に応じた最適な歩容を実現することを目的に研究を進めてきた。この研究で、歩行速度と歩幅や足関節底屈角速度とが高い相関関係があることを明らかにした。この関係性から歩行速度を推定する方法を考案し、制御モデルを構築した。これらを用いて、障害者による臨床評価を行った結果、歩行速度が適切に推定され、推定歩行速度に応じた足関節のブレーキトル

ク制御が実現でき、歩行改善につながった¹⁸⁾。

本研究では、開発した制御型短下肢装具と歩行速度に応じて足関節を自動的に制御する制御機構を用いてさらに臨床的検証を行う。今回は、ランダムに種々の歩行速度で歩行を行った際の足関節の関節角度および底屈角速度を分析することで、我々の提案する歩行速度に応じた足関節の自動制御の有効性を検証することとした。

2 制御型短下肢装具の概要

(1) 制御型短下肢装具の構造

先述の学術的背景を踏まえ、我々は、図1に示す制御型短下肢装具 (i-AFO) を開発してきた¹⁴⁻¹⁷⁾。この i-AFO には小型で高速にトルクを制御可能なコンパクト MR 流体 (Magneto-Rheological Fluid) ブレーキ (図2) を搭載しており、角度計やフットスイッチなど各種センサによって歩行状態を判別し、適切なトルク制御によって歩行機能の改善を可能とした。この i-AFO はブレーキのみによりトルクを制御するため、安全性の高い装置となっている。

開発した MR 流体ブレーキは、内部に MR 流体が充填されており、コンパクトでありながら高いブレーキトルクを発揮できる。MR 流体は、磁場を印加することによって粘性が変化する機能性流体の一種である。また、MR 流体は反応速度が数 ms と速く、大きな剪断応力を発生させることが可能なため、高出力高トルクなブレーキを実現できる。これによって高速にかつ微細にトルクを調整することが可能となっている。

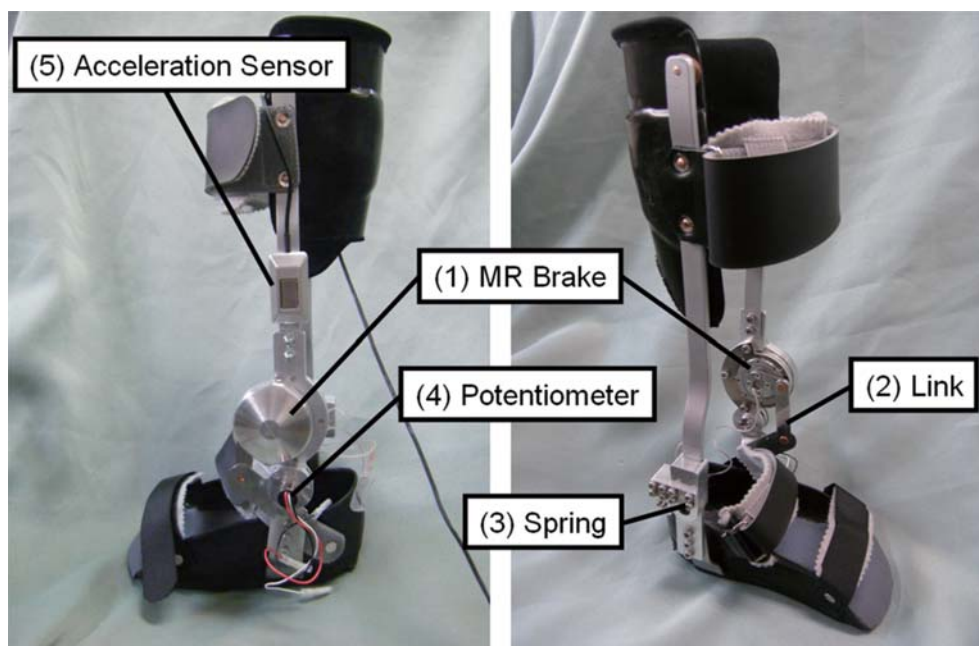


図1 制御型短下肢装具 (i-AFO)

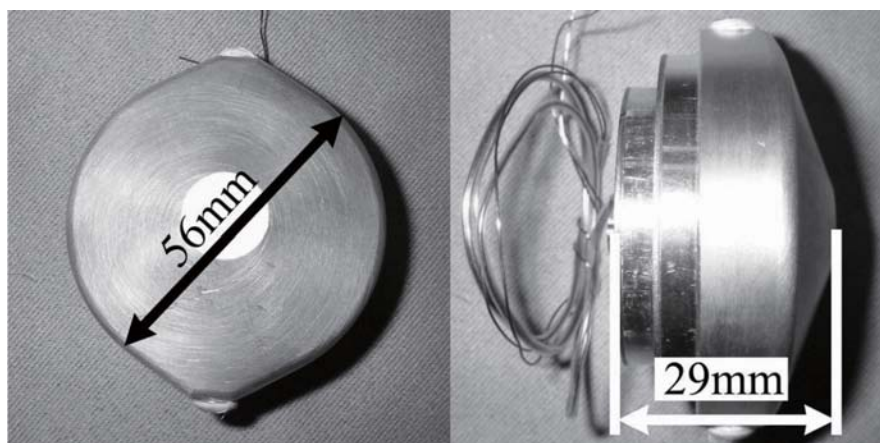


図2 コンパクトMR流体ブレーキ

(2) 制御機構

1) 制御目的

i-AFOによる制御目的は、①歩行時の立脚初期の初期接地（Initial Contact：IC）から荷重応答期（Loading Response：LR）での底屈制動による急激な足関節底屈を防止し、下腿の前方への前進をスムーズにすることと、②立脚後期から全遊脚期での足関節の底屈制限により下垂足を防止し、足部のクリアランスを確保することの2点である。この目的をMR流体ブレーキのトルクを制御することで実現するものである。

2) 制御方式

制御方式は、当初、あらかじめ設定された足関節トルク目標値をフィードフォワード制御により行っていた¹⁶⁾が、臨床評価を通じて、角速度フィードバックによって立脚初期の足関節の底屈角速度を一定目標値に制御する方式を考案した。さらに、歩行速度に応じて足関節の底屈角速度を調整することで歩容が改善することが明らかになった¹⁷⁾。しかし、この制御方法では、使用者の歩行速度に対して自動的に制御目標値を調整する機能がなく、歩行速度は一定で、システムは事前に決められた制御パラメータを設定する必要があった。

今回、歩行速度に応じて制御パラメータを自動的に変化させる方法を考案した。健常者歩行における歩行速度と各種パラメータ（歩行周期、歩幅、底屈角速度）の関係を実験的に確認した結果、歩行速度と歩幅および底屈角速度に有意な相関関係がみられた。歩行速度と歩幅ならびに底屈角速度の関係にはおよそ直線的な関係があることから、歩行周期を計測することで歩行速度を推定し、足関節を制御する方式とした¹⁹⁾。

制御目的①の実現のため、まず、i-AFOにより経時的に得られる歩行周期[s]から使用者に応じた推定歩行速度を算出する。その速度に応じた底屈角速度の目標値を決定し、この目標値に合わせるようにMR流体ブレーキを用いて底屈角速度をフィードバック制御する。なお、足関節の目標底屈角速度については、健常者から得られた基本データをもとに、歩行速度に応じて算出し設定した。制御目的②では、角速度が0になるように制御することで足関節を底屈

制限した。

3 臨床評価

(1) 被験者

被験者については、まず、自身の装具を装着して独歩可能であり、足関節の強い痙性麻痺がないこと、さらに足関節に拘縮などの著明な可動域制限がないことを条件に選定し、ギランバレー症候群の男性1名(年齢40歳、身長183cm)の協力を得た。被験者は、両側の下肢末梢部の随意運動が困難で足関節は弛緩性麻痺を呈しているが独歩可能である。また、足関節は両側とも背屈は約0度の制限があり、遊脚期では下垂足となるため日常生活ではプラスチックAFOを装着している。このプラスチックAFOは下腿中央部からMP関節までのオルトトップAFOで、足関節に軽度の背屈制限があるため足関節軽度底屈位に調整してあり、主に足関節の安定化と下垂足防止を目的に装着している。

被験者には同意書をもとに十分な説明と同意を行い、実験中の転倒等の事故防止のために常時サポートできる体制で実施した。

(2) 方法

1) 事前の歩行測定

まず、歩行速度推定には被験者自身の歩行速度とストライド長の直線近似式が必要になる。この両者の関係は個人差があるため、既報¹⁸⁾の方法により事前に歩行測定を行い、各歩行速度でのストライド長を求め関係式を制御パラメータとした。

なお、歩行測定は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させた。歩行速度は、1.0、1.5、2.0、2.5 km/hの4条件とし、Microsoft Kinect センサを用いて各歩行速度におけるストライド長を計測する方法を用いた。

2) 実験条件

被験者に開発したi-AFOを装着させトレッドミル上を歩行させた。トレッドミルの速度は測定者により連続的にランダムに変更し、その設定された速度に応じて歩行してもらった。

トレッドミル速度は、1.3 km/h から 2.5 km/h まで 0.3 km/h 間隔の5条件とし、1.6 → 2.2 → 2.5 → 1.3 → 1.9 km/h というランダムな順序で変更した。歩行速度の条件設定については被験者の歩行練習での歩行に基づき、遅い速度から速い速度までを5段階に分けて設定した。また、この設定速度の順序については、被験者には事前に伝えず実施した。

i-AFOによる歩行時の制御目的は、前節の2点(2. (2)の制御目的①、②)である。制御方式についても、同様に実施した。

3) 測定および解析項目

i-AFO の足関節部の角度センサにより、足関節の関節角度と底屈角速度を経時的に測定した。また、i-AFO の足底部 2 箇所（MP 関節部、踵部）にフットスイッチをつけ、歩行状態の判別を行うとともに、歩行周期 [s] を計測した。計測した歩行周期を用いて関係式から推定歩行速度を算出し、その推定歩行速度をもとに立脚初期の足関節の目標底屈角速度を決定した。

さらに、各歩行速度において得られた足関節角度データは一步行周期を 100% に正規化し、加算平均して各歩行速度での平均的な角度変位とした。

加えて、実際の足関節角度データから、立脚初期の底屈角速度の実測値を求めた。実測値は、歩行の IC から LR までの所要時間と足関節の底屈角度変位量より求め、これを歩行周期から求めた目標底屈角速度と比較した。

なお、トレッドミルの各歩行速度から得られた各測定データは、各速度で歩行が安定した後の 10 歩分を解析に用いた。

(3) 結果

1) 推定歩行速度

i-AFO より計測された歩行周期 [s] をもとに算出した推定歩行速度は、トレッドミルの速度と近値を示した（表）。

2) 底屈角速度

推定歩行速度から算出された立脚初期の足関節の目標底屈角速度と、足関節角度データから得られた情報から実際の立脚初期の底屈角速度の実測値を示す（表）。

トレッドミル速度 [km/h]	推定歩行速度 [km/h]	目標底屈角速度 [deg/s]	底屈角速度の実測値 [deg/s]
1.30	1.40 ± 0.08	113.26 ± 12.65	105.00 ± 9.22
1.60	1.60 ± 0.41	117.69 ± 26.25	113.07 ± 16.96
1.90	1.91 ± 0.14	145.61 ± 23.33	133.16 ± 33.61
2.20	2.27 ± 0.15	155.97 ± 16.33	141.42 ± 10.42
2.50	2.56 ± 0.33	183.53 ± 18.82	160.75 ± 30.70

目標底屈角速度との比較では実測値はやや低値を示したが、歩行速度の増加に伴い、両角速度は増大する結果となった（図 3）。

3) 足関節角度

5 条件の各トレッドミル速度における足関節角度を図 4 に示す。各速度において、制御目的①の立脚初期の底屈制動が行われていた。歩行速度の増加に伴い、立脚初期の足関節底屈角度のピーク値が大きくなった。

一方、遊脚期においても足関節の底屈制限がなされ、下垂足が防止される結果となり、装具

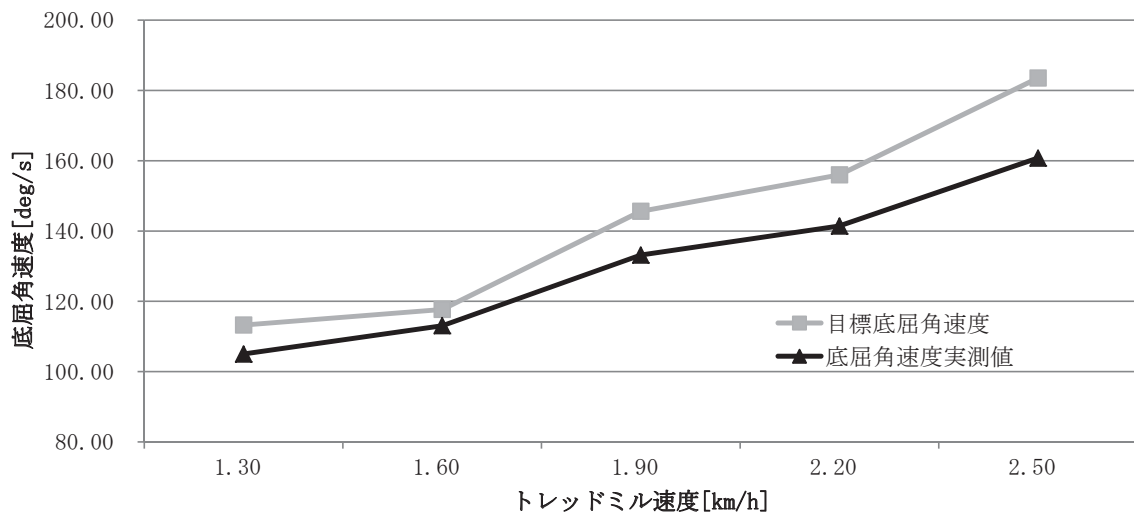


図3 各歩行速度における目標底屈角速度と底屈角速度の実測値の比較

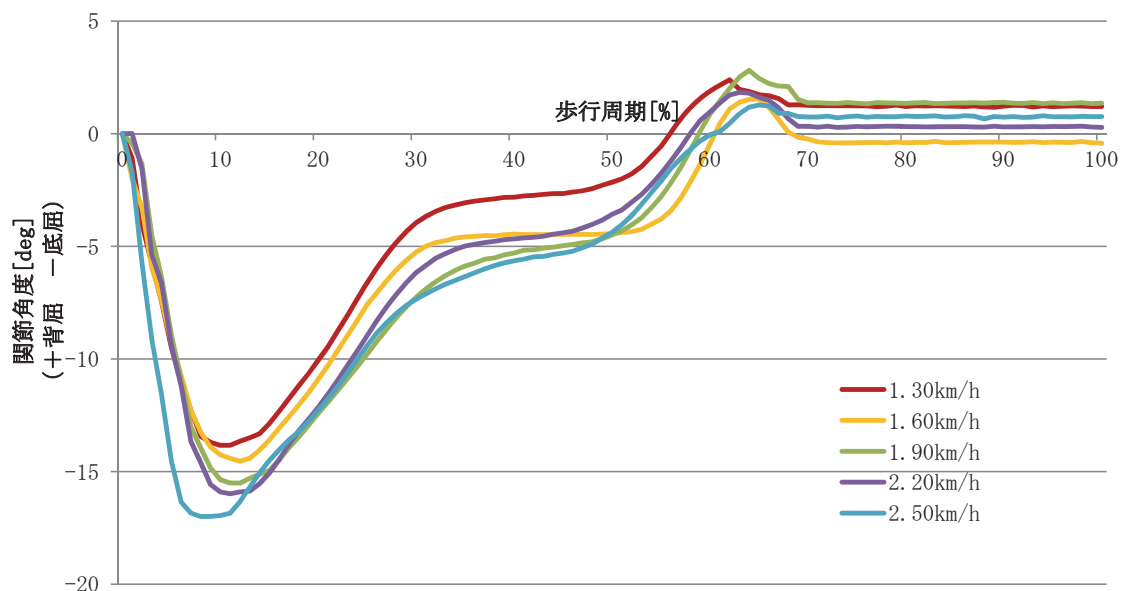


図4 各トレッドミル速度における足関節の角度変位

の制御目的②が達成された。

4 考察

今回、制御対象である足関節の関節角度と立脚初期の底屈角速度を中心に分析することで、さまざまな歩行速度に応じた自動制御機構が有効に機能するかを検証した。結果から、歩行速度が適切に推定され、それにもとづく立脚初期の足関節底屈角速度制御が実現した。さらに、底屈角速度の実測値においても目標値に近似しており、足関節の制御が裏付けられた。

(1) 推定歩行速度について

まず、今回の制御方式の基本となっているのが歩行速度の把握である。この速度により、目標底屈角速度が決定され、その目標値にあわせて制御が実施されることになる。つまり、この速度の正確な把握が適切な制御につながるようになるため、歩行速度の推定は重要な要素といえる。

結果より、i-AFO から得られる歩行周期から歩行速度が推定され、トレッドミルの速度と近い値を示した。このため、トレッドミル速度をランダムに変化させた状態においても、設定された速度に応じて歩行速度を適切に推定することが可能であった。

先行研究^{20,21)}より、歩行速度とストライド長や歩幅との間には相関関係が認められており、本研究でも同様の結果が得られたことから、歩幅やストライド長は歩行速度を反映しやすいものと考えられる。そこで、被験者の事前の歩行測定と歩行中に測定可能な歩行パラメータである歩行周期の時間から歩行速度を推定する方式をとることとした。この推定方法は事前の歩行データの測定が必要であるが、新たなセンサ系の装備の必要もなく、結果からも推定歩行速度が実際のトレッドミル速度と近値を示していたことから、この制御方式は有用的であると考えられる。

(2) 底屈角速度の制御について

立脚初期の制御について Perry ら^{22,23)}は、健常者では IC~LR に足関節背屈筋群が遠心性収縮することにより、足部の滑らかな接地と下腿の前方回転が起こるヒールロッカーが生じ、下腿の前方回転と同時に大腿、骨盤、体幹の身体全体が前方へ回転すると述べている。下肢の機能障害を持った障害者ではこの足関節背屈筋群の遠心性収縮が機能しない場合も多いため、立脚初期での足関節の底屈制動を行うことは身体全体の移動を補う重要な要素となると考える。櫻井ら²⁴⁾は、立脚初期の底屈制動を付加することにより、IC~LR の COG 進行方向速度が改善したと報告しており、さらに歩行の自立度の程度によりこの底屈制動モーメントの大きさを変えることで歩行が改善するとしている。また、長野ら²⁵⁾は、片麻痺患者の立脚初期の足関節角速度は歩行スピードやステップ長と相関関係があり、立脚初期の角速度がその後の歩行の各相の運動機能に影響を及ぼすとしている。

このように、歩行時の立脚初期での足関節の制御は、その後の下肢や体幹につながる身体全体の推進において重要であるといえる。また、この制御についても歩行速度と相関のある角速度を制御パラメータとして用いることは適切であると考えられる。

今回の結果から、歩行立脚初期の底屈角速度での制御については、歩行速度に比例して目標底屈角速度も大きくなった。これは先述した推定歩行速度がトレッドミル速度に比例して算定されたことによるものである。

足関節の関節角度データから算出した足関節底屈角速度の実測値は、目標底屈角速度の値よりやや低値を示すことになった。しかしながら、歩行速度に応じた角速度の変位をみても目標値と同様に、歩行速度に比例して上昇する傾向を示しており、自動制御が機能していると考え

られる。低値を示した要因としては、目標底屈角速度は健常人の歩行データを基本に設定していることが考えられる。下肢障害があるため、被験者自身の歩行データの測定は困難であり、また健常人に近い歩容の実現を図るために、健常人の歩行データを制御パラメータに組み込んだことが影響した可能性がある。また、これは立脚初期 (IC~LR) を通しての平均的な数値であり、瞬間的には角速度の増減が大きいものであり、この点も理論的に出された目標値との差になったと推察する。

(3) 足関節角度について

各歩行速度から得られた足関節角度では、歩行速度の上昇にともなって足関節の底屈角度のピーク値が増大する結果となったが、これには歩幅 (ストライド長) の延長が関係していると考えられる。今回、制御にも用いたように歩行速度が上がることにより、歩幅 (ステップ長) も比例して大きくなるという相関関係が確認されている^{20,21)}。歩幅の増加は足部の前方移動量の増加を意味し、それにより IC から LR までの足関節の底屈方向への変位量が増加することになる。したがって、歩行速度の上昇にともない立脚初期での底屈角度のピーク値が増大することになったと考える。すなわち、歩行速度の上昇→歩幅の増加→立脚初期の底屈角度変化量の増加→立脚初期の底屈角速度の上昇、という関係があると考えられる。

一方、歩行立脚期後半から足関節は底背屈中間位のまま保持されている。これは、制御目的②にあるように、下垂足の防止のため MR 流体ブレーキにより足関節を底屈制限したためである。下垂足が防止され足部のクリアランスが得られたが、歩行の蹴り出し動作は歩行の推進にとっても重要な要素であることから、装具による何らかのサポートの可能性を探っていくべきだと考えており、今後の課題としたい。

5 まとめ

昨今では歩行支援に関わるリハビリテーションロボットなどの研究開発がさかんに行われ、臨床応用が進みつつある。我々も研究を積み重ねながら制御型短下肢装具および制御機構を改良してきた。今回の検証から、歩行速度に応じた足関節の自動制御が実証された。このことから、歩行速度の変更が容易になり、歩行の自由度の向上につながることでより実用的な使用が可能になると考えられる。しかしながら、こういった実生活で使用する装着型のものは軽量かつ簡素な構造であることが理想である。機械的制御を使わず歩行補助や制御が可能な構造をつくることも軽量化、簡素化にとって重要であり、配線や電子部品を使用しない簡易な装具についても開発をしていきたいと考えている。

また、制御については、速度の変化に応じた制御は可能となったが、歩行速度の移行期には不安定になることがあり、スムーズな制御の移行が求められる。また、制御の変更には数歩の

データが必要になるためその点も改善が必要である。今後、さらに精度の高い計測方法を考案し、歩行速度に応じた足関節制御を実現したい。

さらに、臨床評価における検証についても、今回、歩行速度を規定するためトレッドミル歩行としたが、日常生活で行う平地歩行での検証も合わせて実施することで、より実用的な知見が得られると考えている。

以上のように、装具および制御の改良とその臨床評価における検証方法についても、今後さらに研究を進めていきたい。

文 献

- 1) 平成 18 年身体障害児・者実態調査結果。厚生労働省社会・援護局障害保健福祉部企画課 2008, <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/shintai/06/index.html>
- 2) 渡辺英夫：脳卒中の病態から短下肢装具を選択する。日本義肢装具学会誌 23 (2) : 107-112, 2007.
- 3) 和田太, 蜂須賀研二：歩行訓練ロボット。総合リハ 37 (9) : 813-819, 2009.
- 4) 山海嘉之, 桜井尊：福祉ロボットにおけるテレロボティクス。日本ロボット学会誌 30 (6) : 595-598, 2012.
- 5) 武富卓三, 山海嘉之：ロボットスーツ HAL による脳性麻痺患者の歩行支援に関する研究。生体医工学 50 (1) : 105-110, 2012.
- 6) J.A.Blaya and H.Herr : Adaptive Control of a Variable-Impedance Ankle-Foot Orthosis to Assist Drop-Foot Gait. IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering, vol12, no.1 : 23-31, 2004.
- 7) 安藤勝徳, 米田隆志, 他：動力アシスト短下肢装具の開発に関する研究。第 7 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会論文集 (CD-ROM) : 1024-1025, 2006.
- 8) 池田健輔, 高岩昌弘, 他：空気圧アクチュエータを用いた歩行支援靴の開発。第 24 回ロボット学会学術講演会予稿集 (CD-ROM) : 1126, 2006.
- 9) 佐藤里佳, 他：空気圧バルーン型腱駆動システムの開発と応用。日本機械学会 2006 年ロボティクス/メカトロニクス講演会講演論文集 (DVD) : 1A1-C11 (1) - (2), 2006.
- 10) 小澤隆太, 中村彰利, 他：空気圧受動要素を用いた短下肢装具の足関節拘束力の制御。第 7 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会論文集 (CD-ROM) : 1116-1117, 2006.
- 11) 森本正治, 他：対麻痺患者用の制御型下肢装具の開発研究 - MR ブレーキを応用した背屈制御機構組込み足継手部の試作開発 (第 3 報)。福祉工学シンポジウム 2006 講演予稿集 : 257-258, 2006.
- 12) 山本澄子, 萩原章由, 他：油圧を利用した短下肢装具の開発。日本義肢装具学会誌 18 (4) : 301-308, 2002.
- 13) 山本澄子：バイオメカニクスから見た片麻痺患者の短下肢装具と運動療法。理学療法学 39 (4) : 240-244, 2012.
- 14) Sosuke Tanida, Takehito Kikuchi, et al : Intelligently Controllable Ankle Foot Orthosis (I-AFO) and its application for a Patient of Guillain-Barre Syndrome. Proceedings of The 2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics : 857-862, 2009.
- 15) Takehito Kikuchi, Sosuke Tanida, et al : Development of Intelligent Ankle-Foot Orthosis (i-AFO), with MR Fluid Brake and Control System for Gait Control. Service Robotics and

- Mechatronics : 75-80, 2009.
- 16) 谷田惣亮, 菊池武士, 他: 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 34 (2) : 124-131, 2010.
 - 17) 谷田惣亮, 菊池武士, 他: コンパクト MR 流体ブレーキを用いたインテリジェント短下肢装具 3 次試作機の開発と足関節弛緩性麻痺患者への適用. 日本生体医工学会誌 48 (1) : 50-58, 2010.
 - 18) 谷田惣亮, 菊池武士, 他: 制御型短下肢装具 (i-AFO) による足関節制御の検証 - 歩行速度に応じた立脚初期の自動制御について -. The Journal of Clinical Physical Therapy 15 : 33-38, 2013.
 - 19) Takehito Kikuchi, Toshimasa Tanaka, et al : Gait measurement system to develop control model of intelligently controllable ankle-foot orthosis. Proceedings of the 2011 IEEE/SICE International Symposium on System Integration : 124-129, 2011.
 - 20) 西守隆, 伊藤章: 歩行速度の増加にともなうステップ長の増加要因. 関西理学 12 : 45-51, 2012.
 - 21) Jordan K, Challis JH., et al : Walking speed influences on gait cycle variability. Gait & Posture 26 (1) : 128-134, 2007.
 - 22) Perry J : ベリー 歩行分析 - 正常歩行と異常歩行 -. 武田功 (監訳), 医歯薬出版, 東京, 2007, pp.2-50.
 - 23) Kirsten Götz-Neumann : 観察による歩行分析. 月城慶一, 山本澄子, 他 (訳), 医学書院, 東京, 2005, pp.5-80.
 - 24) 櫻井愛子, 山本澄子, 他: 装具の底屈制動モーメントが片麻痺者の歩行に及ぼす影響. 日本義肢装具学会誌 22 (4) : 215-224, 2006.
 - 25) 長野毅, 松崎哲治: 脳血管障害後片麻痺患者の歩行分析 - 立脚初期の足関節角速度が歩行周期に及ぼす影響 -. 柳川リハビリテーション学院・福岡国際医療福祉学院紀要. vol5 : 33-37, 2009.

付 記

本研究は, 科学研究費助成事業 (課題番号 23700675, 26350677) および 2012 年度佛教大学特別研究費による研究成果である.

(たにだ そうすけ 保健医療技術実習センター)
(きくち たけひと 大分大学 工学部 福祉環境工学科)
(やすだ たかし 滋賀医療技術専門学校 理学療法学科)
(おざわ たくや 社会医療法人 協和会 加納総合病院)
(ふじかわ たかみつ 保健医療技術学部 理学療法学科)

2014 年 9 月 30 日受理

