研 究

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

谷 田 惣 亮^{1,6†}, 菊 池 武 士², 古 莊 純 次¹, 小 澤 拓 也¹,
大 月 喜 久 子¹, 藤 川 孝 満³, 森 本 正 治⁴, 橋 本 泰 典⁵, 安 田 孝 志⁶

¹ 大阪大学大学院 工学研究科

² 山形大学大学院 理工学研究科

³ 佛教大学 保健医療技術学部

⁴ 大阪電気通信大学 医療福祉工学部

⁵ 橋本義肢製作株式会社

⁶ 滋賀医療技術専門学校 理学療法学科

要旨 我々は、より正常に近い歩行動作の獲得を目的に、MR 流体ブレーキを用いたインテリジェント短下肢装具 (I-AFO) を開発し、足関節の底背屈運動の制御に関する研究を行ってきた。本研究では、従来の我々の研究から開発してきた短下肢装具 (I-AFO) において、フットスイッチを用いて歩行状態を判別し、それに応じて詳細にトルク調整を行う制御機構を構築した。さらに、この装具を下肢機能に障害のある患者に適応し、その個人の歩行特性に応じてブレーキトルクの大きさ、時間を調整した。その結果、他の歩行条件 (裸足およびオルトトップ AFO) よりも歩行が改善した。以上より MR 流体ブレーキを用いた短下肢装具による足関節制御の有効性が示された。

キーワード : MR 流体ブレーキ, 短下肢装具, 歩行制御, 歩行分析

1. はじめに

下肢機能障害を呈した患者にとって歩行能力の再獲得は重要な課題である。正常な歩行動作では、足関節の運動は遊脚期の背屈保持や、立脚初期の底屈制動、立脚後期の底屈運動といった安定した歩行にとって重要な要素を担っている。これらの運動が困難な障害者では、正常から逸脱した歩容になり、移動手段としての歩行動作に必要な安定性、安全性、持久性といった要素を欠くことになる。

このように、下肢に疾患を有する多くの障害者を支援するため、種々の下肢装具が開発されている。なかでも、短下肢装具 (ankle foot orthosis : AFO) は、下肢装具の中で下腿部より足底に及ぶ装具で、足関節の動きを制御するものであり、臨床的に歩行支援に欠かすことのできないものの一つとなっている。近年、プラスチック製の短下肢装具が多用されるようになり、多種多様な装具が開発されている¹⁾。また、関節運動を代償する足継手を有し、ロッドやバネ等により足関節の底・背屈を制御 (制限, 制動, 補助) するものも考案されている。しかし、実用レベルの装具において、継手軸周りのトルクを動的に可変調節できるものは少ないのが現状である。

研究レベルでは、アクチュエータを用いた能動タイプの短下肢装具研究には、SEA (Series Elasto Actuator, 弾性要素直列型アクチュエータ)²⁾、DC サーボモータ³⁾、空気圧アクチュエータ⁴⁾、空気圧バルーン型腱駆動システム⁵⁾を用いた研究が散見される。また、受動タイプの短下肢装具研究には、空気圧受動要素⁶⁾、フロー型 MR ブレーキ⁷⁾を用いた研究などその制御機構や方法は多岐にわたっている。また、山本ら⁸⁾は、油圧を用いて底屈制動を行う AFO を開発している。

アクチュエータによる足関節の制御は、装具の大型化、重量増加などの弊害を生じる。そこで、我々はより正常に近い歩行動作の獲得を目的に、MR 流体を用いたコンパクト型 MR 流体ブレーキ (Shear-Type-Compact-MR-Brake : SCMRB) を開発してきた。また、SCMRB および各種センサを組み込んだインテリジェント短下肢装具 (Intelligent-AFO : I-AFO) を使い、足関節制御の研究を行ってきた⁹⁻¹¹⁾。開発した SCMRB では、印加電流により制動トルクを制御できることから、骨格筋の筋収縮と同様の制御が可能となる。この特性を生かし、歩行で必要な足関節の制御を行うことで、より正常に近い歩容が得られると考えた。

インテリジェントなトルク調整の可能性として、歩行周期での各状態によってトルク調整できること、歩行速度により調整できること、坂道や階段など環境に応じた調整ができることなどが考えられる。本研究では、先行研究により開発してきた I-AFO を改良し、フットスイッチを用いて歩行周期での歩行状態を適切に判別し、それに応じて詳細にトルク調

2009 年 4 月 30 日受付 2009 年 12 月 14 日受理

†〒565-0871 大阪府吹田市山田丘 2-1

大阪大学大学院工学研究科機械工学専攻古莊研究室

谷田 惣亮

Tel: 06-6879-7343 Fax: 06-6879-7344

E-mail: s-tanida@pt-si.aino.ac.jp

整を行う制御方法を新たに構築した。この装具を下腿から遠位の随意運動が困難な被験者に適応し、平地歩行に合わせたブレーキトルクの大きさ、時間の調整を行い、最適な制御設定を導き出した。次に、被験者の歩行周期に応じた最適なトルク制御を実施し、他の歩行条件との比較による臨床的評価から I-AFO およびその制御の効果を実証したので報告する。

2. インテリジェント短下肢装具

2.1 コンパクト型 MR 流体ブレーキ

MR 流体 (Magnetorheological Fluid)¹²⁾ は、油系の溶媒に直径数 μm の磁性金属粒子を混ぜた非コロイド溶液で、磁場を印加することによってレオロジー特性 (見かけの粘性など) が変化する機能性流体の一種である。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

図1 I-AFO

図2 歩行周期と各状態

図3 制御フロー

なため、高出力高トルクなブレーキを実現することができる。我々は、従来の MR 流体ブレーキと比較して非常にコンパクトでブレーキ力の大きいコンパクト型 MR 流体ブレーキ (SCMRB) を開発した¹³⁾。これは、内部に 12 枚の円盤を有し、円盤間に充填された MR 流体の粘性変化によって高速にブレーキトルクを制御可能である。ブレーキ全体は、直径 69mm、厚さ 29mm、質量 470g であり、最大ブレーキトルクは約 12Nm である。

2.2 インテリジェント短下肢装具の構造

本研究で用いる I-AFO を図 1 に示す。装具は金属支柱付 AFO をベースにし、足部はプラスチックを用いて被験者に合わせて作製した。なお、形状は被験者の通常使用している装具とあわせて足部の踵から MP (中足指節) 関節までとした。SCMRB は足関節上部に取り付け、リンク機構によってトルクを約 2 倍に増幅できる機構とした。また、足関節軸にポテンショメータ (緑測器社製)、踵と MP 関節部分にはフットスイッチ (プリジストン社製) を装着した。最終的な装具の質量は 1.2kg となった。

2.3 制御方法

2.3.1 制御アルゴリズム

I-AFO のブレーキ制御は、(A) 遊脚期で足尖が垂れ下がること (下垂足) を防止し、足部のクリアランスを確保することと、(B) 立脚初期の急激な底屈を防ぎ、下腿の前方への前進をスムーズにすることの 2 つの目的で実施した。そこで、Perry¹⁴⁾ による歩行の相を基準に 1 歩行周期を次の 4 つの状態 (State) に分けた。

State1 は、初期接地 (Initial Contact : IC) から荷重応答期 (Loading Response : LR) まで、State2 は、立脚中期 (Mid Stance : MSt) とし、State3 は立脚終期 (Terminal Stance : TSt) から前遊脚期 (Pre-Swing : PSw)、State4 は PSw から遊脚終期 (Terminal Swing : TSw) とした (図 2)。

歩行の各状態は、MP 関節のフットスイッチ (MS)、踵部のフットスイッチ (HS) の ON/OFF により判別した。図 3 に制御フロー図を示す。

また、目的 A、B の実現のために State ごとに足関節底屈方向へのブレーキトルクの大きさを変えた (図 4)。State1 においては、目的 B を実現するためにトルクは時間に比例して減少させ LR に近づくにつれ小さくなるようにした。これは歩行時の足関節背屈筋群の筋活動が IC 時に最も大きくなり、LR にかけて徐々に低下することを参考にして設定した。図 4 の T_2 は State1 の始めのブレーキトルクで、 T_0 は基底トルクである。 t_1 は T_2 から T_0 まで減少させる時間である。ただし、 T_0 に至る前に State2 になった場合は、即座に T_0 になるようにした。State2 においては前方への体重移動を妨げないためにトルクは基底トルクのみとした。State3、State4 においては、目的 A を実現するために一定のブレーキトルク (T_1) をかけた。

2.3.2 制御システム

制御システムを図5に示す。センサ及び電流アンプの電源はバッテリーから回路ボックスを介して供給される。センサからの信号は回路ボックスを介してノートPCに送られる。センサの信号から必要なトルクが計算され指令電圧がノートPCから回路ボックス内の電流アンプに送られ、指令電圧値に比例した電流がSCMRBに送られる。今回の実験ではサンプリングタイムは4msとした。

3. 実験方法

3.1 対象

対象はギランバレー症候群の男性1名(身長183.0cm, 体重83.1kg)であった。被験者の両側下肢の足関節底背屈筋群は、徒手筋力検査(MMT)の0レベルであり、随意的筋収縮がなく、抗重力位での背屈運動は不可能であるため、両側とも下垂足(drop foot)となっている。そのため、日常生活ではプラスチック型AFO(オルトトップAFO)を装着している。このAFOは背屈方向の運動に制限はあまりなく、底屈方向には制限されるが完全に固定されていない状態である。その他の下肢筋力については、股関節周囲筋がMMTで4レベル、膝関節の屈伸筋群も4レベルである。足関節の可動域は底屈45°、背屈15°で背屈方向にやや可動域制限がある。

倫理的配慮については、同意書をもとに説明と同意を行い、個人情報厳重に管理した。また、安全面の配慮につい

ては、測定中の転倒等の事故防止のため、実験協力者により常時サポートできる体制で実施した。

3.2 方法

方法は、被験者に平地歩行を行わせ、3次元動作解析装置(Anima社製LOCUS 3D)にて測定した。

速度設定には事前に歩行練習を行い、メトロノームを用いて歩行率の決定を行い、通常の歩行速度(歩行周期: 1.30 sec, 歩行率: 92 steps/min)にて実施した。被験者には自然な状態で前方を注視させ、メトロノームに合わせて歩行させた。

実験環境としては、赤外線カメラ2台を被験者の左側に設置し、矢状面からサンプリング周期60Hzで撮影した。3次元動作解析装置の赤外線反射マーカは、被験者の左側の①上前腸骨棘、②大転子、③膝関節裂隙、④外果、⑤第5中足骨頭の5箇所に貼付した。また、同じ左側からデジタルビデオカメラ(Canon DM-FM M20)にて各条件での歩容を撮影した。

まず、被験者の歩行特性に応じてブレーキトルクの大きさ、時間を調整するための実験を行った。図4に示す T_1 は5Nm、 T_2 は8.5Nmと設定し、立脚初期の足関節底屈制動の調整のために、制御時間 t_1 を0.05, 0.2, 0.4, 1.0 secの4条件で平地歩行をさせ、膝・足関節の運動について比較検討した。測定結果および被験者の意見から今回の実験では、 t_1 は0.2secが最適な設定であった。

得られた設定を用いて、以下の条件で平地歩行を行った。歩行条件は、制御された短下肢装具の有効性を示すため、①裸足歩行、②プラスチック装具装着歩行(P-AFO歩行)、③I-AFO装着歩行(I-AFO歩行)の3条件とし計測を行った。

解析項目は、(1)歩行周期(sec)、(2)重複歩距離(cm)、(3)歩行速度(m/min)、(4)下肢関節角度(膝・足関節)とした。下肢関節角度の解析では、各歩行条件とも5歩分の測定データを平均化した。関節角度は、赤外線マーカの①～⑤から角度を算出し、静止立位の角度を0°として補正した。また、得られた角度変位データの立脚期と遊脚期の歩行周期を100%に正規化し、関節ごとに各条件間で比較した。

4. 結果

被験者の歩行特性に応じたブレーキトルクの設定に関する実験では、時間 t_1 を4条件で変え平地歩行を実施した。その結果、得られた膝・足関節の関節角度を図6に示す。膝関節では、1.0secで初期の屈曲がやや大きくなった。足関節は時間 t_1 が延長するにつれて、底屈角度の減少と最大底屈時までの時間が延長する傾向がみられた。

また、被験者からは0.2secの設定が最もスムーズに安定して歩けるといった意見が得られた。

裸足歩行、P-AFO歩行、I-AFO歩行の3つの歩行条件での解析項目について表1に示す。歩行周期は、全ての歩行においてメトロノームにより一定にしたため、大きな違いはみられなかった。一方、重複歩距離は、裸足に比べP-AFO歩

図4 歩行の各状態とブレーキトルク

図5 制御システム

表 1 3 条件での歩行周期, 重複歩距離, 歩行速度

	歩行周期 (sec)	重複歩距離 (cm)	歩行速度 (m/min)
裸足歩行	1.27 ± 0.07	111.87 ± 17.81	52.79 ± 5.83
P-AFO 歩行	1.30 ± 0.03	123.47 ± 4.48	56.96 ± 1.90
I-AFO 歩行	1.28 ± 0.03	122.40 ± 5.12	57.23 ± 1.71

行と I-AFO 歩行でその距離が大きくなり, その結果, 歩行速度も裸足歩行よりもやや速くなった。

下肢関節(膝・足関節)の 1 歩行周期における関節角度を図 7 に示す。

立脚初期(IC ~ LR)では, 膝関節において I-AFO 歩行で滑らかな屈曲運動がみられるのに対し, P-AFO 歩行は顕著な角度増加がみられ, 裸足歩行では屈曲角度が減少した。また, 足関節では, I-AFO 歩行で明確な底屈運動が生じているが, 裸足歩行では底屈位で接地し背屈運動が生じており, P-AFO 歩行では底屈位から軽度底屈し, その後早期に背屈運動が生じる結果となった。

一方, 遊脚期においては, I-AFO 歩行で膝関節の屈曲角度がやや大きくなった。足関節では, 裸足歩行および P-AFO 歩行で底屈増加がみられ, 特に裸足歩行で底屈角度は著明に増加した。I-AFO 歩行では, 背屈位を保持していた。

5. 議 論

5.1 I-AFO の制御機構について

このインテリジェントな装具の調整として, 制御時間 t_1 を長短 4 条件で行うことで, 立脚初期の足関節底屈制動を変

図 6 立脚初期の底屈制動時間の違いによる膝・足関節角度の比較

化させ, 最も歩きやすい制御について検討した。通常の歩行では, IC ~ LR までは歩行周期のおよそ 10 ~ 12% である¹⁴⁾ ため, 今回の歩行速度においては 0.13 ~ 0.16sec と推定される。結果からはそれに近い 0.2 sec が最適な時間であり, 底屈制動により, 足関節の底屈角度や最大底屈のタイミングが変化することが確認できた。

この立脚初期の底屈制動によって, 装具の可撓性が微調整できることになり, 足関節の底屈運動の調整とそれに伴う膝関節の運動に影響を及ぼすことが考えられた。また, I-AFO は制御パラメータが容易に調整可能であるため, 被験者の歩行に合わせて, 立脚初期のブレーキトルクを詳細に設定することができ, 使用者の障害の程度や, 病期によって可変できるといえる。従って, 脳卒中や神経筋疾患, 末梢神経損傷など下肢機能に障害を持つ症例への応用が可能であると考えられる。

5.2 3 つの歩行条件での立脚期の制御について

本研究では, 開発してきた装具 (I-AFO) にフットスイッチを採用し, さらにこれらの計測系を用いて歩行状態の判定とそれに基づくブレーキ制御を考案した。この制御型短下肢装具を用いて, 通常の装具のない状況での歩行 (いわゆる裸足歩行) と日常使用しているプラスチック AFO (オルトップ AFO) での歩行と比較することで歩容にどのような違いがみられるのかを確認し, その有効性について検討した。

まず, 立脚期では支持側下肢は前進のため, 足部を中心に前方へ回転する土台として働く。一方, 遊脚期では, 下肢は

図 7 3 条件での歩行時の関節角度の比較

体重支持を解放され次に身体重量を支持するための位置へ移動するという見方ができる。このように、歩行では立脚期では足部を中心とした下肢の運動が生じており、Perry ら^{14, 15)}によるロッカー機能と呼ばれる「揺りてこの働き」がある。

図8 3つのロッカー機能¹⁴⁾

図9 ヒールロッカー¹⁵⁾

図10 歩行における足関節背屈筋群の筋活動の強度とタイミング¹⁴⁾
徒手筋力テストの最大値に対する割合 (% MMT) として示す。

ロッカー機能とは、ロッキングチェアのように回転しながら前方に移動する動きである。これは、初期接地から荷重応答期にかけての踵を軸とした回転（ヒールロッカー）と立脚中期から立脚終期にかけての足関節を軸とした回転（アンクルロッカー）、立脚終期から前遊脚期にかけての前足部を軸とした回転（フォアフットロッカー）の3つがある（図8）。これらの機能によって前方への推進力が生じ、下肢とともに身体の前進へとつながることになる。これらの回転の結果、立脚中期に重心は最も高い位置に上昇し、その後は重力による落下を利用して位置エネルギーを運動エネルギーに変換しながら効率よく歩行することができる¹⁶⁾。

ICにより急激な足関節底屈が生じるが、前脛骨筋をはじめとする足関節背屈筋群がブレーキをかけることになる。ここで生じる筋緊張は下腿を前方に引っ張るベルトのように作用し、それによって膝関節の屈曲が生じる。この時、大腿四頭筋は遠心性収縮によって膝関節屈曲を制御しつつ、前方に倒れていく下腿に大腿を引っ張り寄せていく¹⁵⁾。このようにしてヒールロッカーの機能は脚全体が前方へ移動することを可能にし、これによって身体もまた前進することとなる（図9）。今回、ICからLRでの制御を行ったことで、足関節背屈筋群の遠心性収縮による足部の一定速度での底屈方向への制動とそれに伴う下腿の前方への引きつけを代償することが可能となり、下肢および身体の前進を維持することができたと考えられる。歩行に関する結果では、I-AFO歩行は裸足歩行に比べ重複歩距離が増大し歩行速度が速くなったことから、この代償機能が適切に行われていたと推察された。

当然ながら足関節を固定するような装具の場合、この運動は不可能であり、また可動性を持つ装具においても足関節背屈筋群の遠心性収縮に近い制御は困難であると考えられる。被験者のプラスチック装具では、足関節は遊脚期に底屈位を呈しているように固定性が不十分なため、中間位に保持されず底屈位で接地し、軽度底屈してすぐに背屈運動が生じている。つまり、足底接地に近い状態で接地していることから、適切なヒールロッカーが生じないことになり、立脚初期の足関節の早期の背屈と膝関節の顕著な屈曲が起こったと考えられる。

また、逆に足関節の固定性の高い短下肢装具を用いた場合では、装具によって足関節が固定されることから、踵接地にともない過度のヒールロッカーが生じ、膝関節と股関節が過度に屈曲される現象が生じることとなる。

一方で、I-AFO歩行では膝関節では滑らかな屈曲増加がみられ、より正常歩行に近い膝関節の運動が行われていた。これは、I-AFOによって足関節の底屈制動を行い、足関節背屈筋群の遠心性収縮による下腿の引きつけが行われたことで正常歩行にみられるヒールロッカーを補助し、滑らかな膝関節の屈曲運動が得られ歩容改善につながったといえる。

立脚期の足関節背屈筋群の筋活動では、ICからLRにかけて次第に筋活動が低下していくという報告がされている（図10）。これは、すなわち骨格筋の遠心性収縮を示したものであり、絶妙に下腿を前方へ推進するように活動しているものと捉えることができる。今回の制御方法では、ICから

LR (State1) にかけてその足関節背屈筋群の筋活動を想定してトルクを線形的に減少させるように設定した (図 4)。その結果、足関節の滑らかな底屈と、下腿の推進を適度に促通することで、膝関節の安定性が獲得された。この State1 におけるブレーキトルクを低下させる時間幅やその大きさによっては推進を妨げたり、過度の膝屈曲を引き起こし不安定性を呈することが予想され、障害の程度や回復の度合いなどに応じて厳密に調整する必要があると考えられた。

この生体での微妙な筋活動 (遠心性収縮) の代わりに果たすことができるのは、応答性が高くトルク調節が可能な SCMRB によるものである。歩行での IC から LR は非常に短時間であり、この短い時間において瞬時に制御できる必要があり、数 ms と応答性の高い MR 流体の特性が活かされていると考える。つまり、SCMRB により、骨格筋の遠心性収縮が再現され、立脚初期においてこの活動を補助できたことにより、初期時の安定性と次の歩行の相へのスムーズな移行が可能となったものと考えられた。さらに、インテリジェントな制御によってトルク調整を行うことで個々の症例への適用や病態に応じた対応が期待できる。

山本ら^{17,18)}は、底屈制動モーメントの大きさと初期角度の設定が可能な AFO を開発し、AFO 底屈制動モーメントを各片麻痺者で適切に設定することにより、歩行時の IC から LR にかけてヒールロッカーを生じさせ、MSt 以降の膝関節の過伸展あるいは過屈曲を防止できると報告している。また、櫻井ら¹⁹⁾は、底屈制動モーメントによって IC から LR における COG (身体重心) 進行方向速度や非麻痺側歩幅の改善がみられ、それらの歩行分析項目が有効である可能性を報告している。被験者の病態は異なるが、本研究でも底屈制動を行うことで膝関節の安定性が向上したことを裏付ける結果となった。

一方、足関節では、正常では立脚初期に底屈運動がみられるが、裸足歩行や P-AFO 歩行では足関節の背屈方向への動きがみられ正常歩行とは異なる不安定な様子が伺えた。これは、遊脚期での底屈制動が行われていないことが原因である。I-AFO 歩行では、立脚初期の底屈が生じていることから、遊脚期での底屈 0°での保持が MR ブレーキによって補助されたことで、立脚初期の踵での接地とその後の底屈運動が可能となったといえる。

5.3 3つの歩行条件での遊脚期の制御について

まず、裸足歩行では遊脚期で足関節は底屈位となり、下垂足 (drop foot) を呈している様子が伺える。P-AFO 歩行でも遊脚期に足関節の底屈が認められたが、これはプラスチックの可撓性による底屈方向への動きの可能性がある。つまり、P-AFO では、ある程度の底屈への制動がみられるが十分とはいえず、足部のクリアランスが適切に保てない状況であると考えられた。

その一方で、I-AFO 歩行では、立脚期終末から遊脚期で足関節は背屈位で保持されており、足関節の底屈への制限が的確に行われていることを示している。この底屈への制限によって、立脚初期の踵での床への接地が実現し、引続き行わ

れる制御によって滑らかな重心移動がみられたと考えられる。

6. おわりに

今回、従来の我々の研究から開発してきた短下肢装具 (I-AFO) において、フットスイッチを用いて歩行状態を判別し、それに応じた制御機構を構築した。さらに、この装具を下肢機能に障害のある患者に適応し、その個人の特性に応じてブレーキトルクの大きさ、時間を調整した。その結果、他の歩行条件 (裸足およびオルトトップ AFO) よりも歩行が改善し、I-AFO および制御機構の有効性を実証できた。

すなわち、SCMRB (コンパクト型 MR 流体ブレーキ) により、歩行の遊脚期での足関節の底屈制限による下垂足の防止によって遊脚期での足部のクリアランスが得られ、立脚初期での踵からの接地が生じた。また、立脚初期の IC から LR での足部の底屈運動の制動によって、下腿の前方への推進がスムーズになり、膝関節の不安定性が減少し、より安定した正常歩行に近い歩容が得られた。これらのことから、開発した MR 流体ブレーキを用いたインテリジェント短下肢装具による足関節制御の有効性が示唆された。

この I-AFO は、脳卒中に代表されるような下肢機能の回復過程で生じる筋緊張の変動や随意性の回復に応じて、また、個人の特性に応じて足関節トルクの調節やそのタイミングを容易に変えられることから、リハビリテーションでの回復段階に応じた練習用の装具としても用いることが可能であると考えられる。さらに、障害が残存した場合にも障害の程度や歩行特性に合わせて制御アルゴリズムを変更することが可能であることから、福祉用具として日常的に使用する装具としても用いることができると考えている。

今後の課題としては、まず、短下肢装具全体の軽量化が必要である。また、歩行速度に応じてブレーキトルクを自動的に調節できる制御アルゴリズムを構築し、速度に応じた調節による歩行の安定化を図りたいと考えている。

参考文献

- 1) 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)。
- 2) J.A.Blava 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, 2(1), 23-31, (2004)。
- 3) 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)。
- 4) 池田健輔，高岩昌弘，則次俊郎：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)。
- 5) 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)。

- 6) 小澤隆太, 中村彰利, 山崎祥道, 川村貞夫: 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).
- 7) 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).
- 8) 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).
- 9) 古荘純次, 菊池武士, 森本正治, 徳田美和, 李成求, 橋本泰典, 中川昭夫, 赤澤康史: せん断型MRブレーキを用いたインテリジェント下肢装具の研究開発 (第1報) せん断型コンパクトMRブレーキの開発と制御型短下肢装具への応用, 日本ロボット学会誌, 25(6), 867-873, (2007).
- 10) Furusho, J., Li, C., Morimoto, S., Tokuda, M., Kikuchi, T. and Hashimoto, Y.: Development of Shear-type MR Brakes and their Application to Ankle-Foot Orthoses, Proceedings of 2007 IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering-CME2007(CD-ROM), 1283-1287, (2007).
- 11) Furusho, J., Kikuchi, T., Tokuda, M., Kakehashi, T., Ikeda, K., Morimoto, S., Hashimoto, Y., Tomiyama, H., Nakagawa, A. and Akazawa, Y.: Development of Shear Type Compact MR Brakes for the Intelligent Ankle-Foot Orthosis and Its Control (Research and Development in NEDO for Practical Application of Human Support Robot), Proceedings of IEEE International conference on Rehabilitation Robotics 2007(USB Memory), 89-94, (2007).
- 12) Carlson, J.D. and Jolly, M.R., MR fluid, foam and elastomer devices, Mechatronics, 10, 555-569, (2000).
- 13) 菊池武士, 池田健一, 梯大悟, 大月喜久子, 谷田惣亮, 古荘純次: せん断型コンパクトMR流体ブレーキを用いたインテリジェント下肢装具 制御系の再検討および軽量化のための新規ブレーキの開発, 日本機械学会2008ロボティクス/メカトロニクス講演会講演論文集 (DVD), 2P1-E02, (2008).
- 14) Jacquelin Perry: ペリー 歩行分析—正常歩行と異常歩行—, 武田功 (監訳), 2-50, 医歯薬出版, (2007).
- 15) Kirsten Götz-Neumann: 観察による歩行分析. 月城慶一, 山本澄子・他 (訳), 5-80, 医学書院, (2005).
- 16) 山本澄子: 脳卒中患者の歩行分析と下肢装具処方, Med Reha, 85, 113-119, (2007).
- 17) 山本澄子, 海老名政彦・他: 短下肢装具の可撓性と初期角度が片麻痺者の歩行に及ぼす影響, バイオメカニズム 12, 253-264, (1994).
- 18) 山本澄子, 久保茂・他: 片麻痺者のための背屈補助付き短下肢装具 (DACS AFO) の開発, バイオメカニズム 14, 227-235, (1998).
- 19) 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).

谷田 惣亮 (たにだ そうすけ)

1996 年三重大大学人文学部社会科学科卒業, 2003 年滋賀医療技術専門学校理学療法学科卒業, 2003 年より滋賀医療技術専門学校勤務. 2007 年滋賀医科大学大学院医学系研究科看護学専攻修了, 2007 年大阪大学大学院工学研究科機械

工学専攻入学, 現在に至る. 理学療法士・修士. 機能性流体ブレーキを搭載した短下肢装具の開発および臨床評価, 制御型歩行器の開発等の研究に従事. バイオメカニズム学会, 日本生体医工学会, 日本理学療法士協会, 日本整形徒手療法協会, 臨床理学療法研究会などの会員.

菊池 武士 (きくち たけひと)

2003 年大阪大学大学院工学研究科電子制御機械工学専攻博士前期過程修了, 大阪府立産業技術総合研究所, 大阪大学大学院工学研究科助手を経て, 山形大学大学院理工学研究科助教. 博士 (工学). 機能性流体を用いたメカトロニクス技術に関する研究開発や福祉工学, リハビリテーションロボティクスへの応用研究に従事. 日本機械学会, 日本ロボット学会, 計測自動制御学会, 日本生体医工学会, 日本バーチャルリアリティ学会, IEEE 等の会員.

古荘 純次 (ふるしょう じゅんじ)

1970 年大阪大学工学部機械工学科卒業, 1975 年同大学院博士課程単位取得退学. 大阪大学助手, 岐阜大学助教授, 電気通信大学教授, 大阪大学教授を経て 1998 年より大阪大学大学院工学研究科教授. 人間共存型メカトロニクスと安全性の高いアクチュエータ, 上肢・下肢リハビリ訓練システム, 制御型穿刺システム, 機能性流体を用いたメカトロニクス等の研究に従事. 日本機械学会, 計測自動制御学会, 日本バーチャルリアリティ学会, 日本生体医工学会, 日本コンピュータ外科学会, バイオメカニズム学会, 日本リハビリテーション医学会, 日本 VR 医学会, 日本人間工学会, 日本リハビリテーション工学協会等の会員. 日本機会学会フェロー. 工学博士.

小澤 拓也 (おざわ たくや)

1992 年近江八幡市民病院, 藍野大学講師等を経て 2007 年より社会医療法人協和会加納総合病院勤務. 2007 年神戸大学大学院総合人間科学研究科修了, 2007 年大阪大学大学院工学研究科機械工学専攻入学, 現在に至る. 理学療法士・修士 (学術). 運動器疾患の解析および運動療法に関する研究, 上肢リハビリ訓練システムの研究に従事. 日本理学療法士協会, 日本体力医学会, 臨床理学療法研究会などの会員.

大月 喜久子 (おおつき きくこ)

2008 年大阪大学工学部応用理工学科卒業. 2010 年同大学大学院工学研究科機械工学専攻修了見込. 現在, MR 流体を用いたアクチュエータ, MR ブレーキを用いたインテリジェント短下肢装具の研究に従事.

藤川 孝満 (ふじかわ たかみつ)

2004 年大阪大学大学院基礎工学研究科博士課程修了。宮崎医科大学附属病院, 大津市民病院, 滋賀医療技術専門学校, 鈴鹿医療科学大学助教授, 藍野大学教授を経て 2008 年より佛教大学保健医療技術学部教授。現在に至る。主として再生医科学, 適応制御の研究に従事。日本生体医工学会, 日本神経科学会, 日本生理学会, 日本生理人類学会等に所属。工学博士。

森本 正治 (もりもと しょうじ)

1970 年大阪大学工学部精密工学科卒業, 1972 年同大学院修士課程修了。労災リハ工学センター機械工学研究部長, 岡山理科大学工学部教授を経て 2005 年から大阪電気通信大学医療福祉工学部教授。義肢装具の開発および計測評価に従事。日本機械学会, バイオメカニズム学会, 日本生体医工学会, 日本リハ医学会, ISB, ISPO などの会員。(工学博士)

橋本 泰典 (はしもと やすのり)

1991 年 4 月立命館大学理工学部情報工学科卒業。1996 年 4 月立命館大学理工学研究科情報工学専攻博士学位取得。同年 4 月, 橋本義肢製作株式会社社長就任。1998 年 7 月岡山リハビリ機器販売有限公司社長就任。2005 年より朝日リハビリテーション専門学校等の非常勤講師。日本義肢装具学会監事。日本リハビリテーション工学協会会員。日本生活支援工学会会員。

安田 孝志 (やすだ たかし)

1996 年近畿大学工学部機械工学科卒業。1999 年藍野医療福祉専門学校理学療法学科卒業。1999 年大浜第二病院リハビリテーション科, 近江温泉病院理学療法学科, 藍野医療福祉専門学校理学療法学科を経て 2007 年より滋賀医療技術専門学校理学療法学科勤務。2007 年大阪体育大学大学院スポーツ運動・コーチ科学領域修了。理学療法士, 修士。スポーツ選手の動作解析および評価に従事。日本理学療法士協会, 日本臨床バイオメカニクス学会会員。

The development and clinical evaluation of an intelligent ankle foot orthosis using compact type MR fluid brakes

Sosuke TANIDA ^{1,6 †}, Takehito KIKUCHI ², Junji FURUSHO ¹, Takuya OZAWA ¹, Kikuko OTSUKI ¹, Takamitsu FUJIKAWA ³, Shoji MORIMOTO ⁴, Yasunori HASHIMOTO ⁵, Takashi YASUDA ⁶

¹ Graduate School of Engineering, Osaka University

² Graduate School of Science and Engineering, Yamagata University

³ Department of Health Sciences, Bukkyo University

⁴ Department of Biomedical and Rehabilitation Engineering, Osaka Electro-Communication University

⁵ Hashimoto Artificial Limb Manufacture Co.,LTD.

⁶ Department of Physical Therapy, Shiga School of Medical Technology

Abstract We developed an intelligently controlled ankle foot orthosis (I-AFO) with compact Magneto-rheological fluid brakes to gain walking function closer to normal gait, and we have been studying to control the plantarflexion and dorsiflexion of ankle joint. In this study, we placed foot-switches in a short leg brace (I-AFO) that was developed from our conventional studies and evaluated the walking state with their use. We also created a control method that adjusted the torque according to the walking state in detail. Further, we applied this orthosis to a patient with lower limb disability, and adjusted the braking torque and control time for this patient's walking characteristics. As a result, walking was improved compared to other walking conditions (bare foot and plastic AFO walking). These results demonstrated the effectiveness of ankle control by I-AFO using MR fluid brakes.

Key Words: Magneto-rheological fluid brakes, Ankle foot orthosis, Gait control, Gait analysis

Received Apr 30, 2009 Accepted Dec 14, 2009

[†] Sosuke TANIDA

Graduate School of Engineering, Osaka University

2-1 Yamadaoka, Suita, Osaka 565-0871, Japan

Tel: 06-6879-7343 Fax: 06-6879-7344

E-mail: s-tanida@pt-si.aino.ac.jp