

原 著

磁性流体ブレーキを足継手ブレーキとして用いた 対麻痺者用下肢装具の開発研究

— MR ブレーキを応用した足継手の開発と臨床評価 —

吉村洋輔*¹ 伊勢眞樹*²

要 約

我々はこれまでに、下肢麻痺者（対麻痺者および脳卒中による片麻痺者）の装具に関して、永久磁石をサーボモータで操作することによって MRF (Magneto-Rheological Fluid: 磁性流体) の粘度を変え、足関節まわりのブレーキ力を発生させる足継手を試作してきた。本研究では、小型・軽量化が可能な電磁石駆動方式の MRF ブレーキを足継手部ブレーキとして採用し、歩行の状況に対応して最適のブレーキ力を制御する方法を開発した。

対麻痺者に装着しての実験では、その機能と動作への影響を評価し、装具の装着にかかる時間は大幅に短縮することができた。平行棒内での立位と座位の移行に要した時間も短く、立位保持については平行棒内に軽く手を添えた状態で1分間以上が可能であった。平行棒内の歩行では、踵接地時に足関節が緩やかに底屈し、遊脚期で背屈位に保持できていることが確認できた。歩行器を用いた歩行動作時の PCI (Physiological Cost Index: 生理的コスト指数) も改善していた。

本研究により、小型軽量化と省エネルギー化も含むスムーズな歩行を実現する対麻痺者用の下肢装具の試作ができた。

1. はじめに

脊髄損傷者の障害、特に移動能力に関する障害に対して、リハビリテーションでは、関節拘縮や褥瘡の予防を行い、push up、移乗動作、車椅子の操作・走行という新しい移動手段を学習し、さらに家屋改造や環境整備を行い、行動範囲の拡大を目的としている。すなわち、下肢の機能改善への対応ではなく、上肢に下肢の機能を代行させるアプローチであり、脊髄損傷者に対するリハビリでは多くの場合、二足歩行を目指すのではなく、車椅子移動を前提とした対応に重点が置かれてきたといえる¹⁻³⁾。

しかし、立位・歩行を行わず、車椅子座位を取り続けることによって生じる下肢の関節可動域制限や骨萎縮は見逃ごせない問題であり、また、脊髄損傷者に立位・歩行への願望が存在することは多い³⁾。このような現状を踏まえ、今まで実用的歩行は不可能とされてきた対麻痺者の立位・歩行の再建が目目されるようになってきている。すなわち、新しい装具

の開発、FES (functional electrical stimulation: 機能的電気刺激) による麻痺肢の再建、装具と FES または動力化機構を組み合わせた HAS (hybrid assistive system: 装着型補助装置) の研究などが報告され⁶⁾、また、歩行に関する CPG (central pattern generator: 中枢パターン生成器) を賦活する訓練方法の導入などが進められている。しかし、対麻痺者用の装具に関しては、唯一、自分自身で座位と立位の移行が可能で、一般的に実用化されている下肢装具の ARGO (advanced reciprocating gait orthosis, Hugh Steeper 社) は着脱に時間がかかるうえ、遊脚期に足関節を背屈保持できないために歩幅が大きくなり体重心の上下移動も大きいという問題がある。

また、脳卒中片麻痺者の多くが歩行補助のために使用する短下肢装具においても、現在、樹脂や金属バネ、油圧ダンパー等により底背屈の硬さを付与するものはある。しかし、遊脚期に積極的に足関節を背屈保持し、踵接地時に足関節を体調の変動等に応

*1 大阪電気通信大学 医療福祉工学科 リハビリテーション工学研究室

*2 川崎医療福祉大学 医療技術学部 リハビリテーション学科

(連絡先) 吉村洋輔 〒575-0063 大阪府四條畷市清滝1130-70 大阪電気通信大学

E-Mail: ptyo@go7.enjoy.ne.jp

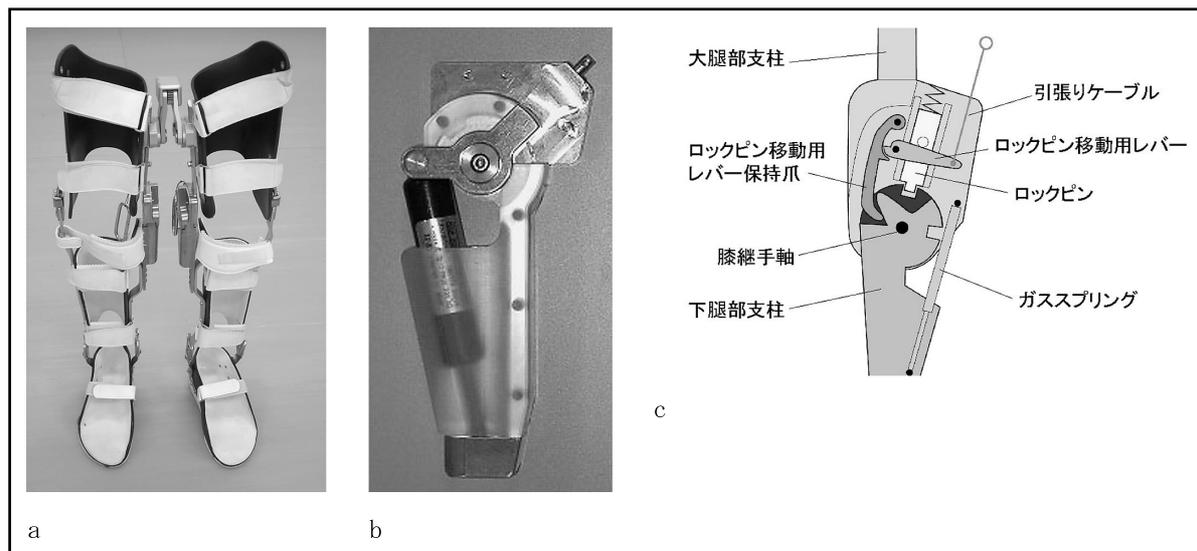


図1 メカニカル記憶機構を組み込んだ膝継手機構

(説明) a: 下肢装具全体(前面図), b: 膝継手部分, c: 膝継手部分模式図。

膝継手部の高さ×幅×厚さ: 130×60×20mm. 重量: 187g. 材質: A7075+プラスチック.

じて底屈制御して円滑な体重移動を実現するものはなかった。

我々はこれまでに、これらの問題を解決するために、対麻痺者用の下肢装具として内側支柱方式のHKAF0(Hip-knee-ankle-foot orthosis: 骨盤帯付き長下肢装具)の開発を目指して、メカニカル記憶機能組み込み膝継手(図1)を試作開発してきた⁷⁾。また、下肢麻痺者(対麻痺者および脳卒中による片麻痺者)用に、永久磁石をサーボモーターで操作することによってMRF(Magneto-Rheological Fluid: 磁性流体)の粘度を変え、足関節まわりのブレーキ力を発生させる足継手(図2)を試作してきた⁸⁾。

本研究では、小型・軽量化が可能な電磁石駆動方式のMRFブレーキを足継手部ブレーキとして採用し、歩行の状況に対応して最適のブレーキ力を制御

する方法(図3)を開発した。これにより、小型軽量化と省エネルギー化も含むスムーズな歩行を実現する対麻痺者用の下肢装具の試作(図4)ができたので報告する。

2. MR 流体とは

MR 流体とは、印加する磁場に応じて流体の特性が大幅に変化し、液体から半固体まで、粘性を可逆的に操作することが出来る流体である。一般的なMR流体は、直径数ミクロンの強磁性体微粒子を油やシリコン、水等を主成分とする溶液中に分散させたものである。

磁場を印加することで流体内の微粒子が磁力線の方向に連鎖し、これを切断する時に降伏応力が発生することから、流速が全く無い場合でもブレーキとしての機能を発揮する(図5)。

3. 下肢装具への応用

MR 流体をブレーキとして用いる場合には、フロー型と剪断型の二種類の方法が多く使われている。フロー型は図6に示すように、ショックアブソーバやダンパの減衰力調整バルブの代わりとして流体自体の粘性を変化させることで、オリフィス部分での抵抗を増減させ減衰力を調整する。

これらのブレーキ装置を装具継手に組み込むことで、装具の動きに対し、一定のブレーキトルクしか発生できなかった従来の装具に比べ、積極的な制御が可能になり、円滑な歩行動作が期待できると考えた。



図2 MRブレーキ機構の外観

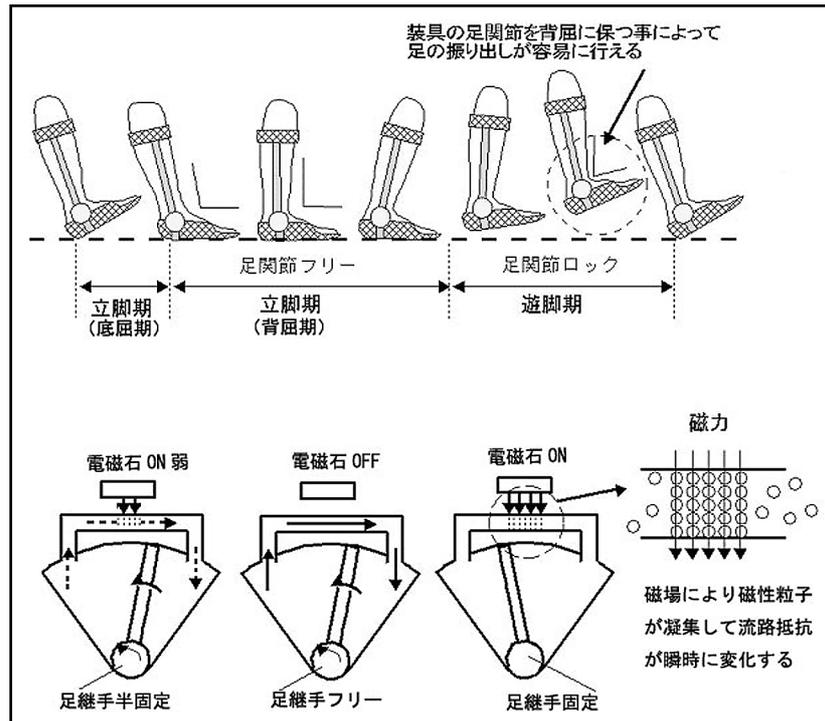


図3 電磁石方式 MR ブレーキを用いた下肢装具の足継手制御

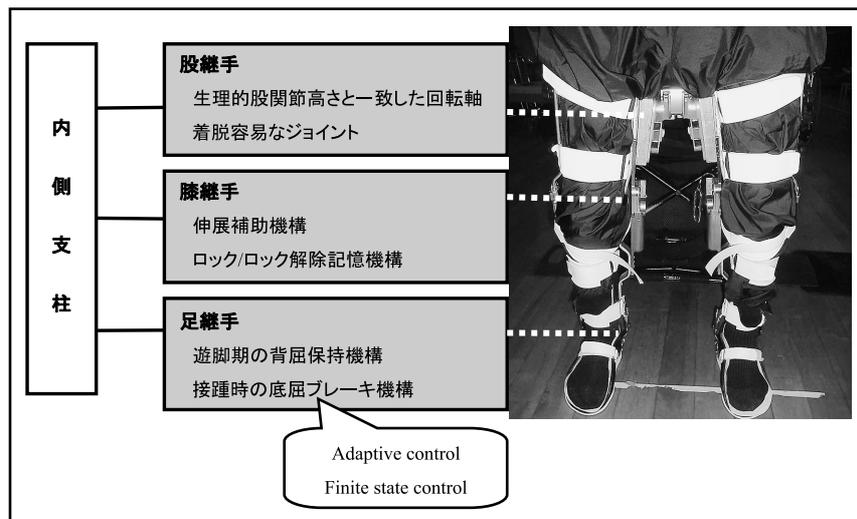


図4 MR ブレーキを組み込んだ対麻痺者用の下肢装具システム

4. 目的

今回、我々が試作開発した下肢装具が下肢障害者の歩行活動に有効であるかを対麻痺者に装着して実証することを目的とした。また、対麻痺者用下肢装具である HKAF0 の足継手に組み込んだ MR ブレーキ、および対麻痺者用下肢装具に組み込んだメカニカル記憶機構組み込み膝継手の有効性を確認することを目的とした。

MR ブレーキ組み込み足継手は、下肢装具に取

り付けた力・モーメントセンサー、足継手角度センサー、足底スイッチにより踵接地、爪先離れ時、遊脚期を判別し、立脚初期と遊脚期の各々に必要なブレーキトルクを生成して、立脚初期の滑らかな接地動作（足底全体が急速に接地することを防ぎ、踵を支点にして体が前方へ滑らかに傾斜移動する動作）と遊脚期の背屈保持動作を行わせるものである。

また、メカニカル記憶機構組み込み膝継手は、対麻痺者が座位と立位の移行を一人で両手杖を使用して行えるようにするものである。

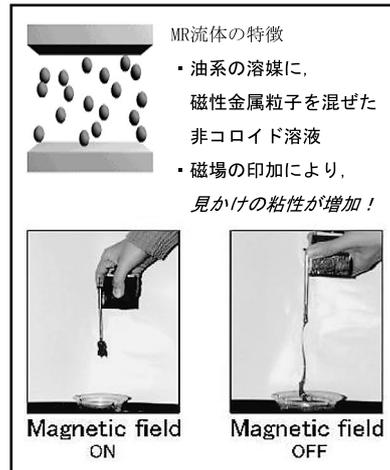


図5 MR 流体

(説明) MR 流体の特徴を生かし、油圧サーボに比較し構造が簡単で動作時の音が少ない MR ブレーキを開発した。

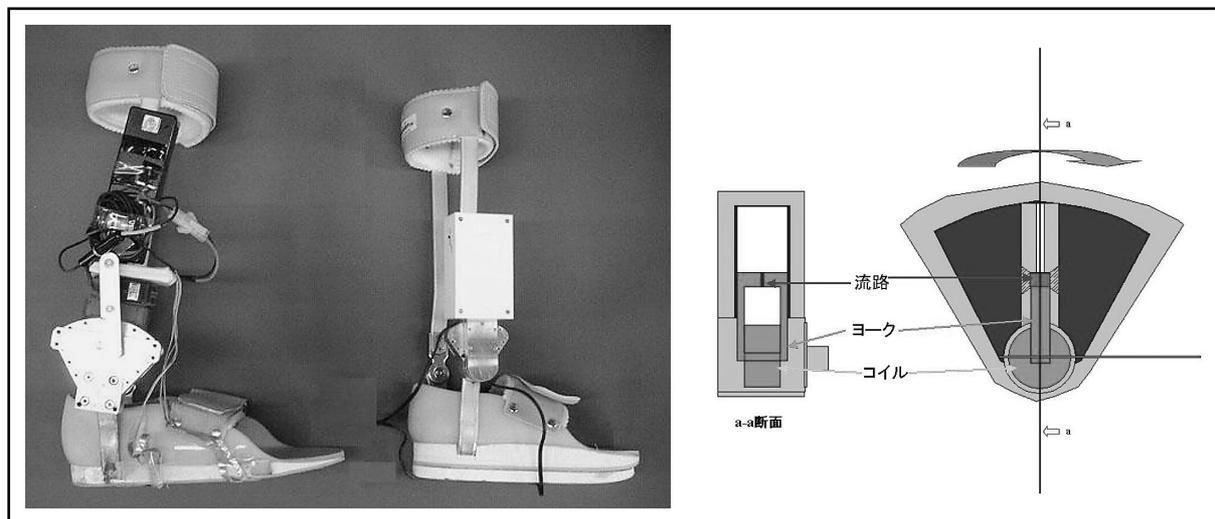


図6 フロー型 MRブレーキとその概念図

(説明) フロー型 MR ブレーキ (写真左：一次試作機，同右：二次試作機) とフロー型 MR ブレーキの概念図。

これら2つの機能を組み込んだ下肢装具を、実際に障害者に装着して訓練を行いながら、その有効性を確認することも目的とした。

5. 方法

5.1. 下肢装具の開発方法

下肢装具本体の開発では、MRFの粘度制御を電磁石方式にして、電流の大きさを変えてブレーキ力の微妙な制御を行うことを可能にした。図3にその概念図を示す。電磁石により磁性流体に加える磁場強度を可変且つ高速に変化させることができ、歩行の各状態(踵接地時、蹴り出し時、遊脚期)に応じて必要な足継手軸周りのブレーキトルクを生成させることができる。

立脚初期：健康者は踵接地から足底全体が接地す

るまで、足関節に背屈方向の曲げモーメントを作用させることで、足底全体が急速に接地しないようにしている。このことにより、その間に踵を支点にして、身体全体をより小さなエネルギーで前方へ移動させることが可能になる。下肢麻痺者にはこのモーメントを生成することが困難であるので、装具足継手部に取り付けたMRブレーキにより、背屈方向曲げモーメントに相当するブレーキトルクを歩行速度等に応じて適切な時間変化パターンで生成させる。これにより、踵接地直後の急速な足底全面接地を防ぐことができ、踵を支点にして体を前方へ移動させる滑らかな運動が実現できる。

遊脚期：健康者は蹴り出し時に足関節を大きく底屈させて遊脚期に入り、直ぐに足関節を背屈させて、足部が床面と接触するのを防いでいる。下肢麻痺者

は遊脚期に足関節を背屈させることが困難であるため、爪先が床と接地して脚を前方に振り出すことが困難になる。これを防ぐために体を体重支持脚側に大きく傾斜させたり(対麻痺者)、脚を外側に大きく振り回したり(片麻痺者)、大腿部を大きく屈曲させて膝を持ち上げたり(片麻痺者)する代償動作を行うため滑らかな歩行動作ができず⁹⁾、エネルギー消費も大きくなる¹⁰⁾。これを防ぐために、蹴り出し時の足関節の背屈位の状態でブレーキをかけて固定し、遊脚期にその状態を保持して、踵が接地する直前に解除する。

このように MR ブレーキを電磁石方式に改良することにより、従来の機械的な駆動機構をなくしてエネルギー消費を抑えることもできた。また、重量も軽減化することができた。

さらに、従来は装具の足底にスイッチを取り付け、足底が地面から浮いている遊脚期にはブレーキが作用して背屈位を保持しているだけであったが、足関節角度を検出して制御に用いることで、立脚初期の踵接地から足底全面接地までの底屈の硬さを障害者に合わせて適切に制御できるようにした。これは今までのプラスチック製下肢装具や、受動的なブレーキ機構を付加した下肢装具足継手(DACS, Gait Solution 等)では実現できなかったことである。特に対麻痺者用には、図4に示すように立位と座位の移行が自分自身で行え着脱が容易な左右分離型内側支柱方式の膝継手、股継手およびそれらを連結する支柱構造の改良までを含めて試作することとした。

電磁石駆動方式の MR ブレーキ単体の開発に際して、フロー型と剪断型の2種類の MR ブレーキを開発した。フロー型は、ベーンの回転により押しのけられて狭い流路を通過する MRF に磁場を加えて粘性係数を変化させ、流量を制御してブレーキトルクを生成する。また、フロー型は電磁石部を小さく設計できるため小型・軽量化が容易で、基底トルク(磁場を加えない状態でのトルク)は大きい、大きなブレーキトルクを確保できる。なお、剪断型 MR ブレーキについては、古荘らにより既に報告がされており¹¹⁾、本稿ではフロー型 MR ブレーキを用いた下肢装具足継手を対麻痺者に適用した例について報告する。

5.2. 対象(被験者)

外傷による第12胸髄不全損傷の対麻痺者1名(56歳、男性、身長165.0cm、体重58.0kg)を対象とした。

5.3. 訓練および計測の方法

対象者には本研究の趣旨を十分に説明した後、被験者となる承諾を得た。倉敷中央病院リハビリテーション科で、医師が立ち合い、理学療法士の直接的な指導の元に、十分な安全を確保した状況で、下肢装具の装着訓練および歩行訓練を行った。車椅子座位の姿勢で下肢装具の装着訓練を行い、平行棒内で座位と立位の移行を訓練し、さらに平行棒内での歩行訓練を実施した。その間に、定期的に運動計測室で空間座標計測装置(MAC3D: Motion Analysis社)と床反力計(Motion Analysis社)により歩行動作を計測した。さらに、平行棒内から出て歩行器による歩行が可能になった時点で、心拍数を利用した歩行エネルギー効率の指標として PCI(Physiological Cost Index: 生理的コスト指数)を計測した。なお PCI は次式により求めた。

$$PCI = \frac{(\text{歩行終了時心拍数} - \text{安静時心拍数}) \times 100}{\text{歩行速度 (m/分)}}$$

立位 — 座位の移行に要する時間の計測: 本下肢装具は、装具膝継手にガスダンパーとメカニカルロック機構を組み込むことで、立位 — 座位の移行を容易に行えるようにしている。ガスダンパーはリンク機構によって膝90°屈曲位付近で最大の伸展アシスト力を発揮するように設計されており、上肢によるプッシュアップの補助として膝を伸展させる。また、立位または座位で任意にロックを解除した後、膝継手が伸展位または屈曲位に移行すると自動的にロックがかかるようになっている。その時間をストップウォッチで計測した。

6. 結果

6.1. 装着性

ARGO 等に代表されるような従来の交互歩行装具は装具股継手が外側に取り付けられているので、装具を左右に分割することができず、装着に20分間程度は時間が必要であるが、今回製作した交互歩行装具は内側に位置した股継手を取り外すことで装具を二分割することができ、車椅子に座ったまま簡単に装着が可能になった。骨盤帯を除いた装具の装着に要する時間を計測したところ、最初は5分間程度必要であったが、本研究の終了段階には3分間以内で装着が可能となった。

6.2. 立位 — 座位の移行

図7に装具を装着した被験者が平行棒内で立位 — 座位・座位 — 立位への移行を行った様子を示す。

膝継手部の伸展補助機構（ガスダンパ）により，立ち上がる際に必要なアシスト力が得られていることを確認できた．移行に要した時間は10秒間以内であり，立位保持についても軽く平行棒内に手を添えた状態で1分以上が可能であった．

6.3 . 平行棒内での歩行

平行棒内での歩行の様子を図8に示す．MRブレーキによる制御を行っている場合には，踵接地→ヒールロッカー→アングルロッカーの動きが観察され，遊脚期においても十分なトゥクリアランスが確保できていることが確認できた．

6.4 . 歩行器を用いた歩行

交互歩行器による歩行は，障害によって失われた下肢の振り出し力の代わりに，上体の重心を後方にそらせ，装具股関節の回転中心よりも後方に荷重をかけることによって，股関節に屈曲方向のモーメントを発生させ，遊脚側の振り出しを行うものである．したがって，体幹を前屈させた状態では股関節に屈曲方向のモーメントが発生せず，下肢の振り出しが著しく困難になってしまう．

平行棒内での歩行は，左右方向のみでなく，前後方向にも安定が得られるため，上体を起こした状態で歩行することができるが，歩行器においては左右と前方向の安定しか保証されないために，体幹を前



図7 平行棒内での座位から立位への立ち上がり動作

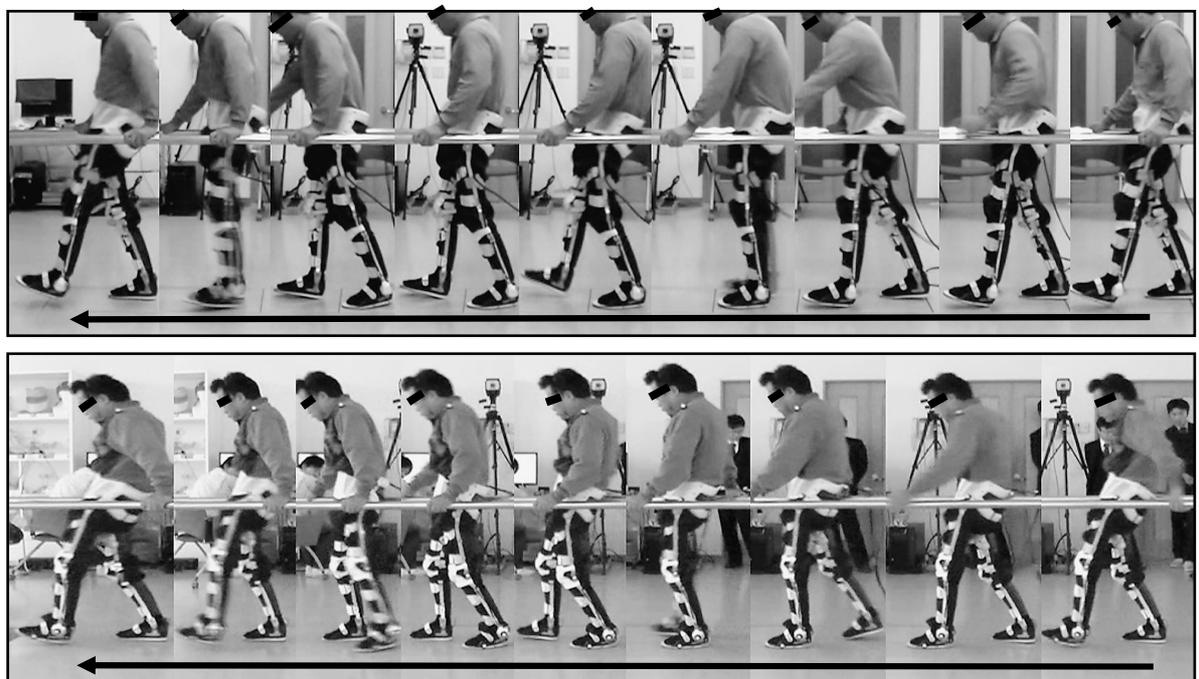


図8 平行棒内での歩行動作

（説明）写真上：MRブレーキ制御あり

写真下：MRブレーキ制御なし

MRブレーキによる制御を行った場合には，踵接地後に比較的スムーズなアングルロッカーへの動きが観察され，遊脚期においてもトゥクリアランスが確保できていた．

表 1 歩行器歩行時の心拍数および 3 分間の歩行距離、歩行速度と PCI 値

	心拍数	心拍数	心拍数	歩行距離(m)	歩行速度(m/min)	PCI
	1分後	2分後	3分後			
1回目	126	132	137	25	8.3	7.80
2回目	128	143	152	34	11.3	7.06
3回目	132	141	150	35	11.7	6.69

傾させて歩行せざるを得ない。そのために、歩行器を用いての歩行は平行棒内での歩行に比べ、下肢の振り出しが顕著に少なくなっていた。

歩行器を用いて1周14mの歩行路を歩行しPCIの計測を行った結果を表1に示す。被験者の歩行能力を考慮し歩行時間は3分間とし、本人の意思で何時でも実験を中止できるようにした。座位で安静時心拍数を計測した後に立位でしばらく静止し、心拍が安定したところで歩行を開始した。

回数が進むにつれてPCIが改善しているが、先に述べた通り、歩行器を用いた歩行では下肢の振り出しを十分に行うことができない為に、平行棒内での歩行に比べ歩行効率が低下していた。

7. 結語

電流制御方式のMRブレーキを開発して対麻痺者用の下肢装具の足関節に組み込み、その機能と歩行動作を評価した。実際に対麻痺者に装具を装着しての実験では、1名の被験者についてその機能と動作への影響を評価し、装具の装着にかかる時間は、最初は5分間程度必要であったが、訓練の終了段階では3分間以内に短縮することができた。平行棒内での立位と座位の移行に要した時間は、10秒間以内であり、立位保持については平行棒内に軽く手を添えた状態で1秒間以上が可能であった。平行棒内の歩行では、踵接地時に足関節が緩やかに底屈し、遊脚期で背屈位に保持できていることや、骨盤の水平面

内回旋角度は、概ね $\pm 15^\circ$ 程度に収まっていることが確認できた。訓練の最終段階で歩行器を用いた歩行を行い、PCIが改善していた。

この分野の開発・研究に関しては、歩行が脊髄損傷による対麻痺者のニーズを完全に満たすほど実用的になっていないのは事実である。現在の装具と訓練で獲得できる歩行の実用性はまだ十分とはいえず、日常的な使用頻度も低いのが現状である。しかし、心理的な作用や内臓諸器官に対する効果など健康維持には大いに役立っている¹⁴⁾ことは確かである。

欧米では交互歩行装具を日常使用しているとの報告がある。Franceschiniら¹⁵⁾は、RGOで訓練した74名の対麻痺者に追跡調査を施行した結果、退院後も歩行を継続している者が31名いたと報告している。わが国においては、十分な退院後状況の調査報告はなされていない。欧米では住宅環境で段差が少なく、歩行条件が日本に比べ整っていることなどその環境に差はあるものの、病院や訓練室という特殊な環境のみではなく日常的に使用できる装具の開発やその追跡調査も今後は必要であろう。

本研究はメカトロニクス技術を用いた下肢装具であるために、これを使いこなす立場の義肢装具士や理学療法士にとって、これまでの知識と経験の範囲を超えていると思われる。このため、義肢装具士を支援して個々の障害者に合わせて調節するための計測評価システムが必要であり、また、理学療法士を支援して障害者がこの機能を有効に使用できるため

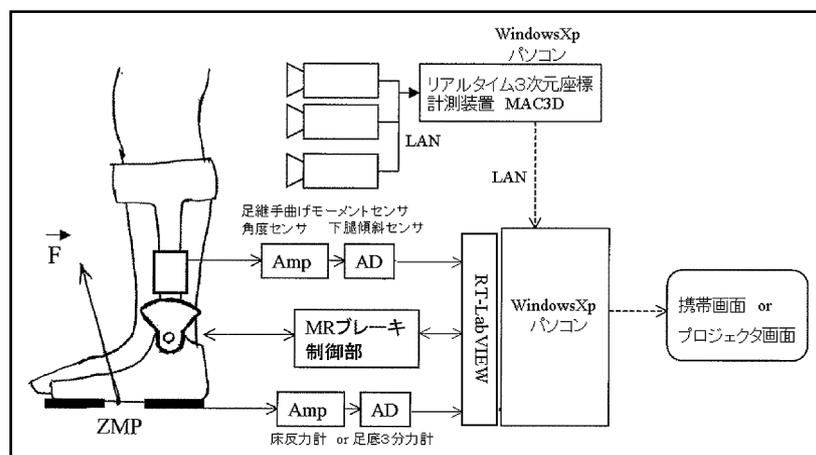


図 9 下肢装具の歩行計測評価システム

の訓練支援システムが不可欠であると思われる。このための訓練と調整用の下肢装具歩行機能計測評価システムを併せて開発する予定である。今後は、修正やメンテナンスが容易なリアルタイム LabVIEW の開発環境を用いて、空間座標計測装置と下肢装具組み込みセンサの信号を取り込んで、装具足継手と生体足関節の曲げモーメントをリアルタイムに動画として表示できるようにしたいと考えている。目に見えない足関節周りのモーメントを可視化表示できるので、義肢装具士や理学療法士が装具の制御パラメータを調整する際に役立つと考えられる。この開発では、下肢装具に組み込んだ各種の力学量計測センサと空間座標計測装置のデータから、下肢と下肢装具の力学モデル(剛体リンクモデル)に基づいて足関節および足継手の曲げモーメントを算出することを目指している。そして、その結果を医師、理学療

法士や義肢装具士にわかりやすい形式でリアルタイムに表示伝達できるようにしたいと考えている。下肢および下肢装具に作用する力学量(力とモーメント)をパソコン等の画面上に可視化表示させて、継手機能の調節に役立て、訓練用バイオフィードバック信号として用いることができるようにしたいと考えている(図9)。

本研究の一部は(独)新エネルギー・産業技術総合開発機構(NEDO)の委託研究費によることを記し謝意を表します。

また、研究を進めるにあたり多くの助言を下された大阪電気通信大学医療福祉工学科の森本正治教授と橋本義肢製作株式会社の橋本泰典氏、富山弘基氏に深く感謝致します。

文 献

- 1) 神奈川県リハビリテーション病院脊髄損傷マニュアル編集委員会：脊髄損傷マニュアル：リハビリテーション・マネージメント。第2版，医学書院，東京，134-139，1996。
- 2) 小野木啓子，才藤栄一：歩行 — 完全対麻痺の下肢装具。リハビリテーション MOOK No.11 脊髄損傷のリハビリテーション，金原出版，東京，143-148，2005。
- 3) 佐藤貴一：脊髄損傷患者の装具と理学療法。理学療法，25(6)，901-908，2008。
- 4) 大藪弘子，高瀬泉，町田勝広：義肢装具療法におけるチームアプローチと理学療法士の役割。理学療法，25(6)，875-885，2008。
- 5) 櫻井愛子：片麻痺者の装具適用効果 — 実践理学療法のエビデンス。PT ジャーナル，41(5)，385-391，2007。
- 6) 山海嘉之：人間機械系におけるモデリングとインタラクティブシミュレーション — 次世代シミュレータへの挑戦 —。バイオメカニズム学会誌，27(4)，186-191，2003。
- 7) 福田喜之，橋本泰典，森本正治，中川昭夫，伊勢眞樹：対麻痺者用歩行補助装具の開発 — メカニカル記憶機構組込膝継手の開発 —。日本義肢装具学会誌，21(特別号)，222-223，2005。
- 8) 森本正治，橋本泰典，富山弘基，古荘純次，赤澤康史，中川昭夫，伊勢眞樹：対麻痺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足継手部の試作開発(第3報) —。日本機械学会福祉工学シンポジウム2006講演論文集，257-258，2006。
- 9) 吉村洋輔，伊勢眞樹：障害の順応の方法としての代償 — 様々な疾患に対する治療概念としての代償学 —。川崎医療福祉学会誌，16(2)，209-220，2006。
- 10) Kumar VN: Normal locomotion and prosthetic gait deviation. *Rehabilitation Management of Amputees*, Williams & Wilkins, Baltimore, 237-254, 1982.
- 11) 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：せん断型コンパクト 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。
- 12) 戸渡富民宏：脊髄損傷の病態と完全麻痺の歩行訓練。PO アカデミージャーナル，7，205-210，1999。
- 13) 大平吉夫，山口篤史：交互歩行装具(A.R.G.O)を製作，適合して。PO アカデミージャーナル，7，225-229，1999。
- 14) 岩崎洋：対麻痺患者に対する交互歩行装具の適応と歩行訓練。理学療法 MOOK7 義肢装具，三輪書店，東京，149-159，2000。
- 15) Franceschini M, Baratta S, Zampolini M: Reciprocating gait orthosis: A multicenter study of their use by spinal cord injured patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78, 582-586, 1997.
- 16) 臨床歩行分析懇談会：臨床歩行分析入門。医歯薬出版，東京，1989。

- 17) 山本澄子, 江原義弘, 萩原章由, 溝部朋文: ボディダイナミクス入門 片麻痺者の歩行と短下肢装具. 第1版, 医歯薬出版, 東京, 2005.
- 18) 江原義弘, 山本澄子: ボディダイナミクス入門 歩き始めと歩行の分析. 第1版, 医歯薬出版, 東京, 2005.

(平成20年12月1日受理)

**Development of the Orthosis Using an MR Brake for State Control of the
Orthotic Ankle Joint for Paraplegia
— Development and Clinical Evaluation of Orthotic
Ankle Joint Applying MR Brake —**

Yosuke YOSHIMURA and Masaki ISE

(Accepted Dec. 1, 2008)

Key words : Locomotor disorder, MRF, Paraplegia, Orthosis, Ankle joint

Abstract

We have manufactured some trial orthotic ankle joints that generate the force for an ankle brake by an MRF (Magnet Rheological Fluid) brake. We think the structure of the brake can become simple and compact. In this study, we found the way to control the brake corresponding to the gaits.

In the clinical evaluation, this orthosis could shorten the time for equipment. With this orthosis, a patient with paraplegia could have the fast motion of sit-to-stand in the parallel bars and make the upright position touching the bars for more than 1 minute. This clinical orthosis with the MR brake could control the ankle joints for the gait and improve the ability of gait for lower limb inconvenience in persons.

Correspondence to : Yosuke YOSHIMURA Faculty of Biomedical Engineering
Osaka Electro-Communication University
Shijyonawate, 575-0063, Japan
E-Mail: ptyo@go7.enjoy.ne.jp
(Kawasaki Medical Welfare Journal Vol.18, No.2, 2009 439-447)