

学術・技術論文

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

古 莊 純 次^{*1} 菊 池 武 士^{*1} 森 本 正 治^{*2} 徳 田 美 和^{*1}
李 成 求^{*1} 橋 本 泰 典^{*3} 中 川 昭 夫^{*4} 赤 澤 康 史^{*5}Research and Development of the Lower Limbs Orthosis Intelligently Controlled by
Shear-Type Compact MR Brake (1st report)Development of Shear Type Compact MR Brake and Controllable Ankle-Foot Orthosis with the
MR BrakeJunji Furusho^{*1}, Takehito Kikuchi^{*1}, Shoji Morimoto^{*2}, Miwa Tokuda^{*1}, Li Chengqiu^{*1},
Yasunori Hashimoto^{*3}, Akio Nakagawa^{*4} and Yasushi Akazawa^{*5}

MR fluid (Magneto-Rheological fluid) is a kind of functional fluid. In this study, we developed Shear-type Compact MR Brake (SCMR-Brake) applying shear mode of MR brake. To employ multi-layered and minute-gap structure, we developed SCMR-Brakes. By using this brake on the part of ankle torque control unit, we developed Controllable Ankle-Foot Orthosis.

Key Words: Orthosis, Controllable Ankle-Foot Orthosis, Compact MR Brake, MR Fluid, Rehabilitation

1. は じ め に

現在日本では、脳卒中患者は 150 万人にも及ぶと言われている。また、近年生活習慣などの変化により脳卒中患者は増加傾向にある。脳卒中の後遺症として片麻痺の症例が多く、全体の約半数が発症するといわれている。歩行能力の回復は、行動範囲の拡大による QOL や ADL の向上に止まらず、身体全体の健康状態の向上もしくは維持に大きく効果がある。例えば、適度な負荷は関節の拘縮を防ぐと共に、筋力や心肺機能の維持・向上を促すためにも重要である。それゆえ、麻痺発症からの機能回復において、歩行能力の回復はもっとも重要視される事項の一つである。

脳卒中や脊椎損傷等により下肢に麻痺をもつ患者において、下肢装具はその歩行を機能補助するために用いられる。装具と

は、患部の安定化・固定、変形の予防・矯正、損傷防御、治癒促進、そして機能補助などを目的に身体に使用される器具である [1]。特に足関節部に装着する下肢装具を短下肢装具 (Ankle-Foot Orthosis, 略して AFO) と呼び、プラスチックタイプや金属支柱タイプなどがある。AFO の機能は、(1) 遊脚期足関節の下垂足防止 (背屈保持)、(2) 立脚期足関節の底背屈補助、(3) 立脚期足関節の横方向安定性の確保、(4) 立脚期膝関節の安定性の確保である [2]。

足関節において、つま先が伸びる方向の回転を底屈、その反対を背屈と言う。片麻痺患者は歩行中の足関節角度を適切に調節できないため、遊脚初期に過度な底屈状態 (下垂足) となり、つま先と地面のクリアランスが小さくなって小さな段差にもつまづきやすくなる。そのため、上記 (1) が重要な意味をなす。

足関節まわりのトルクを動的に制御可能な下肢装具の実現により、遊脚期の背屈保持のみならず、踵接地 (Heel Contact) 時の底屈方向へのダンピング付加などを個人差や回復度合いに応じて容易に調整できることから装具使用者の歩行レベルがさらに向上するものと考えられている。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変調調節できるものはない [4]。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) [5]、DC サーボモータ [6]、空気圧アクチュエータ [7]、空気圧バルーン型腱駆動システム [8] を用

原稿受付

^{*1}大阪大学^{*2}大阪電気通信大学^{*3}橋本義肢製作株式会社^{*4}神戸学院大学^{*5}兵庫県立福祉のまちづくり工学研究所^{*1}Osaka University^{*2}Osaka Electro-Communication University^{*3}Hashimoto Artificial Limb Manufacture Co.^{*4}Kobe Gakuin University^{*5}Assistech of Hyogo Rehabilitation Center

いた研究がある。また、受動タイプの短下肢装具研究には、空気圧受動要素 [9]、フロー型 MR ブレーキ [10] を用いた研究がある。

そこで、改めて制御型下肢装具の開発における要求事項を考慮すると次の事項が挙げられる。

- (1) 軽量：現在使用されている金属支柱型短下肢装具の重量が約 1kg [3] であり、この数値を開発目標値と考えることができる。
- (2) 静音：明確な指標はないが、モータやギヤから発生する機械音はないほうが好ましい。
- (3) 安定・速応：歩行現象は複雑なダイナミクスであり、これを制御するためには安定したトルクを高速に発揮するトルク発生源が必要と考えられる。
- (4) 省電力：コンパクトな電池で長期使用するために必要な性能である。

従来研究では、上記の項目をすべて満たしているとは言い難い。そこで我々は、これらの要求事項を満たす制御型下肢装具を実現すべく、せん断型コンパクト MR ブレーキ [11] を用いた新しい制御型下肢装具の研究を行っている。本報では、せん断型コンパクト MR ブレーキの開発およびこのブレーキを搭載した制御型短下肢装具の設計・開発に関して述べる。

2. せん断型コンパクト MR ブレーキ

2.1 MR 流体

MR 流体 (Magneto-Rheological Fluid) とは、磁場によって見かけの粘性が変化する機能性流体の一種である [12]。油系の溶媒に直径数 μm オーダーの磁性金属粒子を混ぜた非コロイド溶液で、磁場による見かけの粘性の変化は数ミリ秒と高速であり、ダンパやブレーキ、ヒューマンマシンインタフェースに用いる安全性の高いアクチュエータへの応用が期待されている。

MR 流体のせん断速度—せん断応力特性の概略図を図 1 に示す。MR 流体は無磁場状態ではニュートン流動特性を示すが、磁場印加時には、ビンガム流動特性を示す。すなわち、印加した磁場強度（もしくは磁束密度）に応じて降伏応力が急激に変化する。通常、せん断応力のせん断速度依存性は、磁場強度依存性に比べて非常に小さいため、MR 流体のせん断応力は磁場強度によって制御することができる。

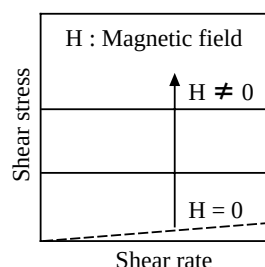


Fig. 1 Flow curve of MR fluid with / without magnetic field

MR 流体の粘性変化は非常に速く、応答時定数で数ミリ秒である。また、その変性変化率も非常に大きいので、高速高トルクなクラッチ・ブレーキを構築することができる [14]。以後、MR

流体を用いたブレーキを MR ブレーキ（もしくは略して MRB）と称する。特に、せん断モードを用いた MR ブレーキをせん断型 MR ブレーキと呼ぶ。

本研究では、米 LORD 社の MR 流体 (MRF-140CG, 粒子径 $3\sim 10\mu\text{m}$) を用いる。図 2 にこの流体の印加磁束密度に対する降伏応力の特性を示す。

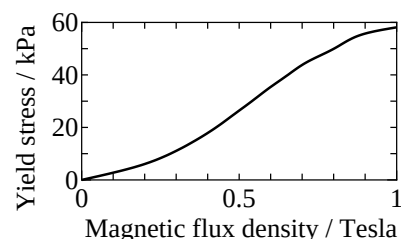


Fig. 2 Yield stress vs. magnetic flux density of MR fluid (LORD, MRF-140CG) [13]

2.2 せん断型コンパクト MR ブレーキの基本構造と微小ギャップの必要性

せん断型コンパクト MR ブレーキ (Shear-Type Compact MR Brake, 以後、SCMR ブレーキと呼ぶ) の基本構造を図 3 に示す。MR 流体に磁場を与えるのは、シャフトに巻かれたコイルである。図中の点線は、コイルに電流を印加した際に発生する磁束の方向を示している。ロータ（出力軸）、ステータ（外側カバー）にはそれぞれに多重ディスクが一体となっており、ロータディスクとステータディスクのディスクギャップに充填された MR 流体のせん断応力がブレーキトルクに変換される。

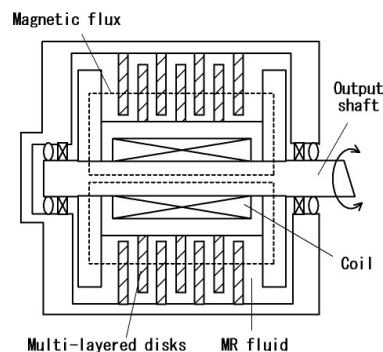


Fig. 3 Basic structure of multi-layered MR brake

MR 流体の降伏せん断応力を有効に活用するには、できるだけ大きな磁束密度を MR 流体部に印加する必要がある。しかし、MR 流体自体の透磁率は非常に小さいために流体部分のギャップが大きいくほど全体の磁気抵抗が大きくなり、必要な電流源の巨大化、ひいてはシステム全体の巨大化の原因となる。

本稿で提案する SCMR ブレーキにおいては、ブレーキトルクの増大を図るために多重ディスク構造を採用し、さらに MR 流体層が増えることによる磁気抵抗の増大を防ぐためにディスクギャップの微小化（数十ミクロン程度）を検討する。

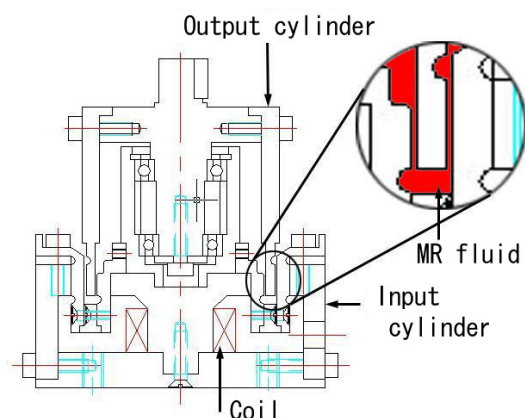


Fig. 4 Micro-gap viscometer

2.3 微小ギャップにおける MR 流体のせん断応力特性の検証

ミクロンオーダーの隙間における MR 流体の特性は未だ明らかにされていない。そのため、ここでは微小ギャップにおける MR 流体の流動特性評価装置を開発し、トルク特性の評価を行った。

図 4 は、微小ギャップにおける MR 流体の特性試験装置である。入力円筒部と出力円筒部からなる円筒型粘度測定器である。出力円筒の内半径、外半径、有効高さはそれぞれ、19mm, 24mm, 5mm である。円筒間ギャップは 25 μ m と 50 μ m の 2 種類の試験が可能である。そのギャップ部分に MR 流体を充填し、回転によって得られるトルクを測定する。流体の充填方法は、まず入力円筒部の流体充填溝に MR 流体を充填し、その後、出力円筒部を上部から挿入する。このとき、溝から MR 流体をあふれさせることにより微小ギャップ部分に確実に流体が充填できる構造となっている。

図 4 において、流体部分に優先的に磁束が通過するため、磁路になる部分には磁性材料を用い、それ以外の部分には非磁性材料を用いる。このように、複数の異なる材質を締結する場合、個々の加工精度のほかに組み付け精度が微小ギャップの精密な保持に影響を及ぼす。開発された評価装置は、異種材料を締結してから後加工する方式を採用し、組み付け時の精度を許容される範囲内に抑えることができた。

入力円筒部を DC サーボモータで速度制御しながら回転させ、出力円筒部に固定したリンクを介してトルク測定を行った。測定対象は LORD 社の MR 流体, MRF-140CG である。実験は、ギャップ 25 μ m および 50 μ m の場合について行われた。

コイル電流と出力トルクの関係を図 5 に示す。図中の○は 25 μ m ギャップにおける実測トルク、□は 50 μ m ギャップにおける実測トルク、実線は計算した 25 μ m ギャップにおける理論トルク、破線は 50 μ m ギャップにおける理論トルクである。理論トルク T [Nm] は、次のように求める。まず有限要素法を用いた静磁場解析によって印加電流 I [A] と磁束密度 D [T] の関係を求め、次に図 2 の流体特性より磁束密度 D [T] をせん断応力 τ [Pa] に変換する。最後にトルク測定部の円筒形状（図 4 の Output cylinder を参照。内半径 R_1 [m]: 0.019, 内半径 R_2 [m]: 0.024,

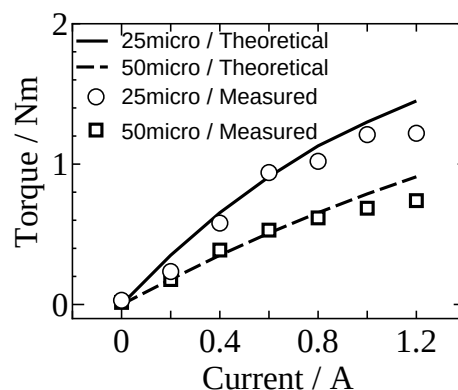
有効高さ h [m]: 0.005) によって理論トルク T [Nm] は下記のように計算できる。

$$T = 2 \times \pi \times h \times (R_1^2 + R_2^2) \times \tau \quad (1)$$

25 μ m ギャップの場合のほうが出力トルクが大きくなる。これは、ギャップが小さいことにより磁気抵抗が小さくなり、同じコイル電流に対しても磁場強度が強くなるためである。25 μ m ギャップ, 50 μ m ギャップどちらの場合においても、理論トルクと同等の実験結果となっており、微小ギャップ部分への流体の充填は問題なかったと考えられる。

ただし、ギャップが 25 μ m の場合、動的なトルク応答に不規則振動が観測され、試験ごとの結果のばらつきも大きかった。50 μ m ギャップの場合ではこのような不安定挙動は見られなかった。

今回使用した MR 流体に対して 25 μ m ギャップの場合は安定した粒子の充填が行われていなかった可能性がある。このため、次に開発する SCMR ブレーキにおいてはディスクギャップ 50 μ m を採用する。

Fig. 5 Torque vs. current of MR fluid between micro-gap (gap: 25 μ m, 50 μ m)

3. 制御型短下肢装具 1 次試作機

3.1 使用対象者と必要トルクの設定

本研究で開発する制御型 AFO の使用対象者は下記の条件を満たすものとする。

- (1) 中枢性疾患により痙縮を伴った麻痺を持つ
- (2) 強度の痙縮はない
- (3) 足関節可動域に異常がない

上記対象者に対して、特に遊脚期の背屈保持を問題なく行うために必要なトルクの設定がブレーキの設計に必要不可欠である。現場サイドの意見によると、上記対象者において遊脚期の足関節を制御するのに必要なトルクは約 2[Nm] とのことであった。また、文献 [7] によれば、脱力時の足部を背屈させるのに必要な足首回りのトルクは約 2[Nm] となる実験データもある。このことから、SCMR ブレーキ 1 次試作機を製作するにあたって、その最大トルク目標値を 2[Nm] とした。

3.2 せん断型コンパクト MR ブレーキ 1 次試作機およびこれを搭載した短下肢装具

図 3 の構造に基づいて開発したせん断型コンパクト MR ブ

レーキ 1 次試作機 (SCMRB-1 と称する) を図 6 に示す。また, SCMRB-1 の仕様を表 1 に示す。SCMRB-1 では, 厚さ $0.2[\text{mm}]$ のロータディスク (3 枚) とステータディスク (4 枚) を交互に積層し, 厚さ $50[\mu\text{m}]$ となる 6 層の MR 流体層を形成する。コイルに電流を印加すると, ディスク積層部に充填された MR 流体に磁場が印加され粘性変化が生じる。このとき, 発生するせん断応力がブレーキトルクに変換される。

SCMRB-1 を搭載した制御型短下肢装具 (Controllable AFO with SCMRB-1) を図 7 に示す。ブレーキ回転軸と足関節回転軸を一致させたダイレクトドライブ方式である。金属支柱タイプの短下肢装具を改造し, その足関節継手部分にブレーキを搭載した。ブレーキ単体の重量は $337[\text{g}]$, 下肢装具に搭載した状態で $1255[\text{g}]$ である。

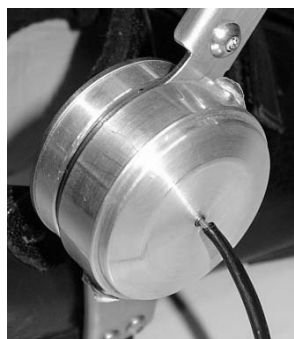


Fig. 6 SCMRB-1



Fig. 7 Controllable AFO with SCMRB-1

Table 1 Specification of SCMRB-1

Total thickness	33[mm]
Outer diameter	54[mm]
Weight (with AFO)	337[g] (1255[g])
Number of rotor disks	3 (thickness : $0.2[\text{mm}]$)
Number of stator disks	4 (thickness : $0.2[\text{mm}]$)
Number of MRF layers	6 (thickness : $50[\mu\text{m}]$)
Diameter of rotor shaft	12[mm]
MR fluid	MRF-140CG
Number of turns	44 (current : $\text{max.}1[\text{A}]$)
Idling torque	$0.3[\text{Nm}]$
Maximum torque (Theoretical torque)	$0.71[\text{Nm}]$ ($2.2[\text{Nm}]$)

図 8 は SCMRB-1 の切断面を示したものである。ロータとステータには SPCC 材を, シャフトにはケイ素鋼を用いた。これらの部分では磁路を形成するため, 強磁性体を選定した。その他, ハウジングは非磁性材料としてアルミ材を使用し, 磁束の漏れを軽減する構造とした。

コイルの巻き数やシャフトの軸径は, 磁場解析より決定した。磁場解析の一例を図 9 に示す。解析対象は図 8 における磁路部分 ("Stator", "Rotor", "Multi-layered disks") である。その他のハウジングは非磁性体を使用しているため, 厳密な形状で

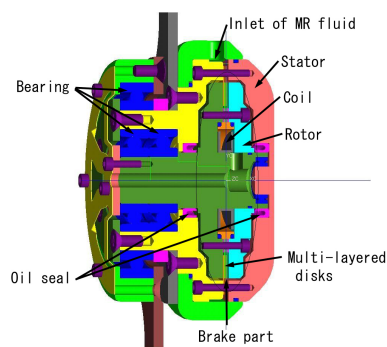


Fig. 8 Mechanism of SCMRB-1

の解析は行っていない。解析対象は回転軸 (図 9 中の "Center line") 周りに軸対称なモデルであるため, 断面形状における 2 次元静磁場解析を行なった。コイル部 (図 9 中の "Coil") に各種の電流密度値を入力値として与え, そのときに MR 流体部 (図 9 中の "MRF") に発生する磁束密度を評価した。

コイル巻き数を増やせば磁場強度は大きくなる傾向を示すが, コイル巻き数を増やすためにはコイル部のサイズを大きくする必要があり, 装具に課せられた重量やサイズ制約との間にトレードオフが発生する。また, 断面積のもっとも小さい出力シャフト部で磁気飽和を起こしやすい構造であるため, シャフト径の選定にも注意が必要である。

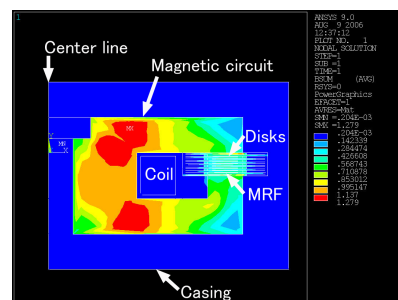


Fig. 9 Result of magnetostatic analysis

最終設計案に対して行なった磁場解析の結果, コイル巻き数が $44[\text{Turn}]$, コイル電流が $1[\text{A}]$ のとき, MR 流体層に発生する磁束密度は $0.3[\text{T}]$ であった。このとき, 図 2 の特性から MR 流体の降伏せん断応力は $10[\text{kPa}]$ であり, 設計最大トルクは $2.2[\text{Nm}]$ となる (表 1 の "Theoretical torque")。

簡易トルク試験の結果, 実際のブレーキ最大トルクは $0.71[\text{Nm}]$ であった (表 1 の "Maximum torque")。このように理論値と実測値の間に大きな差が生じた原因としては, 磁場解析における解析誤差 (締め付けボルト等からの予期せぬ磁束漏れ等), 流体の未充填等が考えられる。

4. 制御型短下肢装具 2 次試作機

4.1 せん断型コンパクト MR ブレーキ 2 次試作機

せん断型コンパクト MR ブレーキ 2 次試作機 (以後, SCMRB-2) の設計においては, SCMRB-1 の結果を踏まえて下記の設計変更を行った。

- (1) SCMRB-1 においては、MR 流体部に充填される磁束密度は約 $0.3[\text{T}]$ であった。この値は、図 2 に示したように、今回使用する MR 流体の有効磁束密度範囲の $1/3$ 以下であり、MR 流体の特性を有効に利用できているとは言い難い。そこで、SCMRB-2 では $0.5[\text{T}]$ 以上の磁束密度を得られるようにコイル巻き数を増やす。
- (2) SCMRB-1 においては、MR 流体がディスク積層部分へ充填されていることを確認することが困難であった。そこで流体注入口の位置を変更することにより、ディスク積層部分への流体の充填度合いを目で見て確認しやすくする。
- (3) ディスク外径および枚数を変更し、設計トルク自体を増大する。設計トルクとしては、現場サイドより意見を聞き、さまざまな症状の患者に対応できるよう $15[\text{Nm}]$ とする。
- (4) 4 点支持型のベアリングを使用することによりベアリングの個数と厚みを減らし、全体形状のコンパクト化を図る。
- (5) オイルシール材を変更することにより、空転トルクを軽減する。
- (6) 流体充填部にピストン部を設け、流体の温度膨張による流体漏れを防止する。

Table 2 Specification of SCMRB-2

Total thickness	29[mm]
Outer diameter	69[mm]
Weight (with AFO)	580[g] (1370[g])
Number of rotor disks	6 (thickness : $0.2[\text{mm}]$)
Number of stator disks	7 (thickness : $0.2[\text{mm}]$)
Number of MRF layers	12 (thickness : $50[\mu\text{m}]$)
Diameter of rotor shaft	25[mm]
MR fluid	MRF-140CG
Number of turns	100 (current : $\text{max.}1[\text{A}]$)
Idling torque	$0.03[\text{Nm}]$
Maximum torque (Theoretical torque)	$11.8[\text{Nm}]$ ($12.9[\text{Nm}]$)

以上の変更点に基づき、SCMRB-2 を作製した。SCMRB-2 の特性を表 2 に示す。また、断面図を図 10 に示す。

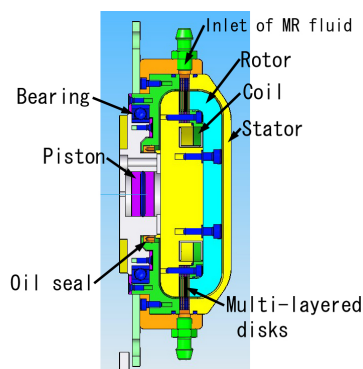


Fig. 10 Sectional view of SCMRB-2

SCMRB-1 に比べて SCMRB-2 においては、ブレーキ重量、ブレーキ外径は増加する結果となったが、薄さは向上した。さら

に最大トルクは約 16 倍となり、実使用可能なレベルのブレーキを実現した。上記の設計変更点 (3) で述べた目標トルク $15[\text{Nm}]$ には到達していないが、後に述べる機構的工夫により短下肢装具装着時において足関節レベルで $15[\text{Nm}]$ 以上のトルクを実現する。

4.2 制御型短下肢装具 2 次試作機とリンク機構

上記で開発した SCMRB-2 を搭載し、制御型短下肢装具 2 号機を作製した。ただし、ブレーキ単体では約 $12[\text{Nm}]$ のブレーキトルクしか発生できないため、目標とした $15[\text{Nm}]$ に到達させるためにリンク機構によるトルクの増幅を図った。

開発した短下肢装具を図 11 に示す。また、リンク機構が見えやすいように裏からの視点を図 12 に示す。足関節の回転軸に対してブレーキ回転軸を $55[\text{mm}]$ 上方に移動させ、ブレーキの回転リンク（リンク 1）と足関節からの回転リンク（リンク 2）の長さ比が $17:30$ となる。このとき、リンク 1 とリンク 2 が平行となる中間位置では足関節でのトルクはブレーキトルクの 1.76 倍 ($30/17$) が作用する。短下肢装具では、このとき足関節が中立位となる。また、各足関節角度におけるトルク増幅率を図 13 に示す。横軸は底屈側を正、背屈側を負としたときの足関節角度、縦軸はトルク増幅率を示す。足関節の最大底屈角度を 20 度、最大背屈角度を 30 度と想定しているが、その間、 $1.76 \sim 2.66$ 倍の増幅率となる。以上により、制御型短下肢装具 2 号機においては全足関節可動域において制御可能なトルクとして $20[\text{Nm}]$ を確保し、臨床実験に使用可能な装具を実現した。

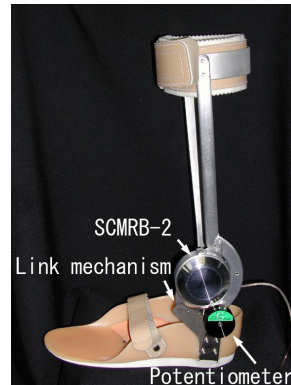


Fig. 11 Controllable AFO with SCMRB-2

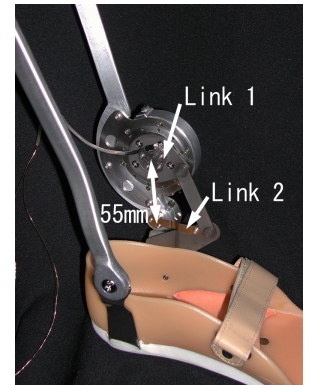


Fig. 12 Linkage mechanism with SCMRB-2

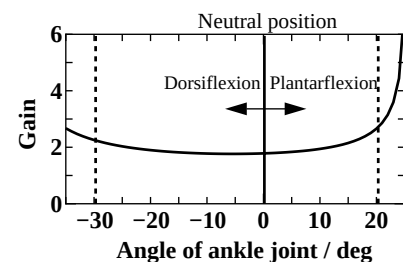


Fig. 13 Gain of linkage mechanism

5. 結 論

本研究では、中枢神経系の麻痺により歩行が困難となった患者らの歩行をインテリジェントにサポートし、歩行のリハビリテーションを促進する目的で制御型短下肢装具の実現を目指している。特に本稿では、制御型短下肢装具の足関節トルクの制御に必要なコンパクトなせん断型 MR 流体ブレーキの開発およびこれを搭載した制御型短下肢装具の開発に関して述べた。

第 2 章においては、せん断型コンパクト MR ブレーキを実現する上で必要なブレーキの構造について述べ、特に検証が必要であった微小ギャップにおける MR 流体の特性に関して実験を行った。実験の結果、50[μm] ギャップにおいて、従来と同等の特性を示した。この結果から、以後開発されたブレーキにおいては 50[μm] ギャップの多層ディスク構造を採用した。

第 3 章においては、第 2 章にて提案したブレーキ構造を元にせん断型コンパクト MR ブレーキの一次試作機 (SCMRB-1) およびこれを搭載した制御型短下肢装具一号機を開発した。基本的な機能の確認はできたが、設計目標を十分に満たすことはできなかった。

第 4 章においては、第 3 章で得られた経験を元にいくつかの設計変更を経てせん断型コンパクト MR ブレーキの二次試作機 (SCMRB-2) および制御型短下肢装具二号機を開発した。二号機においては、ブレーキ単体での性能も実用機に近い性能を得た。さらに短下肢装具においてはリンク機構によるトルクの増幅を加えて、臨床実験に使用可能な装具を実現した。

謝辞 本研究は新エネルギー・産業技術総合開発機構 (NEDO) “NEDO 人間支援型ロボット実用化基盤技術開発における研究開発” の補助を受けて行われたことを追記し、謝意を表する。

参 考 文 献

- [1] Pat McKee, Keanne Morgan 著, 加倉井周一, 赤居正美, 田中清和 訳: 新しい装具学, 共同医書出版社, 1998.
- [2] 山本澄子ら: “短下肢装具の可撓性が歩行に及ぼす影響”, バイオメカニズム 10, pp. 195-203, 1990.
- [3] 山本澄子ら: “片麻痺患者の歩行の連続計測”, バイオメカニズム 11, pp. 319-329, 1992.
- [4] 森本正治: “特集 リハビリテーション工学と医学-義肢装具発展の歩みにおける工学技術と医学の関わり-”, 日本義肢装具学会誌, 22, 4, pp. 187-190, 2006.
- [5] Joaquin A. Blaya and Hugh Herr: “Adaptive Control of a Variable-Impedance Ankle-Foot Orthosis to Assist Drop-Foot Gait”, IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering, 12, 1, pp. 24-31, 2004.
- [6] 安藤勝徳, 米田隆志, 小山浩幸ら: “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), pp. 1024-1025, 2006.
- [7] 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 2 4 回ロボット学会学術講演会予稿集 (CD-ROM), 1126, 2006.
- [8] 佐藤里佳ら: “空気圧バルーン型腿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.
- [9] 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), pp. 1116-1117, 2006.
- [10] 森本正治ら: “対麻痺患者用の制御型短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, pp. 257-258, 2006.

- [11] 古荘純次, 菊池武士, 徳田美和ら: “パワーアシストシステム・筋電義手等のためのコンパクト型 MR アクチュエータに関する基礎研究”, 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), 2P2-A14(1)-(2), 2006.
- [12] Carlson, J.D., Catanzarite, D.M. and Clair, K.A.St.: “Commercial Magneto-Rheological Fluid Devices”, Proceedings of 5th International Conference on Electro-Rheological Fluids, Magneto-Rheological Suspensions and Associated Technology, pp. 20-28, 1995.
- [13] LORD TECHNICAL DATA, MRF-140CG Magneto-Rheological Fluid, <http://www.lord.com/>
- [14] 山口雄平, 古荘純次, 菊池武士, 木村真也: “ケイ素鋼板を用いた高速応答・高出力 MR アクチュエータの研究開発”, 日本機械学会論文集 (C 編), 70, 698, pp. 2886-2893, 2004.

古荘 純次 (Junji Furusho)

1947 年 3 月 22 日生。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。工学博士。人間共存型メカ

ロニクスおよびその安全性, パーチャルリアリティ, ロボット・メカトロニクス機器の機構・制御, 機能性流体 (ER 流体, MR 流体, 高分子液晶) の上肢リハビリ訓練システム・ヒューマンインタフェースシステム・パワーアシスト・リニアガイドシステム・選択的研磨制御等への応用, 力覚提示, 手術・医療用遠隔操作システム, 超低侵襲手術支援システム, インテリジェント義足, リハビリテーション訓練システム, 歩行支援システム, およびボールネジ駆動・ギア駆動・ベルト駆動等のメカトロニクス駆動系等の研究に従事。NEDO プロジェクト「身体機能リハビリ支援システム」(1999~2004) における開発委員。日本機械学会, 計測自動制御学会, 日本パ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, 電気学会, 精密工学会, 日本 VR 医学会, 日本レオロジー学会等の会員。日本機会学会フェロー。(日本ロボット学会正会員)

菊池 武士 (Takehito Kikuchi)

1979 年 1 月 15 日生。2003 年 3 月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課程修了, 2003 年 4 月大阪府入庁, 大阪府立産業技術総合研究所に配属, 2006 年 4 月より大阪大学大学院工学研究科助手。博士 (工学)。機能性流体を用

いたブレーキ・アクチュエータの研究開発, 上記ブレーキ・クラッチを用いた筋力訓練評価システム, パワーアシストシステム, 力覚提示システム, 上肢運動訓練システム, 制御型短下肢装具の研究開発, および機能性流体を用いた研磨加工の研究に従事。日本機械学会, 計測自動制御学会, 日本パーチャルリアリティ学会, 精密工学会, 日本生体医工学会, 日本 VR 医学会などの会員。(日本ロボット学会正会員)

森本 正治 (Shoji Morimoto)

1947 年 11 月 15 日生。1970 年 3 月 大阪大学工学部精密工学科卒業, 1972 年 3 月 同大学院修士課程修了, 同年ダイキン工業入社, 研究所勤務, 1976 年 労働福祉事業労災リハビリテーション工学センター入所, 1988 年から同所機械工学研究部長, 2001 年 4 月 岡山理科大学工学部福祉システム工学科教授, 2005 年 4 月 大阪電気通信大学医療福祉工学部医療福祉工学科教授。義肢装具機能の改善全般に興味を持ち, 主に義肢・切断者系の計測評価法と制御機能設計に関する研究に従事。日本機械学会, 精密工学会, 計測自動制御学会, 日本生体医工学会, バイオメカニズム学会, I S B, 日本リハビリテーション工学協会, 日本リハビリテ

ション医学会, 日本義肢装具学会, I S P Oなどの会員 (工学博士)。



徳田 美和 (Miwa Tokuda)

1982年8月27日生まれ。2005年3月 大阪大学工学部応用理工学科卒業, 2007年3月 大阪大学大学院工学研究科機械工学専攻修了, 2007年4月 アークレイ株式会社入社。MR 流体を用いたインテリジェント足継手に関する研究, 機能性流体の磁場解析

や, MR 流体を用いたせん断型ブレーキの研究開発等に従事。



李 成求 (Li Chengqiu)

1964年5月21日生。1993年3月九州工業大学大学院工学研究科機械工学専攻博士前期課程修了, 同年光洋機械産業(株)に入社。2000年10月より中国大連理工大学機械工程学院講師, 2007年3月大阪大学大学院工学研究科電子制御機械工学専攻博士後期課程修了, 博士(工学)。

機能性流体を用いたブレーキ・クラッチの研究開発, 上記ブレーキ・クラッチを用いた制御型義足, 上肢リハビリシステム, 制御型下肢装具等の研究開発に従事。 (日本ロボット学会正会員)



橋本 泰典 (Yasunori Hashimoto)

1968年9月26日生。橋本義肢製作株式会社, 代表取締役。義肢製作販売、装具製作販売、車いす販売・修理、座位保持装置、オーダー靴製作、靴・杖・歩行器等の福祉用具全般の販売、福祉用具の開発等を業務内容としている。



中川 昭夫 (Akio Nakagawa)

1949年9月15日生。1974年3月神戸大学工学部生産機械工学科卒業, 1974年4月兵庫県リハビリテーションセンター義肢装具開発課研究員, 1992年4月兵庫県立総合リハビリテーションセンター福祉のまちづくり工学研究所(組織変更による所属変更), 2005年4月神戸学院大学総合リハビリテーション

学部医療リハビリテーション学科作業療法学専攻教授。メカトロクス技術を導入した義足の研究開発, 上肢運動訓練システム, 制御型下肢装具の研究開発。日本機械学会, 日本義肢装具学会、バイオメカニズム学会, 日本リハビリテーション医学会, 国際義肢装具協会などの会員。



赤澤 康史 (Yasushi Akazawa)

1963年9月10日生。1989年3月大阪大学大学院基礎工学研究科物理学専攻機械工学分野博士前期課程修了, 1992年4月より兵庫県立総合リハビリテーションセンター勤務。義肢装具開発課、組織改変後の福祉のまちづくり工学研究所において障害者の歩行, 短下肢装具の力学評価手法, 脳卒中片麻痺

者のための装具を主とするリハビリテーション工学研究に従事。日本機械学会, 日本臨床バイオメカニクス学会, 日本リハビリテーション工学協会, RESNA(Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America), 日本生体医工学会などの会員。