

MR ブレーキのリハビリテーション機器への応用

山形大学工学部技術部

機械システム工学科 大橋 栄市

1. 緒言

近年、上、下肢訓練装置や歩行訓練機など様々なリハビリテーション機器が開発されている。リハビリテーションに用いる訓練機器は、人間を対象とし直接接触しながら訓練機能を発揮する必要があるため、一般産業用ロボットとは異なった特性が要求される。現在リハビリテーション機器の負荷発生装置としては、油・空圧アクチュエーターや電動サーボモーターなどが多く用いられている。しかし、安全性や制御性などの面から考えると、必ずしもリハビリテーション訓練システムに用いるアクチュエーターとして適しているとは言えない。

そこで、電氣的に出力負荷を任意に可変でき、その変化も瞬時に行えるMR流体を用いたブレーキを負荷器としたリハビリテーション用訓練システムを考案した。MRブレーキを負荷器として用いることにより、よりコンパクトで筋力に応じた柔軟性のあるシステムの実現が可能となる。また、アクティブな要素を持たないため本質的に安全であり、制御も比較的安易である。

ここでは、MRブレーキの基本的な特性を示し、それを活用した下肢リハビリテーション用訓練システムを提示する。

2. MR流体とは

流体のレオロジー（粘弾性）特性を外部からの磁場印加により変化する現象をMR効果と言い、このような性質を示す流体をMR流体と呼ぶ。一般的にMR流体はシリコン油などの油を分散媒とし、その中に強磁性体粒

子を界面活性剤を用いて分散させた懸濁液である。MR流体の大きな特徴としては、磁場を印加した際の粘度増加が非常に大きく、その応答時間が数ミリ秒と非常に速いことが挙げられる。

一般的なMR流体の強磁性体分散粒子径は $1 \sim 10 \mu\text{m}$ であり、1つの粒子中に図1に示すように多数の磁区を有している。無磁場時にはそれぞれの磁区はランダムな方向を向いており粒子は磁化しておらず、分散粒子は分散媒中に均一に分散している。一般的に無磁場時のMR流体はニュートン流体として振る舞う。しかし、外部から磁場を印加するとそれぞれの磁区は磁界方向を向き粒子は磁氣的に分極し、それぞれの粒子間に結合力が生じ架橋構造（クラスター）を形成する。この架橋構造が流動抵抗となり見かけ上MR流体の粘性が増加する。この粘度増加をMR効果と呼ぶ。また、このときのMR流体の流動特性は降伏応力値を持つビンガム流体として挙動する。この降伏応力値は強磁性体粒子間の結合力に依存している。したがってMR効果は粒子の磁化率、すなわち外部からの印加磁場

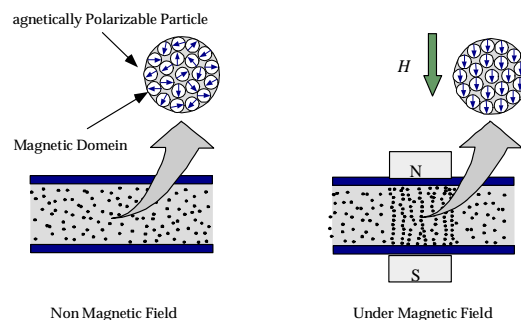


Fig.1 MR effect appearance mechanism

強度によってある程度任意に可変できる。

このようにMR効果を得るためには外部から磁場を印加することが必要となり、一般的には電磁石を用いて磁場を印加することから、印加磁場強度の強さは電磁石への印加電流の強さで決定される。印加電流の制御は容易に行えるため負荷器としては最適であると思われる。

3 . MR ブレーキの特性

図2には、今回のリハビリテーションシステムに用いた市販のMR ブレーキ (MR - 2107 - 3 , Lord 社製) の概略を示す。MR ブレーキは、軸に取り付けられた回転円盤と円環状コイルが設置された磁性体ケーシングからなり、両者の間にMR流体が充填してある。コイルに電流を印加すると間隙にほぼ垂直に磁場が印加され、MR流体の粘性が変化することによって、回転円盤に制動力が働く。ケーシング部分を固定することによって、円盤の付いた回転軸のブレーキ装置となる。今回用いた Lord 社のMR ブレーキへの最大印加電流・電圧はそれぞれ1 [A]、24 [V]である。

図3には、MRブレーキの特性をとるための実験装置を示す。MRブレーキに与える回転数は、サーボモーターを用いることにより任意に変化させることができ、サーボモーターとMRブレーキ間に設置したトルク変換器によりMRブレーキに発生する制動トルクを測定する。MRブレーキへの電流の印加は定電流電源を用いて行う。

この実験では、ステップ状の電流をMRブレーキに印加した時の印加電流に対する制動トルクの時間的変化、定電流印加時の回転数の増減に対する制動トルクのヒステリシス特性、および印加電流に対する制動トルクの変化などを調べる。

図4には、一定回転数 (N=10 , 100[rpm]) の下、ステップ状に電流を印加したときの

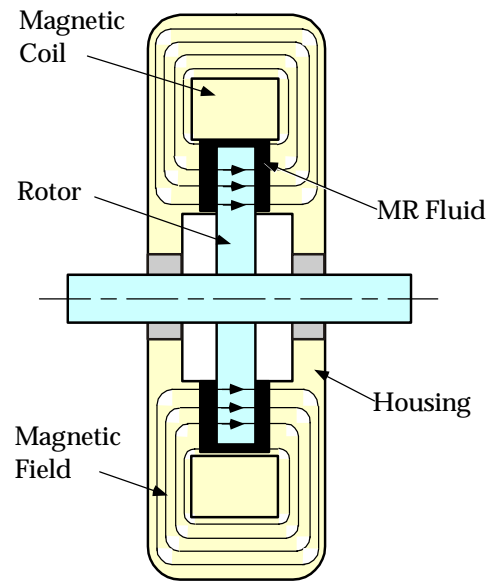


Fig.2 Schematic of MR brake

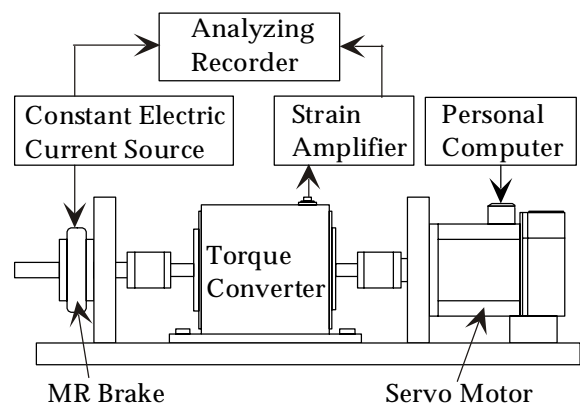


Fig.3 Measuring system for torque characteristics of MR brake

MRブレーキの発生する制動トルクの時間的変化を示す。この結果を見ると、いずれの回転数においても制動トルクはステップ状の印加電流に対して瞬時にステップ状に立ち上がっていることがわかる。この電流印加直後の制動トルクは回転数には依存することなく、印加電流の増大に伴い増加する。このことより印加電流の増減によってMRブレーキの制動トルクを可変することができることがわかる。また、制動トルクは回転数の高いN = 100[rpm]の場合には印加電流 $I = 0.4[A]$ 以

下では時間的に変化することなくほぼ一定値を示しているが、総じて時間の経過に伴い制動トルクは印加電流が大きいほど、また回転数が小さいほど上昇する傾向がある。MR流体は本来磁場印加時にはビンガム流体に類似した特性を示すため、制動トルクは電流印加後一定値を示すと予想されるが、このような電流印加後の制動トルクの若干の上昇は、MR流体中の微粒子からなるクラスターや凝集などの形成過程に依存して生じるものと思われる。

図5には、一定印加電流の下で回転数を連続的に増減(増減時間は40[sec])した際の制動トルクのヒステリシス特性を示す。いずれの印加電流においても、MR流体の塑性粘度により回転数の上昇に伴い制動トルクは増加する傾向を示している。また、印加電流が増加するにつれて、回転数に対する制動トルクはほぼ平行に上昇する。印加電流が低い場合にはほとんどヒステリシス(回転数を徐々に増加させていった時と減少させていった時の制動トルクの差)は見られないが、印加電流の比較的高い $I = 0.8[A]$ では、制動トルクに若干のヒステリシスが観察された。

図6には、電流印加直後の発生制動トルクの印加電流に対する変化を示した。一定回転数を $N = 10, 25, 50[rpm]$ と変化させて測定を行ったが、図から分かるように制動トルクは回転数には大きく依存せず、印加電流に比例して増大する。印加電流 $I = 0.9[A]$ の時に最大約5[Nm]の制動トルクが発生する。このように、MRブレーキの発生制動トルクは回転数によらず印加電流により大きく可変することができることが分かる。

リハビリテーションの初期の段階から終期の段階(常人の筋力)まで使用できるリハビリテーション機器を考えると、今回使用したMRブレーキ1個では負荷トルクが小さすぎる。そこで、2個のMRブレーキを直列に連結することにより負荷トルクを増大しようと

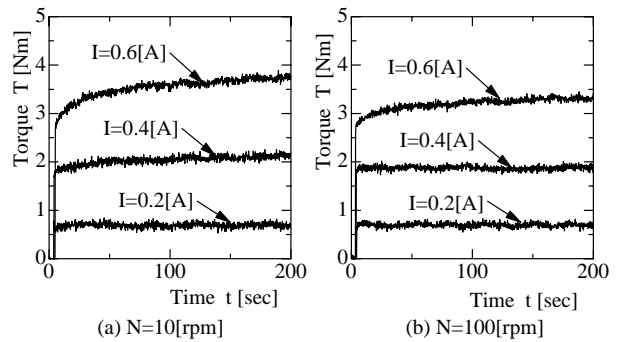


Fig.4 Time variations of MR brake torque

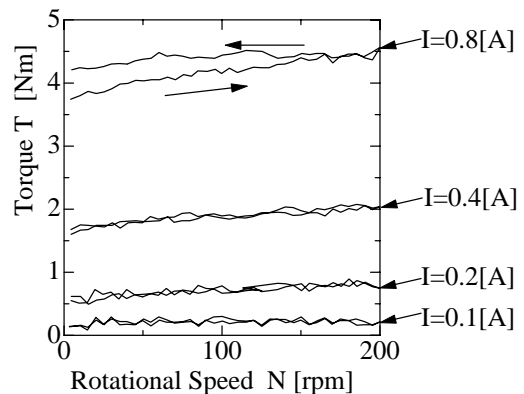


Fig.5 Hysteresis characteristics MR brake Torque vs. rotational speed

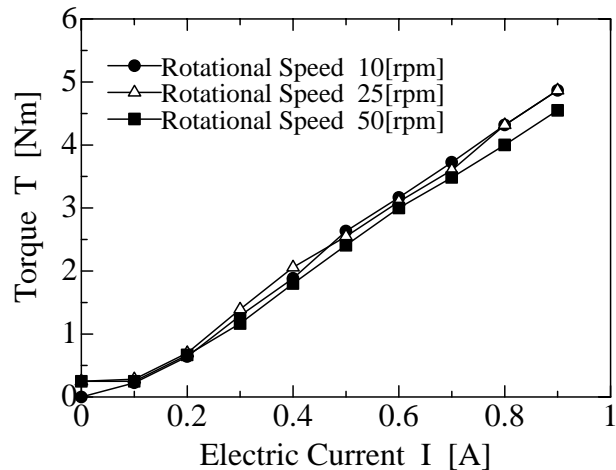


Fig.6 Torque vs. electric current for an MR brake

試みた。そのため、2個のMRブレーキを直列に連結して、電流を両MRブレーキに並列に印加した際の全発生制動トルクの全印加電流に対する変化を測定した。その結果を図7に示す。全制動トルク $T[Nm]$ は、全印加電流

I[A]にほぼ比例して増加する。その関係は $T=5.65I$ で近似でき、全印加電流 $I=2[A]$ の時に約 11[Nm]の全制動トルクが得られた。このように、単体のMRブレーキの制動特性を単純加算したものとして捉えることができる。

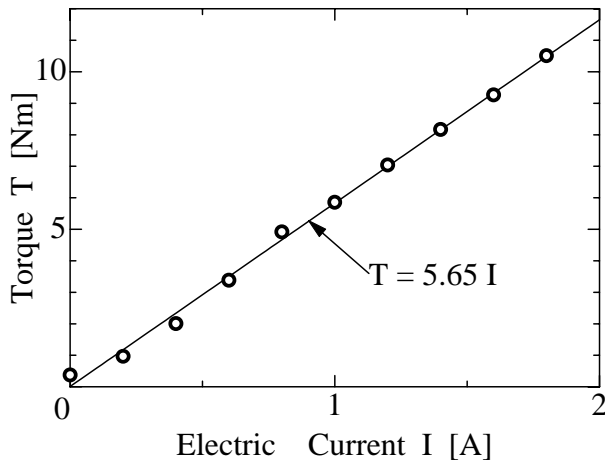


Fig.7 Torque vs. electric current for a series of two MR brake

4 . MR ブレーキを用いたリハビリテーションシステム

今回考案したリハビリテーションシステムは、図8に示すように、大別すると被験者が座位で下肢のリハビリを行うための椅子部、下肢を支持して膝の屈伸運動を負荷装置に伝えるアーム部、そのアーム（下肢）の運動に対して制動力を発生させる負荷装置および測定部からなる。椅子部は、座った状態で被験者の膝関節の回転中心がアームの回転中心と一致するように前後、上下に移動可能となっている。アーム部は脚をアームに固定する支持部と下肢の運動を負荷装置に伝えるアームからなる。負荷装置には2個のMRブレーキを直列に連結しており、トルクメータを介してアームと接続されている。MRブレーキにはロータリーエンコーダが接続されており、アームの回転角を測定する。

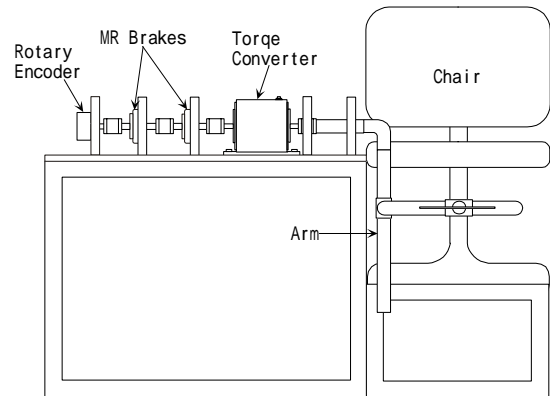


Fig.8 Developed leg rehabilitation system utilizing MR brakes

5 . 結言

MR流体を用いたブレーキの発生制動トルクの基本特性について検討し、印加電流によってほぼ一定の制動トルクを任意に変化することがわかった。このことにより、MRブレーキに印加する電流を制御することによって任意の負荷をかけることができる。この特性を活用して、MRブレーキを負荷発生装置として用いた下肢リハビリテーションシステムを構築した。

謝辞

日頃からご指導いただいております中野政身教授、佐藤 聡助手に感謝申し上げます。また、実験に協力いただきました大学院生の及川一光君に謝意を表します。なお、本研究は平成11年度科学研究費補助金（奨励研究(B)）により遂行されたものです。

参考文献

- (1)中野、大橋、及川：MR 負荷器を活用した下肢リハビリテーション用筋力評価・訓練システムに関する研究、日本機械学会第2回福祉工学シンポジウム講演論文集