

## 1214 MR流体を利用した膝関節筋サポータ開発に関する研究

○ 小枝 敬輔 (埼玉大)

Keisuke KOEDA,  
Saitama University,

255, Shimo-ohkubo, Sakura-ku, Saitama

正 琴坂 信哉 (埼玉大)

Shinya KOTOSAKA,  
Saitama University

正 大滝 英征 (埼玉大)

Hideyuki OHTAKI,  
Saitama University

Key word: Knee Joint Supporter, Knee Disorders, Magneto-rheological (MR) Fluid,

## 1. 緒言

近年、高齢化社会の到来に伴い膝関節疾患の患者数が増加している。膝関節疾患にかかる原因の一つに、高齢者の膝関節筋力の低下がある<sup>1)</sup>。膝の屈曲方向のモーメントを支える場合、膝関節筋は収縮する方向に筋力を発生させる必要がある。高齢者は、この筋力が低下するため膝関節のモーメントを支えることが困難になり、膝関節疾患にかかってしまう。このときFig.1に示すように、膝関節筋が収縮する方向のサポートがあれば、膝の屈曲方向のモーメントを支えることができる。

これまで、MR流体 (Magneto-rheological Fluid) を利用した、下肢麻痺者用短下肢装具の開発に関する研究<sup>2)4)</sup>が行われてきた。だが、高齢者の低下した筋力を補うためには、サポート力が膝関節筋の収縮する方向に発生し、さらにその制御が必要であるが、これらの短下肢装具では実現されていない。

そこで本研究では、MR流体を利用し、階段昇降や歩行などの状況において、膝関節筋が収縮する方向への抵抗力が制御できるサポータの開発を行う。

## 2. MRサポータ

本研究で開発するサポータの役割は、高齢者の低下した膝関節筋力を補うことである。そのため、なるべく重量のある金属材料の使用を避け、高齢者の動きに合わせ柔軟に変化するサポータが望ましい。本研究で提案するMR流体を利用したサポータ (以下MRサポータ) の概略図をFig.2に示す。MRサポータは、膝関節筋が収縮する方向の抵抗力が生じる抵抗力可変機構であるMRチューブ、任意の磁場を印加する磁気機構、MRチューブを大腿部及び下腿部に固定する装着部で構成されている。Fig.2に示すようにMRサポータは、膝の前面に配置した複数本のMRチューブを大腿部及び下腿部に装着部を介して固定した構造となっている。また磁場機構は大腿部に装着する。

## 3. MRチューブ

## 3.1 MRチューブの構成

MRチューブの概略図をFig.3、試作したMRチューブをFig.4に示す。MRチューブは、二本の径が異なるシリコンゴムチューブ (チューブL, チューブS), MR流体, ピストン部分で構成されている。MRチューブは、長さ方向に引張り荷重を加えると、定常状態ではチューブLの弾性による抵抗力のみが生じる。だが、磁場を印加すると、弾性による抵抗力に加え、ピストン部分にMR流体のせん

断応力増加による抵抗力が生じる。すなわち、磁場を印加することでMRチューブの長さ方向の抵抗力が変化する。なお、MRチューブがゴムチューブの弾性力によって元の長さに戻る際は、磁場を取り除き、MR流体のせん断応力による抵抗力を除去する。

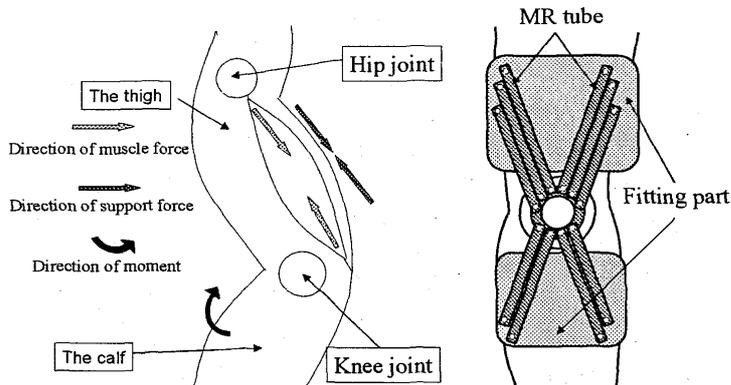


Fig.1 Supporting force for knee joint

Fig.2 MR supporter

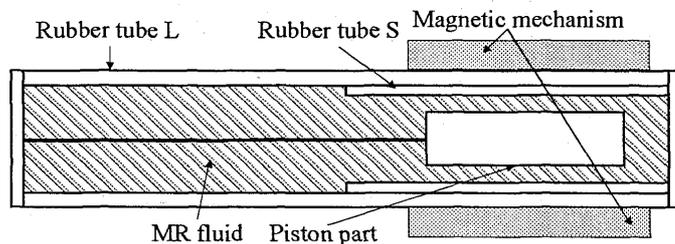


Fig.3 MR tube

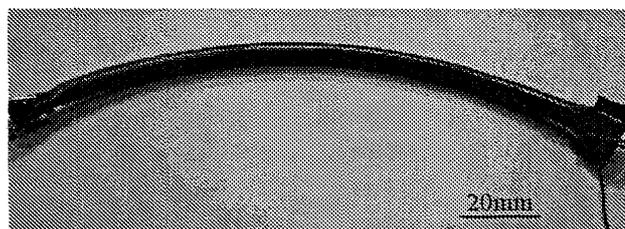


Fig.4 Prototype MR tube

## 3.2 ピストン部分の設計

せん断応力が発生するピストン部分には、磁場印加時に発生するせん断応力を効率よく利用するため、磁性体材料を使用する必要がある。これはMR流体が、磁場を印加した際、磁力線の向きに沿って磁性体との間にクラスタ状の鎖

を形成し、せん断応力を発生させるからである。また、ピストン部分は、表面積が大きい方がせん断応力による抵抗力が大きくなる。

本研究では、バネ定数  $0.01$  [N/mm], 自由長さ  $30$  [mm], コイル中心径  $3.5$  [mm] のピアノ線コイルばねをピストン部分に使用した。ピアノ線コイルばねを利用した理由は、磁性体材料であること、中空螺旋構造のため表面積が大きいこと、ばね弾性によって抵抗力の増加が見込めることである。

### 3.2.1 抵抗力測定実験

#### 3.2.1.1 実験方法

ピアノ線コイルばねとMR流体間のせん断応力が、せん断速度の変化に比べ、磁場強度の変化に大きく依存すればMRチューブの抵抗力を磁場強度によって制御できる。そこで、ピアノ線引張コイルばねに生じるMR流体のせん断応力が、せん断速度と磁場のどちらに依存するかを確認する実験を行った。Fig. 4 に実験方法の概略図を示す。シリコンゴムの弾性変形が実験に影響しないよう、MR流体が入る部分には、シリコンゴムと同様、比透磁率が近似的に1とみなせるアルミ中空棒を用いた。まず、コイルばねの一端を、釣糸を介してプッシュプルゲージ(AIKOH社製;RX-50, 最小分解能  $0.1$  [N])に接続し、 $\phi 6$  中空アルミ棒内にコイルばねを沈めた。中空アルミ棒の一端はエポキシパテで密封しており、もう一端は開放してある。次に、アルミ棒内にMR流体を満し、プッシュプルゲージをX軸の正方向にゆっくりと移動させ、初動抵抗力を測定した。そして、X軸移動ステージ上にプッシュプルゲージを固定し、ステージをX軸の正方向に速度  $v$  で移動させ抵抗力[N]を測定した。 $v$  は、 $10$  [mm/s],  $20$  [mm/s] の場合で行った。最後に、表面磁束密度  $0.13$  [T] のフェライト磁石をアルミ棒に密着させ、同様の実験を行った。この実験より、ピアノ線コイルばねを使用した場合、せん断応力が磁場強度とせん断速度のどちらに依存するかを確かめた。各測定はそれぞれ十回行った。本実験では、炭化水素油ベースのMR流体(Load社製; MRF140CG)を使用した。

MRチューブのシリコンゴムは、MR流体のベース流体である炭化水素油に親油性がある。そのため、本来は水ベースのMR流体を使用すべきであるが、実験段階であることから今回は既存の炭化水素ベースMR流体を用いた。

#### 3.2.1.2 実験結果と考察

Fig. 6 に実験結果を示す。磁石の有無で抵抗力が約  $3.5 \sim 4.2$  [N] 増加した。これは、磁場によって、ピアノ線コイルばねとMR流体間のせん断応力が増加したためと考えられる。また、磁場無印加時は速度  $v$  の変化に対し抵抗力が  $0 \sim 0.1$  [N] でほとんど変化せず、磁場印加時は速度  $v$  が  $10$  [mm/s] 増加すると抵抗力が約  $0.2$  [N] 大きくなった。しかし、磁場印加時の抵抗力が標準偏差で  $0.14 \sim 0.19$  [N] 程度ばらつきが生じていること、プッシュプルゲージの最小分解能が  $0.1$  [N] であることを考慮すると、速度  $v$  の増加に対する抵抗力の増加は、磁場に対する抵抗力の増加と比較して小さいことがわかる。以上の結果から、ピアノ線コイルばねに生じるMR流体のせん断応力が、せん断速度より磁場に大きく依存していることが分かる。よって、ピアノ線コイルばねをピストン部分に利用した場合、磁場によって抵抗力を制御できることが分かった。

## 4. 結言

本研究では、MR流体を利用し、サポート力を制御できる膝関節筋サポータの開発を目指した。特に本稿では、ピアノ線コイルばねをピストン部分として利用した抵抗力可変機

構であるMRチューブの提案を行った。次に、ピアノ線コイルばねとMR流体間で生じるせん断応力が、せん断速度と磁場のどちらに依存するかを確認する実験を行った。その結果、ピアノ線コイルばねをピストン部分に利用した場合、せん断応力が磁場に大きく依存することが分かった。このことから、ピアノ線コイルばねをピストン部分に利用した場合、磁場によって抵抗力を制御できることが分かった。今後、このピアノ線コイルばねを利用したMRチューブの試作、磁場印加機構の製作を行う予定である。

### 参考文献

- [1] 井上一 「変形性関節症の診かたと治療」医学書院,1994
- [2] 藤田豊久,島田邦雄 「MR流体の特性とその応用」日本応用磁気学会誌,Vol.27 No3 2003
- [3] 徳田美和,梯大吾,他 「せん断MRブレーキを用いたインテリジェント下肢装具の開発」,日本機械学会 2007年ロボティクス・メカトロニクス講演会講演論文集,2007
- [4] 赤澤康史,中川照夫,他 「メカトロニクスを導入した短下肢装具の開発研究」,平成15年度版 兵庫県福祉のまちづくり工学研究報告書,2003

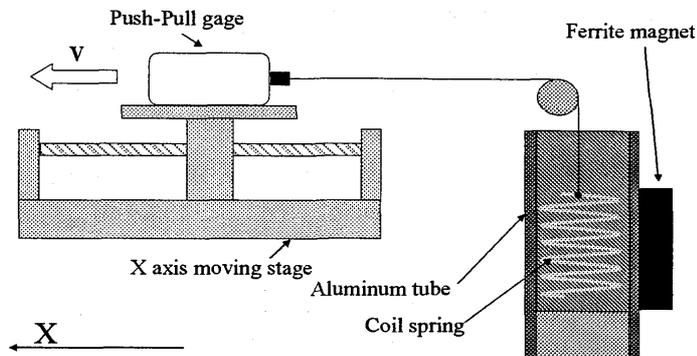


Fig. 5 Measuring resistance force

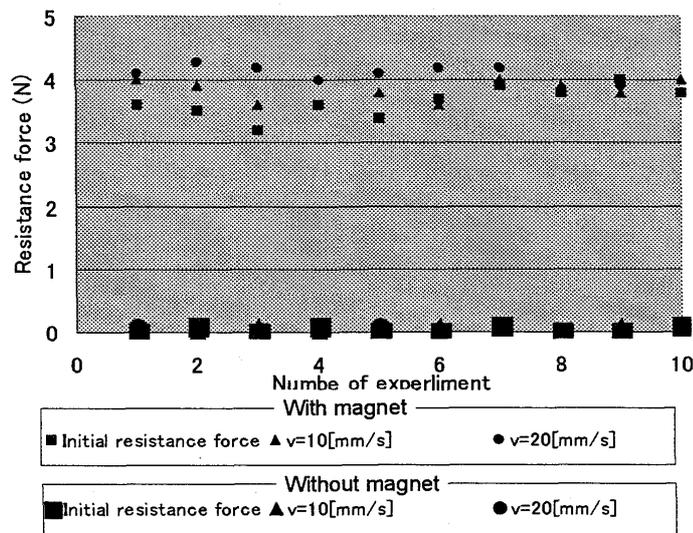


Fig. 6 Resistance force of MR tube