

立位での下肢の等速運動トレーニング装置

An isokinetic exercise equipment for the lower limb in the standing position

○小柳健一(富山県大) 木村佳記(大阪大) 小柳磨毅(大阪電通大)
井上昭夫(ER テック) 本吉達郎(富山県大) 大島徹(富山県大)

Ken'ichi KOYANAGI, Toyama Prefectural University, Yoshinori KIMURA, Osaka University

Maki KOYANAGI, Osaka Electro-Communication University, Akio INOUE, ER-tec Co.

Tatsuo MOTOYOSHI, Toyama Prefectural University, Toru OSHIMA, Toyama Prefectural University

Abstract: This research supposes the isokinetic exercise equipment for the lower limb, which realises the closed kinetic chain training loading on muscles in the standing position and is applied an Electro-rheological (ER) fluid. An ER fluid is a functional fluid whose apparent viscosity can be controlled by the applied voltage. Brakes using ER fluids can control their resistive torque reversibly and at high speed response, so that they can be applied for simple and safe training systems. This paper reports a prototype of the isokinetic exercise equipment and its basic experiments.

Key Words: Isokinetic Exercise, Lower Limb, Closed Kinetic Chain Training, ER Fluid

1. はじめに

リハビリテーションにおいて下肢の筋力強化トレーニングは、立位や歩行中の姿勢の安定化、歩幅や歩行速度の増加による身体活動量の増加につながり、寝たきり予防という観点からも重要なものである。特に等速度運動によるトレーニングは、運動中の関節角速度が一定であり、運動中の可動域全体に十分な抵抗を与えられる、角速度を任意に設定することで負荷の調整が容易である、運動中の二次的な筋損傷が少ないなどの利点がある。さらに通常はコンピュータを用いた制御装置を内蔵するため、関節トルクの測定も容易で、臨床試験やトレーニング効果の評価の面で有効である^(1, 2)。このため、徒手では難しいスポーツ選手の下肢筋力のトレーニングや評価にも用いられている。

筋力トレーニングの方法には、レッグエクステンションなど座位や臥位で行う Open kinetic chain (OKC) トレーニングと、スクワットなど立位で行う Closed kinetic chain (CKC) トレーニングがある。OKC トレーニングは両脚が開リンク系になり、例えばレッグエクステンションでは大腿四頭筋の単収縮による強化が可能である。しかし、前十字靭帯や大腿脛骨関節面の前方部分に負荷が過度に集中する欠点がある。一方、CKC トレーニングでは、両脚と床面で閉リンク系を構成するため、大腿四頭筋とハムストリングや腓腹筋が共同収縮することによって、大腿脛骨関節が安定し前方剪断力が軽減され安全性が高い。また、CKC トレーニングは、関節の保護に働く広筋群の活動が高まるため、高齢者のトレーニングとしても有効とされる⁽³⁾。さらに、日常生活動作やスポーツ動作などに機能的に類似した運動である。これらのことから、膝関節をはじめ下肢関節傷害のリハビリテーションにおいて、CKC トレーニングは不可欠である。

しかし、立位で等速度運動による筋力強化や評価を可能にした機器は多くない。等速度運動トレーニングが行える機器で実用化されているものは、Cybex など座位のものばかりである。また、立位荷重肢位で行うトレーニング装置として、足踏み運動に抵抗をかけるものが開発されている(特許公開平 8-57079)が、制御性はなくトレーニングの自由度は小さい。

木村らは、これまで膝前十字靭帯再建術後のリハビリテーションにおける立位(荷重姿勢)のトレーニングを解

析し、安全性と効果を検証しながら臨床応用を進めてきた。スライド式の台にゴムバンドを装着した装置を用い、片脚スクワット動作中に遊脚側下肢を抵抗に抗して後方や側方へ移動する抵抗レッグリーチを考案し、運動を解析した。それにより、これらのトレーニングは、片脚支持の安定に重要な大腿四頭筋(後方抵抗)や股関節外転筋(側方抵抗)への負荷は高まるが、膝前十字靭帯への不要な負荷となる前方剪断力や外反力は発生せず、再建術後に安全かつ効果的に適用できることを示した^(4, 5)。

しかし、ゴムバンドを負荷としたため、初期抵抗が小さく、負荷量の調整が困難であった。そのため、下肢関節の全運動範囲において筋に十分な抵抗を与えることは困難であった。さらに、急激にゴムが短縮するなどの危険性もあった。このため、等速度運動が可能であり、また負荷量が任意に設定できる安全かつ効果的なトレーニング装置が必要と考えられた。

そこで筆者らは、Electro-rheological fluid (ER 流体) ブレーキを用いた等速度トレーニングシステムを開発した。ER 流体は、電場でそのレオロジー特性を制御できる流体である。これを作動流体としたブレーキは、可逆的かつ高速なトルク制御が可能であり、シンプルで安全なトレーニングシステムを構築できると考えられた。本論文では、先行研究において調査した運動方法において等速度運動が実現できる、ER 流体を用いた立位での下肢の等速運動トレーニング装置を提案する。また、健常者での運動解析結果について報告する。

2. 立位での下肢等速運動トレーニング装置の開発

2-1 ER 流体ブレーキ

ER 流体とは、印加電場を制御することで見かけの粘性を制御できる機能性流体である⁽⁶⁾。より高度なまたは新規な制御要求にこたえるべく、ダンパやクラッチ、ブレーキなど様々なメカトロニクス要素へ、ER 流体の応用がなされている^{(7)~(10)}。

ブレーキに用いた場合には、Fig. 1 のように、固定円筒と回転円筒の間に ER 流体が挟まれた構造をしており、両円筒は電極である。ER 流体へ電場を印加すると、その大きさに応じた制動トルクが発生する⁽¹¹⁾。ER 流体のせん断応力は、せん断速度にほとんど依存しないことが知られており、電場印加時には Fig. 2 のように変化する。そのた

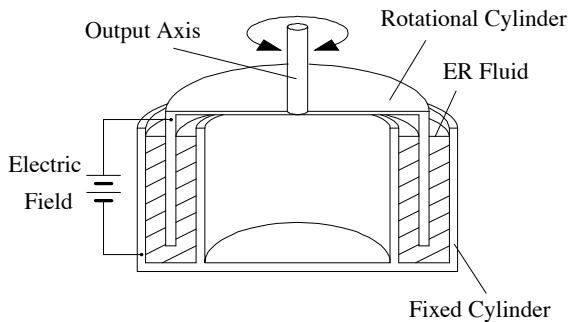


Fig. 1 Conceptual Design of ER Brake

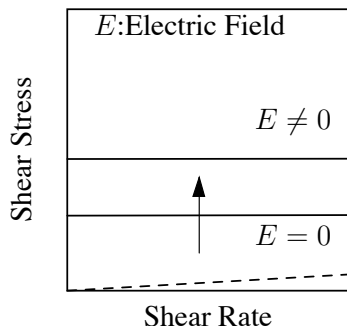


Fig. 2 Ideal model of particle type ER fluid

め、ER ブレーキの制動トルクも、電場にのみ依存するとして扱える。

2-2 装置の概要

筆者らの提案する立位での下肢等速運動トレーニング装置は、ER 流体ブレーキを負荷器として用いた、立位荷重肢位における下肢のトレーニング装置である。ER 流体を用いたデバイスは、優れた応答性に加えて安定性が高く、装置をコンパクトにできるため、本装置に最も望ましいと考えられた。

本装置の概要を Fig. 3 に示す。装置上には、レール上でスライドする台があり、タイミングベルトが接合されている。タイミングベルトはプーリーを介して ER ブレーキにつながっており、ブレーキトルクがその台に制動力として伝達される。ER ブレーキの回転角度は、エンコーダにより計測する。角度データはマイコンを介して外部コンピュータに伝えられ、外部コンピュータで計算した適切なブレーキトルクが制御信号としてマイコンおよび ER ブレーキに送られる。

トレーニング実施者は、スライドする台の上に片足を置き、逆側の足は装置外部に置く。制動力に抗しながら台を移動させることで、下肢に対して体重による荷重負荷と並進方向の負荷を同時に与え、下肢の複合的な筋力を強化できる。エンコーダにより計測した角度データから台の移動速度を算出する。また、ER ブレーキに発生させるブレーキトルクから、制動力を算出する。これらと、これらから算出したパワー、仕事量などを用いて、トレーニングの定量的な評価を行う。

トレーニングの種類は、等負荷モードと等速度モードから選べ、抵抗値と速度は連続的に調整できる。また、本装置は、対象者が装置に負荷を与えない限りは動き出すことはないため、高い安全性を有する。

2-3 開発した試作機

開発したトレーニング装置の試作機を Fig. 4 に示す。

本体の構造は Fig. 3 と同じであり、Fig. 5 のように、ス

ライドする台の上に片方の足を乗せ、脚を前後あるいは左右（横方向）に開脚あるいは閉脚を行う。スライド台の可動範囲は最大で 1.2m であり、ピンにより機械的に範囲を制限することができる。

本体には、ER ブレーキ、エンコーダの他、高圧電源とマイコンが内蔵されている。ER ブレーキは、ER テック社で製作したもので、最大トルクが 20Nm となるよう設計されている。高圧電源は最大で 1kV5mA を出力でき、応答時間は 20ms 程度である。エンコーダの分解能は 2,000ppr であるが、本体内部でスライド台側とは独立のベルト-プーリー系を介して 4 倍に増速しているため、実質 8,000ppr として用いている。マイコンは、イクシスリサーチ社の imsc01 を用いる。USB を経由して制御用コンピュータから得た指令信号を、DA 変換して高圧電源へのアナログ電圧指令として出力する。また、エンコーダ情報を USB を介して制御用コンピュータに送信する。マイコン内部の制御周期は 1ms である。

制御用コンピュータには、汎用のノートパソコンを使用し、OS は Windows Vista 32bit 版である。制御および評価用プログラムは、Microsoft Visual C++ を用いて作成した。制御用コンピュータにおける制御周期は 10ms である。ただし、Windows では実時間性が十分に保障されないため、TimeGetTime 関数を用いて制御周期を実測し、速度等の導出に用いた。

この他に手持ちコントローラを用意した。これには等負荷モードと等速度モードの切り替えスイッチや、設定値用ボリュームなどがある。簡易的なトレーニング条件の変更であれば、制御用コンピュータを用いることなく、この手持ちコントローラのみで行える。

等負荷モードでは、単純に一定の制動力を台に与えるようにしており、負荷は最大 110N までの負荷を 1N 単位で設定できる。等速度モードでは、台のスライド速度が一定になるよう ER ブレーキによる制動力を制御する。速さは、1.2m/s までの値を 0.001m/s 単位で設定できる。

Fig. 4 の試作機の ER ブレーキにおいて、指令電圧 E と制動力 F の関係を、ばねばかりで引くことで実験的に求めた。Fig. 6 にその結果を示す。ER 流体のせん断応力は電圧の二乗に依存することが分かっており、実験結果の近似式は次の通りである。

$$F = 106E^2 + 11 \quad (1)$$

したがって、試作機の最大電圧である 1kV を印加すると、制動力は 117N となる。ER ブレーキ最大トルクの設計値

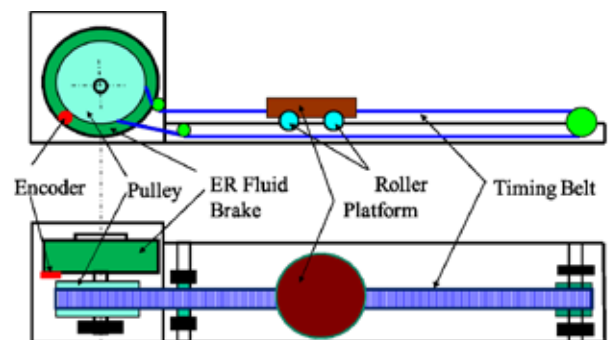


Fig. 3 The isokinetic exercise equipment for the lower limb

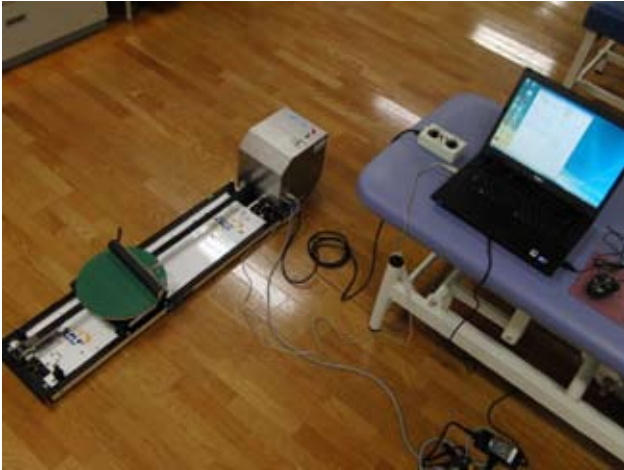


Fig. 4 Prototype of the isokinetic exercise equipment for the lower limb



Fig. 7 Input screen



Fig. 5 Practical example

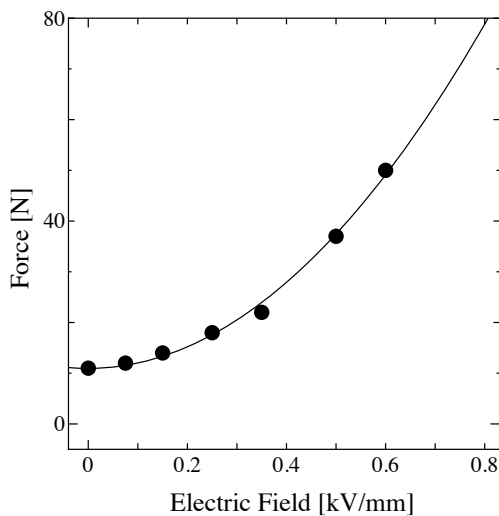


Fig. 6 Voltage and braking force relation of the prototype

では 200N 以上が発生するはずであり、この原因と対策は今後の課題である。

2-4 制御ソフトウェア

制御用コンピュータは、トレーニング条件等の設定、ER ブレーキに印加する電圧の制御、トレーニング結果の表示、およびトレーニング結果の保存を行う。

トレーニング実施者の情報とトレーニングモードは、Fig. 7 に示す入力画面で行う。実施回数や目標速度等の値の設定は、Fig. 8 に示す実施画面で行う。実施画面では、トレーニング開始の操作も行え、トレーニング中は設定値とグラフに表示される実際の制動力の値などを確認できる。トレーニング結果はファイルに保存され、後に解析で使用できる。

等速度モードにおける ER ブレーキの制動力制御は、今

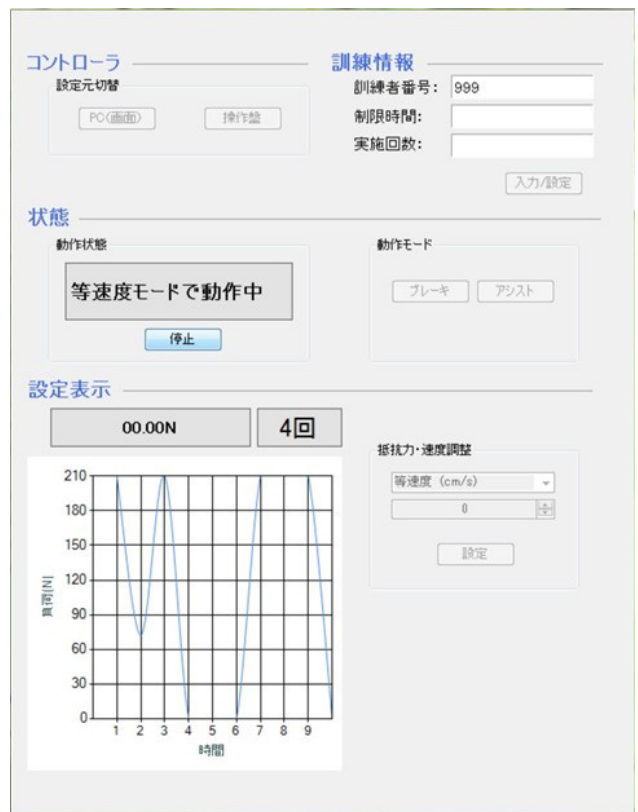


Fig. 8 Screen while exercise

回は速度 I-P 制御を用いた。現在の速度を v 、設定速度を v_r としたとき、制動力は次のように書ける。

$$F = \frac{K_I}{s}(v_r - v) - K_P v \quad (2)$$

制御パラメータの K_I と K_P は実験的に求めた。

3. 健常者による実験的検証

等速度モードの実証試験を、健常者をトレーニング実施者として行った。Fig. 9 に設定速度を 0.30m/s としたときの結果を、Fig. 10 に設定速度を 1.0m/s としたときの結果を示す。薄線が制動力で、濃線がスライド台の移動速度である。

Fig. 9 より、多少振動的ではあるものの、確かに 0.30m/s を設定値とした等速度モードが実現されていることが分か

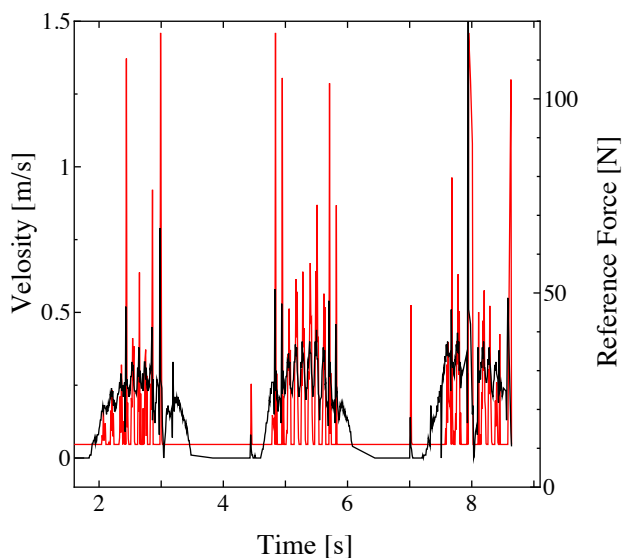


Fig. 9 Result of isokinetic exercise at 0.30 m/s

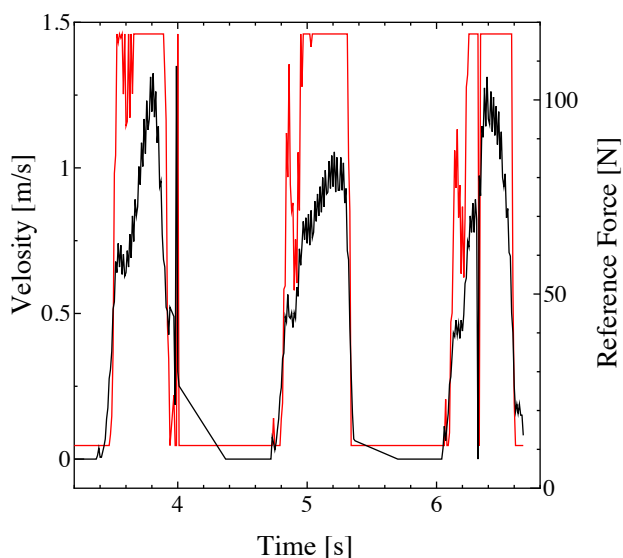


Fig. 10 Result of isokinetic exercise at 1.0 m/s

る。一方, Fig. 10 から, 設定値 1.0m/s では等速度制御を実現できていない。これは, 制御系のチューニングを比較的小さな設定値に対し行ったため, このような比較的大きな速度には過渡応答で対応できていないことと, ストロークとの関係から等速度となるべき時間の範囲が短いこと, および制動力が最大値で飽和しており制御指令値を実現できていないことなどが理由に挙げられる。これらは今後の課題である。

4. おわりに

本研究では, ER 流体を用いた立位での下肢の等速運動トレーニング装置を提案し, その試作機の開発について報告した。また, 健常者での運動解析による実証試験結果について報告した。

本装置では, 等負荷モードにおいては, 従来の他の装置に比べて広い運動範囲において高い負荷を与えられる。また, 従来の装置では行えなかった開脚や閉脚といったスライド運動に対して速度制御を行い, 等速度運動トレーニングを実現できることが分かった。本研究の装置を用いるこ

とで, 運動中に下肢の屈曲角度が変化しても, 適切な負荷を常に筋に与えることが可能であり, 実際の動作に直結する筋力の強化が可能と考えられる。

今後は, 試作機の制動力不足の問題や等速度モードで設定値が大きい場合の制御系の振る舞いに関する問題に対処し, トレーニング結果をトレーニング実施者に分かりやすくフィードバックするための評価系を開発する予定である。

参考文献

- (1) 古荘純次・菊池武士・小田邦彦, 粒子系 ER 流体を用いた等運動性訓練・評価システム, 日本機械学会論文集 (C) 編, **68-672** (2002), 2418-2424.
- (2) 小田邦彦・菊池武士・大山裕基・古荘純次, MR 流体ブレーキを用いた等運動性筋力訓練・評価システム, 実験力学, **10-2** (2010), 176-181.
- (3) 河村顕治, Closed Kinetic Chain Exercise, *JOURNAL OF CLINICAL REHABILITATION*, **16-6** (2007), 562-565.
- (4) 木村佳記・小柳磨毅・中江徳彦・田中則子・佐藤睦美, 後方へのレッグリーチ動作における支持脚の運動解析, 臨床バイオメカニクス, **30** (2009), 451-456.
- (5) 木村佳記・小柳磨毅・田中則子・小川卓也・中江徳彦, 側方への抵抗レッグリーチ動作における支持脚の運動解析, 臨床バイオメカニクス, **31** (2010), 445-452.
- (6) Gordaninejad, F., Graeve, O., Fuchs, A. and York, D., editors, *Proceedings of the Tenth International Conference on Electrorheological Fluids and Magnetorheological Suspensions*, (2008), World Scientific.
- (7) Adams, D. and Johnston, L., Industrial Benefits of ERF-Technology (A Development Report from the Industry), *Proc. of the Eighth Int. Conf. on Electro-Rheological Fluids and Magneto-Rheological Suspensions*, (2001), 37-42, World Scientific.
- (8) Hong, S., Choi, S., Jung, W. and Jeong, W., Vibration Isolation of Structural Systems Using Squeeze Mode ER Mounts, *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, **13-7-8** (2002), 421-424.
- (9) Takesue, N., Zhang, G., Furusho, J. and Sakaguchi, M., Motion Control of Direct-Drive Motor by a Homogeneous ER Fluid, *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, **10-9** (1999), 723-727.
- (10) Koyanagi, K. and Furusho, J., Direct-Drive Motor System with Particle-Type ER Fluid Damper, *International Journal of Modern Physics B*, **19-7-9** (2005), 1661-1667.
- (11) Furusho, J., Sakaguchi, M., Takesue, N. and Koyanagi, K., Development of ER Brake and its Application to Passive Force Display, *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, **13-7/8** (2002), 425-429.