インテリジェント義足足継手の研究開発*

(第2報, インテリジェント足継手一次試作機の開発)

李 成 求^{*1}, 古 莊 純 次^{*2}, 小 柳 健 一^{*2}
森 本 正 治^{*3}, 中 垣 聡 子^{*1}, 落 合 公 大^{*1}
中 川 昭 夫^{*4}, 赤 澤 康 史^{*4}, 橋 本 泰 典^{*5}

Development of an Intelligent Prosthetic Ankle Joint

(2nd Report, Development of the 1st Prototype with Intelligent Prosthetic Ankle Joint)

Chengqiu LI^{*6}, Junji FURUSHO, Ken'ichi KOYANAGI,
Shoji MORIMOTO, Satoko NAKAGAKI, Kimihiro OCHIAI,
Akio NAKAGAWA, Yasushi AKAZAWA and Yasunori HASHIMOTO

^{*6} Graduate School of Engineering, Osaka University,
2-1 Yamadaoka, Suita-shi, Osaka, 565-0871 Japan

In the first report of this subject, a linear MR (Magneto-rheological) brake specially designed for prosthetic ankle joint to keep dorsal flexion in swing phase of gait has been presented. The brake using MR fluid has simple structure and can control its brake force with low voltage. MR brake is expected to improve the function of lower extremity orthosis for rehabilitation. In this report, we improved the developed MR brake, and made a prototype of intelligent prosthetic ankle joint. Walking experiments were carried out and the control performance of the developed intelligent prosthetic ankle joint was confirmed.

Key Words: MR Fluid, Prosthetic Foot, Prosthetic Ankle Joint, MR Brake, Linear Brake

1. は じ め に

義足のメカトロニクス化に関する研究開発は、これまで膝継手に限定されており、例えば歩行速度を可変に制御する遊脚期制御機構を実現したインテリジェント膝継手(瀬口・中川らによって開発し、(株)ナプテスコが製品化)や^{(1)~(3)}、立脚期の膝屈曲ブレーキを歩行状況に応じて制御するC-Leg(ドイツOttoBock社)が製品化されている。ところが、すべての義足使用者に必要な足継手についてはリンク機構で膝継手

の屈曲角度と連動して背屈するHydracadence(フランスProteor社)⁽⁴⁾があるだけで、平坦路歩行に限って有効であった。

足継手部に求められる機能としては、歩行周期に沿って、①踵接地時に滑らかに底屈すること、②立脚期後半で踵が床から離れる直後に大きな底屈モーメントを生成すること、③爪先離れ直後に直ちに背屈姿勢がとれ、④遊脚期に背屈保持して床とのクリアランスを確保することが挙げられる。さらに、⑤歩行路面の傾斜に応じて足継手の中立角度が底背屈方向に変化できることが望まれ、そのゴールは、⑥健常者と同じような角度-モーメントのリサージュ波形がえられることであろう。本研究では、大きな動力源が必要な②と⑥を除いて、僅かなエネルギー消費で義足足継手部の底背屈角度の制御を行い、下肢切断者の歩行を改善することを目指して、④の課題に取り組んできた。

これまでの義足足部は、底背屈・内外反を可能にす

* 原稿受付 2005年3月22日。

^{*1} 大阪大学大学院工学研究科(☎565-0871 吹田市山田丘2-1)。

^{*2} 正員、大阪大学大学院工学研究科。

^{*3} 正員、岡山理科大学工学部(☎700-0005 岡山市理大町1-1)。

^{*4} 正員、兵庫県立福祉のまちづくり工学研究科(☎651-2181 神戸市西区曙町1070)。

^{*5} 橋本義肢製作(株)(☎702-8025 岡山市浦安西32-13)。

E-mail: furusho@mech.eng.osaka-u.ac.jp

る足継手軸部品と、これを収める足の形状をした高密度発泡ウレタン製の足部部品で構成される。底背屈方向の屈曲に対してゴム製のダンパにより、踵着地時の衝撃緩和と立脚中期の前方への体重心の移動の円滑化、および立脚期後半でのゴムダンパに蓄えられた弾性エネルギーの解放による推進力生成などを補助している。しかし、遊脚期に入って足部が前方へ振り出される際には圧縮されたゴムダンパが力のバランスの取れた中立位に戻り、図1のように爪先部が地面に接触しやすくなる。これを避けるため、義足装着者は意識的に大腿部を持ち上げたり膝を大きく屈曲させるなどの代償動作を行い、エネルギー消費の増大や歩行時の左右脚の非対称性を増大させる原因にもなっている。

そこで、蹴り出し後の足部の底屈方向への回転運動を抑え、背屈位を保つことができれば、つまづく可能性が減少してスムーズな歩行を行うことができると同時に、歩行時のエネルギー消費が減少する^{(5) (6)}ものと考えられる。これを実現するために、メカニカルな機能の限界を拡大する手法として、アクチュエータやセンサーを使用するメカトロ技術の応用が考えられるが、従来型のアクチュエータでは小型かつ軽量が要求される足継手に適用できるようなものは見当たらない。その一方で機能性流体を用いた軽量かつコンパクトで高性能のアクチュエータの研究開発が進み^{(7) (8)}、ロボットなどメカトロニクス機器^{(9) (10)}に応用が広がり、義足の性能改善にも応用が考えられるようになった。

本研究では、機能性磁気粘性流体 (MR) を用い独自に設計した小型で高性能のリニア型 MR ブレーキ (以下 MRLM) により、遊脚期に入る直前の足部の背屈位を保持して遊脚期中期までの一定時間維持して、より自然な歩容が実現することを目的としている。

第一報⁽¹¹⁾ではインテリジェント足継手のための MR 流体を用いたリニア型ブレーキの開発を行い、基礎実験によりその特性を調べ、仮想歩行実験装置を製作して義足足継手の角度制御実験を行った。

本報では、開発した MRLB を義足足部に適用し、足継手軸に取り付けたポテンショメータの情報を用いて底背屈角度の制御を行うインテリジェント義足足継手一次試作機を構成し、下腿切断者に装着して歩行実験を行い、遊脚期初期から中期にかけての足継手背屈保持がどのように行われるかを検討した。

2. リニア型 MR ブレーキの改良

2.1 リニア型 MR ブレーキ MR 流体を用いたブレーキは構造が簡単な上、小型かつ軽量で発生力が大きく、消費電力も少ない。この特性を利用した、

Fig. 1 Walking appearance of prosthetic foot during swing phase

Fig. 2 Construction of MRLB in a MR fluid leak

義足足首の回転を制御するリニア型 MR ブレーキを開発し、第一報で報告した。本章では、長期耐久性の向上を目的とした MRLB の改良について報告する。

2.2 ボビンの改良 MRLB では、図2に示すように、中空ロッドの中の電線を介してコイルへ電流を供給している。従来の MRLB では、MR 流体との接触を防ぐため、コイル表面をパテでコーティングしていた。改良した MRLB では、これを図3のようにアルミのリングに変更した。

ブレーキ作動時は内部が 3[MPa] と高圧になるが、これによりパテが変形して MR 流体が漏れ出すという問題が解消され、長期の使用が可能になった。

2.3 シール 従来はゴム単体シールを上下の二箇所に配置していたが、座金を配した固めのシールに変更し、下側一箇所とした。また、中空ロッドの材質を従来のアルミから SUS305 (非磁性) に変更し、クロムメッキの上バフ仕上げを施した。さらに、軸偏芯によりシールに偏荷重を与えないようにするため、摩擦抵抗が比較的小さいテフロンのリニアブシュ (リニア軸受け) を設けた。改良後の MRLB の構造を図3に示す。

使用している MR 流体は、合成潤滑油に直径数マイクロメートルの酸化鉄系微粒子を混ぜたものである⁽¹²⁾。従来の MRLB では、アルミ製の中空ロッド表面が削れ流体が漏れるという問題が起きていた。しかし上記の改良により、漏れはなくなった。なお、改良後の MRLB の重量は従来のものとほとんど変わらなかったが、長さは 7[mm] 短くなった。

改良後の MRLB の応答特性を図4に示す。従来の特性とほとんど変わらず、コイル電流が増えるとブレー

キ出力も増加している。

Fig. 3 Construction of MRLB

Fig. 4 Relation between current and brake force

Fig. 5 Structure of conventional prosthesis

表1の通りであり、ソケットを含む全重量は1.6[kg]である。

アライメント(ソケットと義足の各部品との相対位置関係)が不適切であれば、異常歩行の原因になり計測評価の妨げにもなる。そこで歩行実験に先立ち、MRLB組込み義足のアライメントは、日常使用している義足のアライメントと同じになるよう、義肢装具士が調節した。足継手の中立位の底背屈角度の調整は、図5に示すアライメントスリーブ(内外2個の偏芯円筒により構成)の回旋により調節できる構造になっている。

Table 1 Conventional prosthesis parts list

Name	Type	Weight
Pipe-Connector	M0310	70g
Alignment Sleeve	M0900	56g
Super Ankle	M1040	362g
Super Foot	M1154	328g

3. 制御型足継手試作機の開発

義足の足継手に制御機能を付加し、遊脚時の背屈保持を可能にする制御型足継手の試作機を開発した。本研究に用いた義足は、被験者が使用する義足に合わせた仕様にした。

3.1 従来の義足の構成及びアライメント
被験者がこれまで使用していた義足はソケットがPTB式(膝蓋腱部により大部分の体重を支持する方式)で⁽¹⁴⁾、断端が短く懸垂性が乏しいために、両側支柱の大腿コルセットを併用している。ソケットから下は(株)今仙技術研究所製の骨格構造型 LAPOC モジュラー義足システムの部品を使用した。各部品の名称、型番は

3.2 MR ブレーキの組込 MR ブレーキを義足に取り付ける際に、足関節軸とブレーキ力の作用線との垂直距離が離れるほど小さいブレーキ力で目的を達成できるが、義足側に健足側と同じサイズの靴が履けないなど、外観上の不自然さが生じやすい。これを考慮して、図6に示すようにMRLBを義足足部に取り付けた。まずMRLBを義足のパイプに固定したブラケットで挟んで回転できるように支持する。次にMRLBピストンのコイルへの電力供給ケーブルが出ている上端をフリーに、下端を直径8[mm]のロッドエンド(図中のA)に連結する。また、ロッドエンドは足部の上部に渡した軸に回転支持する。MRLBは両端が回転支点となり、荷重が軸方向にのみ加わる。外観を図7(a)に示す。足関節背屈角 θ [deg]とトルク T [N·m]の関係は $T = 4.54\theta$ で表せることを予備実験により確認した。また、義足装着者の歩行実験データ⁽¹³⁾より、歩行時の最大足関節角は、背屈側に10[deg]を超えないので、足関節トルクは45.4 [N·m]程度以下である。

一方、MRLBは足関節の回転軸から垂直距離が約0.07 [m]の位置に取り付けてあるので、前述の最大ト

Fig. 6 Layout of the intelligent prosthetic ankle joint

ルクに抗して義足の背屈を保つためには、最大で約 649 [N] 程度の力があればよいと考えられる。したがって図 4 より MRLB の最大ブレーキ力が 1000[N] であるので、背屈位を保持できると考えられる。

元の義足の重さおよそ 1.6[kg] に対して、足継手一次試作機を組み込んだ義足の重さは約 2.8[kg] で、このうち MRLB 本体は 334[g] である。また最大消費電力はセンサー類も含めて、およそ 2.1[W] である。

Fig. 7 The 1st prototype of intelligent prosthetic ankle joint and appearance of experiments

Table 2 Profile of the subject

Gender	Male
Prosthetic Foot	Left Transtibial Prosthesis
Age	55
Height	163[cm]
Weight	81[kg]
Daily Activeness	Active

Fig. 8 Experimental system

4. 歩行実験

4.1 歩行実験の概要 開発した試作機を用いた歩行実験により、遊脚期初期から中期にかけて足継手の背屈保持がどのように行われるかを検討する。実験に必要な周辺機器の接続関係を図 8 に、被験者のデータを表 2 に示す。被験者に義足を装着して平坦な床を図 7(b) に示すように一時間程歩行してもらった。義足と制御用パソコンとの間はケーブルで接続されており、実験補助者がケーブルをもって被験者の後について実験を行った。

インテリジェント義足足継手を制御するにあたり、図 9 に示すように一歩区間を定義する。図中の N_i は i 歩目の最大背屈時点である。すなわちこの方法では、 i 歩目の最大背屈時点 N_i から $i+1$ 歩目の最大背屈点 N_{i+1} の間を一歩区間とする。

ブレーキを作動させる手順については、ポテンシオメータで検出した最大背屈角をフラグとしてブレーキのコイルに電流を流し、ブレーキを作動させて蹴り出し直後の背屈を一定時間保持する。この制御のために、最大背屈時点を知る必要があるが、実時間で最大背屈時点を知るのは困難である。そこで、代わりに「制御上の最大背屈時点」を検出する。 i 歩目における制御上の最大背屈時点(図 9 の図中の M_i) の検出は、計測した角度を前回計測した角度と比較し、30 回連続で角度が減少していれば、その時点を制御上の最大背屈であると判断する方法をとった。

サンプリングタイムは 1[ms] としたので、制御上の最大背屈の時点 (M_i) は、実際の最大背屈角 (Maximal dorsiflexion angle) に達した時点 (N_i) から 30[ms] 後

である。実際に電流を流すタイミングは、図9に示すように制御上の最大背屈時点 (M_i) から S [ms] 後からとなる。

実験における調節パラメータとしてコイル電流の大きさ (最大 1[A]), ブレーキ作動時間 (T [ms]) 及びブレーキのタイミング (S [ms]) を変化させて歩行実験を行った。

Fig. 9 Time flow for MRLB control

4.2 歩行実験結果及び分析 実験中のコイル電流と足関節角の関係を図10に示す。横軸に時間、縦軸に足関節角度をとっている、濃い実線で示す "free" はブレーキをかけずに歩いた時の足関節角度である。以下に示す図11と図12の実験結果にも同じ "free" のグラフが載せてあり、相対的な比較の指標とする。点線で表したグラフがブレーキをかけたときの足関節角の変位のグラフである。また、図10のグラフの下部の水平の実線部分は、コイル電流 I_c の変化を示している。水平の濃い実線の部分はコイル電流 I_c が ON の時を示し、水平薄い実線の部分はコイル電流 I_c が OFF の時を示す。コイル電流が流れているときに、ブレーキがかかっている時期になる。この実験ではブレーキタイミング S が 0 [ms], ブレーキ作動時間 T が 400 [ms] のときのコイル電流 I_c (0.6[A], 0.8[A], 1[A]) 別の実験結果である。電流が大きいくほど保持背屈角が大きいくことがわかる。しかし、一定背屈角を保持できおらず、角度が徐々に中立位に近づいていく。これはブレーキ開始時の背屈角が大きく、ゴムの反力が大きいためと思われる。

コイル電流 I_c を 1.0 [A], ブレーキ作動時間が 400[ms] として、ブレーキのタイミング時間 S を 0 [ms], 100 [ms] と変えた時の足関節角の応答の変化を図11に示す。ブレーキのタイミングが 100[ms] 遅れると保持背屈角は小さくなるものの、一定に背屈保持ができている。

図12は、ブレーキの作動時間 T を 200[ms], 400[ms] と変えて行った歩行実験の結果を示す。ただし、コイル電流 I_c は 1[A], ブレーキのタイミング S は 0[ms] と

Fig. 10 Changes of the ankle angle in varied electric current ($S=0$ [ms], $T=400$ [ms])

Fig. 11 Changes of the ankle angle in varied brake-timing ($I_c=1$ [A], $T=400$ [ms])

した。図から分かるように、同一の電流を流しているので、ブレーキがかかっている間は T が 200[ms] の場合も、400[ms] の場合も、足関節角度は同じ挙動を示している。しかし、 T が 200[ms] の場合は、ブレーキの切れた後は "free" の挙動に戻り、400[ms] の場合と異なる挙動を示している。被験者の歩行に合わせて、電流の印加時間を決めることによって、無駄にブレーキを長くかけすぎないようにすることができる。

本報告の実験では、室内で一時間程度の歩行実験を行い、義足が遊脚相へ移行する直前の義足の背屈状態が MRLB により保持できることを確認した。さらに、

Fig. 12 Changes of the ankle angle in varied braking-time ($I_c=1[A]$, $S=400[ms]$)

ブレーキをかけるタイミング、ブレーキの作動時間、コイルの電流値といった制御パラメータが、歩行時の足関節角の変化に与える影響について考察した。被験者の感想は「一時間程度の試歩行で、遊脚期の大腿部の屈曲が減少して、足継手の背屈効果を実感できた」であった。

5. ま と め

本研究では、義足の足関節制御を目的として、リニア型 MR ブレーキを用いた義足用インテリジェント足継手一次試作機の開発を行い歩行基礎実験を行った。以下に本研究の結論をまとめる。

1. 第一報で開発したリニア型 MR ブレーキを改良して、MR 流体の漏れをなくした。また、改良後のブレーキの長さは 7[mm] 短くなり、さらに小型化できた。これを用いて、義足分野ではじめての制御型足継手の一次試作機を開発した。
2. 被験者による歩行実験で、目的とした遊脚時のリニア型 MR ブレーキによる背屈保持を確認した。ブレーキは歩行速度にあわせてタイミングのあった作動が可能である。
3. リニア型 MR ブレーキを組み込んだことで被験者が普段使用している義足より 1[kg] 重くなっているが、被験者は「あまり気にならない」という感想であった。

今後は、自由に歩き回るためのコードレスなインテリジェント足継手試作機の開発を進め、屋内平坦路だ

けでなく様々な場所で歩行実験を行うことができるようにして歩行データを蓄積し、制御方式の改良検討と評価を行う予定である。

謝辞

本研究を進めるにあたり、MR 流体のシールについて貴重なアドバイスを頂きました NOK 株式会社技術統括部大野永太郎氏、黒木雄一氏、中山純一氏、幸田穠氏に感謝申し上げます。

文 献

- (1) 森本, 義足の歴史: 古代ギリシャから新世紀へ, 日本機械学会バイオエンジニアリング部門報, 29, (2000), pp1-4.
- (2) 中川, 義足開発の現状とメカトロ化の展望 (解説), システム/制御/情報, 41-11, (1997), pp478-483
- (3) 山越健一編著, 健康・福祉工学ガイドブック, 工業調査会, (2001), pp166-177
- (4) Proteor: <http://www.proteor.fr/proteor/>
- (5) 長倉裕二: 理学療法 MOOK6 運動分析義足歩行, 三輪書店 (2000), pp101-109
- (6) 土屋辰夫: 理学療法 MOOK6 運動分析平地歩行, 三輪書店 (2000), pp62-68
- (7) 武居, 古荘, 坂口, 清田, MR 流体アクチュエータの開発とその制御実験, 機論, 67-663, C(2001), 3525-3532.
- (8) 古荘, 小柳, 機能性流体を用いたウェアラブルパワーアシストシステム (安全性に関する国際・国内基準に基づく研究開発) (解説), フルードパワーシステム (日本油圧学会誌), 34-5, (2003), pp121-127
- (9) J.Furusuo and A.Sano: Sensor Based Control of a 9-link Biped, International Journal of Robotics Research, 9,2,(1990), pp83-98
- (10) 古荘, 武居, 2 足歩行のダイナミクスと制御, 日本機械学会 (編): 「生物型システムのダイナミクスと制御」第 4 章, 105-154, 養賢堂 (2002)
- (11) 古荘, 武居, 中垣, 津田, 中川, 森本, インテリジェント義足足継手の研究開発 (第一報, リニア型 MR 流体ブレーキの開発), 日本機械学会論文集 (C 編) 70 巻 695 号 (2004-7)
- (12) Carlson, J. D., Catanzarite, D. M. and Clair, K. A. St., Commercial Magneto-Rheological Fluid Devices, Proc. of 5th Int. Conf. on Electro-Rheological Fluids, Magneto-Rheological Suspensions and Associated Technology, World Scientific, (1995), pp20-28.
- (13) 森本, 笠原, 鈴木, ジェームス・モア, 高見, 平坦路および坂道歩行時の足関節の運動力学特性-遊脚期の背屈特性および立脚期のコンプライアンス特性と歩行路傾斜角度の関係-, EIREC (防災リハビリ工学センター) 研究報告集, (1996), pp1-5.
- (14) 澤村誠志, 「義肢学」 医歯薬出版株式会社 2001.