

DC モータによるエネルギー回生を用いた短下肢装具の開発

Study on Ankle Foot Orthosis with energy regeneration using DC motor

○ 芝田 京子 (高知工科大) 井上 喜雄 (高知工科大)
 亀山 裕生 (高知工科大院) 金澤 一成 (高知工科大院)

Kyoko SHIBATA, Kochi University of Technology
 Yoshio INOUE, Kochi University of Technology
 Hiroki KAMEYAMA, Kochi University of Technology
 Kazunari KANAZAWA, Kochi University of Technology

Key Words: Hemiplegic gait, Energy regeneration, Semi-active damper, Self-powered system

1. はじめに

脳卒中障害等が原因で半身に障害を有する片麻痺患者は、遊脚期において麻痺側の足先の垂れ下がり（下垂足）によってつまずきや転倒を起こしてしまう。これを防止するために、従来、足首を完全に固定した図1に示すような短下肢装具を使用して歩行を補助している。一方で、なめらかで自然な健常歩行では、背屈筋と底屈筋を交互に活動させ適切な制動力を加えて足関節の回転を変化させている。よって従来型の短下肢装具では、遊脚期で有効な下垂足防止のための固定が、その剛性により足関節の自由な回転を妨げ、適切な制動力を発生することが困難となり、非常に不自然でエネルギー消費の大きい動きを患者に強いてしまう。このような装具の使用ではなめらかな歩行の再獲得へのリハビリ効果も小さい。この問題を解決するために、歩行状態に応じて適切にブレーキをかけたリパワーを供給したり、つまり歩行状態をセンシングし足関節部の抵抗（減衰）を可変制御できるようなインテリジェント化された短下肢装具であれば、患者の自然な歩行支援において非常に有用となる。しかしながら、センシングや可変制御のためのエネルギー供給として外部電源やバッテリー交換が必要となり、重量の増加や機器の大型化、使用場所や時間の制限などが生じるため、エネルギー源の確保が新たな問題となる。足関節部の減衰可変については、これまでに、パッシブな非線形油圧ダンパを用いた装具⁽¹⁾、MR 流体によるセミアクティブな装具⁽²⁾⁽³⁾、超音波モータをアクチュエータとして用いる研究⁽⁴⁾などが実用化、あるいは研究され、歩行改善の効果が報告されているが、自然な歩行とエネルギー源の確保の両立は困難となっている。

この問題に対し本研究では、2章で述べるように、歩行動作において足関節でブレーキをかけてエネルギーを消費

していることに着目した。吸収されるエネルギーを DC モータによるセミアクティブダンパと昇圧チョップを用いて電氣的に回生し駆動源として、下垂足の防止、かつ、自然な歩行のための常時センシングと、歩行状態に応じた足関節部の回転ジョイントの減衰のリアルタイム可変制御を行い、さらに、小型軽量のバッテリーのみを用いることで装具の軽量化と長時間駆動が可能となるシステムを開発する。これが実現すれば、病院でのリハビリ、在宅リハビリ、生活支援、と連続した長期の能動的なリハビリが可能となり機能回復の効果も大きいと考えられる。本報告では、入力条件を設定した基礎回路を用いて可変減衰と昇圧の確認実験、さらに試作機により連続歩行実験を行うことで、提案法の基本性能を確認した。

2. 健常歩行における足関節の役割から見た従来型短下肢装具装着時の歩行の問題点

歩行動作では、左右の足が交互に、足の一部あるいは全体が接地している立脚期と、全く接地していない遊脚期を繰り返している。健常歩行の立脚期は、足関節の働きから、図2に示す<p1>~<p3>の3つに分けることができ、よって歩行1周期は、遊脚期の<p4>をあわせた4フェーズに分けることができる。図2<p1>は踵が接地してから足裏全体が接地するフェーズで、つま先の急激な地面との衝突を防ぐため底屈方向（足首が広がる方向）に制動力を加えて緩やかに動作する。<p2>は足裏全体が接地してから踵が離れるまでのフェーズで、重心移動を伴いながら背屈方向（足首が閉じる方向）に制動力を加えて足首がゆっくりと閉じるように動く。<p3>は踵が離れてから足裏全体が離れるまでの蹴り出し動作のフェーズで、底屈方向に加速するよう動作する。<p4>の遊脚期では、下垂足を防ぐため底屈方向に



Fig. 1 Conventional ankle-foot orthosis (AFO)

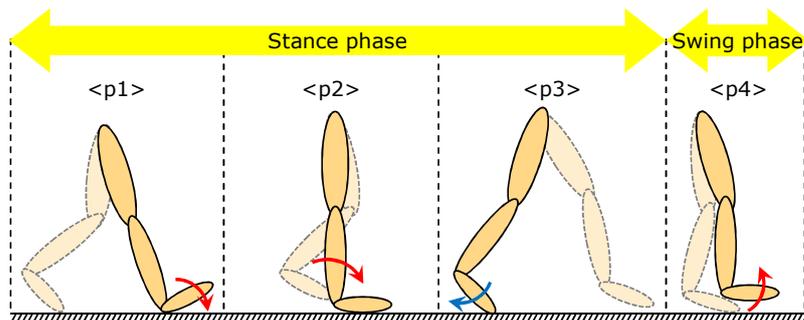


Fig. 2 Normal gait

制動力を加えて足先を保持する。つまり、自然な歩行を実現するために足首の角度は常に変化し、これに応じて必要な制動力も変わる。さらに、エネルギーの観点では、蹴り出し以外の 3 つのフェーズ<p1><p2><p4>では制動力が必要なためエネルギーを消費し、蹴り出し動作<p3>ではエネルギーを加えている。

片麻痺歩行では、筋力低下等により制動力を発生することが難しくなる。そこで、片麻痺患者が図1のような従来型の短下肢装具を装着することで底屈方向の制動力が補われ、遊脚期の下垂足が防止できつまずきや転倒の危険性が回避される。しかしながら、自然な歩行動作を行うには図3<p1><p2>においてスムーズな動作が求められるため制動力を徐々に変化させることが必要となる。よって、従来型の短下肢装具を装着した歩行では適切な制動力を発生できずに、踵接地時において膝関節の過伸展が起こったり、下腿の前傾によって膝が前方に押し出され膝折れ転倒などが起こると考えられる。よって、短下肢装具の足首部の回転減衰を歩行のフェーズに応じて可変制御する機能を付加したインテリジェント化を提案する。同時にエネルギー問題の解決も図る。なお、足首部のスムーズな可変回転により、膝関節の動作もなめらかになり自然な歩行動作が得られることが谷田ら⁽³⁾により実験的に確かめられている。

3. 提案するシステムの基本概念

回転減衰の可変とエネルギー回生を実現するため、本研究では、DC モータと昇圧チョップ回路を組み合わせる。

DC モータは、足関節の底屈、背屈動作に伴って回転する構造とする。DC モータが回転すれば、それが発電機として働き回転エネルギーを回生しつつ抵抗力を発生する。これにより底背屈に対してセミアクティブな減衰を得ることができ、その運動エネルギーを電気エネルギーとしてバッテリーに回収することが可能となる。2章で述べたように、健常者の足関節では、図 2<p3>以外のフェーズにおいてエネルギーを消費している。片麻痺歩行では、麻痺側の筋力低下のため蹴り出しは必ずしも重要な部分ではなく、駆動力は健常な足に頼るとすれば、スムーズな歩行のために必要な制動による運動エネルギーを電気エネルギーに変換しバッテリーに蓄えることができると考えられる。

まず、エネルギー回生を考慮しないバッテリーのない系を考える。モータの逆起電力 e_b は、モータの回転速度を $\dot{\theta}$ 、アクチュエータ係数を A とすると

$$e_b = A\dot{\theta} \quad (1)$$

で表され、また、簡単のためインダクタンスの影響が無視できる周波数領域で考えれば、抵抗を R 、電流を i として、

$$e_b = Ri \quad (2)$$

となる。モータトルク T は、

$$T = Ai \quad (3)$$

で表され、よって、式(1)~(3)より以下ようになる。

$$T = (A^2/R)\dot{\theta} \quad (4)$$

つまり、DC モータが一定速度で回転すると回転速度に比例した減衰力を発生することとなり、この減衰係数 (A^2/R) はモータ特性と回路の抵抗によって与えられる。よって、抵抗を変化させることで DC モータは速度に比例した可変の減衰力を発生する。この場合には、電気系に吸収されたエネルギーは抵抗部分で熱になって消えてしまう。

そこで次に、エネルギーを回生するために充電可能なバッテリーを挿入した回路を考える。このとき、モータの逆起電力がバッテリー電圧よりも高くなくては充電されない。そこで、低い状態であってもバッテリーの充電可能な昇圧チョップ回路⁽⁵⁾ (図 3) を用いる。昇圧チョップはコイルに蓄えられたエネルギーを、トランジスタ Q の高速スイッチングにより 2 つの回路を切り替えることで蓄積/放出する。図 3 で回路内の抵抗が近似的にゼロとすると、ON の場合、回路方程式は、

$$Li = e_b \quad (5)$$

となり、電流が増加しエネルギーがコイルに蓄えられる。このとき回路を OFF に切り替えると、すでに電流が流れているので電流がゼロになるまではバッテリー電圧 E に逆らって電流が流れ、エネルギーがバッテリーに吸収され蓄えられる。したがって、ON の回路では電流が大きくなり抵抗力も大きくなっていく一方、OFF の回路ではバッテリー電圧がモータ電圧より高ければ電流が減り抵抗力も小さくなる。スイッチングの比率 d (デューティ比) は、ON 時間を T_{on} 、OFF 時間を T_{off} とすれば、

$$d = T_{on} / (T_{on} + T_{off}) \quad (6)$$

で表される。つまり、デューティ比 d を変えることで回路に流れる平均的な電流が変化し、結果平均的な減衰力を可変制御することができる。

実際には、電気的抵抗を考慮しなければならず、ON の場合の回路方程式は、抵抗を R_1 とすれば、

$$Li + R_1 i = e_b \quad (7)$$

OFF の場合は、回路抵抗を R_2 とすれば、

$$Li + R_2 i = e_b - E \quad (8)$$

となるが、上述の説明と同じように、デューティ比を制御することで、ON 時には電流が増え OFF 時には減少しながら平均的な電流変化によって減衰力の可変が実現されると考えることができる。

4. 基礎回路による実験

4-1 制御周期の最適化

図 3 で、一定入力とするため DC モータからの入力は安定化電源からの供給とし、バッテリー部分を抵抗と LED に変更し電圧降下を測定する。実装時の入力範囲を想定して、安定化電源から 2, 3, 4[V] を入力し、それぞれの場合においてデューティ比 d を変化させ、PWM 制御の周波数を 8000~13000[Hz] に 1000[Hz] ずつ変化させた。一例として、入力電圧 2[V] のときの各周波数に対する昇圧電圧をデューティ比別に図 4 に示す。入力電圧とデューティ比に関わらず周波数が 10000~12000[Hz] で昇圧電圧が最大となり、よって本研究では、制御の周波数は 10000[Hz] に固定することとする。

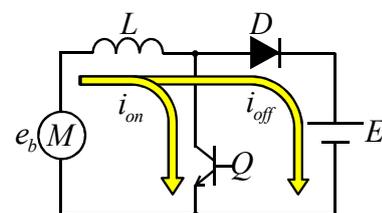


Fig. 3 Step-up chopper circuit

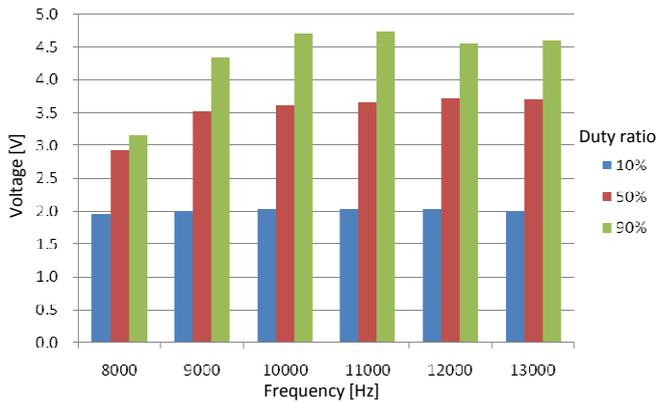


Fig. 4 Optimization of the control period

4-2 モータを用いた昇圧回路

図5に実験回路を示す. 図3の入力昇圧チョップパ回路の前段にダイオードブリッジをおき回路への入力極性をそろえることで, モータの正転/逆転, すなわち足関節部の底屈/背屈動作の両方に対応させている. モータBが短下肢装具に搭載されるDCモータを示し, 実装回路ではモータBからギア, リンク, 足関節部と接続するが, この実験では安定した入力とするためモータBにモータAをカップリングしてモータAにて回転速度の測定と安定化電源からの供給を行う. 図6にデューティ比 d を変化させたときのバッテリーの昇圧電圧を示す. モータを用いず直接安定化電源より入力した場合の昇圧電圧も比較として示す. どちらの場合においても, 全デューティ比においてバッテリー電圧 $7.2[V]$ を超え充電できていることがわかる. また, 懸念された昇圧チョップパ回路への入力であるモータの出力波形の影響も小さいことが示された. 図7は, デューティ比を変化させたときのモータBの回転数をロータリエンコーダで測定した結果である. 初期値として $d=0\%$ のモータ回転数を $900[rpm]$ とした. デューティ比が大きいくほど回路に流れる電流が大きくなり回転減衰が大きくなることがわかる.

4-3 減衰可変制御の確認実験

前述のように, デューティ比の変化によって回路に流れる電流量が変わり, 装具の発する足関節部の減衰が変化する. そこで, デューティ比による減衰力の変化を知るため, 前節の図5の回路を用いて電流量を測定する. 前節の実験では, デューティ比を大きくすると回路特性よりモータの回転数が減少し足関節部の減衰の変化を示せないため, 今回はモータの回転数が一定となるように調整した. モータ回転速度の設定値は, 片麻痺歩行の前実験より, 機構部を考慮して, $277.5[rad/s]$ とした. 比較のため半分の $138.7[rad/s]$ も併せた結果は図8のようになり, 歩行状態に応じたデューティ比のマイコン制御により, 足関節部の減衰を可変制御できることが確かめられた. また, 回転速度が大きいくほど電流が増加することから, 電流に比例する抵抗トルクが大きくなることがわかる. つまり, 歩行速度の上昇に伴う装具の発する減衰力の増加に対応可能であることが示された.

5. 試作機による連続歩行実験

5-1 試作機の概要

試作した短下肢装具を図9に示す. 足関節が底背屈方向にフリーに回転する足関節継手つき短下肢装具をベースとし, エネルギー回生機構のための発電機およびアクチュエ

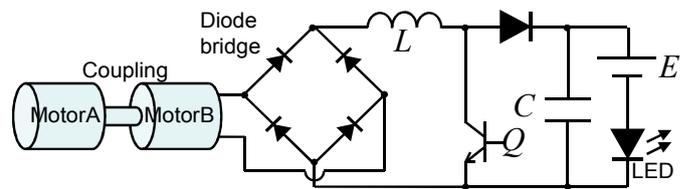


Fig. 5 Experimental step-up chopper circuit for motor input

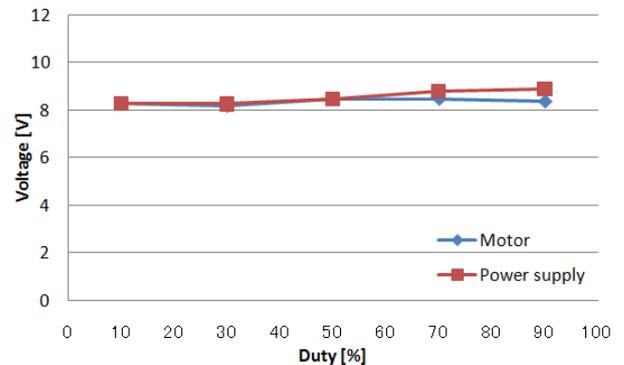


Fig. 6 Step-up voltages at circuit of Fig.5

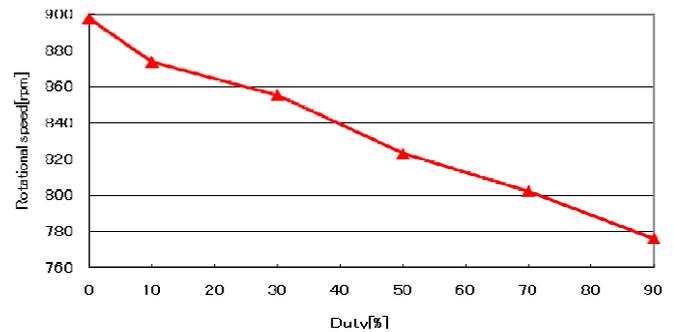


Fig. 7 Revolutions of motor in each duty ratio

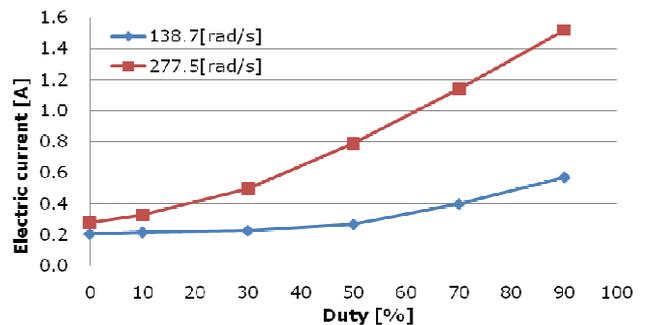


Fig. 8 Electric current in each duty ratio at constant angular velocity of motor

ータとして使用するDCモータ, マイコンと昇圧チョップパ回路で構成されるコントローラが取り付けられている. DCモータは, 足関節の底屈, 背屈動作に伴いリンク機構, 減速機 (159:1) を介して回転する. ベースとなる短下肢装具の足裏には歩行中の接床状態の判断のためにつま先と踵の2箇所之感圧センサを取り付け, スポンジとゴム板で挟んでいる. 現在はON/OFFの組み合わせにより図2の4フェーズの場合分けを行っている. また, 検証用に足関節部に角度測定するためのポテンシオメータが取り付けられている.

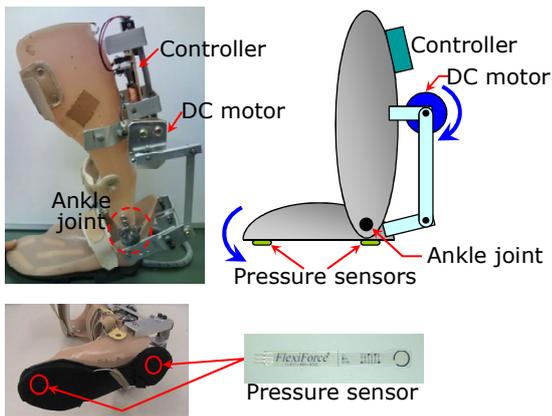


Fig. 9 Intelligent AFO

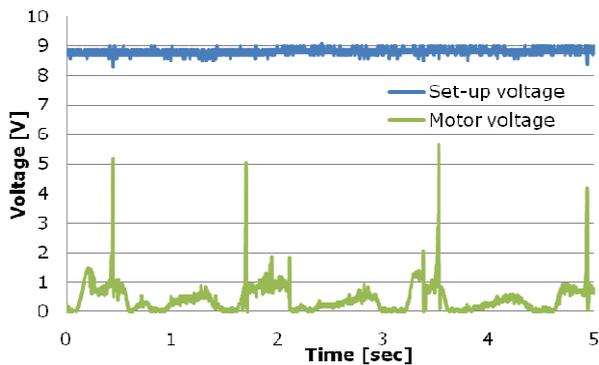


Fig. 10 Voltages at gait experiment with developed AFO

5-2 連続歩行実験

図9の短下肢装具を健常者が装着し、片麻痺歩行を模倣して歩行実験を行った。トレッドミルを用いて時速2kmで連続歩行を実施した。足裏の圧力センサの出力により判別した歩行フェーズに応じて、回路に流れる電流をデューティ比のPWM制御により調整して足関節部の減衰を可変する。今回はデューティ比を、図2<p1>では適度にブレーキをかけながらゆっくり開くことができるよう40%、図2<p2>では体重心が移動するため動きを拘束せずに自由に動かすことができるよう10%、図2<p4>の遊脚期ではつま先の垂れ下がりを防ぐため90%となるよう設定した。図2<p3>は健常歩行では蹴り出しのため減衰は柔らかい方がよいが、片麻痺歩行では蹴り出しだけの筋力が不足するため、補助する場合は極めて短時間の区間であることから90%に設定した。

モータによる発電電圧（回路への入力電圧）とチョップパ回路による昇圧された電圧を測定した結果の一部を図10に示す。モータ電圧がほぼ0の区間は遊脚期、高い部分は図2<p2>のフェーズとなっている。図10より、モータ電圧より高い昇圧電圧が得られていること、また、昇圧電圧がバッテリー電圧（定格7.2[V]）より高いことから、昇圧チョップパ回路により全域でバッテリーへの充電が可能であることが確認された。これにより、マイコンや歩行状態を判定するセンサの駆動エネルギーを回生エネルギーによって補うことができる見通しを得られた。

6. おわりに

本研究では、短下肢装具による片麻痺歩行の補助に関して、歩行状態をセンシングしながら歩行状態に応じて足関節部分の減衰をセミアクティブに可変制御するインテリジ

ェントな短下肢装具の開発を目指し、ウェアラブル装具であることから軽量のバッテリーで長時間稼働できることを満足させるシステムとして、DCモータと昇圧チョップパを組み合わせて足関節で吸収したエネルギーを電気エネルギーとして回生する機能を有する短下肢装具を提案した。歩行動作では入力条件が確定できないため、基礎回路を製作し、基本性能となる減衰可変制御とバッテリーへの充電の確認実験を行った。また試作機を製作して健常者による連続歩行実験を行い、減衰可変制御とバッテリーへの充電、歩行改善については下垂足の防止を確認した。よってセンシングとマイコン制御に必要な駆動エネルギーを回生エネルギーによって補うことができる見通しを得ることができ、本提案システムの有効性が明らかとなった。

今後は、消費電力の100%の回収と軽量化のための改良を行い、臨床実験を行いたい。さらには、健常部のエネルギーを回生することにより、蹴り出し支援などアクティブ制御も検討して行く予定である。

参考文献

- (1) 山本澄子, 油圧ダンパを利用した片麻痺者のための短下肢装具の開発, 総合リハ, vol.31, no.4, pp.323, 2003.
- (2) 赤澤康史 他, 可変粘性継手を有する短下肢装具による歩行実験, 日本機械学会, 2004年度年次大会講演 No. 04-1, pp.310, 2004.
- (3) 谷田惣亮, 菊池武士, 古荘純次 他, コンパクト型MR流体ブレーキを用いたインテリジェント短下肢装具の開発と臨床評価に関する研究, バイオメカニズム学会誌, vol.34, no.2, pp.124, 2010.
- (4) 福田耕治, 鎌野琢也, 安野卓, 鈴木茂行, 超音波モータを用いた短下肢装具の足首角制御, システム制御情報学会論文集 13-12, pp.560, 2000.
- (5) 岡田養二, 小沢圭介, 松田健一, エネルギー回生・アクティブ制御ダンパの研究, 日本機械学会, D&D2002講演, 講演 No.518, 2002.

謝辞

本研究の一部は、平成22年度科学研究費補助金（若手研究(B) 22760192）の助成を受けて行った。ここに記して謝意を表す。