

アクティブ短下肢装具のための膝関節による歩行発電機の開発

Development of an Electric Generator by using Knee Joint Movement during Walking for Active Ankle Foot Orthosis

知能機械工学コース

ヒューマンメカトロダイナミクス研究室 1235091 藤川 洋徳

1. 緒言

脳卒中などで起こる障害の一つに片麻痺が挙げられる。片麻痺を持つ患者の多くは歩行改善や歩行補助を目的として短下肢装具（以下 AFO: Ankle Foot Orthosis）を用いており、装具の使用によって歩行が改善されることは臨床上よく知られている⁽¹⁾。AFO は麻痺によって失われた筋力の補助や、下垂足などの異常状態の抑制であり直接的に足関節の動きを抑制、および間接的に膝関節、股関節などの動きに影響を与え歩行状態を改善する。現在では安価、軽量などの点から、一般的にプラスチック製靴べら型 AFO(図 1)が多く使用されているが、下垂足は防止できるものの足関節への底屈、背屈の両方向に対する過度な制動トルクにより健常者に近い歩行の実現を妨げており、装着者のリハビリ効果や心身の負担軽減効果が低いといった問題が挙げられる。

この問題を解決するためこれまでに、足関節の制動トルクを歩行の状態により適切に発生させることを考え、制動トルクを電氣的に制御することを一手法として提案した。この場合、電源が必要となるため、装具の電源としてはバッテリーを使用し、できるだけ長時間使用可能にすることを考えたい。そこで、本研究グループでは軽度の片麻痺患者を対象に図 2 のインテリジェント短下肢装具(以下 IAFO)を開発した。歩行状態に応じ DC モータの制動トルクを可変にし、かつ、足関節の動きから昇圧チョップ回路を用いて電力を回生することが可能となった。しかしながら、セミアクティブ制御であるため現行の IAFO では健常者のような立脚期後期の蹴り出しを再現できておらず、また、蹴り出しを再現するための回生率も十分でない。

そこで、麻痺側の足関節以外の歩行に伴う関節の動きにより電力を発電し IAFO に回生することで、蹴り出し動作を含めた健常歩行に近い歩行を足関節可変制御により実現することを目指す。一案として本研究では、膝関節の伸展屈曲運動から高い回生率で電力発電する歩行発電機を開発する。効率的に電力を回生するため、IAFO と同様に歩行発電機に DC モータと昇圧チョップ回路を使用し、Duty 比を可変にする。Duty 比を高くすると回生率は高くなるが、常に高い Duty 比に設定すると膝関節の動きを妨げてしまうため、Duty 比を歩行周期に応じて適切に変更しなければならない。よって、この可変の Duty 比をシミュレーションと実測から決定し、さらに健常被験者の歩行実験にて回生電力を実測した結果について述べる。



Fig.1 AFO.



Fig.2 IAFO.

2. 膝関節から発電を行う提案

IAFO の DC モータにバッテリーから電流を流し、足関節をアクティブに制御することで健常者のような蹴り出しのある歩行を実現できると考える。しかしながら、現在の IAFO は DC モータを積極的に動かすための電力を、IAFO で回生する電力ではまかなえていない。そこで、歩行中の足関節以外の関節から電力をバッテリーに回生することで、電力不足を解消することを考えた。本研究では膝関節に注目する。健常者のような立脚期後期の蹴り出しを再現するために、歩行に伴う膝関節の回転運動から発電し、発電した電力をバッテリーに回生する。

本研究で提案する歩行発電機は IAFO と同様に DC モータの減衰を PWM 制御によって調整する。ここでは、膝関節の動きから効率的に発電する提案手法について述べる。図 3⁽²⁾に歩行周期毎の右膝関節角度と右膝関節モーメントを示す。横軸が歩行周期で、縦軸が右膝関節角度、右膝関節モーメントであり、膝関節が伸びている状態を 0°]とし、屈曲する方向の角度を正としている。また、青色が右膝関節角度、赤色が右膝関節モーメントを示している。図中、右膝関節が伸展モーメントを大きく発生させるときは、踵接地した足に体重の受け継ぎを補助する衝撃吸収の作用がある。この衝撃吸収は大腿四頭筋の伸張性収縮によって行われる。大腿四頭筋が本来担う衝撃吸収の一部を、膝関節部に取り付けた DC モータの減衰で代替し、さらにこのとき、Duty 比を高く設定することで、減衰は大きくなるが歩行を妨げることなく、DC モータの発電電力を高くし、その他の歩行周期では、歩行をスムーズに行うことを優先し、Duty 比を低くする。以上のように、歩行周期に応じて Duty 比を可変にすることで、歩行を妨げることなく、効率よく回生する。

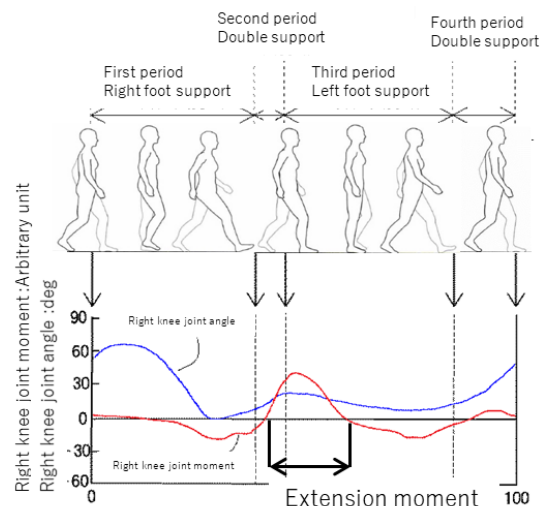


Fig.3 Knee joint angle and joint moment in a gait cycle.
[Authors modified the literature⁽²⁾ and made it.]

3. 開発中の歩行発電機の構成と電流特性

図4に示す電力回生のための歩行発電機の試作機は、膝関節の動きをDCモータに伝えるため膝を両側から可動のフレームで挟み込む構造にしており、DCモータは膝の外側に取付けている。コントローラと2次電池を収容したウエストポーチを腰部に装着する。感圧センサを歩行発電機の装着側の踵に貼り付ける。これにより、歩行周期をコントローラで判定することができ、Duty比を歩行周期に応じて変更する。

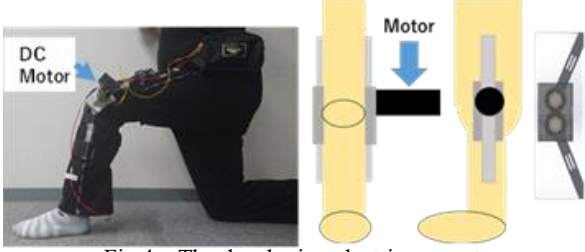


Fig.4 The developing electric generator.

歩行発電機に使用するDCモータを接続した昇圧チョッパ回路でのモータの相対角速度と回路内電流の関係を述べる。DCモータは角速度 $\dot{\theta}$ に比例した電圧が端子間に発生し、この誘導電圧 E_m は式(1)で表される。

$$E_m = K\dot{\theta} \quad (Kは誘導電圧定数) \quad (1)$$

次に、定電圧に接続したモータMで、カップリングを介して歩行発電機のモータGを回転させ、歩行発電機のモータGの誘導電圧 E_m で昇圧チョッパ回路に電力を供給するときの回路図を図5に示す。MOS-FETがONの時の回路内の抵抗 R_{on} とインダクタLとするとキルヒホッフの電圧則より回路方程式は式(2)で表すことができる。

$$R_{on}i_{on} + L\left(\frac{di_{on}}{dt}\right) = E_m \quad (2)$$

式(2)の電流 i_{on} について、時間を t 、MOS-FETがONに切り替わる前の回路内電流値を I_1 とおいて解くと、式(3)のように求まる。

$$i_{on} = \left(\frac{E_m}{R_{on}}\right) + \left\{I_1 - \left(\frac{E_m}{R_{on}}\right)\right\}e^{-\frac{R_{on}}{L}t} \quad (3)$$

また、式(3)の E_m に式(1)を代入すれば、モータGの相対角速度から i_{on} を求めることができる。さらに、MOS-FETがOFFの時の回路内の抵抗 R_{off} とバッテリーの電圧 E_b とし、キルヒホッフの電圧則より回路方程式は式(4)で表すことができる。

$$R_{off}i_{off} + L\left(\frac{di_{off}}{dt}\right) = E_b - E_m \quad (4)$$

式(4)の電流 i_{off} について、MOS-FETがOFFに切り替わる前の回路内電流値を I_2 とおいて解くと、式(5)のように求まる。

$$i_{off} = \left(\frac{E_m - E_b}{R_{off}}\right) + \left\{I_2 - \left(\frac{E_m - E_b}{R_{off}}\right)\right\}e^{-\frac{R_{off}}{L}t} \quad (5)$$

また、式(5)の E_m に式(1)を代入すれば、モータGの相対角速度から i_{off} を求めることができる。

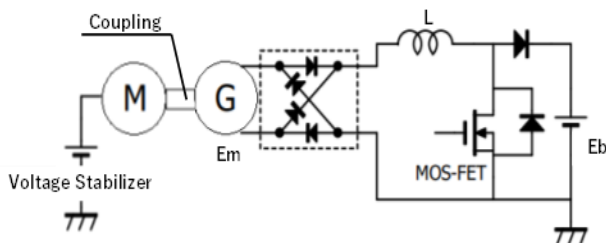


Fig.5 Circuit outline.

4. 回路内電流のシミュレーション値と実測値の比較

踵接地時の膝関節の相対角速度から、効率よく電力を回生するDuty比を決めるために、歩行発電機のモータGの時間毎の相対角速度から3章の式(3)と式(5)を用いて導出される回路内電流をシミュレーションすることで、発電機装着者の歩行中の可変のDuty比による回路内電流を推定する。

図5の回路図では、定電圧源に接続したモータMがカップリングを介して発電機のモータGを回転させ、発電機のモータGは昇圧チョッパ回路に電圧を供給する。本研究では、定電圧源からモータMに電圧を供給し、発電機モータGを一方方向に回転させ、その際の発電機モータGの回転速度をエンコーダで読み取り、回路内電流を測定した。定電圧源は2.0[V], 3.0[V], 4.0[V]で行い、Duty比は0.5とし、PWMの周期は100[μs]、サンプリング周期は2[μs]で測定を行った。また、測定時のモータの相対角速度から回路内電流をシミュレーションするため、データシートとLCRメータを使用し、回路内の抵抗とインダクタの値を決め、前述の式(3)と式(5)から電流値を算出した。定電圧源が2.0[V]の時は発電機のモータGの相対角速度は59[°/s]、3.0[V]では80[°/s]、4.0[V]では105[°/s]となった。その時の電流値を図6から図8に示す。グラフは青色が実測値で、橙色がシミュレーションの値である。グラフの外形と最大値はほとんど等しい結果が得られ、シミュレーションの妥当性を確認した。

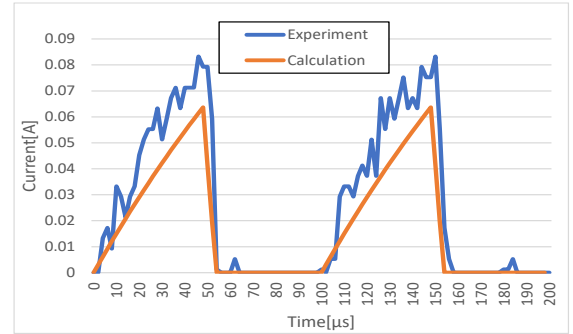


Fig.6 Comparative result. (2.0[V], 59[°/s])

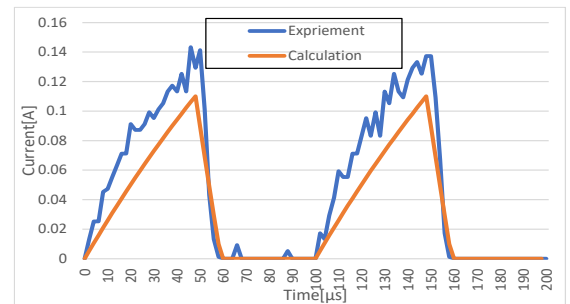


Fig.7 Comparative result. (3.0[V], 80[°/s])

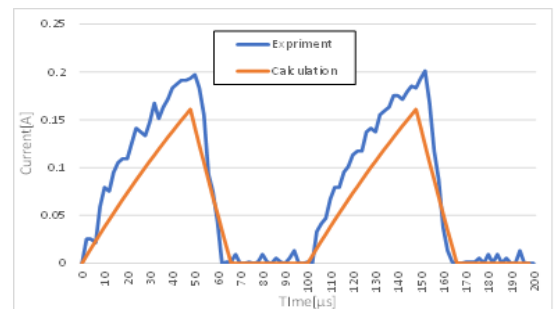


Fig.8 Comparative result. (4.0[V], 105[°/s])

5. 歩行発電機の電力回生の測定

歩行発電機を装着した予備実験を基に、踵接地時に、歩行発電機のモータが $54[^\circ/\text{s}]$ 以上、または $35[^\circ/\text{s}]$ 以上で回転すると仮定し、歩行発電機の回路内の電流が次第に増加する Duty 比を 4 章のシミュレーションから確認した。その結果、 $54[^\circ/\text{s}]$ の際は Duty 比 0.92 以上で、 $35[^\circ/\text{s}]$ の時は Duty 比 0.98 以上で回路内電流が次第に増加した。この結果から、踵接地時では Duty 比 0.92、その他の歩行周期では Duty 比 0.5 とした場合と、踵接地時に Duty 比 0.98、その他の歩行周期では Duty 比を 0.5 とした場合の 2 通りを設定した。

成人男性 2 名が歩行発電機を装着し、トレッドミル上を歩行速度 $4.0[\text{km/h}]$ で歩いた際の 2 周期分の歩行の回路内電流とバッテリーの電圧を被験者毎に 2 回測定した。なお、被験者 2 名には歩行発電機装着時でも膝関節の運動をスムーズに行うことができるとの確認を得ている。2 周期分の歩行の実測から、1 歩行周期のバッテリーに回生する電力を歩行周期毎に計算し、2 周期分の歩行のバッテリーに回生する電力の平均を算出した。1 歩行周期の回生電力 P を式(6)より求めた。

$$P = (\int E_b i_{off} dt) / T \quad (T \text{ は 1 歩行周期の時間}) \quad (6)$$

踵接地時の Duty 比を 0.92、その他の歩行周期では Duty 比を 0.5 とした場合の 1 試行毎に 2 周期分の歩行の回生電力の平均を表 1 に示し、踵接地時の Duty 比を 0.98、その他の歩行周期では Duty 比を 0.5 とした場合の 1 試行毎に 2 周期分の歩行の回生電力の平均を表 2 に示す。

ここで、制御の必要電力は約 $25[\text{mW}]$ のため、表 1 の踵接地時の Duty 比が 0.92 の場合は平均で約 $2[\text{mW}]$ しかバッテリーに余剰分が充電できないが、表 2 の踵接地時の Duty 比が 0.98 の場合は平均で約 $11[\text{mW}]$ の電力の余剰分の電力を回生することがわかった。

Table 1 Regenerative power. (Duty ratio 0.92)

		Experiment [mW]
Subject 1	1st	22.05
	2nd	26.61
Subject 2	1st	27.05
	2nd	27.05
Average		27.10

Table 2 Regenerative power. (Duty ratio 0.98)

		Experiment [mW]
Subject 1	1st	38.23
	2nd	40.49
Subject 2	1st	37.43
	2nd	26.45
Average		35.65

6. 結言

現行の IAF0 装着時の歩行を健常歩行に近づけるために、健常者のような蹴り出しのある歩行アシストを目指している。不足する電力を補うため、本研究では積極的に DC モータを動かし、膝関節から電力を回生することを提案した。図 5 に示すように定電圧源で回転させたモータ M でカップリングを介して歩行発電機のモータ G を回転させたときの昇圧チョップパ回路の回路内電流の実測と、歩行発電機のモータの回転速度から算出した回路内電流のシミュレーションを比較し、シミュレーションの妥当性を確認し、そのシミュレ

ーションを用いて回路内電流が次第に増加する Duty 比を設定し、歩行発電機装着者の歩行中の回生電力を求めた結果、制御の必要電力を上回る回生電力が確認できた。よって、DC モータと昇圧チョップパ回路を用いたエネルギー回生技術を適用し Duty 比を可変にすることで、動きを妨げずにかつ効率的に膝関節から電力回生する仕組みを構築できた。

文献

- (1) 江原義弘，窪田俊夫，土屋辰夫，野坂利也，山本澄子，“下肢装具のバイオメカニクス片麻痺歩行と装具の基礎力学-”，医歯薬出版株式会社，(1996),pp.18.22.60-64,66
- (2) アイシン精機株式会社，“歩行補助装置”，特開 2011-143002,(2011-7-28)