

## 歩行訓練用短下肢装具の開発

### Development of an ankle foot orthosis for gait training

○武田桂祐（芝工大） 李虎奎（芝工大） 米田隆志（芝工大）

Keisuke TAKEDA, Shibaura Institute of Technology  
Hokyoo Lee, Shibaura Institute of Technology  
Takashi KOMEDA, Shibaura Institute of Technology

**Abstract:** The Patient Survey 2014 says the number of hemiplegia patients in Japan was about 15,000. Hemiplegic patients often have unusual walking state such as foot drop or circumduction gait. In gait training for hemiplegic patients, they train the walking behavior supported by the therapist and the braces as necessary. Then, therapists have heavy burden because they must squat to assist the ankle joint and the knee joint. On the other hand, the existing braces are not able to control the ankle joint in accordance with the gait state. Therefore, it is difficult to reproduce the walking similar to those of a healthy person. In our study, we developed an ankle foot orthosis to reduce the heavy burden on the therapists and to be capable of controlling the ankle in accordance with the gait state. In addition, we found it is possible to assist the ankle joint by developed AFO.

**Key Words:** gait training, Ankle Foot Orthosis, therapist, hemiplegic patients.

#### 1. 序論

平成 26 年度に行われた患者調査では，片麻痺の推計患者数は約 15,000 人存在する<sup>(1)</sup>。片麻痺患者の歩行では，背屈筋群の筋力低下および腓腹筋の緊張が高くなる等の理由から，下垂足やぶん回し歩行と呼称される片麻痺患者特有の歩行となる可能性がある<sup>(2)</sup>。

片麻痺患者の歩行訓練では，麻痺側下肢の振り出し，体重の支持，重心の移動といった一連の歩行動作訓練を行う。その際に，運動麻痺によって生じる問題から必要に応じてセラピストの介助や装具によるサポートが必要となる。そのセラピストの介助では，腰を降ろして足関節の背屈・底屈の補助と同時に膝関節の補助を行うため，セラピストに多大な負担がかかる問題がある。

また，歩行訓練に使用される装具は，足関節の自由度を単純化し，下垂足などの防止を目的とする。そのため，既存の装具では歩行状態に合わせて足関節を制御することができないため，患者は装具に依存した歩容を強要される。

以上より，片麻痺患者が健常者の歩行を再現するためには，歩行状態に合わせて足関節を制御することが必要である。しかし，既存の装具では任意に足関節を制御することができない。また歩行訓練においてセラピストは，腰を降ろして足関節と膝関節の補助を行うため多大な負担がかかる。そのため，本研究では歩行訓練においてセラピストの負担を軽減し，任意のタイミングで足関節を制御することが可能な短下肢装具の開発を目的とする。

#### 2. 歩行訓練用短下肢装具の試作

##### 2.1 要求仕様

本研究では，対象者をリハビリテーション初期の片麻痺患者とし，以下の要求仕様とした。

1. 歩行時の底屈・背屈動作を補助する。
2. 既存の短下肢装具が 10~15[Nm]のトルク発揮するため，底屈・背屈トルクを 15[Nm]以上とする。
3. 片麻痺患者の歩行訓練に使用するため，最大足関節動作速度を 45[deg/s]以上とする。
4. 動力部を含めた装具重量は 1000[g]以下を目標とする。
5. 患者に合わせて制限角度，動作速度を変更可能とする。
6. セラピストが適切なタイミングで底屈・背屈を操作できるように，足の接地状態を提示する。

#### 2.2 歩行訓練用短下肢装具の概要

##### 2.2.1 歩行訓練用短下肢装具試作機

Fig.1 に歩行訓練用短下肢装具試作機を示し，Fig.2 に動力部詳細を示す。

本装具は，下退部を固定するカフバンド，下腿半月及び動力部，足部を乗せるフットプレートで構成されている。支柱などの部材にはアルミニウムを使用している。

動力部は装具左側面に設置しており，動力としてモータを用いている。このモータにはエンコーダが設置してある。動力伝達機構としてボールねじとリンクを使用し，ボールねじが上下動作することにより，リンクへ動力伝達することにより足関節を底屈・背屈運動させることが可能である。この機構を用いた場合の足関節部の定格トルクは 38.4[Nm]，最大トルクは 57.5[Nm]である。最大トルクを長時間発揮することは困難であるが，歩行のような周期運動では発揮することが可能である。最大動作速度 53.5[deg/s]であり，トルク，速度ともに要求仕様を満たしている。装具重量は 1200[g]で，現状ではオーバーしているが，部材を改良することによって改善可能である。

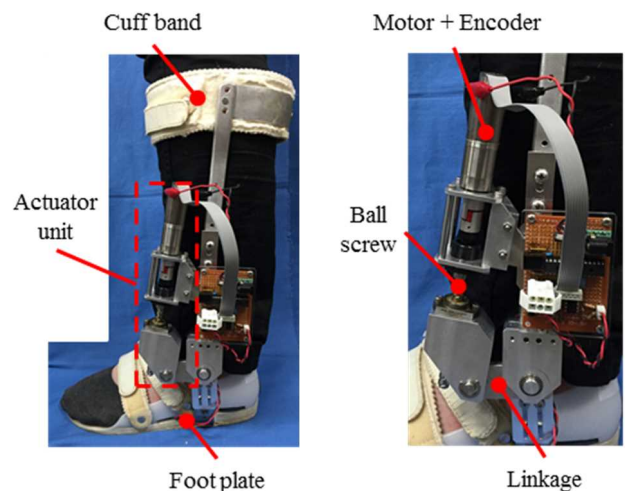


Fig.1 Prototype of the ankle foot orthosis

Fig.2 Detail of the actuator unit

### 2.2.2 足関節位置調節部

Fig.3 に足関節位置調節部を示す。

人の足関節位置は、足底から最少 57.5[mm]，最大 96[mm] で平均の高さは 73.5[mm]となっている。装具と装着者の足関節の位置が異なっている場合、装具の動作角度と装着者の足関節の動作角度に差が生じるため、装着者の安全面に問題が生じると考えられる。

このことから、フットプレートと回転軸の間に、足関節位置の調節部を設け距離を調整する。調整範囲は人の足関節位置の最大値を基準とし、最少 70[mm]，最大 100[mm] で調節を可能とする。

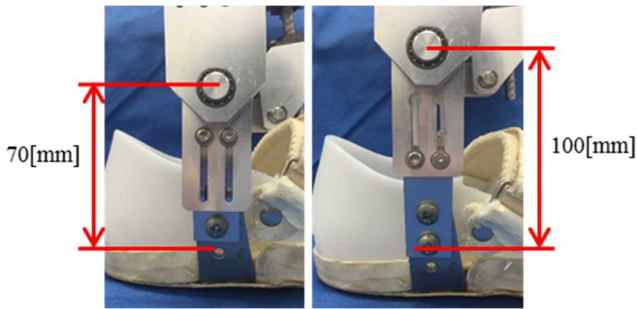


Fig.3 Part of adjusting ankle position

### 2.2.3 コントローラ部

Fig.4 にコントローラの外観を示す。

本装具は、コントローラ部の底屈、背屈スイッチによって足関節を制御可能である。また、足関節の動作速度を側面のボリュームによって変更可能である。さらに、足の接地状態をコントローラに取り付けた LED によりセラピストに提示可能である。コントローラのサイズは歩行訓練を阻害しないよう、片手で操作できる大きさとした。

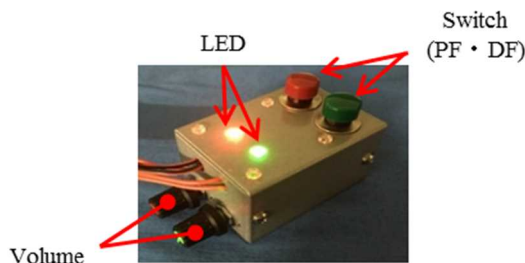


Fig.4 Outline of the controller

### 2.2.4 バッテリー部

Fig.5 にバッテリー装着時の様子を示す。

本装具のバッテリーには、panasonic 社製のニッケル・水素充電電池「eneloop スタンダードモデル」を使用している。理由としては、出力が安定していること、大容量およびメモリー効果が少ないことが挙げられる。Eneloop は出力電圧 1.2[V]，容量 1900[mAh]となっている。本装具は、動作に 12[V]の電圧を要するため、この eneloop をバッテリー部に 10 本使用する。その際、電池と電池ボックスによるバッテリー部の総重量は 480[g]である。バッテリー部は腰に装着するため、あまり重量感はない。

また、このバッテリーを本装具に使用した際、12[V]の出力を持続できる時間は約 2～5 時間を想定している。使用条件によって持続時間は異なるが、一回の片麻痺患者の歩行訓練において十分な時間であると考えられる。

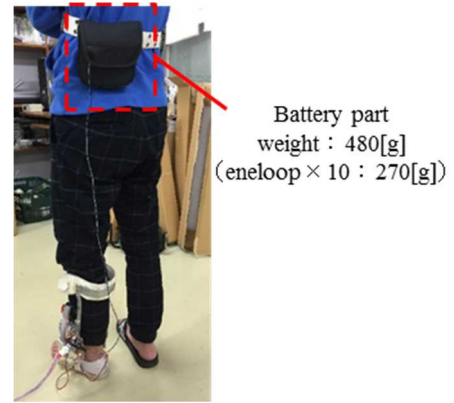


Fig.5 Scenery of wearing the battery

### 2.3 システム構成

Fig.6 にシステム構成，Fig.7 に足の接地状態の提示方法を示す。

本装具では歩行訓練においてセラピストがコントローラを使用して、適切なタイミングで足関節の底屈、背屈動作を制御する。モータの速度制御にはコントローラに取り付けたボリュームにより、印加電圧の調節させることにより片麻痺患者に適した足関節速度での補助を可能とする。また、エンコーダによって角度情報を取得し、モータを制御することにより、足関節部の可動領域に制限を設けることを可能とする。さらに、適切な歩行訓練を行うことを可能とするため、足の接地状態をセラピストへ提示する。本装具ではその検出として、圧力センサを用いる。圧力センサは、Fig.7 のようにフットプレート部の踵と爪先に設置し、装着者の踵接地、踵離地、爪先接地、爪先離地を検出し、LED を用いて提示する。

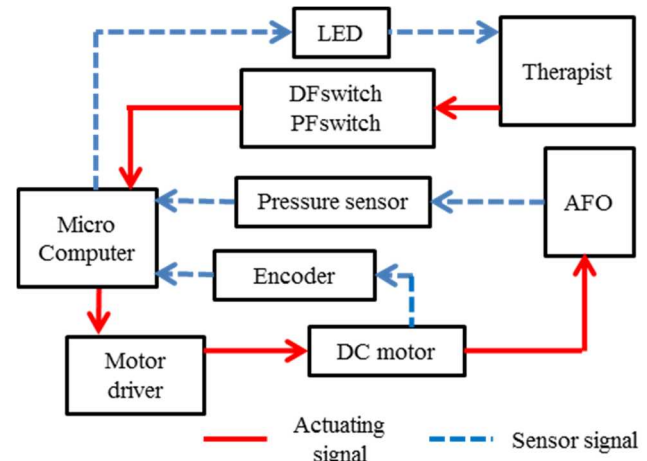


Fig.6 System configuration

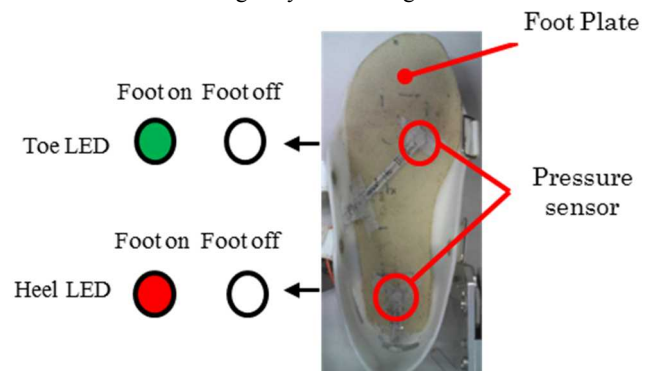


Fig.7 Method of displaying foot on or off

3. 動作確認実験

3.1 実験目的および方法

実際に健常者に装具を装着し，背屈，底屈動作の補助が可能であるか検証することを実験目的とする。

Fig.8 に示すように，装具を被験者左足に装着し，セラピストに見立てた操作者がコントローラにより足関節を制御し，底屈，背屈動作を補助する．実験手順は以下に示す．

- 1)装具を装着した状態で直立．この姿勢を基準姿勢とする．
- 2)患側（装具側）の脚を前に踏み出す．
- 3)患側（装具側）足底部を接地させる．
- 4)健側の脚を前に踏み出す．
- 5)患側（装具側）の脚を前に踏み出す．
- 6)基準姿勢を維持する．

以上の動作を 1 歩行周期とし，PWM のデューティー比を 20[%]，40[%]，60[%]，80[%]，100[%]と変化させ各 3 試行ずつ合計 15 試行を行った．被験者は 20 代健常男性 1 名とした．

評価方法として足関節部にポテンショメータを取り付け，足関節角度情報を取得する．さらに，今回は被験者を健常者としているため，表面筋電位を計測することによって足関節の補助が可能か評価する．筋電計測箇所は，背屈筋である前脛骨筋，底屈筋である腓腹筋とする．これらの測定のスAMPLING周波数は 1000[Hz]とした．

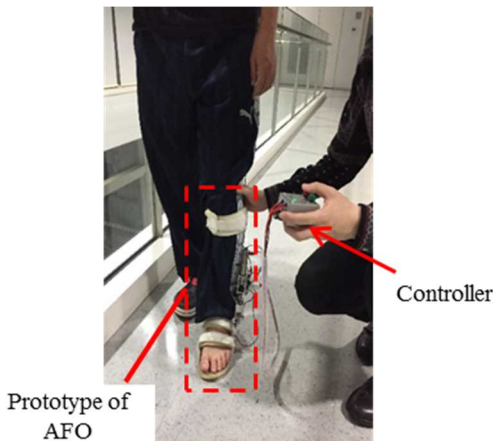


Fig.8 Experimental scenery

3.2 実験結果および考察

Fig.9 に実験結果の一例（デューティー比 100[%]），table.1 に各測定結果を記す．

実験手順より，装具側の脚は遊脚期，立脚期，遊脚期の順に歩行動作する．また，立脚期において足関節は背屈，底屈の順に動作する．したがって，Fig9 より遊脚期において足関節はほとんど変化せず，立脚期において 1.2[s]から背屈動作，3.1[s]から底屈動作が行われている．また，筋電位に変化が見られないため，健常者の筋活動は行われておらず，装具の動力によって足関節が動かされたことが確認された．したがって，歩行が困難な片麻痺患者に対して歩行支援が可能であると考えられる．同様な傾向がデューティー比を変更しても見られた．

また，Table.1 よりコントローラのスイッチ入力から足関節動作までの時間は十分に短いといえる．そのため応答性は良いといえる．しかし，デューティー比が 20[%]の際は，応答速度が他に比べ大きくなった．これは足底部の重量に対して装具の関節トルクの方が小さくなったことが考えられる．足関節動作開始に時間はかかったが，動作の補助は可能であった．

さらに，table.1 より，最大足関節速度はデューティー比が 100[%]の場合，53.5[deg]となり要求仕様を満たす．本装具は，コントローラのボリュームにより無段階的にデューティー比を変更させ，6.38[deg]から 53.5[deg]まで足関節速度を可変としている．したがって，Fig.8 のような手すりや平行棒を利用した歩行速度の遅い患者も補助することが可能である．

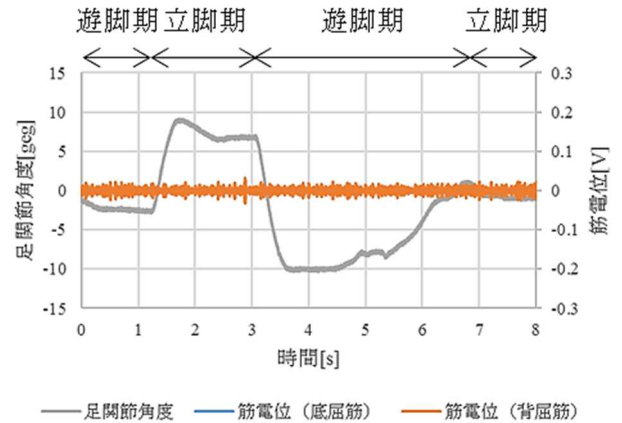


Fig.9 Experimental result (Duty ratio 100[%])

Table.1 Experimental result

Duty ratio	Time lag [s]	Maximam ankle speed[deg/s]
20[%]	0.45	6.38
40[%]	0.15	21.6
60[%]	0.1	34.8
80[%]	0.05	45.4
100[%]	0.05	53.5

4. 結論

本稿では，試作した歩行訓練用短下肢装具について述べた．本装具は，コントローラを使用して，動力部のモータを制御し，足関節動作の補助を行う．コントローラは片手でセラピストが操作可能なサイズとなっている．これらにより，歩行訓練においてセラピストの負担を軽減することが可能である．また，足の接地状態をコントローラに接地している LED によりセラピストへ伝達し，適切なタイミングで歩行補助を行うことを可能としている．

今後は健常者および片麻痺患者に装着し，セラピストが本装具を用いて，適切に歩行訓練が可能であるか評価していく予定である．

参考文献

- (1)厚生労働省，平成 26 年度 患者調査，p.42，  
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/10syoubu/>，  
(2016/6/15)
- (2)山本澄子，江原義弘，荻原章由，溝部朋文 共著，  
『片麻痺者の歩行と短下肢装具』，医歯薬出版株式会社，  
(2005)，pp.49~53