

## 新しいパワーアシストつき

## 股関節・足関節連携下肢装具の設計・開発

## Design of A New Powered Orthosis with Hip and Ankle Linkage for Paraplegics Walking

○ 水元亮太(名古屋大) 久田真ノ介(名古屋大)

長井力(名古屋大) 元田英一(南生協病院,名古屋大) 大日方五郎(名古屋大)

Ryota MIZUMOTO, Nagoya University  
 Shinnosuke HISADA, Nagoya University  
 Chikara NAGAI, Nagoya University  
 Eiichi GENDA, Minami Seikyo Hospital, Nagoya University  
 Goro OBINATA, Nagoya University

**Abstract:** There are a lot of hip-knee-ankle-foot orthotic systems for paraplegic walking. Hip and Ankle Linked Orthosis (HALO) seeks to achieve a smoother-movement and easier-attaching. The structure of HALO is to link two ankle joints with medial single joint via wires. Two special features of HALO are to keep both feet always parallel to the floor while walking and to assist swinging the leg. With a view to reducing the consumption energy of HALO, we introduced two actuators to control the ankle-joints angles. Actuators which placed at hip joint in HALO make the orthosis to get more degree-of-freedom. In addition, the actuators provide a propulsive force at the toe when the user pushes forward his body by crutches. The results of preliminary experiments with normal subjects show that the users can walk smoother and the proposed orthotic system will be able to reduce the users' consumption energy while walking.

**Key Words:** Paraplegic; Gait orthosis; Power assist; Energy efficiency

## 1. はじめに

下肢麻痺者にとって、立位姿勢をとり歩行を行うことは、筋萎縮や関節癒性、骨密度低下を防ぐだけでなく、下肢の血液循環や循環器機能の改善に効果的である。このような理由から、立位姿勢保持や歩行を行うことを目的とした下肢麻痺者用補助装具の開発が行われている。

Hip Guidance Orthosis (HGO) や Reciprocating Gait Orthoses (RGO) といった長下肢装具は、下肢麻痺者の二足歩行の実現を目的としている<sup>(1),(2)</sup>。しかし、これらの装具を装着した平地での二足歩行においては、歩行のエネルギー効率を向上させることは困難との報告がある<sup>(3)</sup>。また、長下肢装具は一般に形状が大きく、着脱が難しい為、実際に使用している患者は少ない<sup>(4)</sup>。近年開発がされている装具は、単純で軽量の構造を採用し、使いやすさという点に重点がおかれている<sup>(5),(6)</sup>。以上のような長下肢装具は、歩幅の長さや骨盤の回旋運動等について健常者の歩行と比較してかなり異なるという問題があり、議論が行われている。いくつかの装具はこれらの問題を部分的に解決しているものもある<sup>(6),(7),(8)</sup>。

共著者の一人は、対麻痺用歩行装具 (Hip and Ankle Linked Orthosis; HALO) を提案した。HALOは、足関節と股関節がワイヤで連結された構造となっている。この機構により、歩行時に使用者の足底は常に床面と平行となる。また、使用者の体重によって足関節が背屈されると、股関節に伸展トルクが発生し、反対側の足の振り出しが補助される。HALOを装着しロフトランド杖を用いた歩行実験においては、骨盤の回旋運動は健常者の歩行と同程度に小さくすることに成功した<sup>(8)</sup>。しかし、歩行時の消費エネルギーは健常者の歩行エネルギーの約5倍であった<sup>(9)</sup>。そこで我々は、モータをHALOに付加したパワーアシストつき股関節・足関節連携下肢装具 (powered HALO; pHALO)を開発

し、装具歩行時のエネルギー消費の低減を試みた。HALOの股継手部にある2つのプリーの回転角を制御する為にモータを2個設置した。HALOの持つリンク構造は股関節と足関節との運動に制限を加えているが、アクチュエータを追加する事により、運動に自由度を追加することが可能となり、また、推進力を得ることが可能となる。

本研究では、HALOの構造について紹介し、アクチュエータ付加による機能拡張を提案する。また、健常者を用いた実験を行った結果、より滑らかな歩行動作を行うことが可能となり、歩行時の消費エネルギーの低減が期待される。

## 2. 提案する装具の機構

## 2-1 HALOの機構

HALOの機構をFig. 1に示す。HALOは1つの股継手と左右の長下肢装具(KAFO)から構成されている。KAFOの膝関節は固定されており、足関節は可動する。左右の足関節と股関節はワイヤで接続されている。

股継手は2つのプリーで構成され、それぞれのプリーは同一回転軸上を独立して回転する。右のプリーは左のKAFO、左のプリーは右のKAFOとそれぞれ連結している。

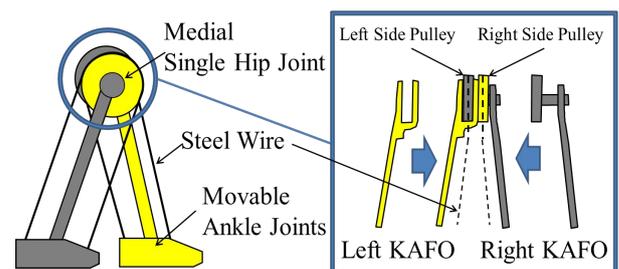


Fig. 1 Mechanism of HALO.

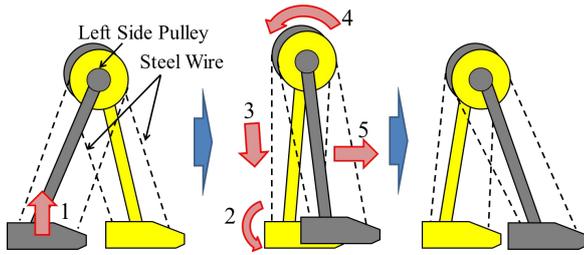


Fig. 2 Schematic of illustration of orthotic behavior.

同側の足関節と股関節プーリは、一定のモーメントアームとなるようにワイヤによって連結されている。荷重により左足関節に背屈モーメントが発生すると、左足踵部に接続されたワイヤが引っ張られ、股関節左側プーリに回転トルクを生じさせる。股関節左側プーリは右側 KAFO に接続されているので、股関節プーリに生じた回転トルクにより、右足を前に振り出す動作を補助する。

Fig. 2 に HALO の歩行動作パターンを示す。(1)支持脚と逆側の足を杖や上半身の運動を利用して持ち上げる。(2)支持脚足関節が荷重により背屈しようとするので、足関節に背屈モーメントが発生する。(3)支持脚踵部のワイヤに張力が発生する。(4)ワイヤに引っ張られ、支持脚側プーリに回転モーメントが発生する。(5)プーリと連動している遊脚側の KAFO が前方に振り出される。

足関節と股関節の回転半径比は約 2:1 となるように設計されているので、足底と床面は歩行中常に平行になる。HALO を装着した歩行では、ロフトランド杖より推進力の一部を得ている。得られた推進力によって、足関節背屈トルクを発生させることができ、体幹の重心を前方方向に適切に移動させることができる。

## 2-2 アクチュエータの導入

先行研究から、HALO を装着した歩行は他の長下肢装具を使用した歩行と比較して、骨盤の回旋が小さく歩幅が大きいことが報告されている<sup>(9)</sup>。しかし、杖によって推進力の一部を得ている為に、多くのエネルギーを消耗する。一般に健常者の歩行効率が約 3.2 [J/kg/m] であるのに対し、実験より求められた HALO の歩行効率は、約 17.0 [J/Kg/m] であった<sup>(10)</sup>。本研究では、HALO を使用した歩行時のエネルギー消費を低減させるため、モータの導入を提案する。本研究においてパワーデバイスを装具に適用したポイントは、股継手部分のプーリの回転をアクチュエータによって制御することである。Fig. 3 に HALO へ追加したモータ機構の概略図と写真を示す。

モータの取り付け方向は大腿部と平行になるように設置した。それにより、減速機やケースを含めたモータユニットは股下に収まっている。モータの回転はウォームギアによってプーリの回転方向と同じ前頭面に平行な方向へ変換される。従来 HALO の自由度は全体で 1 自由度であったが、2 つのプーリの回転を独立にモータで制御できる pHALO の自由度は 3 となる。また、モータでプーリを動かすことによって足関節と股関節にトルクを発生させることが可能となった。使用したモータは EC-4pole30 (200W, maxon motor ag) であり、足関節部で最大トルク 68.6 [Nm]、最大角速度 275 [deg/sec] を発揮することができる。

## 3. 歩行実験

### 3-1 実験装置

pHALO の歩行を評価する為に、歩行実験を行った。被験者は、健常男性 3 名、年齢 24±1 歳、身長 169±1 cm、体

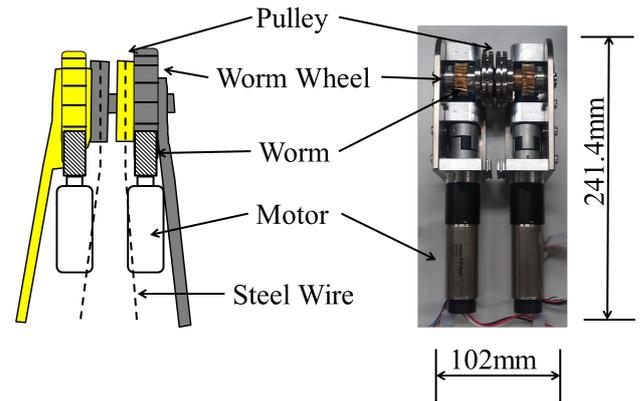


Fig. 3 Two power units introduced into HALO.

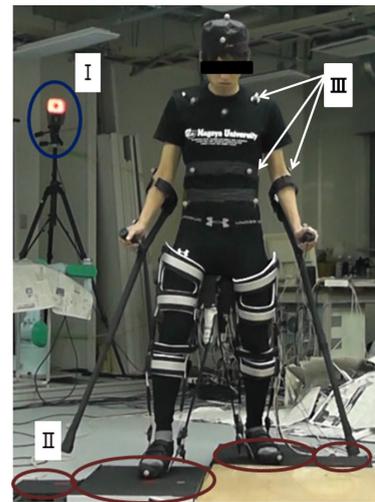


Fig. 4 Experimental setup.

重 58±5 kg である。被験者は杖や pHALO を用いた歩行練習を十分行った後、1 歩行周期の歩行実験を数回行った。被験者と装具の運動は、モーションキャプチャシステム (Mac3D System, Motion Analysis Inc.) を用いて動作解析を行った。被験者及び装具には光学マーカーを 26 個取り付けた。また、床反力計 (9288, Kistler Inc.) を 4 台用いて、両足及び左右杖の床反力を計測した。モータ回転角、消費電力等についても計測を行った。Fig. 4 に実験風景及び pHALO を装着した被験者を示す。この実験は、名古屋大学エコトピア科学研究所倫理委員会の承認を得て行われた。

### 3-2 アクチュエータの制御

モータはあらかじめ設定した角速度パターンを追従するように制御を行う。目標角速度として、Fig. 5 に示すような台形軌道を設定した。本研究で台形制御を選択した理由は、正確に距離を移動させ、その後原点位置に戻すといった制御を行う際の最も典型的な制御手法であるからである。Fig. 5 に目標値と制御結果を示す。制御目標によく追従していることがわかる。この制御により、足関節を底背屈運動させることができる。足関節の運動は、水平位から 7 deg 底屈した後、水平位に 0.6 sec で戻る。アクチュエータは、ロフトランド杖に設置されたスイッチを装着者が押すことによって動作する。

### 3-3 実験結果

pHALO 装具歩行の様子を Fig. 6 に示す。Fig. 6(a)~(d)は、

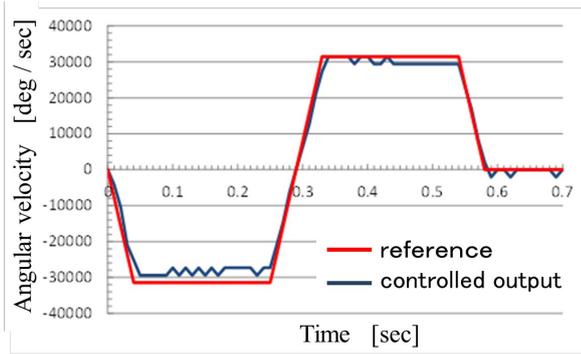


Fig. 5 Reference trajectory and control result of actuator.

(a)初期姿勢, (b)右足関節の背屈を利用して床に杖を接地, (c)杖を用いて左足を振り出す, (d)左足が床に接地, を表している. 歩行時に膝関節は固定されている. 被験者は, pHALO を以下の手順で操作する. [1]初期姿勢をとる (Fig.6 (a)). [2]右足関節背屈方向に体重を移動させる. 体重移動により足関節が背屈し, 踵に連結されたワイヤが引かれる. ワイヤに張力が発生し, 右股関節プーリを回転させる (Fig.6 (b)). それと同時に, 被験者は, アクチュエータの動作スイッチを押す. pHALO はあらかじめ設定された左足関節底背屈動作を行う. この左足関節底背屈動作により, 前方への重心移動が補助されると同時に少ない杖の推進力による歩行動作を可能とする. [3]右足関節プーリに連結している左側 KAFO が左股関節伸展方向に運動し左足を振り出す (Fig.6 (c)). [4]左足接地 (Fig.6 (d)).

解析は, HALO 歩行及び pHALO 歩行の 1 歩行周期について行った. 1 歩行する時間は, 試行ごとに異なる為, 時間を 1 歩行周期で正規化した. HALO と pHALO の動作の違いは, アクチュエータによる左足関節底背屈動作の有無のみである.

Fig. 7 に被験者の左右股関節, 足関節の角度変化を示す. 1 歩行周期は HALO: 4.17 sec, pHALO: 3.33sec であった. このことから歩行速度は, pHALO の方が速いことがわかる. また, 股関節角度変化は HALO 右股関節が屈曲方向に 30 deg を超えて変化し, 20 deg 以上の変化が 2 回あったのに対し, pHALO は 20 deg 以下の変化が 1 回であった. また, 左股関節角度変化が HALO より pHALO の方が滑らかに変化することがわかる.

Fig. 8 に上半身動作をプロットしたスティックピクチャを示す. HALO は単脚支持期の後半に上体が後ろに反っている. 一方, pHALO は, 常に上体が前傾していることがわかる.

Fig. 9 に, 上半身重心位置, 下半身重心位置, 体全体重心位置の前後方向変化を示す. 重心位置は床反力から算出した. HALO と pHALO の重心位置変化は概ね同じ傾向を示しているが, pHALO の方が重心位置変動が大きいことから, 歩幅が大きいことがわかる.

Fig. 10 は, 上半身重心位置, 下半身重心位置, 体全体重心位置の左右方向変化を示す. pHALO の重心位置変化は HALO よりも小さく, 上半身重心位置と下半身重心位置の変化の差も小さい. これは, アクチュエータによる左足関節底背屈動作によって蹴り出しが補助され, フットクリアランスの確保を必要としなくなった為と考えられる. これらの結果より, HALO では上半身の上下方法の揺れが大きいものに対して, pHALO は揺れが小さいことを表す. 言い換えると, パワーアシスト機能を付加した pHALO は, 従

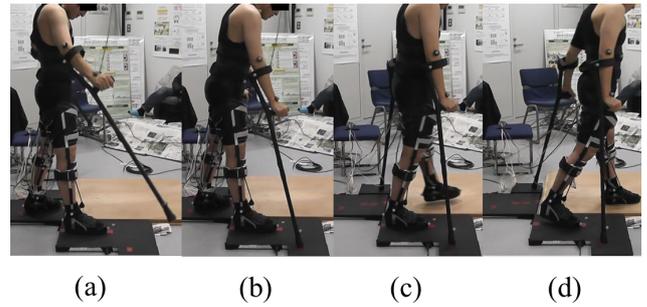
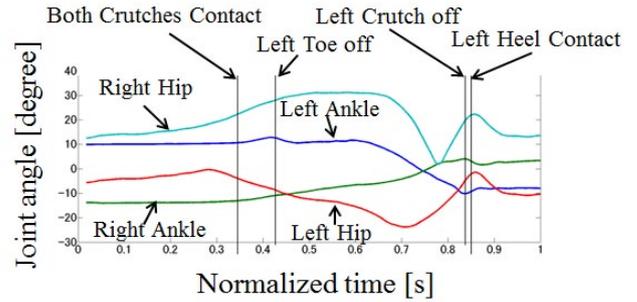
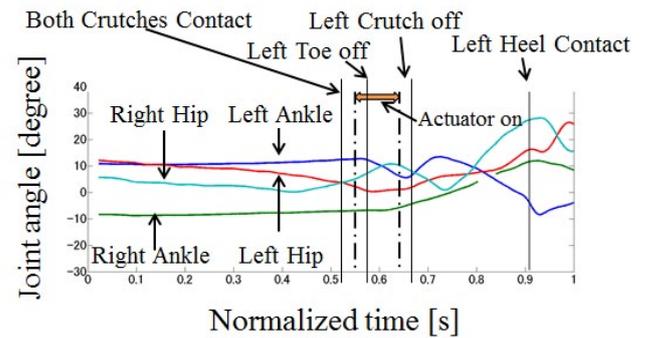


Fig. 6 Procedure for one step of left leg.

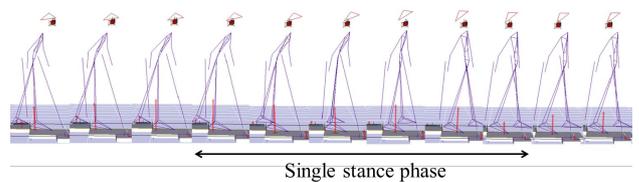


(a) HALO

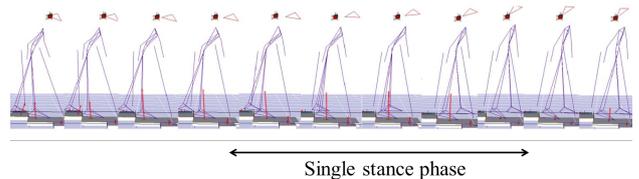


(b) pHALO

Fig.7 Joint angles



(a) HALO



(b) pHALO

Fig.8 Stick figures

来型 HALO と比較してよりスムーズな歩行を可能にしたと考えられる.

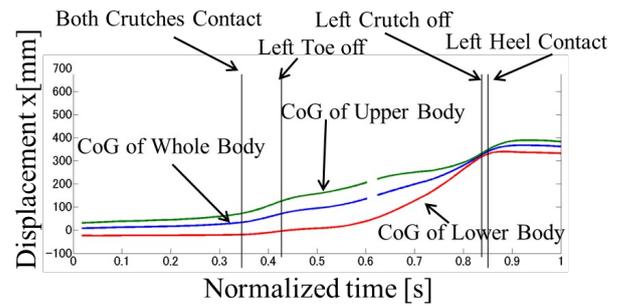
#### 4. おわりに

本研究では、股関節・足関節連携下肢装具 (HALO) に最小限のアクチュエータ導入することで、エネルギー効率や姿勢の安定性等の問題が解決可能であることを提案した。HALO にモータを導入し、足関節底背屈動作をアシストする pHALO を製作した。健常者 3 名による歩行実験を行い、pHALO では歩行時の上下方向重心運動を軽減できることを示した。このことより、pHALO を用いた装具歩行では、HALO と比較してスムーズな歩行と使用者の姿勢の安定性を得ることができた。また、重心移動量の変化が小さくなる事により、pHALO 歩行のエネルギー効率は HALO に比べて向上したことが示唆された。

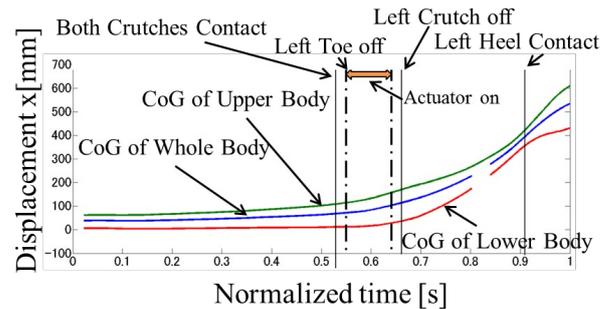
HALO のメカニズムは、足関節と制御可能な股継手を連動させることで、HGO や RGO といった側面に股継手を持つような hip-knee-ankle-foot orthosis (HKAFO) にも適用することができる。今後は、pHALO を用いた歩行のエネルギー効率や姿勢の安定性を評価し、対麻痺患者による臨床実験を行う予定である。

#### 参考文献

- (1) G. K. Rose, The principles and practice of hip guidance articulations, *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 3, No. 1, pp. 37-43, 1979.
- (2) P. Moore and J. Stallard, A clinical review of adult paraplegic patients with complete lesions using the ORLAU Para Walker, *Paraplegia*, Vol. 29, pp. 191-196, 1991.
- (3) J. Stallard and R. E. Major, A review of reciprocal walking systems for paraplegic patients: factors affecting choice and economic justification, *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 22, No. 3, pp. 240-247, 1998.
- (4) G. Merati, P. Sarchi, M. Ferrarin, A. Pedotti and A. Veicsteinas, Paraplegic adaptation to assisted-walking: energy expenditure during wheelchair versus orthosis use, *Spinal Cord*, Vol. 38, No. 1, pp. 37-44, 2000.
- (5) C. Kirtley and S. K. McKay, A medially-mounted orthotic hip joint for paraplegic walking systems preliminary report on the "polymedic walker" Device, *Polymedic Technical Note*, Australia, 1992.
- (6) E. Saitoh, T. Suzuki, S. Sonoda, J. Fujitani, Y. Tomita and N. Chino, Clinical experience with a new hip-knee-ankle-foot orthotic system using a medial hip joint for paraplegic standing and walking, *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, Vol. 75, Issue 3, pp.198-203, 1996.
- (7) E. Saitoh, M. Baba, S. Sonoda, Y. Tomita, M. Suzuki and M. Hayashi, A new medial single hip joint for paraplegic walkers, *In Proc. The world congress of the international rehabilitation medicine association*, pp. 1299-1305, Kyoto Japan, August 31, 1977.
- (8) E. Genda, K. Oota, Y. Suzuki, K. Koyama and T. Kasahara, A new walking orthosis for paraplegics: hip and ankle linkage system, *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 28, No. 1, pp.69-74, 2004.
- (9) 元田英一 他, 対麻痺用新歩行装具HALO (Hip and Ankle Linked Orthosis) の歩行効率, 日本義肢装具学会誌, Vol. 23, No. 1, pp. 65-70, 2007.
- (10) 勝浦哲夫, 柝原裕, 佐藤陽彦, 横山真太郎, エネルギー代謝, 人間工学基準数値数式便覧, pp. 197-211, 技報堂出版, Tokyo, 1992.

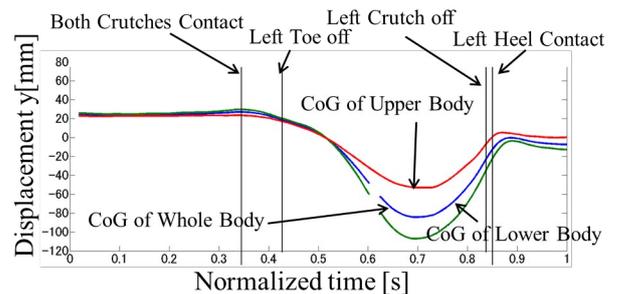


(a) HALO

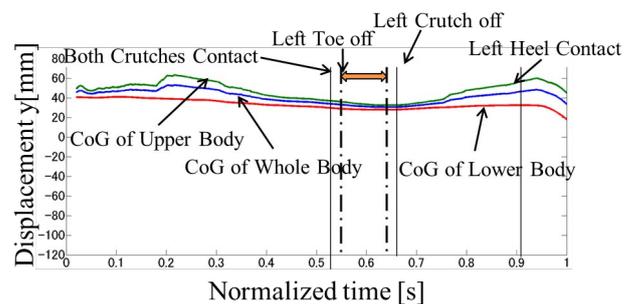


(b) pHALO

Fig. 9 CoG movements in traveling direction.



(a) HALO



(b) pHALO

Fig. 10 CoG movements in lateral direction.