

片麻痺歩行におけるロボットスーツ HAL®使用時の体幹代償動作の分析

Compensatory Trunk Motion during Gait when Using the HAL Robot Suit in Patients with Hemiplegia

春名 弘一* 昆 恵介** 田中 勇治*
細谷 志帆* 井野 拓実* 松村 亮*** 杉原 俊一***

Hirokazu Haruna, Keisuke Kon, Yuji Tanaka
Shiho Hosoya, Takumi Ino, Ryo Matsumura and Shunichi Sugihara

Abstract

Purpose: Recently, assistive devices for the swinging motion of the leg have remarkably advanced. Few study, however, reported compensatory movements of the trunk during Gait in Patients with hemiplegia in terms of the assist in the swing phase on the paretic side. This study investigated effects of differences of Hybrid Assistive Limb (HAL) settings in swing phase on the paretic side to trunk compensatory movements using digital video analysis. **Methods :** The subject was a 41-year-old man with left hemiplegia. The gait trails on treadmill were analyzed. The Hybrid Assistive Limb (HAL) settings on the paretic side were shown as follows: 1) Unassisted; 2) restricts plantar- dorsal flexion by an ankle foot orthosis (AFO); 3) hip and knee joint assistance using the single-leg HAL Cybernic Voluntary Control mode (CVC); and 4) hip and knee joint assistance using the single-leg HAL Cybernic Autonomous Control mode (CAC). **Results:** Lateral trunk lean angle decreased in CAC mode. On the other hand, Anterior trunk lean angle increased in CAC mode. Knee flexion angle at mid swing and hip flexion angle at terminal swing in the paretic side especially increased in CAC mode. In addition, Step length in the paretic side also improved in CAC mode. **Conclusions :** This study showed that HAL successfully assisted the forward motion of the leg during gait by assisting hip joint and knee joint at the paretic side. Also, this resulted in the change the compensatory movements of the trunk in swing phase. Using the motor controlled assistive device at the paretic side in swing phase, gait with less compensatory movements could be practiced compared to conventional physical therapy approach.

1. はじめに

脳卒中患者は片麻痺の病態を生じ、ヒトとして最も重要な移動手段である歩行に障害をきたす。歩行の再獲得や歩行能力改善は脳卒中患者の大きな目標であるが、運動麻痺は不可逆的であるため、多くの片麻痺者は残存機能に基づく代償的な歩行パターンを形成する⁽¹⁻³⁾。代償運動は、運動麻痺による内的モーメントの低下を補うために、残存している非麻痺側や体幹の機能を過剰に使用するように運動制御を変化させる現象である。この内的モーメントの低下を装具の使用によって補うことにより、代償的な運動制御を変化させることが可

能である⁽⁴⁻⁶⁾。片麻痺者に対する下肢装具は、一般的にアクチュエーターのないパッシブ制御であるため、下肢筋の求心性収縮を十分に補うことは困難である。そのため、麻痺側遊脚期に関しては、下垂足を防止し足部のクリアランスを保つ作用は期待できるが、遊脚期の股・膝関節の屈曲を補助する機能は有さない。

そこで、本研究では麻痺側遊脚期の股・膝関節の運動をモーターにより補助する、ロボットスーツ HAL® (以下、HAL) に着目した。HAL は、Hybrid Assisted Limb の略で、外骨格装着型ロボットとして開発され、本邦でも多くの施設で導入されてい

* 北海道科学大学理学療法学科

** 北海道科学大学義肢装具学科

*** 札幌秀友会病院リハビリテーション科

る^(7,8)。HAL は、腰部フレーム、下肢フレーム、床反力センサー付きの専用靴が一体化した装着型のロボットであり、膝関節と股関節部分のモーターが駆動し、動作支援を行う。装着者の状態に応じて、下肢のアライメント調整、股・膝関節屈曲伸展の角度制限設定、HAL からのトルクの最大出力上限設定（0 から 100%）、生体電位によるアシストの増幅率調整（minimum, low, high, max の 4 段階）、アシストの量や屈曲伸展バランス調整（10 段階）、また専用のパソコンにて歩行中の荷重位置の推移など運動時の生体情報のリアルタイムモニタリングなどを行うことが可能である（図 1）。HAL の動作モードには、随意運動時に脳からの神経信号が運動ニューロンを介して筋肉に伝わる際に出現する生体電位信号を検出し、アシストする随意制御モードである Cybernic Voluntary Control モード（以下、CVC モード）と、足圧センサーや HAL 本体の関節角度から姿勢情報を読み取り、歩行等の動作をアシストする自律制御モードである Cybernic Autonomous Control モード（以下、CAC モード）がある。

以上のように、HAL は外骨格装着型ロボットとして麻痺側立脚期のみならず、麻痺側遊脚期の股・膝関節の運動をモーターにより補助することが可能である。このモーターによる制御を利用した麻痺側遊脚期の補助に着目し、体幹代償動作を

検討した報告は見当たらない。脳卒中片麻痺者の歩行トレーニングに関して、運動学習理論の観点から、代償運動の少ない歩容を学習させる意義は非常に大きい。本研究の目的は、HAL を用いて麻痺側下肢を補助した際の体幹の代償動作の変化を検討することとした。

2. 方法

(1) 対象者

対象者は、右被殻出血による左片麻痺を呈した 41 歳の男性 1 名（身長 176cm、体重 76Kg）とした。罹患期間は 104 日で、運動麻痺の程度は、ブルンストローム・リカバリー・ステージで上肢Ⅱ、手指Ⅱ、下肢Ⅲであった。筋緊張は麻痺側上下肢において低緊張状態で、下肢の支持性が乏しく、基本動作では立ち上がり、立位保持、歩行に介助が必要な状態であった。感覚障害は麻痺側上下肢で中等度鈍麻を呈していた。著明な高次脳機能障害はなく、指示理解に問題はなかった。対象者にはヘルシンキ宣言に則り、研究内容と方法について口頭にて十分に説明し、同意を得た。

(2) 方法

実験環境を図 2 に示す。歩行課題は、Body Weight Supported System（以下、BWSS）を用いたトレッドミル課題とし、BWSS の設定はデータ計測時に対象者が最も安楽に課題遂行可能な設定



図 1. HAL と専用 P C によるモニタリング

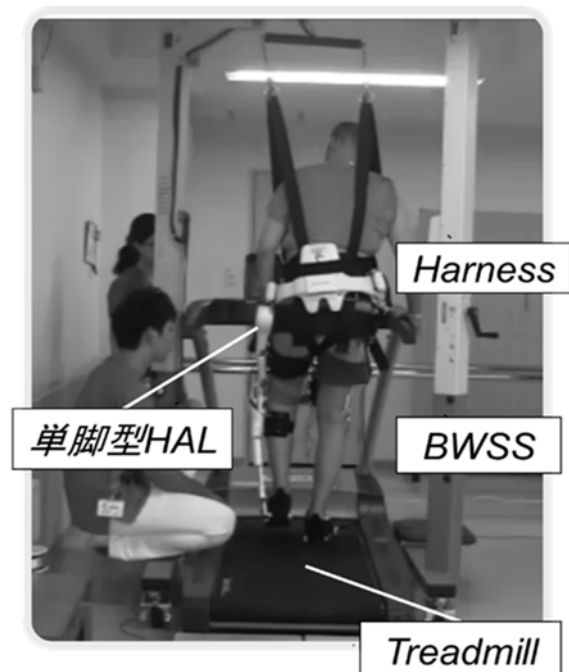
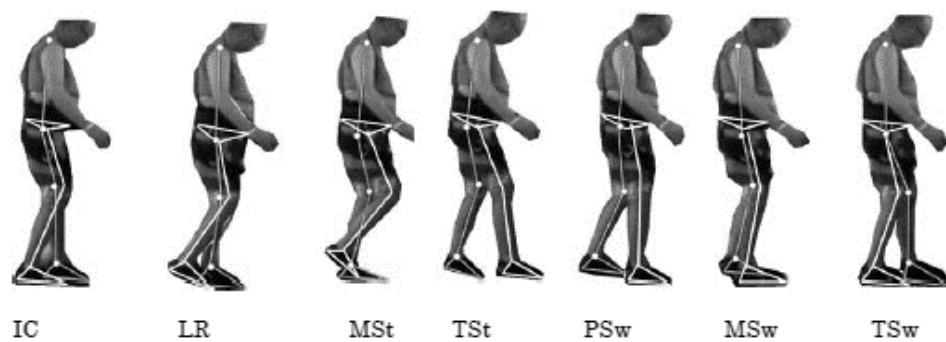
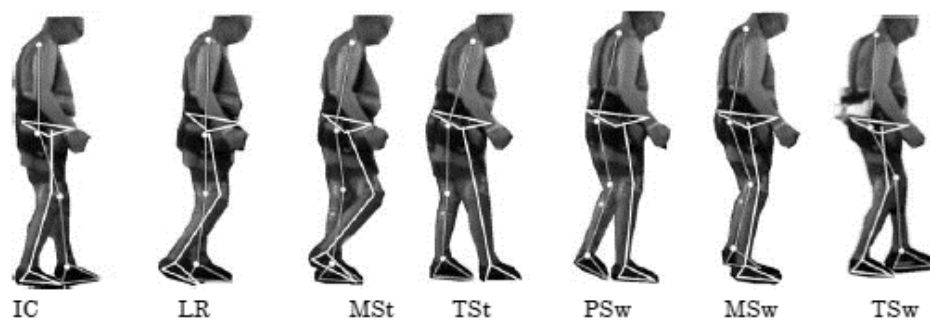


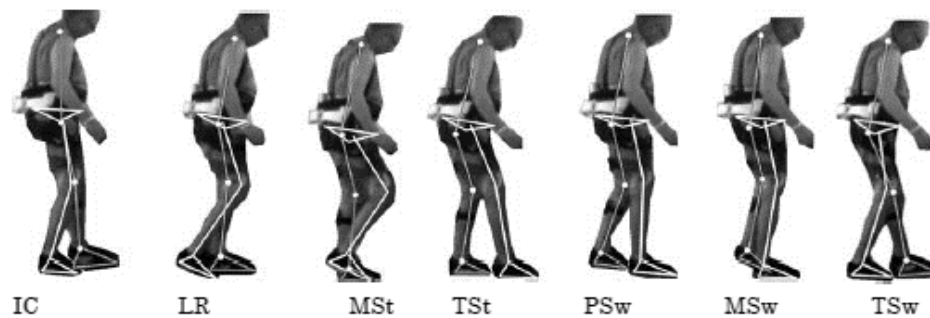
図 2. 実験環境



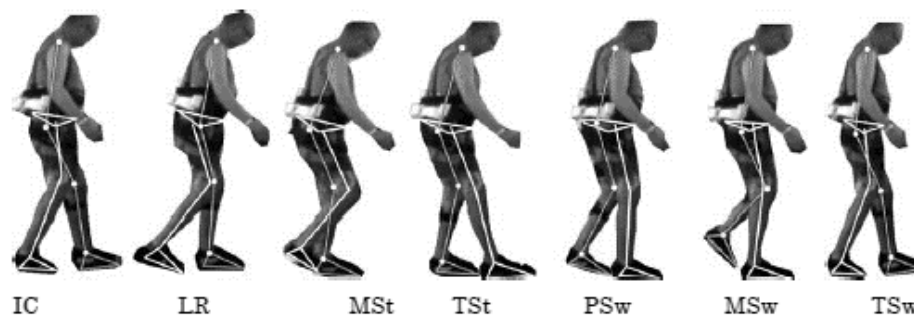
a : 裸足



b : AFO



c : CVCモード



d : CACモード

図 3.各設定での歩容（代表例）

IC : イニシャルコンタクト、LR : ローディングレスポンス、MSt : ミッドスタンス、
TSt : ターミナルスタンス、PSw : プレスイング、MSw : ミッドスイング、
TSw : ターミナルスイング

※左脚（麻痺側下肢）を基準として表記

であった、歩行速度 0.6km/h、免荷率 20% とした。麻痺側下肢の各条件は、①何も補助をしない（以下、裸足）、②金属支柱付短下肢装具（私物）による底背屈制限（Ankle Foot Orthosis：以下、AFO）、③単脚型 HAL CVC モードによる股・膝関節補助（以下、CVC モード）、④単脚型 HAL CAC モードによる股・膝関節補助（以下、CAC モード）とした。各設定での歩容（代表例）を図 3 に示した。

歩行計測にはデジタルビデオカメラを用いた画像解析とし、ソフトウェアには Image J を採用し運動学的データを算出した。デジタルビデオカメラは 2 台使用し、前額面（後方から撮影）と矢状面（対象者の右側面から撮影）の画像を分析した。

パラメータは、ロボットスーツ HAL の有無および設定の違いによる、麻痺側遊脚期の体幹の代償動作の差異を検討する目的で、麻痺側 Mid swing の体幹側方傾斜角度および体幹前傾角度を算出した。この 2 つの角度は、絶対空間座標系での体幹の傾きとした。関節角度は、HAL による麻痺側下肢（股・膝関節）の補助の程度の指標として麻痺側 Mid swing の膝関節屈曲角度および Terminal swing の股関節屈曲角度を算出した。歩行の距離因子としては、麻痺側 Step length を算出した。各パラメータは、10～12 試行の平均値を算出し、統計解析には Steel-Dwass 法を採用し、有意水準は 5%未満をもって有意とした。

3. 結果

麻痺側麻痺側 Mid swing の体幹側方傾斜角度を図 4 に、麻痺側麻痺側 Mid swing の体幹前傾角度を図 5 に示した。体幹側方傾斜角度は、CAC モードと裸足との関係で統計学的有意差を認め、CAC モードで体幹側方傾斜角度が低下した（ $p < 0.01$ ）。体幹前傾角度は、CAC モードと裸足との関係で統計学的有意差を認め、CAC モードで体幹前傾角度が増加していた（ $p < 0.01$ ）。

麻痺側 Mid swing の膝関節屈曲角度を図 6 に示す。CAC モードが他の 3 つの条件（裸足、AFO、CVC モード）と比較して統計学的に有意な角度増加を認めた（ $p < 0.01$ ）。

麻痺側 Terminal swing 股関節屈曲角度を図 7 に示す。平均値は①裸足→②AFO→③CVC→④CAC の順で股関節屈曲角度が増大し、最も角度の大きい CAC モードでは、他の 3 つの条件（裸足、AFO、

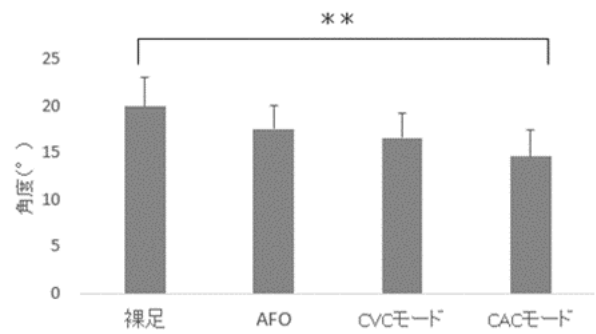


図 4.麻痺側 Mid swing 体幹側方傾斜角度

** $p < 0.01$

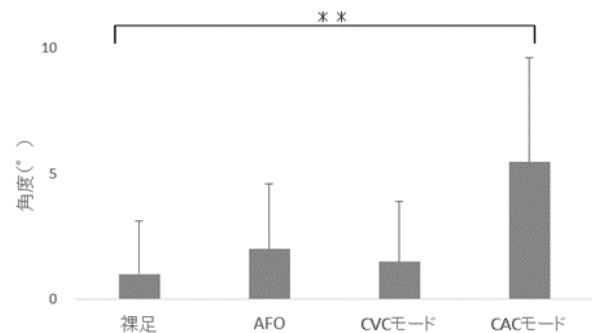


図 5.麻痺側 Mid swing 体幹前傾角度

** $p < 0.01$

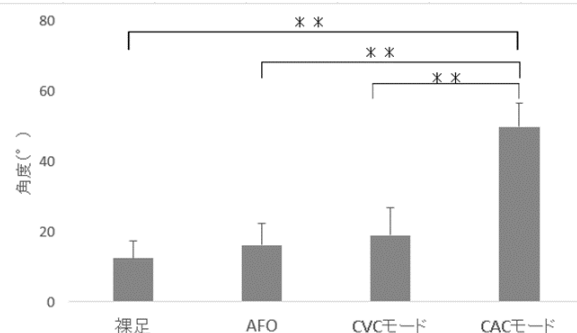


図 6.麻痺側 Mid swing 膝関節屈曲角度

** $p < 0.01$

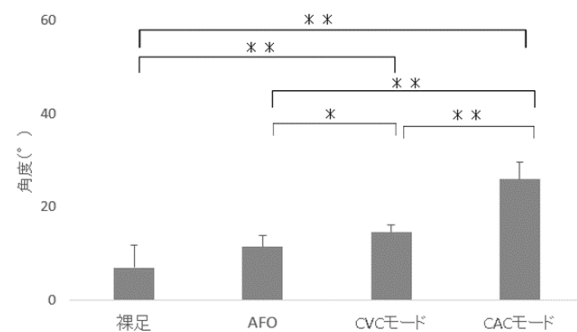


図 7.麻痺側 Terminal swing 股関節屈曲角度

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

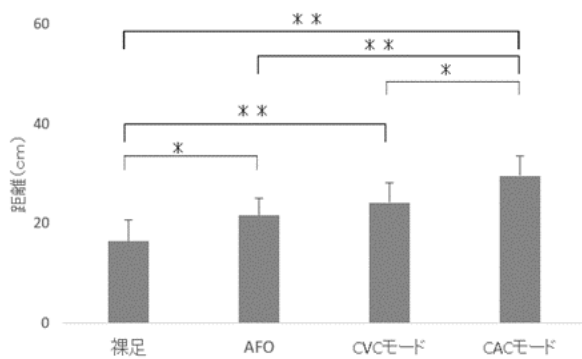


図 8.麻痺側 Step length

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

CVC モード)と比較して統計学的に有意な増加を認めた ($p < 0.01$)。

麻痺側 Step length の結果を図 8 に示す。平均値は①裸足→②AFO→③CVC→④CAC の順で Step length が増大し、最も Step length が大きい CAC モードでは、他の 3 つの条件 (裸足、AFO、CVC モード)と比較して統計学的に有意な増加を認めた。

4. 考察

HAL は、モーターにより股・膝関節の運動を直接的に補助する機能を有する。HAL 使用下での麻痺側 Step length の増大は、HAL が股・膝関節の運動を補助し、機能的役割としての遊脚肢の前方への動き⁽⁹⁾をアシストしたためと考えた。HAL と AFO との比較において、HAL で Step length が増大していることは、AFO の底屈制限機能により、クリアランスを保とうとするアプローチよりも、HAL による股・膝関節屈曲運動の補助の方が Step length 増大への効果が大きいことを示している。遊脚期の股・膝関節の屈曲角度の増大の結果からも、HAL 使用下において遊脚期の麻痺側股・膝関節屈曲の補助が実現できたことを示唆している。つまり、HAL の使用により、麻痺側下肢の前方への動きをアシストすることに成功したといえる。

片麻痺者の麻痺側遊脚期における代表的な体幹の代償動作には、非麻痺側への体幹側方傾斜と体幹の後傾がある。この代償動作は、股関節の屈曲筋群の筋力不足、または下肢の前方の動きの不十分な運動制御に対する意図的運動と、遊脚肢側の骨盤を持ち上げ、トゥクリアランスを得るための意図的運動^(9,10)であるといわれている。本研究で

は、体幹代償運動の指標として、麻痺側 Mid swing 体幹側方傾斜角度と麻痺側 Mid swing 体幹前傾角度の 2 つのパラメータで表現した。麻痺側 Mid swing 体幹側方傾斜角度は、HAL による CAC モード設定が最も代償動作の軽減に貢献していた。一方、遊脚期に体幹を後傾させる代償運動は、本対象者では裸足においても見られず、どの条件でも麻痺側 Mid swing で体幹が前傾位を示していた。また、CAC モードにおいては一般的な代償動作の後傾運動とは逆に、体幹前傾運動が増大した。この要因としては、HAL が発生する股関節屈曲方向トルクに対するリバースアクション (逆応答反応)⁽¹¹⁾が出現し、体幹が前傾したと考えた。

CVC モードと CAC モードの比較については、麻痺側 Mid swing 膝関節屈曲角度、麻痺側 Terminal swing 股関節屈曲角度、麻痺側 Step length の結果で CAC モードにおいて増大傾向を示した。CVC モードは、随意運動時に脳からの神経信号が運動ニューロンを介して筋肉に伝わる際に出現する生体電位信号を検出し、アシストする随意制御モードであり、本対象者では適切な筋活動パターンを発生できなかった可能性がある。一方で、CAV モードは足圧センサーや HAL 本体の関節角度から姿勢情報を読み取り、歩行動作をアシストする自律制御モードであり、本研究の課題であるトレッドミル歩行に適していたと考えた。

本研究で使用したロボットスーツ HAL は、麻痺側遊脚期の股・膝関節運動をモーターにより補助し、機能的役割としての遊脚肢の前方への動きをアシストした。ロボットスーツ HAL の有無および設定の違いにより、麻痺側遊脚期の体幹の代償動作が変化することを明らかにした。

5. 結語

今回検討したロボットスーツ HAL をはじめ、センシング技術の進歩により様々な感知方法により身体運動をアシストするロボットが開発されている。リハビリテーション医学の立場からも、機器の特性を理解した理学療法技術の検証が必要となってきた。

本研究は、片麻痺患者 1 名を対象としたため、外的妥当性に限界があるが、ロボットスーツ HAL の有無および設定の違いにより、麻痺側遊脚期の体幹の代償動作が変化した。モーターによる制御を利用した麻痺側遊脚期補助が、片麻痺歩行の体

幹代償動作の減少に寄与する可能性を示唆した。

今後は症例数を増やし、さらに効果的な設定方法やトレーニングプログラムを検討していく予定である。

参考文献

- (1) Lamontagne A, Malouin F, Richards CL, et. al. : Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke, *Gait Posture*, 15(3), 2002, pp 244-255.
- (2) 長谷公隆, 佐古めぐみ, 千野直一: 姿勢制御の機能的再構築, *臨床脳波*, 43 (11), 2001, pp717-722.
- (3) 長谷公隆: 学習理論に基づくリハビリテーション医療の重要性, 長谷公隆 (編): 運動学習理論に基づくリハビリテーションの実践, 医歯薬出版, 2008, pp2-13.
- (4) 春名弘一, 杉原俊一, 昆恵介・他: 油圧制動短下肢装具 Gait Solution の継続使用による脳血管障害片麻痺者の歩行変化, *理学療法科学*, 26(5), 2011, pp673-677.
- (5) 春名弘一, 杉原俊一, 昆恵介・他: 脳卒中片麻痺者における Gait Solution 使用時の非麻痺側運動制御変化, *日本義肢装具学会誌*, 27(4), 2011, pp232-239.
- (6) Hirokazu H, Shunichi S, Keisuke K, et. al. : Change in the Mechanical Energy of the Body Center of Mass in Hemiplegic Gait after Continuous Use of a Plantar Flexion Resistive Ankle-foot Orthosis, *JPTS*, 25(11), 2013, pp2437-1443.
- (7) 山海嘉之, 鍋島厚太, 河本浩明: ロボットスーツ HAL の安全技術, *日本ロボット学会誌*, 29 (9), 2011, pp780-782.
- (8) 山海嘉之: ロボット工学とサイバニクス先進リハビリテーション, *理療*, 42 (3), 2012, pp17-23.
- (9) Kirsten Gotz-Neumann 著, 月城慶一訳: 観察による歩行分析. 医学書院, 2005.
- (10) Perry J: *Gait Analysis*. Slack, New Jersey, 1992.
- (11) 田中幸子, 前島洋, 吉村理: 健常者寝返りにおける 3 次元動作解析—頸髄損傷者が行う寝返りと比較して—, *日職災医誌*, 52, 2004, pp224-230.