

Original Article

対麻痺者の歩行再建における歩行補助ロボット WPAL と股継手付き両長下肢装具の比較

平野 哲,¹ 才藤栄一,¹ 田辺茂雄,² 加藤正樹,³ 清水康裕,⁴
八谷カナン,⁵ 田中宏太佳,⁵ 加賀谷齊,¹ 石原 健,¹ 宇野秋人⁶

¹ 藤田保健衛生大学医学部リハビリテーション医学I講座

² 藤田保健衛生大学医療科学部

³ 藤田保健衛生大学病院リハビリテーション部

⁴ 輝山会記念病院リハビリテーション部門

⁵ 中部ろうさい病院リハビリテーション科

⁶ 東名ブレース株式会社オルソペディックサービス事業部

要旨

Hirano S, Saitoh E, Tanabe S, Katoh M, Shimizu Y, Yatsuya K, Tanaka H, Kagaya H, Ishihara K, Uno A. Comparison between gait-assisting robot (WPAL) and bilateral knee-ankle-foot orthoses with a medial single hip joint in gait reconstruction for patients with paraplegia. Jpn J Compr Rehabil Sci 2015; 6: 21-26.

【目的】対麻痺者の歩行再建において歩行補助ロボット Wearable Power-Assist Locomotor (WPAL) の有用性を検討する。

【対象と方法】軽介助以下の介助量で股継手付き両長下肢装具および WPAL を用いた歩行が可能な対麻痺者 12 名を対象とした。対象に装具および WPAL を装着し、快適歩行速度で連続歩行時間、連続歩行距離を計測すると同時に、歩行に必要な介助量を Functional Ambulation Categories (FAC) を用いて評価した。

【結果】連続歩行時間は 8 名、連続歩行距離は 11 名で WPAL を用いた歩行が装具歩行を上回り、有意差を認めた。装具歩行で FAC が 2 (軽く触れる程度の介助) または 3 (監視) の症例においても、WPAL を

用いた歩行では全例で 4 (平地歩行自立) であった。

【結論】WPAL を用いると装具より長時間・長距離の歩行が可能で、歩行に必要な介助量も少なかった。

キーワード: ロボット, 対麻痺, 歩行再建, 実用歩行, 内側型装具

はじめに

脊髄損傷による対麻痺者では、車いすを実用的移動手段として ADL が自立する例は多いが、長期間の車いす生活は褥瘡、骨粗鬆症、関節拘縮、便秘、肥満などさまざまな医学的問題の原因となる [1, 2]。また、健常者よりも低い目線で生活を続けることが、対麻痺者にとってストレスとなり、自己像再獲得を妨げることもある [3]。したがって、心身両面において、対麻痺者が立位・歩行を行うニーズは大きいと考えられる。

これまで欧米では、歩行を望む対麻痺者の装具による歩行再建手段として、Reciprocating gait orthosis [4], Hip guidance orthosis [5] などの骨盤帯付き両長下肢装具が利用されてきた。これらは両側の長下肢装具と骨盤帯を股関節外側で連結しているため、著者らは外側系装具と分類している。外側系装具は股関節とほぼ同じ高さに股継手を有するため歩幅確保に優れている一方で、体幹拘束性が高いこと、股関節外側の空間を占有することから、車いす上での脱着が困難、装着時の座位が不可能、起立・着座が困難といった問題を有していた。したがって、車いすとの併用は困難であり、日常生活ではほとんど使用できなかった。現在、外側系装具の延長線上にある歩行補助ロボットとして、ReWalk [6, 7], Ekso [8], REX [9] などが開発されているが、同様の問題を解決できていない。

これに対し本邦では、対麻痺者の歩行再建に Primewalk (図 1) [10, 11], Hip and Ankle Linkage Orthosis (HALO) [12] など、両側の長下肢装具を会陰部直下に配置した股継手で連結させた装具が用いら

著者連絡先: 平野 哲
藤田保健衛生大学医学部リハビリテーション医学 I 講座
〒470-1192 愛知県豊明市杣掛町田楽ヶ窪 1 番地 98
E-mail: hirano0820@gmail.com
2014 年 12 月 22 日受理

本研究において一切の利益相反や商業的研究資金の提供はありません。WPAL の研究開発において、NEDO から 2005~2007 年度に人間支援型ロボット実用化基盤技術開発プロジェクトとして、2008~2009 年度にイノベーション実用化助成事業として助成金を受けた。2011 年度には日本損害保険協会から交通事故医療に関する一般研究助成を受けた。アスカ株式会社からは WPAL のロボット部分の、東名ブレース株式会社から装具部分の提供を受けている。



図 1. Primewalk

内側股継手付き両長下肢装具。両側の長下肢装具は股継手により直接連結されているため、骨盤帯は不要であり、体幹は拘束されていない。股関節の外側には大きな構造を有さないため、車いすとの併用が可能である。構造の多くが重心線付近に位置するため、立位の安定性も高い。

れることが多く、著者らはこれらを内側系装具と分類している。内側系装具では骨盤帯は不要であり、体幹は拘束されていない。また、股関節の外側には大きな構造を有さないため、車いすとの併用が可能である。構造の多くが重心線付近に位置するため、立位の安定性も高い。

しかし、内側系装具を用いても、上肢の力に依存した起立・着座・歩行には多くの課題が残されている。歩行器や杖を用いて起立・着座を行う場合、上肢の筋力が強くても転倒のリスクがあり、介助・監視が必要となる。歩行において下肢を交互に振り出すためには、上肢を用いて重心を前後左右にコントロールする必要があるため、上肢の負担が大きい。上肢に頼った歩行はエネルギー効率が低く、長距離の歩行は困難である。

従来の装具の問題点を解決する、すなわち車いすからの容易な起立・着座と、実用レベルの平地歩行を達成するためには、装具に動力を付加して下肢の関節運動を制御することが必要であると考えられた。そこで著者らは、2005年より内側系装具に動力と制御を付加した装着型歩行補助ロボット WPAL (Wearable Power-Assist Locomotor) [13, 14] の開発を行ってきた。

これまでに、Tanabeら [13, 14] は WPAL を用いた歩行では、装具歩行に比べ、連続歩行時間、連続歩行距離が長く、歩行に必要な介助量も少ない傾向にあることを報告しているが、対象者数が少なく、統計学的検討は行っていない。そこで、本研究では、WPAL を用いた歩行と装具歩行の連続歩行時間、連続歩行距離、歩行に必要な介助量に違いがあるかどうかについて、統計学的手法を用いて検討した。

対象と方法

WPAL の概要を図 2 に示す。WPAL は内側型装具に似たフレームに両側股関節・膝関節・足関節の合計 6 個のモータを搭載したロボットである。モータ制御回路やバッテリーを搭載した専用歩行器を用いることに



図 2. WPAL (Wearable Power-Assist Locomotor) 対麻痺者の実用的な歩行再建を目的とした歩行補助ロボット。内側型装具に似たフレームに両側股関節・膝関節・足関節の合計 6 個のモータを搭載している。モータ制御回路やバッテリーを搭載した専用歩行器を用いることによって、安全性を担保すると共に、患者の負担重量が軽減される。歩行器に設置された 2 つのレバースイッチと 2 つのボタンスイッチにより、慣れれば患者 1 人で全ての操作が可能で、着脱も患者 1 人で実施可能である。

よって、安全性を担保すると共に、患者の負担重量が軽減される。歩行器に設置された 2 つのレバースイッチと 2 つのボタンスイッチにより、慣れれば患者 1 人で全ての操作が可能で、着脱も患者 1 人で実施可能である。WPAL を用いて歩行するには、WPAL の動きに合わせて患者自身の体をリズム良く動かすことが必要であり、動作の習熟には練習が必要である。準備された専用練習プログラムとして、懸垂下平行棒内足踏み練習、懸垂下平行棒内歩行練習、懸垂下トレッドミル歩行練習、懸垂下歩行器歩行練習、歩行器歩行練習（懸垂なし）と 5 段階の練習を順に行うことにより、無理なく動作の習熟が可能である [14]。これまでの症例では、神経学的レベルや年齢によって差があるものの、1～5 時間程度の練習（1 日につき実質約 30 分の練習を 2～10 回程度）で平地歩行自立となった。

対象は日常的に車いすを利用しており、軽介助以下の介助量で股継手付き両長下肢装具（以下、装具と略す）および WPAL を用いた歩行が可能な対麻痺者とした。ここでの軽介助とは、重心移動の誘導や修正において、触れる程度の介助を行うことを意味する。著者らは、Primewalk や HALO などの内側系装具で歩行練習を定期的に行い、装具歩行に習熟している対麻痺者に対して WPAL を用いた歩行練習を開始するため、WPAL を用いた歩行練習を行っている対麻痺者は、装具での歩行練習についても十分に行っており、装具歩行の能力はおおむねプラトーに到達している。WPAL に関しても十分な期間練習を行い（症例によって異なるが、10～100 回程度）、歩行能力がほぼ習熟したと判断された時点で本研究の候補とした。本研究は、施行した 2 施設の倫理委員会でそれぞれ承認を得ており、書面でインフォームドコンセントを得た 12 名を対象とした。対象の特性を表 1 に示す。平均年齢±標準偏差（最小値～最大値）は 43±13 歳（22～61 歳）、受傷後平均年数±標準偏差は 7.1±6.8 年（0～20 年）であった。使用している股継手付き両長下肢装具は全

表 1. 対象の特性

対象	神経学的 レベル	ASIA 機能障害尺度	年齢 (歳)	性別	受傷後 年数	装具
A	Th 6	A	61	女	16	Primewalk
B	Th 6	A	60	男	8	Primewalk
C	Th 6	A	43	男	8	Primewalk
D	Th 8	A	53	男	0	Primewalk
E	Th 9	A	49	男	9	Primewalk
F	Th 10	A	34	女	1	HALO
G	Th 10	A	22	男	1	HALO
H	Th 11	A	54	男	0	Primewalk
I	Th 11	A	47	男	20	Primewalk
J	Th 11	A	23	男	0	HALO
K	Th 12	A	33	男	16	Primewalk
L	Th 12	B	32	男	6	Primewalk
平均			43		7	

※ HALO : Hip and Ankle Linkage Orthosis

例で内側型装具であり、Primewalk が 9 例、HALO が 3 例であった。いずれも訓練場面での使用に限定され、装具使用期間は約 3 か月～14 年であった。

対象に装具および WPAL を装着し、それぞれの快適歩行速度で連続歩行を行わせ。連続歩行時間、連続歩行距離を計測した。また、歩行に必要な介助量を Functional Ambulation Categories (FAC) [15] を用いて評価した。それぞれ 2 回以上施行し、最長距離を歩行した施行の結果を採用した。装具は本人のものを使用した。歩行中は心電図モニタを装着し、心拍数が目標心拍数 (220-年齢) に達するか、本人が疲労を訴えるか、連続歩行が困難となった場合には歩行を停止させた。WPAL の場合は、バッテリーが切れた場合にも歩行を停止させた。WPAL は完全充電した上で使用し、通常は約 1 時間の歩行が可能であるが、痙縮が強いなどモータに負荷がかかる場合にはこれよりも早くバッテリーが切れることがあった。疲労を考慮し、連続歩行時間、連続歩行距離を計測する施行は、十分な休憩の後に実施した。

連続歩行時間、連続歩行距離については paired *t* 検定を、FAC については Wilcoxon の符号付き順位検定を用いて比較し、有意水準は $p=0.05$ とした。

結果

装具を用いた連続歩行では、12 名中 1 名が目標心拍数に到達したために歩行を停止させた。WPAL を用いた連続歩行では、12 名中 3 名がバッテリー切れにより歩行停止となった。これ以外の実験では、本人が疲労を訴えるか、連続歩行が困難となったために歩行を停止させた。

連続歩行時間は、装具歩行で 11.9 ± 15.8 分、WPAL を用いた歩行で 19.6 ± 18.5 分 (平均値 \pm 標準偏差) であった (図 3)。最小値は装具で 3 分、WPAL で 3 分であり、最大値は装具で 60 分、WPAL で 57 分であった。WPAL でバッテリー切れにより歩行停止と

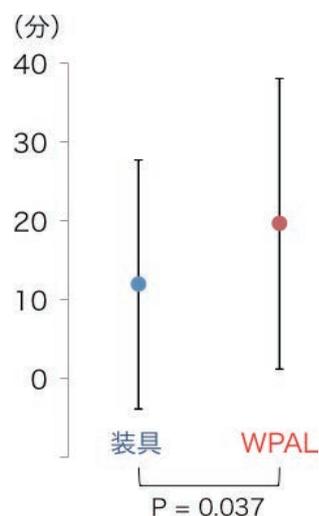


図 3. 連続歩行時間の比較

連続歩行時間は股継手付き両長下肢装具よりも、Wearable Power-Assist Locomotor (WPAL) で有意に長かった。

なった場合の連続歩行時間は、40 分、54 分、57 分であった。装具を用いた場合と比較して、WPAL を用いた場合の歩行時間は 12 名中 8 名で延長、2 名で不変、2 名で短縮し、有意差を認めた ($p=0.037$)。

連続歩行距離は、装具歩行で 158 ± 244 m、WPAL を用いた歩行で 283 ± 351 m (平均値 \pm 標準偏差) であった (図 4)。最小値は装具で 20 m、WPAL で 20 m であり、最大値は装具で 700 m、WPAL で 983 m であった。装具を用いた場合と比較して、WPAL を用いた場合の歩行距離は 12 名中 11 名で延長、1 名で不変であり、有意差を認めた ($p=0.023$)。

連続歩行速度、連続歩行距離より各症例の平均歩行速度を求めると、装具歩行で 10.4 ± 6.3 m/分、WPAL を用いた歩行で 10.8 ± 4.5 m/分 (平均値 \pm 標準偏差)

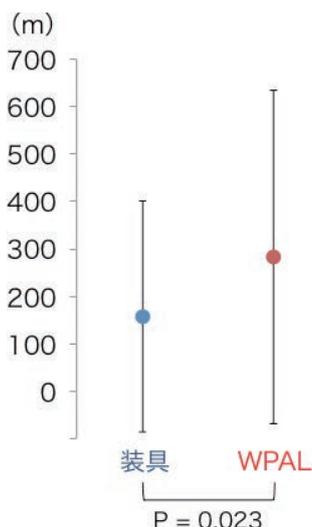


図 4. 連続歩行距離の比較

連続歩行距離は股継手付き両長下肢装具よりも、Wearable Power-Assist Locomotor (WPAL) で有意に長かった。

であり、有意差を認めなかった。最小値は装具で 4.0 m/分、WPAL で 4.0 m/分であり、最大値は装具で 25.0 m/分、WPAL で 18.2 m/分であった。12 名中、WPAL での歩行速度が上回った症例が 5 名、装具での歩行速度が上回った症例が 4 名、WPAL と装具の歩行速度が等しかった症例が 3 名であった。

装具歩行時の FAC は 2 (軽く触れる程度の介助) が 3 名、3 (監視) が 3 名、4 (平地歩行自立) が 6 名であった。一方、WPAL を用いた歩行では全例で 4 であり、有意差を認めた ($p=0.024$)。

考察

装具を用いた場合と比較して、WPAL を用いるとより長時間、長距離を連続で歩行可能であることが示された。Primewalk, HALO のような内側系装具だけでなく、Reciprocating gait orthosis や Hip guidance orthosis のような外側系装具を含めても、完全対麻痺者を歩行させるための装具は膝を伸展位に保つ必要があり、必然的に遊脚の機能的脚長が延長し、振り出しが困難となる。それでもなお、下肢を振り出すためには、健常歩行よりも大きく体幹を側方移動し、遊脚のクリアランスを確保する必要がある。一歩下肢を振り出す毎に体幹を側方移動することは、歩行中に左右方向の重心移動が大きくなることを意味し、エネルギー効率の低下につながると考えられる。また、体幹の側方移動を両手に頼って行うことは、上肢の筋疲労増大につながると考えられる。一方、WPAL では、遊脚期に膝関節を屈曲させるため、機能的脚長は装具歩行時よりも短く、クリアランスを確保するために必要な左右への重心移動は少なくなると考えられる。Tanabe ら [13] は、対麻痺者 1 名において、WPAL と Primewalk を用いて歩行した場合の、心拍数、Physiological Cost Index (PCI) [16]、modified Borg scale、および上腕二頭筋、上腕三頭筋、僧帽筋の表面筋電図を計測し、WPAL では心拍数、PCI、modified Borg Scale の増加が少なく、上腕

二頭筋、上腕三頭筋、僧帽筋全ての筋において、表面筋電図の積分値が低値であったと報告している。エネルギー効率の上昇と上肢筋疲労の低下は、長時間・長距離の連続歩行につながると考えられる。また、エネルギー効率は日常の身体活動と相関がある [17] と報告されており、WPAL でエネルギー効率の良い歩行を提供できれば、身体活動の向上につながると期待される。

今回の WPAL を用いた連続歩行においては、対象 12 名中 3 名がバッテリー切れによる歩行停止となった。対麻痺者の実用的長距離移動は車いすを使用することが考えられるため、WPAL のバッテリーは約 1 時間の連続歩行を目安に設計されている。3 名中 2 名は 54 分、57 分とおおむね設計通りの結果を示したが、1 名は 40 分と短時間であった。この症例は下肢痙縮が強く、モータの負荷が高かったため、バッテリーの消耗が早かったと考えられた。バッテリーの容量を大きくすれば、この 3 名においては連続歩行時間、連続歩行距離とも延長したと考えられた。

また、今回の結果において、連続歩行距離が WPAL で長く、連続歩行時間が装具で長かった症例は 12 名中 2 名であった。2 例とも歩行速度が WPAL で上回っていたことが理由と考えられた。

WPAL と同様、対麻痺者の歩行再建を目指すロボットの開発は世界中で進められており、主なものとして ReWalk, Ekso, REX などがあるが、連続歩行時間、連続歩行距離に関する報告はほとんどない。ReWalk については、12 名の胸髄レベルの脊髄損傷患者に対して歩行練習を行い、少なくとも 5-10 分の連続歩行時間で、50-100m の連続歩行距離を達成したと報告されている [7]。連続歩行距離の平均値や最大値は報告されていないため、WPAL と単純に比較することが困難だが、WPAL を用いた歩行の連続歩行距離は平均 283 m、最大 983 m であった。また、ReWalk では前述の 12 名の患者のうち 11 名に対して 10 分間歩行テストを行ったところ、歩行速度は最低 1.8 m/sec、最大 27.0 m/sec、平均 15.1 m/sec であったと報告している。今回の WPAL における歩行速度は最低 4.0 m/sec、最大 18.2 m/sec、平均 10.8 m/sec であり、ReWalk よりも若干低値であるが、WPAL の歩行は平均 19.6 分間行ったものであるため、この点を考慮する必要がある。ReWalk の実験に参加した 12 名の参加者の平均値は 37.8 歳であり、今回のわれわれの報告よりも若年であった。今後は、対象の年齢や神経学的レベルも考慮して、連続歩行時間、連続歩行距離を比較していく必要がある。

十分な歩行練習を行うことにより、WPAL を用いると、装具歩行よりも長時間・長距離の歩行が可能であった。また、WPAL では全例が FAC 4 点 (平地歩行自立) であり、装具歩行よりも介助量が少なかった。これらのことは WPAL が装具歩行よりも実用歩行に近いことを示していると思われる。1 人で脱着やロボットの操作ができる点も、他の外側系装具・ロボットに比べて、有用である。自宅で個人が使用するには、大きさ、重量、価格、防水性など解決すべき問題が残っている。今後も、対麻痺者の実用歩行を達成するために WPAL の開発を継続してゆく。

謝辞

本研究におけるロボット開発にご協力頂いたアスカ株式会社の皆様、東名ブレース株式会社の皆様に心より感謝致します。

文献

1. Battaglini RA, Lazzari AA, Garshick E, Morse LR. Spinal cord injury-induced osteoporosis: pathogenesis and emerging therapies. *Curr Osteoporos Rep* 2012; 10: 278–85.
2. Kunkel CF, Scremin AM, Eisenberg B, Garcia JF, Roberts S, Martinez S. Effect of “standing” on spasticity, contracture, and osteoporosis in paralyzed males. *Arch Phys Med Rehabil* 1993; 74: 73–8.
3. Levins SM, Redenbach DM, Dyck I. Individual and societal influences on participation in physical activity following spinal cord injury: a qualitative study. *Phys Ther* 2004; 84: 496–509.
4. Major RE, Stallard J, Rose GK. The dynamics of walking using the hip guidance orthosis (HGO) with crutches. *Prosthet Orthot Int* 1981; 5: 19–22.
5. IJzerman MJ, Baardman G, Hermens HJ, Veltink PH, Boom HB, Zilvold G. The influence of the reciprocal cable linkage in the advanced reciprocating gait orthosis on paraplegic gait performance. *Prosthet Orthot Int* 1997; 21: 52–61.
6. Zeilig G, Weingarden H, Zwecker M, Dudkiewicz I, Bloch A, Esquenazi A. Safety and tolerance of the ReWalk™ exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: a pilot study. *J Spinal Cord Med* 2012; 35: 96–101.
7. Esquenazi A, Talaty M, Packel A, Saulino M. The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *Am J Phys Med Rehabil* 2012; 91: 911–21.
8. Ekso BIONICS. Ekso Web Site. Available from: <http://www.eksobionics.com/> (cited 2014 November 7).
9. REX BIONICS. REX Web Site. Available from: <http://www.rexbionics.com/> (cited 2014 November 7).
10. Saitoh E, Baba M, Sonoda S, Tomita Y, Suzuki M, Hayashi M. A new medial single hip joint for paraplegic walkers. *The 8th World Congress of the International Rehabilitation Medicine Association* 1997: 1299–1305.
11. Suzuki T, Sonoda S, Saitoh E, Onogi K, Fujino H, Teranishi T, et al. Prediction of gait outcome with the knee-ankle-foot orthosis with medial hip joint in patients with spinal cord injuries: a study using recursive partitioning analysis. *Spinal Cord* 2007; 45: 57–63.
12. Genda E, Oota K, Suzuki Y, Koyama K, Kasahara T. A new walking orthosis for paraplegics: hip and ankle linkage system. *Prosthet Orthot Int* 2004; 28: 69–74.
13. Tanabe S, Saitoh E, Hirano S, Katoh M, Takemitsu T, Uno A, et al. Design of the Wearable Power-Assist Locomotor (WPAL) for paraplegic gait reconstruction. *Disabil Rehabil Assist Technol* 2013; 8: 84–91.
14. Tanabe S, Hirano S, Saitoh E. Wearable Power-Assist Locomotor (WPAL) for supporting upright walking in persons with paraplegia. *NeuroRehabilitation* 2013; 33: 99–106.
15. Holden MK, Gill KM, Magliozzi MR, Nathan J, Piehl-Baker L. Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Reliability and meaningfulness. *Phys Ther* 1984; 64: 35–40.
16. MacGregor J. The objective measurement of physical performance with long-term ambulatory physiological surveillance equipment (LAPSE). *Proceedings of 3rd International Symposium on Ambulatory Monitoring*. 1979: 29–39.
17. Maltais DB, Pierrynowski MR, Galea VA, Matsuzaka A, Bar-Or O. Habitual physical activity levels are associated with biomechanical walking economy in children with cerebral palsy. *Am J Phys Med Rehabil* 2005; 84: 36–45.