

Original Article

歩行支援ロボット WPAL を用いた頸髄損傷者の歩行再建

布施郁子,¹ 平野 哲,¹ 才藤栄一,¹ 大高洋平,¹ 田辺茂雄,² 加藤正樹,³
後藤豪志,³ 角皆 翔,³ 熊谷綾華,³ 角田哲也,¹ 小山総市朗²

¹藤田医科大学医学部リハビリテーション医学 I 講座

²藤田医科大学保健衛生学部リハビリテーション学科

³藤田医科大学病院リハビリテーション部

要旨

Fuse I, Hirano S, Saitoh E, Otaka Y, Tanabe S, Katoh M, Gotoh T, Tsunogai S, Kumagai A, Tsunoda T, Koyama S. Gait reconstruction using the gait assist robot WPAL in patients with cervical spinal cord injury. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2019; 10: 88-95.

【目的】頸髄損傷者に Wearable Power-Assist Locomotor (WPAL) を使用し、歩行能力を装具使用時と比較した。

【方法】頸髄損傷者 5 名に装具または WPAL を装着し歩行を行わせ、Functional Ambulation Categories (FAC)、連続歩行時間・距離、3 分間歩行における自覚的運動強度、上肢疲労度および Physiological Cost Index (PCI) を評価した。装具と WPAL 条件間にて各指標を比較した。

【結果】5 名中 3 名で WPAL 使用時の FAC は装具歩行時よりも高く、2 名は同値だった。また、3 名で歩行が自立した。連続歩行距離は WPAL 使用時に装具使用時よりも有意に長かった ($p < 0.05$)。歩行速度・ストライド・ケイデンスは全例 WPAL で高く、PCI は全例 WPAL で低かった。

【結論】WPAL は装具に比較して頸髄損傷者の歩行再建に有用である。

キーワード: 頸髄損傷, 四肢麻痺, ロボット, 装具, 歩行再建

はじめに

日本における外傷性脊髄損傷者の発生率は 100 万にあたり約 40 人で、頸髄損傷が 3/4、胸腰髄損傷が 1/4 とされる [1]。また、頸髄損傷のうち約 17% が完全運動麻痺をきたす [2]。不全麻痺の場合にはある程度の自然回復が認められ、歩行機能を獲得する例も多いが、完全麻痺の場合には実用的な歩行能力が失われる [3]。完全四肢麻痺者の場合、損傷高位によっ

て目標とすべき移動手段は異なるが、神経学的レベルが C5 から C8 であれば車いす駆動が可能とされ、特に C7 または C8 であれば、車いすを実用的移動手段として日常生活活動が自立する例は多い [4]。しかし、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 [5, 6]。また、健常者よりも低い目線で生活を続けることが、脊髄損傷者のストレスとなり、自己像再獲得を妨げることもある [7]。脊髄損傷者にとって、立位・歩行へのニーズは大きく、車いすによる移動が可能だとしても、再び立ちたい、歩きたいと願っている者は多い [8]。

これまで、脊髄損傷者の歩行再建を実現するために、さまざまな装具が開発されてきた。これらは外側系と内側系に分類される。外側系は両側の長下肢装具と骨盤帯を股関節外側で連結した構造であり、Reciprocating gait orthosis (RGO) [9]、Hip guidance orthosis [10]、RGO の連結機構や股継手軌道などに改良を加えた Advanced RGO [11]などが該当する。一方、内側系は両側長下肢装具を両股関節内側の股継手で連結させる構造であり、Walkabout [12]、Primewalk [13, 14]、Hip and Ankle Linked Orthosis (HALO) [15]などが該当する。内側系装具は継手が 1 つであり、骨盤帯も存在しないため、たわみを生じる部分が外側系より少なく、安定した立位保持が可能である [16]。また、股関節外側に構造物が存在しないため車いす上で装着可能であり、骨盤帯が存在しないため装着したまま快適な座位保持が可能などの長所がある。

しかし、脊髄損傷患者における装具を用いた歩行再建には、根本的な問題が残存している。前述の装具はいずれも、立位の安定性を得るために膝関節を固定する。このため、上肢の十分な筋力がなければ起立・着座が困難である。歩行時には、上肢の力に頼って重心を前後左右に動かすことで下肢の振り出しを行うため、上肢や心肺系への負荷が大きく、長距離の歩行は困難である。したがって、ほとんどの症例で装具歩行は練習レベルに留まっており、装具歩行を日常生活に実用的に活用できる者はごく少数である。

従来の装具の問題点を解決し、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、世界中で歩行支援ロボットの開発が進んでいる。その多くは外側系装具の構造に動力を付加した外側系歩行

著者連絡先：平野 哲

藤田医科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 1-98

E-mail: sshirano@fujita-hu.ac.jp

2019 年 9 月 9 日受理

利益相反：本研究において一切の利益相反はありません。

支援ロボットである。これらは胸腰髄損傷に起因する完全対麻痺者の歩行再建にはある程度成功している。Yang ら [17] は、ReWalk™ を American Spinal Injury Association (ASIA) 機能障害尺度 A または B の対麻痺者 11 名に使用し、4 名が歩行自立、3 名が歩行監視に至ったと報告した。Hartigan ら [18] は、Indego® を ASIA 機能障害尺度 A または B の対麻痺者 11 名に使用し、7 名が歩行監視に至ったと報告した。また、Kozłowski ら [19] は、Ekso™ を ASIA 機能障害尺度 A または B の対麻痺者 4 名に使用し、1 名が歩行監視に至ったと報告した。しかし、これらのロボットを頸髄損傷者に用いた報告は少ない。Contreras-Vidal ら [20] は、脊髄損傷者に対する歩行支援ロボットに関する 22 の文献のレビューを行い、対象となった脊髄損傷者の神経学的レベルについて報告している。これによると、レビューの対象となった脊髄損傷者全 130 名のうち、多くは下位胸髄損傷者であり、頸髄損傷者は 10 名、このうち運動完全麻痺は 6 名であった。ロボットを用いて監視または自立歩行を獲得したのは ReWalk™ を用いた患者 1 名、Ekso™ を用いた患者 1 名の合計 2 名であり、いずれも神経学的レベルは C8 であった。また、Hartigan ら [18] は、3 名の頸髄損傷者（神経学的レベルは C5 または C6 で、ASIA 機能障害尺度は A または B）に Indego® を用いた歩行練習を行ったが、いずれも介助を要したと報告している。

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支援ロボット Wearable Power-Assist Locomotor (WPAL) [21, 22] の開発を行ってきた。WPAL は内側股継手付き長下肢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。WPAL はこれまで主に対麻痺者の歩行再建に利用されてきた。Hirano ら [23] は、12 名の完全対麻痺者全員で歩行自立を達成し、WPAL 使用時の連続歩行距離は装具使用時と比べて有意に長かったと報告した。しかし、内側系構造を採用した WPAL は、外側系歩行支援ロボットよりもたわみが少なく立位安定性が高いと考えられ、頸髄損傷者の歩行再建においても有用な可能性がある。そこで、本研究では、頸髄損傷者に WPAL を使用し歩行再建を試み、従来の装具と歩行能力について比較することを目的とした。

方法

1. 対象

藤田医科大学病院に通院している頸髄損傷者で ASIA 機能障害尺度 A または B に分類され、Primewalk や HALO などの内側系装具および WPAL を用いた歩行練習を十分に行った 5 名を対象とした。本研究の研究プロトコルは当院の倫理委員会で審査を受け、承認を得て行った。すべての対象者に対し文書を用いて研究計画の説明を行い、同意を得た。対象の特性を表 1 に示す。

2. 歩行練習

対象は、WPAL の導入前に Primewalk (図 1) や HALO などの内側系装具を用いて装具歩行の能力がおおむねプラトーに到達する状態まで装具歩行練習を行った。その後、WPAL (図 2) に関しても 20 回以上の十分な回数の練習を行い、WPAL 使用での歩行能力がほぼ習熟したと判断された時点で本研究を行った。当院での WPAL を用いた歩行練習は、Tanabe ら [22] が報告した 5 段階の練習方法に従って行った。すなわち、1) 平行棒内足踏み練習 (安全懸架使用)、2)

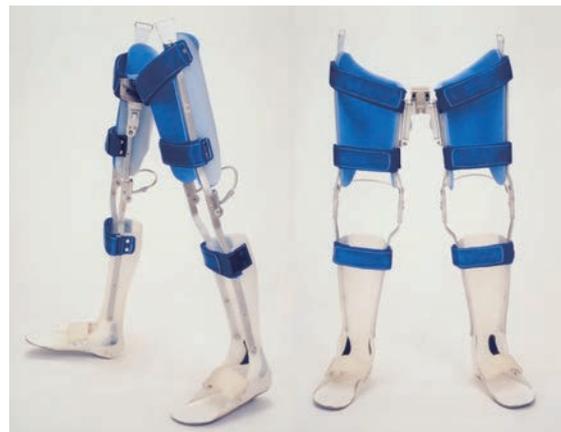


図 1. Primewalk

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。継手が 1 つであり、骨盤帯も不要であることから、たわむ構造物が少なく、立位の安定性が高い。

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	練習回数	
							装具	WPAL
A	C7	B	58	男	4	Primewalk	約 400	20
B	C7	A	26	男	10	Primewalk	79	46
C*	C6	A	30	男	4	HALO	約 140	約 120
D	C6	B	28	女	4	Primewalk	約 150	30
E	C6	B	70	男	16	Primewalk	358	230

ASIA, American Spinal Injury Association; WPAL, Wearable Power-Assist Locomotor; HALO, Hip and Ankle Linked Orthosis.

*頸髄損傷と胸髄損傷の合併症例。運動機能の神経学的レベルは右 C6, 左 T10 であった。



図 2. WPAL (Wearable Power-Assist Locomotor) 脊髄損傷者の歩行再建を目的とした歩行支援ロボット。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ともに、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、患者 1 人で全ての操作が可能である。

平行棒内歩行練習 (安全懸架使用), 3) トレッドミル歩行練習 (安全懸架使用), 4) 歩行器歩行練習 (安全懸架使用), 5) 歩行器歩行練習 (安全懸架なし) の順に行った。当院の練習回数はカルテ記載を基に計数した。他院にて練習を行った後、当院にて装具歩行練習, WPAL 歩行練習を開始した場合には、正確な練習回数の計数が困難であったため、対象本人から練習期間・頻度の聞き取りを行い、概数を調査した。

3. 歩行計測

対象者に装具および 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、Functional Ambulation Categories (FAC) [24] を用いて歩行自立度を評価した。上肢補助具としては、装具歩行時・WPAL 歩行時の両方において、全例同じ歩行器を使用した (高さや車輪の制動は症例ごとに調整した)。装具・WPAL どちらの条件においても、持続的な身体介助なしに歩行可能であった場合には、できるだけ長い距離の歩行を促し、連続歩行距離・時間を測定し、歩行速度・ストライド・ケイデンスを算出した。それぞれ複数回施行し、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。歩行中は耳朶式パルスオキシメータ (日本精密測器株式会社製 パルスフィット MP-1000[®]) 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中止した。疲労を考慮し、連続歩行時間・距離を計測する施行は原則 1 日 1 回までとし、同日内に行う場合には十分な休憩を挟んで実施した。頸髄損傷者が歩行計測を行う様子を図 3 に示す。

装具・WPAL どちらを用いても監視または自立で歩行可能な対象については、3 分間の歩行を行い、30 秒ごとに自覚的運動強度 (修正 Borg 指数にて評価)、上肢の疲労度 (修正 Borg 指数を流用して 10 段階で評価)、および脈拍を記録し Physiological Cost Index (PCI) [25] を算出した。装具または WPAL の歩行



図 3. 歩行を行う頸髄損傷者

26 歳男性, ASIA 機能障害尺度 A, 神経学的レベル C7。左: Primewalk と歩行器を利用, 右: WPAL と歩行器を利用。いずれも平地歩行は自立している。

において、全身または上肢の疲労等により 3 分間の歩行を完了できなかった場合には、30 秒ごとの計測が完了できた最後の時点におけるデータを装具および WPAL それぞれの結果として採用した。

4. 解析項目

FAC, 連続歩行時間, 連続歩行距離, 歩行速度, ストライド, ケイデンス, 3 分間歩行における PCI, 歩行停止時の自覚的運動強度, 上肢の疲労度を装具使用時および WPAL 使用時で比較した。

FAC, 3 分間歩行における自覚的運動強度, 上肢の疲労度の比較には, Wilcoxon の符号付き順位検定を, 連続歩行時間, 連続歩行距離, 歩行速度, ストライド, ケイデンス, 3 分間歩行における PCI の比較には Paired *t* 検定を用いた。統計学的解析には統計ソフト SPSS[®] Statistics version 26.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) を使用し, $p < 0.05$ を統計学的有意とした。

結果

歩行自立度 (FAC) の装具, WPAL の比較を表 2 に示す。WPAL 使用時の FAC は、装具使用時より 3 名で高く、2 名で同様であった。統計学的有意差は認めなかった ($p = 0.08$)。

連続歩行能力の比較を表 3 に示す。症例 E は歩行に常時の介助が必要であったため連続歩行の評価は行わなかった。WPAL 使用時の連続歩行距離は平均 48.6 ± 27.1 m であり、装具使用時の 14.9 ± 14.7 m に比べて有意に長く約 3.3 倍であった ($p < 0.05$)。また、歩行速度 ($p = 0.08$)、ストライド ($p = 0.09$)、ケイデンス ($p = 0.09$) についても、評価を実施した 4 名全例で装具歩行時よりも高い傾向を認めた。一方、連続歩行時間については明らかな傾向はなく、有意差を認めなかった ($p = 0.88$)。

3 分間歩行時の歩行耐久性の比較を表 4 に示す。歩行に身体的介助を要する症例 D および E は、評価を行わなかった。WPAL 使用時の PCI は、評価を実施

表 2. 歩行自立度の比較

対象	FAC		介助の程度	
	装具	WPAL	装具	WPAL
A	3	4		
B	4	4		
C	3	4		
D	2	2	バランス保持を補助するため、間欠的 身体的介助が必要	バランス保持を補助するため、間欠的 身体的介助が必要
E	1	2	バランス保持のため、常時身体的介助 が必要	バランス保持を補助するため、常時身 体的介助が必要

FAC, Functional Ambulation Categories; WPAL, Wearable Power-Assist Locomotor.

表 3. 連続歩行能力の比較

対象	連続歩行時間 (分)		連続歩行距離 (m)		歩行速度 (m/分)		ストライド (cm)		ケイデンス (歩/分)	
	装具	WPAL	装具	WPAL	装具	WPAL	装具	WPAL	装具	WPAL
A	1.9	4.7	9.2	42.2	4.8	9.0	23.3	41.9	41.2	42.9
B	14.2	6.4	36.5	69.3	2.6	10.9	20.4	43.4	25.2	50.0
C	6.1	5.5	10.2	69.9	1.7	12.7	14.9	59.1	22.5	42.9
D	2.7	6.5	3.5	12.8	1.3	2.0	10.1	12.0	25.7	33.0
E	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
平均±標準偏差	6.2±5.6	5.8±0.8	14.9±14.7	48.6±27.1	2.6±1.6	8.6±4.7	17.2±5.8	39.1±19.7	28.7±8.5	42.2±7.0

WPAL, Wearable Power-Assist Locomotor.

表 4. 歩行耐久性の比較

対象	PCI (拍/m)		自覚的運動強度		上肢の疲労度	
	装具	WPAL	装具	WPAL	装具	WPAL
A*	4.2	3.8	4	4	5	4
B	5.1	2.1	4	6	4	6
C	6.8	1.5	3	0	3	4
D	—	—	—	—	—	—
E	—	—	—	—	—	—
平均±標準偏差	5.3 ± 1.3	2.6 ± 1.1	—	—	—	—

PCI, Physiological Cost Index; WPAL, Wearable Power-Assist Locomotor.

*装具歩行が 115 秒しか継続できなかったため、90 秒時点の値を採用した。

した 3 名全例で装具歩行時よりも低く約半分程度であった ($p=0.18$)。自覚的運動強度 ($p=0.66$)、上肢の疲労度 ($p=0.41$) については明らかな傾向はなく、有意差も認めなかった。

考察

本研究では 5 名の頸髄損傷者に WPAL を用いた歩行再建を試み、従来の装具との比較を試みた。5 名のうち 3 名において WPAL を用いた歩行のほうが装具歩行よりも自立度が高く、連続歩行が可能で 4 名においては連続歩行距離が有意に長かった。また、3 名において歩行は自立した。これまでに ASIA 機能障害尺度 A または B の頸髄損傷者に対して内側系の歩行

支援ロボットを用い、3 名もの歩行再建に成功したとする報告はなく、また従来の装具歩行より優位性があることを示した本研究の価値は高い。

装具歩行については、Suzuki ら [26] は、45 人の脊髄損傷者 (ASIA 機能障害尺度 A から C) に内側系装具 (Walkabout, gear joint, Primewalk) を使用し、頸髄損傷者 (神経学的レベルは C6 から C8) 10 名のうち、1 名が屋内歩行自立、4 名が屋内歩行監視、残りは屋内歩行介助または平行棒内歩行であったとしている。また、Solomonow ら [27] は、RGO に電気筋刺激を併用し、頸髄損傷者 4 名中 2 名の歩行が自立したとしている。本研究において運動完全麻痺を有する頸髄損傷者 5 名中 3 名が身体的介助なしでの装具歩行を獲得したことは、過去の報告に劣らない結果で

あり、十分な装具歩行練習が行われたことを示している。その上で、WPAL 使用時の FAC は 5 名中 3 名において装具使用時を上回り、連続歩行できる症例においてその歩行距離が有意に長かった。対麻痺者については WPAL 使用により装具使用時より歩行自立度が有意に高かったとすでに報告がなされているが [23]、今回、初めて頸髄損傷者においても WPAL の有用性が示唆された。

装具歩行と WPAL の歩行で差異が生じた理由は以下の 2 点が考えられる。1 つ目は、外部力源の有無の影響である。今回、5 名中 4 名が使用した Primewalk では、下肢の振り出しは重力による振り子運動であるため、体幹を下肢より前方に移動して保持する必要がある [13]。1 名が使用した HALO では、立脚側の足関節背屈が対側の足関節底屈と下肢の振り出しを生み出す [15]、足関節を背屈させるためには体幹を立脚側下肢の前方に移動させる必要がある。このように、装具歩行で下肢を振り出すためには体幹を前方に移動することが求められるが、体幹の随意性が低い頸髄損傷者においては、体幹を大きく動かすことは困難であるため、ストライドを大きくすることは難しい。一方 WPAL では、下肢の振り出しは外部力源であるモータによって行われるため、体幹を大きく動かさなくても、ストライドの確保が容易であり、高い歩行速度が期待できる。また、立脚期の体幹移動においても、外部の力源の存在は有利に働く。上肢の力によって体幹を前方に推進しなければならない装具歩行に比べ、WPAL ではモータによる足関節背屈が体幹の前方移動を助けるため、上肢負担の軽減が期待できる。2 つ目は運動学的相違に起因するものである。装具歩行では、遊脚期において膝関節が伸展位で固定されているため、遊脚のクリアランスを確保するためには、反対側へ体幹を側屈させるなどの代償動作が必要となり [28]、歩行補助具を操作する上肢への負担が大きい [29]。Greene ら [30] は、遊脚期における膝関節屈曲と足関節背屈がこのような代償動作の軽減につながると述べており、WPAL による遊脚期の股関節・膝関節・足関節の連動した制御は、これに代わるものと期待される [21]。実際に代償動作が軽減しているかについては、今後、運動学的分析を行って、明らかにする必要がある。

連続歩行の比較において、WPAL 使用時に連続歩行距離が長かった。歩行時間には大きな差がない一方で歩行速度は WPAL で速い傾向を認めており、速度が主要因であったと考えられる。WPAL 使用時には装具歩行時よりもストライドとケイデンスの両方が高く、その結果として高い歩行速度が実現していた。前述したように、外的力源の存在する WPAL は、ストライドの確保が容易であったと考えられた。ケイデンスが高値であった理由は、WPAL による代償動作の減少と関連していると推察されるが、今後の検証が必要である。連続歩行の比較を行った 4 症例のうち、症例 B、C の 2 症例においては、WPAL 使用時に連続歩行時間が短かった。この 2 症例では、WPAL 歩行時のケイデンスが装具歩行時の約 2 倍高値であったため、上肢の負担が強く、連続歩行時間の短縮に繋がったと考えられた。

歩行耐久性の比較においては、有意差は認めなかつ

たものの、実施した対象 3 名全員において、WPAL 歩行時の PCI は装具歩行時よりも低値であった。PCI は、歩行中の心拍数上昇が同じであれば、歩行速度に反比例する。今回、PCI を計測した 3 名の平均値では、歩行速度は WPAL で 3.6 倍早く、PCI は装具歩行で 2.1 倍高値だったことから、WPAL 歩行時の PCI が低かった理由は、歩行速度が速かったことが主要因と考えられた。一方、今回、自覚的運動強度や上肢の疲労度には明らかな傾向を認めなかった。この原因として、頸髄損傷者では体幹の随意性が低下しているため、装具・WPAL どちらの条件においてもつねに上肢に頼って体幹の制御を行っていることが考えられた。もし、WPAL と同じ速度で装具歩行を行うのであれば、体幹の前方移動のために上肢の負担が増え、その結果として自覚的運動強度も増加する可能性があるが、今回はそれぞれの条件で、体幹のバランスを保ちうる範囲の速度で歩行しているため、差を認めなかったと推察された。

対麻痺者と比較して、WPAL を頸髄損傷者に用いるメリットは、外部力源による歩行補助の効果がより大きいことが挙げられる。Hirano ら [23] の対麻痺者での報告では、WPAL 使用時の連続歩行距離は装具歩行時の 1.8 倍であり、本研究における頸髄損傷での検討に比して低値であった。したがって、上肢・体幹機能が低い頸髄損傷者においては、外部動力による補助が、より大きな意味を持つ可能性がある。一方、対麻痺患者に比べて際のデメリットとしては、日常生活における実用性の低さが挙げられる。対麻痺者においては、日常生活において歩行自立支援ロボットによる実用的な歩行再建が期待できる。実際に Indego[®] や ReWalk[™] は個人向けの販売が開始されており、WPAL も販売が予定されている。頸髄損傷者においては、ロボットの装着、起立・着座、バランスを崩したときの転倒回避が対麻痺者に比べて困難であり、日常生活における実用に関しては目処が立っていない点が今後の課題である。

本研究の限界として、症例数が少ないことが挙げられる。今後は対象を増やすとともに、3 次元歩行分析や表面筋電図計測を行い、WPAL 歩行と装具歩行の差異についてさらに詳細な検討が必要である。またそれに基づく機器の改良が、より実用性を向上させるには必要である。そのような課題があるものの、少数例の検討ながら初めて内側系歩行支援ロボットである WPAL が対麻痺患者だけでなく頸髄損傷患者においても従来の装具に比較して歩行再建に有用である可能性が示唆されたことは意義がある。

文献

1. Shingu H, Ohama M, Ikata T, Katoh S, Akatsu T. A nationwide epidemiological survey of spinal cord injuries in Japan from January 1990 to December 1992. *Paraplegia* 1995; 33: 183-8.
2. Kudo D, Miyakoshi N, Hongo M, Kasukawa Y, Ishikawa Y, Ishikawa N, et al. An epidemiological study of traumatic spinal cord injuries in the fastest aging area in Japan. *Spinal Cord* 2019; 57: 509-15.
3. Maynard FM, Reynolds GG, Fountain S, Wilmot C, Hamilton R. Neurological prognosis after traumatic

- quadriplegia. Three-year experience of California Regional Spinal Cord Injury Care System. *J Neurosurg* 1979; 50: 611–6.
4. Nas K, Yazmalar L, Şah V, Aydın A, Öneş K. Rehabilitation of spinal cord injuries. *World J Orthop* 2015; 6: 8–16.
 5. Battaglini RA, Lazzari AA, Garshick E, Morse LR. Spinal cord injury-induced osteoporosis: pathogenesis and emerging therapies. *Curr Osteoporos Rep* 2012; 10: 278–85.
 6. 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.
 7. 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.
 8. Subbarao JV. Walking after spinal cord injury. Goal or wish? *West J Med* 1991; 154: 612–4.
 9. Douglas R, Larson PF, D’Ambrosia R, McCall. The LSU reciprocation-gait orthosis. *Orthopedics* 1993; 6: 834–9.
 10. 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.
 11. Massucci M, Brunetti G, Piperno R, Betti L, Franceschini M. Walking with the advanced reciprocating gait orthosis (ARGO) in thoracic paraplegic patients: energy expenditure and cardiorespiratory performance. *Spinal Cord* 1998; 36: 223–7.
 12. Saitoh E, Suzuki T, Sonoda S, Fujitani J, Tomita Y, Chino N. Clinical experience with a new hip-ankle-foot orthotic system using a medial single hip joint for standing and walking. *Am J Phys Med Rehabil* 1996; 75: 198–203.
 13. 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: 1299–305.
 14. 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.
 15. 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.
 16. Suzuki T, Saitoh E. Development of Gait-Assisted Robot WPAL (Wearable Power-Assist Locomotor) for paraplegia. In: *Biomechatronics in Medicine and Health Care*. Pan Stanford Publishing Pte. Ltd.; 2011. p. 31–42.
 17. Yang A, Asselin P, Knezevic S, Kornfeld S, Spungen AM. Assessment of in-hospital walking velocity and level of assistance in a powered exoskeleton in persons with spinal cord injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil* 2015; 21: 100–9.
 18. Hartigan C, Kandilakis C, Dalley S, Clausen M, Wilson E, Morrison S, et al. Mobility outcomes following five training sessions with a powered exoskeleton. *Top Spinal Cord Inj Rehabil* 2015; 21: 93–9.
 19. Kozlowski AJ, Bryce TN, Dijkers MP. Time and effort required by persons with spinal cord injury to learn to use a powered exoskeleton for assisted walking. *Top Spinal Cord Inj Rehabil* 2015; 21: 110–21.
 20. Contreras-Vidal JL, A Bhagat N, Brantley J, Cruz-Garza JG, He Y, Manley Q, et al. Powered exoskeletons for bipedal locomotion after spinal cord injury. *J Neural Eng* 2016; 13: 031001.
 21. 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.
 22. Tanabe S, Hirano S, Saitoh E. Wearable Power-Assist Locomotor (WPAL) for supporting upright walking in persons with paraplegia. *NeuroRehabilitation* 2013; 33: 99–106.
 23. Hirano S, Saitoh E, Tanabe S, Katoh M, Shimizu Y, Yatsuya K, et al. 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: 21–6.
 24. 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.
 25. 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.
 26. 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.
 27. Solomonow M, Aguilar E, Reisin E, Baratta RV, Best R, Coetzee T, et al. Reciprocating gait orthosis powered with electrical muscle stimulation (RGO II). Part I: Performance evaluation of 70 paraplegic patients. *Orthopedics* 1997; 20: 315–24.
 28. Rose GK. The principles and practice of hip guidance articulations. *Prosthet Orthot Int* 1979; 3: 37–43.
 29. Nene AV, Major RE. Dynamics of reciprocal gait of adult paraplegics using the Para Walker (HGO). *Prosthet Orthot Int* 1987; 11: 124–7.
 30. Greene PJ, Granat MH. The effects of knee and ankle flexion on ground clearance in paraplegic gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2000; 15: 536–40.