

ロボット (WPAL : Wearable Power-Assist Locomotor) による 脊髄損傷患者の歩行再建

藤田保健衛生大学大学院
医学部・リハビリテーション医学 I (指導教授: 才藤栄一)

清水 康 裕

第 1 章 緒 言

[脊髄損傷の発生頻度]

本邦での脊髄損傷の発生頻度は年間 5,000 人程度であり、車いす利用者は全国で 10 万人以上とされている。若年者では完全麻痺が多く数十年に渡り車いす生活を余儀なくされている。図 1 に示すように、完全対麻痺は若年者に多く受傷後の生活は長い。社会的損失は甚大である。表 1 に示すように、20 歳で受傷した脊髄損傷患者の余命は 40 年以上もある。これは、車いすでの activities of daily living (以下 ADL と略す) の自立した生活を数十年にわたり保証できるようになったという医学の進歩を意味すると同時に、数十年間の車いす生活を強いることも意味している。この問題への対処としてバリアフリー化が進んできており、車いすの機能、利便性、デザインも飛躍的に進歩した。

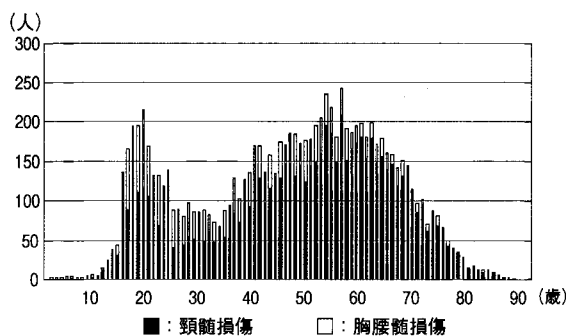


図 1 本邦における脊髄損傷患者の年齢分布

表 1 受傷時年齢と平均余命

年齢	健全	D	T1-	C5-8	呼吸器
受傷後 1 日目から					
20yrs	58.1	53.1	45.7	40.8	16.6
40yrs	39.2	34.6	28.1	23.9	7.1
60yrs	21.9	18.0	13.0	10.2	1.4
受傷後 1 年目から					
20yrs	58.1	53.6	46.4	42.0	23.8
40yrs	39.2	35.1	28.7	25.0	11.4
60yrs	21.9	18.4	13.5	10.9	3.1

そして、対麻痺者に対するリハビリテーションは車いす移動を前提とした社会適応に主眼が置かれてきた。

しかし、車いすの生活は、骨粗鬆症、関節拘縮、便秘、肥満など様々な医学的問題を生じやすい。また目線の低い生活は対麻痺者の自己像再獲得の阻害となることもある。脊髄損傷患者の歩行に対する希望は大きい。

完全対麻痺者の歩行再建では、装具療法、機能的電気刺激 (functional electrical stimulation : 以下 FES と略す) や FES と装具療法を組み合わせた hybrid assistive system (以下 HAS と略す) 等が行われてきた。FES は上位運動ニューロン障害の対麻痺者であれば、残存している運動単位を電気刺激によって制御することができ、効率的な力源を手に入れることができる点で有望である。しかし、筋疲労の問題、立位保持・起立・歩行といった複雑な筋活動や関節運動を制御する確実性の問題、感染などの克服すべき問題も多い。また、脊髄損傷のなかでも、馬尾神経損傷などの下位運動ニューロン障害では適応がない。

装具療法は侵襲が少なく可逆的である点が優れている。欧米では reciprocating gait orthosis (以下 RGO と略す) や hip guidance orthosis (以下 HGO と略す) などの外側に股継手を有する骨盤帯長下肢装具での歩行再建が主流である。これらは生理的な股関節位置の外側に装具の股継手を有する構造になっており、生理的歩行に近い歩容が可能である。しかし、立位安定性を欠き歩行時のエネルギー消費が大きい等の問題も有している。体幹の拘束性が強く、車いすとの併用も困難である。RGO や HGO などの股継手が大腿外側にあるものを外側系と呼んでいる。外側系装具の概要を図 2 に示す。また、これらの応用として、力源を加えた作業補助用ロボットも開発されつつある。外側系装具を原型としたロボットの一部分を図 3 に示す。

これに対して、著者の教室では大腿内側面に股継手を有す長下肢装具を対麻痺者の歩行再建に用いている。この股継手が大腿内側にあるものを内側系と呼ん

でいる。1992年にオーストラリアにて開発された Walkabout が内側系の始まりである。Walkabout の概要を図4に、Walkaboutの股継手部分を図5に示す。Walkaboutは立位安定性に優れ、車いすとの併存も可能であった。しかし、この装具には股関節と股継手の軸位置の乖離問題があり、²⁰歩行の際に十分な歩幅が得られないという問題があった。そのため、この乖離問題を軽減する仮想軸をもつ股継手を採用した Primewalk を才藤らが開発し、使用されるようになった。^{20,21} Primewalkの概要を図6に、Primewalkの股継手部分を図7に示す。

鈴木らは Primewalk での歩行は頸髄損傷で5割、上位胸髄損傷で8割、下位胸腰髄損傷で9割以上が介助不要となると報告した。介助不要に至った脊髄損傷者の Primewalk での歩行速度は頸髄損傷群で7.6m/分 (n = 3)、上位胸髄損傷で11.3m/分 (n = 13)、胸腰髄損傷で18.0m/分であり、連続歩行時間は数10m程度であった。²¹ このデータは外側系装具とほぼ同等であった。¹⁸

以上をまとめると現在までの歩行再建手段は、エネルギー消費、速度とも実生活に導入するには不充で、車いすでの生活が安定している対麻痺患者にとって魅力的とは言い難い。実生活への起立・歩行の導入に際しては、車いすでは困難な起立動作を快適に達成させ、その際、低エネルギー消費で早い歩行速度を達成させる方法が望まれる。安定した立位確保と車いすとの併存性は必須である。日常生活では、健常者でも座位時間が立位時間よりもはるかに長く、立位で何らかの作業をしている時間の方が歩行をしている時間より長い。安定した立位がとれなければ歩行再建の価値は著しく損なわれる。また、感覚障害、褥瘡の危険、廃用の予防などの、配慮すべき医学的側面も存在する。装具が実用的に使用されるに当たり、配慮すべき決定因子について表2にまとめた。

最近のロボット工学の進歩は著しく、ロボット工学の医療分野、福祉分野への応用も試み始めてきた。著者の所属する教室では、脊髄損傷患者に起立・着座が安楽に可能であり、低エネルギーでの歩行再建が可能

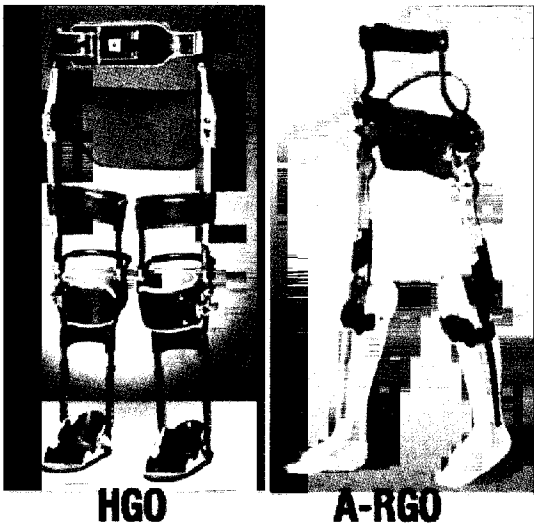


図2 外側系歩行装具

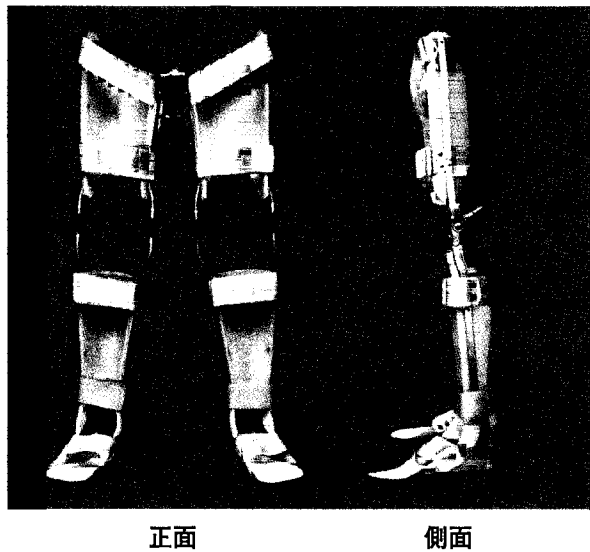


図4 内側系歩行装具 (Walkabout)



図3 外側系歩行ロボット
左図：<http://inventors.about.com/od/estartinventions/a/Exoskeleton.htm>
右図：<http://www.cyberdyne.jp/English/index.html>

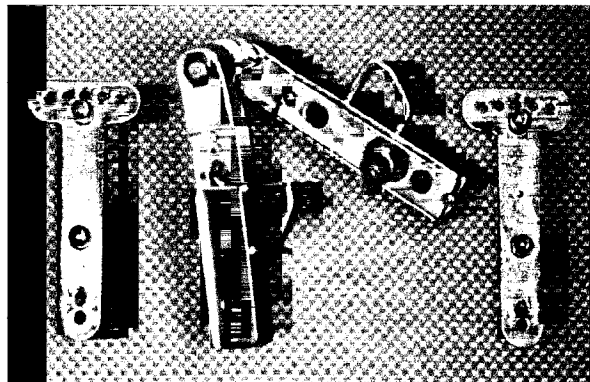


図5 Walkaboutの股継手部分

となる歩行再建ロボットの開発を行ってきた。本論文では歩行再建ロボット Wearable Power-Assist Locomotor (以下 WPAL と略す) の開発・臨床応用について著者が中心となって行ってきた研究を論じた。

第2章では、WPAL が脊髄損傷患者に使用可能となるまでの開発の概要とリハビリシステムについて述べた。第3章では、開発した WPAL を脊髄損傷患者に使用し、起立・着座能力、歩行能力を従来型装具の代表である Primewalk と比較した。第4章では、WPAL による歩行をエネルギー消費、上肢への筋電図評価、重心移動で評価し Primewalk との違いを論じた。

第2章 ロボットの開発・リハビリシステムの開発

第1節 序論

対麻痺の歩行装具の外骨格部分をロボット化し、力源・自由度を配置し、動作を再現することで対麻痺患者の歩行時のエネルギー消費の軽減、起立・着座動作の再建が可能になる。ロボットによる歩行再建が対麻

痺者に実社会での歩行を再建させる可能性がある。

車いすとの併存性に優れる内側系の経験から、車いすと併存可能な対麻痺者の歩行再建ロボット WPAL の開発に着手した。外骨格は股・膝・足継手を下肢内側に配置する内側系構造とした。股・膝・足関節に力源と自由度を付与した。



図6 Primewalk の概要 (仮想軸付き股継手)

表2 下肢装具実用性の決定因子

1) 機能因子 (functional factors)	2) 現実因子 (realistic factors)
立位・歩行の安全性・安定性	装着性
杖・歩行器の併用	外観、かさばり
起立、着座	座位時の快適性
歩行速度	車椅子との共存性
歩行エネルギー効率、耐久性	侵襲性、可逆性
段差、傾斜、悪路、階段	価格、製作、適合
方向転換	
調整可能性	3) 医学因子 (medical factors)
	変形の誘導
	廃用の誘導
	心肺系への過負荷
	上肢への過負荷

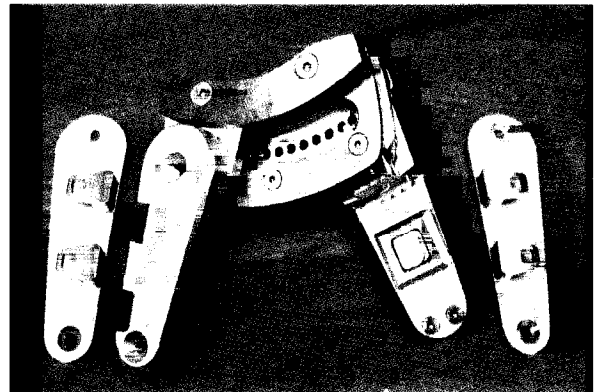
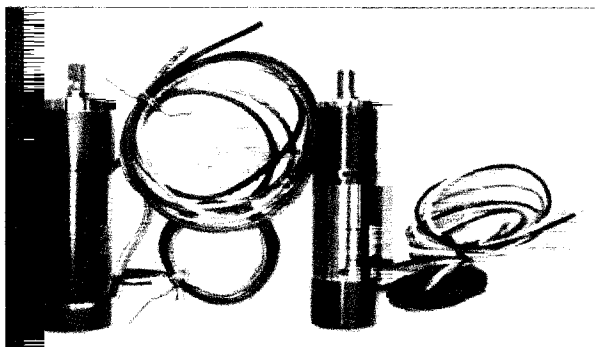


図7 仮想軸付き股継手 Primewalk の股継手



左図：従来モータ (DC ブラシ)
右図：新規開発モータ (ブラシレス)

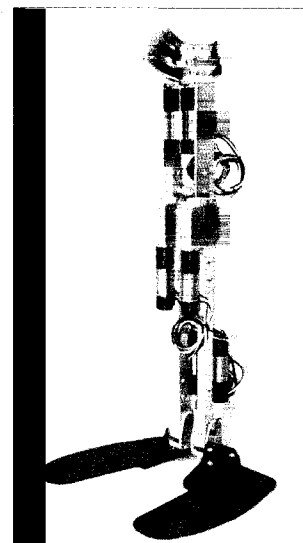


図8 省スペース・静音・高精度モータの開発

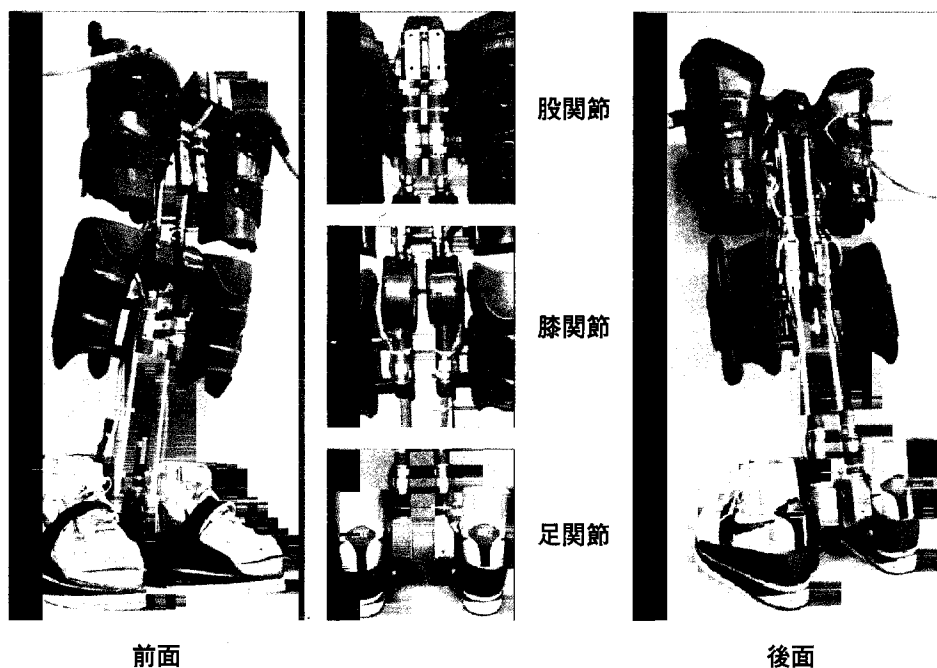


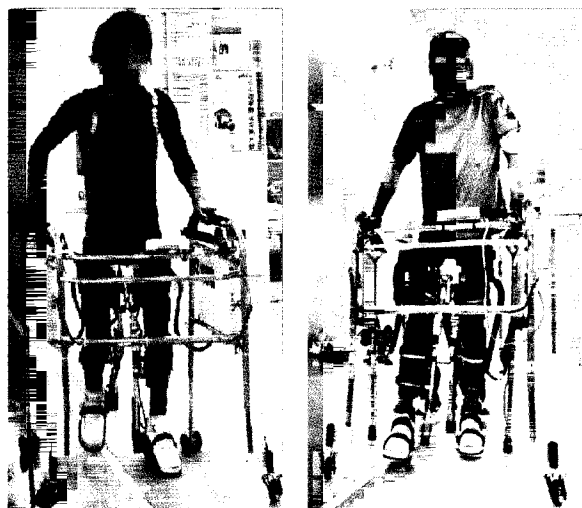
図9 WPALの全体像とモータ部分

第2節 歩行再建ロボット WPAL の開発

第1小節 WPAL の概要

(1) 基本構成：WPALはロボット部と装具部から成る。ロボット部を全て内側に配置する構造を達成するために、モータは新規開発を行った。開発したモータとロボット単体部分を図8に示す。ロボット部はモジュラー化によって量産可能とした。装具部は靴、下腿カフ、大腿カフからなり、対麻痺者下肢と充分適合するよう個々に応じて作製するものとした。カフを装着したWPALの全景と各関節のモータ部分について図9に示す。使用者は、通常、装具部の一部を装着して、起立・歩行時に、車いす上で、ロボット部と装具部とを合体させることで使用を開始できる。装着の様子を図10に、装具部分とロボット部分の脱着の概念図を図11に示す。

(2) 関節モータ：ロボット部は左右の股継手、膝継手、足継手を有し、それぞれ、独立した屈曲・伸展の1自由度、両側合わせて6自由度を持つ。会陰部下方、大腿内側に位置する2つの股継手は左右別々に運動する。各継手の最大可動範囲は股継手40度、膝継手120度、足継手50度とした。モータは、WPAL用に新規開発したブラシレスモータで、最大トルク96Nm、ギヤを組み込んだ状態で、股継手では最大トルク86Nm、膝継手で最大トルク33Nm、足継手で最大トルク33Nmの性能を有する。ロボット部の重量は、使用者の身長によって支柱長が変わるために変動するが、約12kgであった。装具部には、主にカーボンとポリプロピレンを用いた。装具部の重量は約1.5kgであった。コントローラ、リモコン、バッテリーは



Th12 B, 30yo Th11 A, 47yo

図10 WPAL 装着の様子

専用の交互型歩行器に内蔵した（歩行器の総重量10kg）。

WPAL全体の設計とロボット部の製作はアスカ株式会社（愛知）が行った。また、装具部の設計・製作はティムス株式会社（愛知）と株式会社東名ブレース（愛知）が担当した。WPALでは、実用的な起立・着座と歩行器を併用した平地歩行を当面の目標とした。

安全性は、装着型ロボット開発において大きな課題である。WPALの安全性の基本は「システムエラー時には停止固定する」という設計思想を採用した。また、引き抜き型緊急停止スイッチを装備し、暴走時に緊急停止できるようにした。停止後の回復は「歩行器上でのプッシュアップによる原点（初期姿勢すなわち

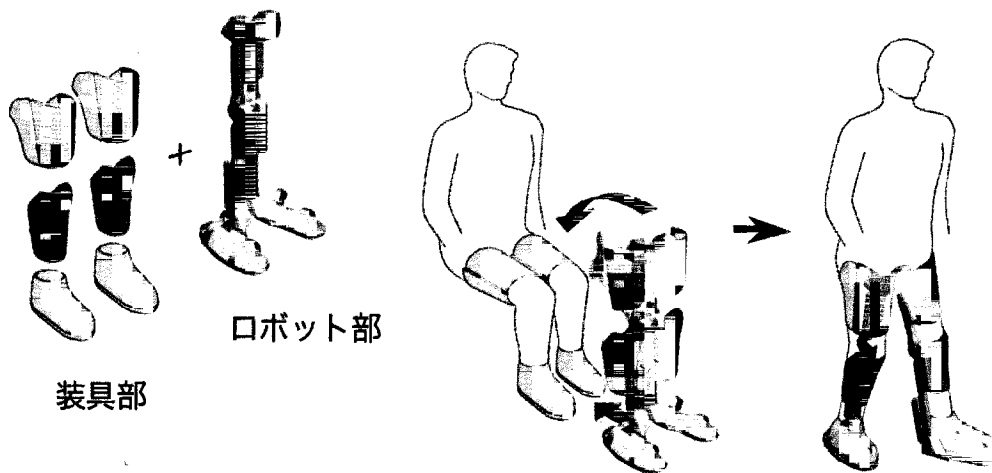


図11 WPAL の概念図 (基本構成)

VICON による歩行時の各関節角度

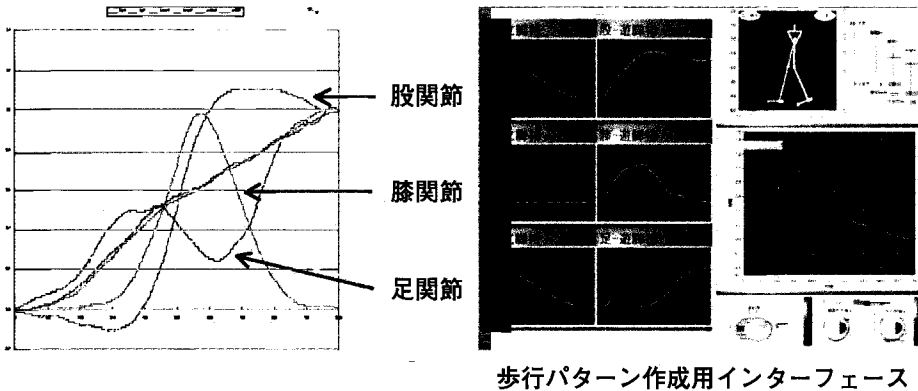
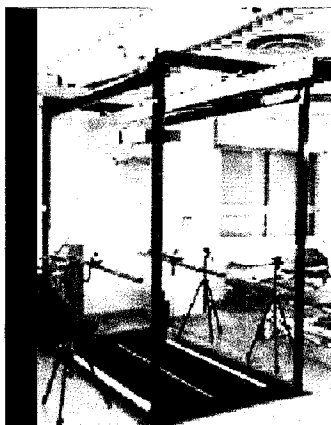


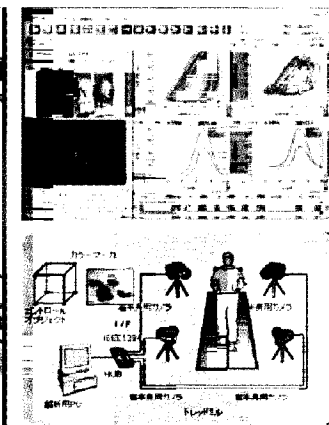
図12 歩行パターンの生成・制御
膝・足関節フリーPrimewalk 健常歩行で股・膝・足関節の屈曲伸展角度を VICON で計測

連続歩行装置



新型 Treadmill

評価装置



3次元動作解析 (Kinematracer)

安全保障装置



ハーネスと歩行路

図13 訓練システム

静止立位姿勢) 復帰」とした。

第2小節 下肢パターンの作成と制御

歩行時の各継手の運動パターンは、装具歩行に慣れた健常者に膝・足関節屈曲・伸展自由とした Primewalk で歩行させ、VICON (UK & Peak Performance Technologies, Inc, Centennial, CO, USA) により各関

節の屈曲伸展角度を求め、5歩分の平均値を求めこれを基本歩行パターンとした。VICON により得られた関節角度と生成した歩行パターンについては図12に示す。実際には、これをもとに症例の歩行に応じて調整を加えることとした。

また、歩行の制御様式としては一定モードと上肢運

動によるフィードバックモードの2つを用意した。つまり、前もって使用者に合わせた一定の歩幅と歩調を準備し、それを実行する一定モードと、使用者が押し出す歩行器の運動をセンシングして、下肢運動のタイミングと大きさ（歩幅）を決めるフィードバックモードである。今回の一連の検討には一定モードを使用した。下肢運動と歩行器運動の組み合わせについては、歩行器を振り出す、重心を片脚へ移動する、ロボットが下肢を振り出す、両脚支持で安定する、の4動作歩行を基本とした。

第3小節 リハビリシステムの構築

安全にロボット歩行に習熟するためのリハビリテーションを行うには、転倒の予防、褥瘡・骨折などの予防が必要である。歩行路へのハーネスの配備、訓練時の医師、理学療法士、エンジニアを毎回配備することで万一の有害事象の発症に備えた。リハビリシステムの概要を図13に示す。



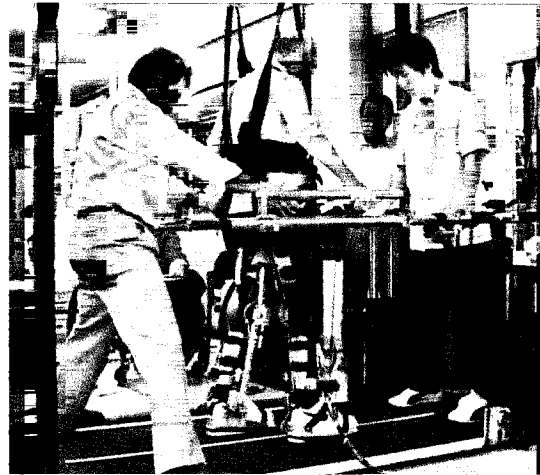
Th6 A, 59yo

図14 足踏み歩行訓練
各関節の動きに慣れるためにstepping ex.を行う



Th6 A, 60yo

図15 平行棒歩行訓練
ハーネス装着下の安全な環境で平行棒歩行を行う



Th6 A, 60yo

図16 Treadmill 歩行訓練
多数歩歩行の体験のためにTreadmillで歩行する



Th11 A, 47yo

図17 歩行器歩行訓練
必要に応じて、介助歩行（ハーネス装着下）

また、完全対麻痺である参加症例にとっては、股・膝・足関節が力源により可動する歩行は初体験である。恐怖感なくリハビリを進めるために足踏み訓練（図14）、平行棒歩行訓練（図15）、トレッドミル歩行訓練（図16）、歩行器歩行訓練（図17）と段階的に訓練能力を変化させることとした。

第3節 脊髄損傷患者の選択

従来、Primewalkを使用していた当院の通院患者に対して、WPALを作製し、双方の起立、立位、歩行を比較検討した。対象は計7名とした。対象の選択基準は、車いす常用の脊髄損傷患者でPrimewalk使用経験のある者とした。除外基準は、コントロール不良の高血圧、糖尿病、心不全、呼吸不全、血行障害な

どを有する者と骨粗鬆症、褥瘡、著しい拘縮などの立位・歩行に支障となる医学的問題を有する者とした。対象者には、口頭および書面にて充分説明した上で、書面での同意を得た。本研究計画は藤田保健衛生大学倫理委員会の承認(2006年3月12日, No. 06-002), 及びNEDOロボット倫理問題及び安全性の検討専門委員会の承認(2007年8月20日)を得て行った。対象者の年齢は30歳から60歳, 男性6名, 女性1名であった。残存髄節レベルは第6胸髄残存3名, 第9胸髄残存1名, 第11胸髄残存1名, 第12胸髄残存2名であった。対象の内訳を表3に示す。ASIAのImpairment scaleではA6名, B1名であった。全例, Primewalkの使用者(作製後22~164月, 平均81.1か月)で外来歩行訓練を1~2回/月の頻度で行った経験があり, Primewalk歩行には習熟していた。

第4節 歩行訓練の結果

WPALを作製した7名の脊髄損傷患者全てにおいて, 恐怖感無く, 起立・着座訓練, 歩行訓練が可能であった。現在までに221回, (1人あたり12~49回, 訓練時間は1回あたり90分)の訓練を行った。転倒, 褥瘡などの有害事象は一度も生じていない。全ての症例で段階的にリハビリ訓練が進められ, 段階的に歩行能力を向上させることが可能であった。

第5節 考察とまとめ

対麻痺者の歩行再建ロボットWPALを開発し, 臨床で使用可能とすべくリハビリシステムも構築した。

障害者は健常者に比較して予備能が小さい。特に対麻痺者は骨粗鬆症, 関節拘縮, 褥瘡など立位・歩行を行うに当たって配慮すべき合併症・併存症を伴うことが少なくない。WPALでは操作の安全性(危険対策), 動作性(単純で予測可能な動作), 操作性(使用場面の割り切りと単純な移行性)を目標に開発を行った。

WPALでは生体に密着する装具部分を個別に作製することにより, 有害事象に備えた。また, 訓練時に医師, 理学療法士, エンジニアを必ず配置することにより, 安全な訓練が可能となった。また, 足踏み訓

練, 平行棒歩行, トレッドミル歩行, 歩行器歩行と難易度を段階的に調整してゆく訓練システムの構築により, 不安無くWPAL使用に慣れることが可能となった。

優れた道具も利用者が使用に十分に慣れないと, 生活場面で実用に供することは難しい。障害者のロボット使用に際しては, 本人がその使用になれるまで, 安全に段階的にリハビリを進めてゆくことの必要性が示された。

第3章 WPALの起立・着座, 歩行能力の評価

第1節 序章

対麻痺患者でWPALによる歩行が日常生活で実用的に使用されるためには, 車いすからの安楽な起立・着座が可能となり, 長距離の歩行が可能となる必要がある。そこでWPALでの起立, 歩行能力を評価した。併せてWPAL歩行の特性を検討するために, 本邦で最も使用されている装具であるPrimewalkでの歩行と比較を行った。

第2節 対象と方法

7例の症例に対してPrimewalkとWPALの双方にて歩行器での起立・着座と歩行器歩行を行った。事前に1回30分程度のWPAL歩行訓練を10回以上行い, その使用に充分慣れてから測定した。測定の順番は全例でWPAL, Primewalkの順とし, 各測定の間には十分な休憩を入れた。Primewalk, WPALともに他者の介助を要する場合を介助, 手出しはしないが安全のため見守る場合を監視, 動作を安定して行うものを自立と定義し, 起立・着座と歩行の自立度評価をした。休止せずに自立で歩行可能な距離についても計測した。安全性の確保のために, 医師, 理学療法士, エンジニアの立ち会いを必須とし, 転倒, 装具不適合による褥瘡などに配慮するとともに, 有害事象の有無を毎回確認した。

第3節 結果

症例の起立・着座動作と歩行の自立度を表4に示す。起立・着座はPrimewalkでは3名が自立, 2名が監視, 2名が介助を要したのに対して, WPALでは全例が自立した。WPALでの歩行能力は最良であった症例Aでは40分, 580m, 1,332歩の連続歩行が可能となった。その他の症例でも5~15.5分, 30~210m, 150~715歩の連続歩行が可能であった。連続歩行距離と時間はPrimewalkと比較して数倍高かった。また, 全ての症例でのべ221回, 331.5時間の歩行訓練を行ったがWPAL歩行訓練および計測時に

表3 WPALの対象症例と能力

年齢	性別	残存 レベル	受傷後 期間	Primewalk		Primewalk 訓練期間(月)	
				起立	歩行		
A	30	男性	T12	約4年	監視	自立	22
B	47	男性	T11	約20年	監視	自立	146
C	60	男性	T6	約8年	監視	介助	69
D	59	女性	T6	約15年	介助	介助	164
E	42	男性	T6	約8年	監視	自立	95
F	32	男性	T12	約15年	監視	監視	24
G	48	男性	T9	約9年	監視	監視	48

転倒、褥瘡などの発生は認めなかった。最新の歩行の様子を図18に立位安定性の様子を図19に症例として示した。

第4節 考察とまとめ

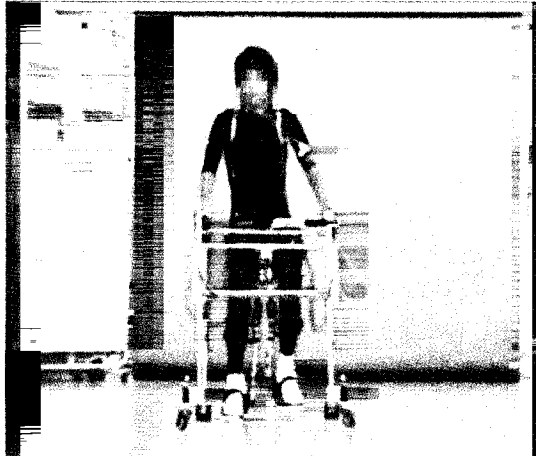
各関節に力源及び屈曲・伸展の自由度を付与したことにより、自由度を制限した装具とは異なり、起立・着座の自立度が向上した。WPALでは下肢の振り出しが力源により可能となるため、連続歩行距離も増加した。

WPALによる連続歩行時間と距離はPrimewalkの数倍となった。歩行時の上肢負担を減らしたことが連続歩行を可能にしたものと思われた。装具歩行では、下肢の振り出しは重力による振り子運動による。そのためには体幹を下肢より前方に位置させておく必要があり、前傾した体幹の重みの大きな部分を杖や歩行器を介して上肢で支える必要が生じる。下肢へ力源を付与すれば、振り出しのための体幹前方化を減じることが出来、上肢負担は減る。

装具は下肢関節運動の自由度を制限することによって、立位の安定性や歩行時の支持性と確実な振り出しを確保する。一側下肢は股関節の屈曲・伸展、内転・外転、内旋・外旋、膝関節の屈曲・伸展、足関節の底

屈・背屈、内返し・外返し、内旋・外旋の7自由度であり、両下肢では14の自由度を有する。Primewalkでは膝・足関節を固定し、股関節も屈曲・伸展の1自由度のみに制限される。これにより立位・歩行が安定して可能となる。これまでもFESを用いて股関節外転を得る^{17,18,22}試みや大腿四頭筋、ハムストリングスを電気刺激することにより立脚の安定性を確保しつつ下肢の振り出しを下肢の振り出しを介助する試みなどがなされてきた。外的力源の利用としては股関節にモータを配置する試み²⁴等もあった。そして実際、これらの試みは歩幅、歩行速度の改善に一定の効果を上げてきた。

しかし、膝・足関節に自由度の無い装具歩行には別の大きな問題もあった。^{25,26}正常歩行では遊脚初期に膝関節屈曲、足関節背屈によってクリアランスを得る²⁷。膝・足関節固定のままでの振り出しでは見かけ上の脚長が支持脚より長くなるため、クリアランスが得られない。従って、その代償として、装具歩行では体幹を支持脚側に大きく移動させ、振り出し側を挙上する必要がある。そして、この運動には上肢筋が使用され、それが上肢への大きな負担となる。ロボットとして膝・足継手に自由度と力源を付加することにより、遊脚期に機能的な脚長を短縮でき、上肢への負荷を軽減しつつ歩行することが可能となった。WPALでの最



Th12 B, 30yo

図18 最近の歩行
40分、580m連続歩行可能



Th6 A, 59yo

図19 立位安定性

表4 WPALの対象症例と能力

	年齢	性別	残存 レベル	受傷後 期間	PW		WPAL		WPAL連続歩行	
					起立	歩行	起立	歩行	時間(分)	距離(m)
A	30	男性	T12	約4年	監視	自立	自立	自立	40	580
B	47	男性	T11	約20年	監視	自立	自立	自立	10	40
C	60	男性	T6	約8年	監視	介助	自立	自立	4.5	30
D	59	女性	T6	約15年	介助	介助	自立	自立	6.5	50
E	42	男性	T6	約8年	監視	自立	自立	自立	5	50
F	32	男性	T12	約15年	監視	監視	自立	自立	15.5	210
G	48	男性	T9	約9年	監視	監視	自立	自立	9.5	60

PW: Primewalk

大歩行距離は症例 A で 580m, 症例 F で 210m である。この間の歩数は症例 A では 1,332 歩, 症例 F で 715 歩である。これだけの距離を歩く歩数と同じ回数だけプッシュアップすることは困難であり, 上肢の疲労が装具による連続歩行が短距離に留まる原因である。下肢に力源を付与するロボット化は, 上肢への負荷を軽減し, 長距離歩行可能とした。

下肢に自由度と力源を付与した WPAL は従来の装具歩行に比較して起立・着座機能の自立度が向上し, 連続歩行距離も増加した。

第 4 章 従来型装具 Primewalk と比較した WPAL の優位性の検討

第 1 節 歩行時のエネルギー消費の優位性の検討

第 1 小節 対象と方法

1 回あたり 1.5 時間, 月 2~3 回の頻度で 30 回以上の訓練を行った症例 A, B の 2 名において, WPAL と Primewalk の 6 分間トレッドミル定速度歩行を比較した。全例で WPAL の歩行速度は Primewalk でのトレッドミル上の歩行速度に併せて行った。すなわち症例 A では歩幅 50cm, 歩行率 30 歩/分, 時速 0.5km/時, 症例 B では歩幅 47cm, 歩行率 25 歩/分, 時速 0.4km/時とした。30 秒毎に WPAL, Primewalk での歩行時の心拍数, 歩数, 歩行速度を記録した。心拍数は携帯型心電図計 (Life Scope 8/Two, 医用テレメータ, WEP-7202, NIHON KOHDEN, 東京), 歩数は手動カウンター, 歩行速度はトレッドミルの表示速度を記録した。自覚的運動強度の指標として修正 Borg 指数²⁸を 30 秒毎に聴取した。30 秒ごとの心拍数と歩行速度より生理学的コスト指数 (Physiological cost index : 以下 PCI と略す)²⁹を算出した。得られた

心拍数, PCI, 修正 Borg 指数について静止立位での値からの変化を Primewalk, WPAL とともに 30 秒ごとに計測, 算出した。歩行開始後 30 秒~6 分間のそれぞれの時点で Primewalk の値から WPAL の値を引き, その変化を見た。また, その値と時間との相関の有無を Pearson の相関係数を用いて検討した。P < 0.05 を有意差ありとした。

第 2 小節

心拍数の変化を図 20 に, PCI の変化について図 21 に, 修正 Borg 指数の変化を図 22 に示す。心拍数 (拍/分) は, 症例 A で WPAL 安静時 : 105, 歩行終了時 : 116, Primewalk 安静時 : 111, 歩行終了時 : 152, 症例 B で WPAL 安静時 : 85, 歩行終了時 : 115, Primewalk 安静時 : 86, 歩行終了時 : 142 であった。歩行中の PCI 最大値 (拍/m) は, 症例 A で WPAL : 1.3, Primewalk : 3.4, 症例 B で WPAL : 4.5, Primewalk : 8.4 であった。修正 Borg 指数の最大値は, 症例 A で WPAL : 3, Primewalk : 7 であり, 症例 B で WPAL : 4, Primewalk : 8 であった。

心拍数の差の相関を図 23 に, PCI の差の相関を図 24 に, 修正 Borg 指数の差の相関を図 25 に示す。Primewalk 歩行では, 症例 A ではほぼ経時的に, 症例 B で歩行の後半に心拍数, PCI の増大を認めた。WPAL 歩行では, 症例 A, B とともに心拍数, PCI の増加はわずかであった。修正 Borg 指数は WPAL 歩行の症例 A では増加なく, 症例 B でも増加は軽度であった。Primewalk 歩行では症例 A, B とともに経時的な増加を認めた。WPAL 歩行と Primewalk 歩行の比較では, 症例 A および B とともに経時的に心拍数, PCI, 修正 Borg 指数の差は増大した。すなわち, Primewalk 歩行は WPAL 歩行に比べて心拍数, PCI, 修正 Borg 指数ともに増大した。3 指標の時間と

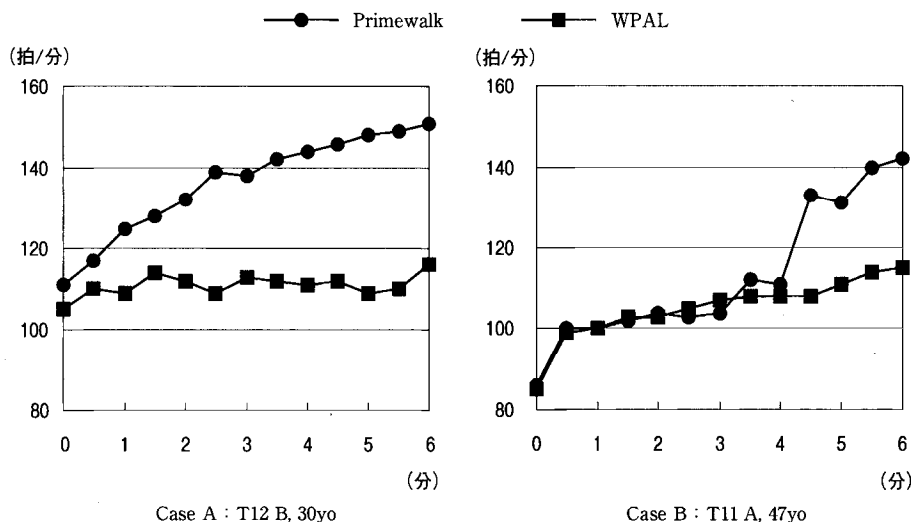


図20 心拍数の変化-心拍数の比較-

Pearson の相関係数は心拍数で症例 A : 0.94, 症例 B : 0.84, PCI で症例 A : 0.84, 症例 B : 0.84, 修正 Borg 指数で症例 A : 0.94, 症例 B : 0.80 といずれも高い相関 (全て $p < 0.05$) を認めた。すなわち連続歩行では Primewalk では経時的にエネルギー消費や自覚的運動強度が増加するのに対して, WPAL では歩行中のエネルギー消費や自覚的運動強度が少ないことが明らかになった。また, WPAL 歩行の方が上肢の疲労が少ないという主観的意見が聞かれた。

第3小節 考察とまとめ

下肢への力源付与の効果を歩行時のエネルギー消費の観点から検討した。エネルギー消費は WPAL 歩行が有意に低かった。下肢への力源の付与が上肢負荷を軽減させ, 休止無く歩行可能となったものと思われた。このことは, Primewalk の歩行に比べて WPAL 歩行の方が心拍数の上昇が少なく, PCI が有意に低値であり, 修正 Borg 指数による主観的運動強度も低いことにより, 証明された。

第2節 上肢負荷の検討

第1小節 対象と方法

十分な訓練を行った症例 A において, トレッドミル歩行時の右の上腕二頭筋と上腕三頭筋の表面筋電図によって上肢負荷を推定した。Primewalk, WPAL ともにトレッドミル上での歩行を行い, 歩行時の筋収縮を評価した。筋電図の測定には, 携帯型多用途生体アンプ (Polymatic II AP216, ティアック株式会社, 東京) 用い, サンプリング周波数 1 KHz で記録し, ハイパスフィルタ 5 Hz, ローパスフィルタ 200 Hz で処理した 6 分間の整流波を積分筋電図とした。6 秒ごとの積分筋電図の値を Paired t-test にて比較した。 $P < 0.05$ を有意差ありとした。

第2小節 結果

右上腕二頭筋及び三頭筋の表面筋電図生波形を図 26 上段に, 積分筋電図結果を図 26 下段に示した。右上腕二頭筋と右上腕三頭筋の積分筋電図は WPAL で小さかった。

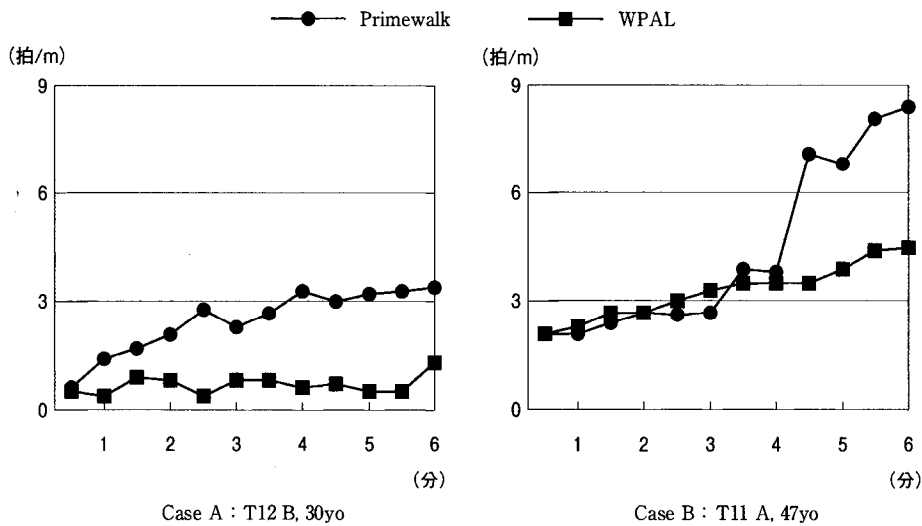


図21 Physiological cost index の変化

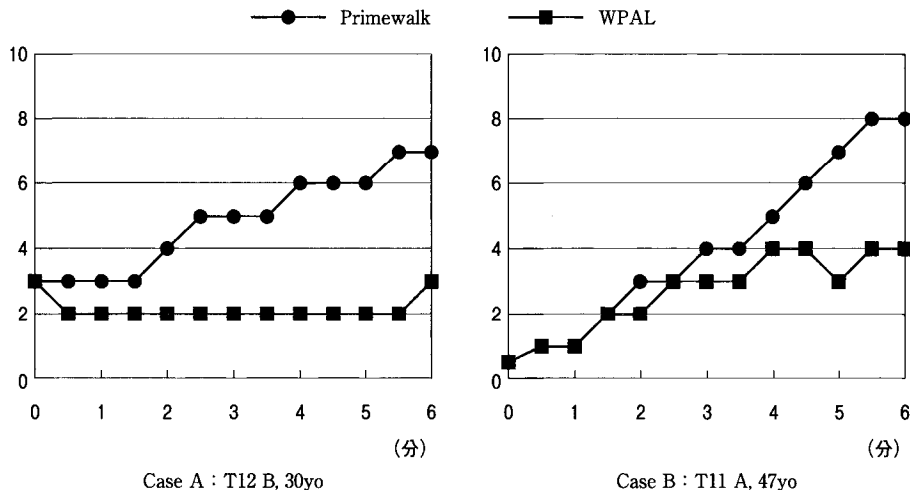


図22 修正 Borg 指数の結果

第3小節 考察とまとめ

表面筋電図で測定した上肢負荷はWPALでは Primewalk に比べて、有意に減少した。

Primewalk による歩行は下肢を股関節の屈曲・伸展の1自由度のみに制限することで達成される。しかし、遊脚での膝関節の屈曲運動、足関節の背屈運動を欠いているため、歩行時に上肢を用いて体幹を支持脚側に移動させ、重心を側方、前方に移動させる必要がある。つまり、歩行の際に、体幹側方移動を行うために、一步ごとに上肢でプッシュアップをしている様な状態である。筋電図により上腕二頭筋および上腕三頭筋に大きな筋電図波形が観察されるのは、このプッシュアップ動作を観察していることと思われる。下肢に力源と自由度を配したWPALでは、歩行時に遊脚相で膝関節屈曲、足関節背屈が可能である。このため、上肢に過剰な負荷無く歩行可能であることが示唆された。上肢の筋電図で Primewalk に比較して上肢の発火が有意に小さいことは、関連した事象であると思われる。

第3節 体幹動揺の検討

第1小節 対象と方法

症例 A に対してトレッドミル歩行時の体幹動揺の前額面軌跡を計測した。体幹動揺の軌跡は第一仙椎の体表面にマーカを置き、その歩行時の動揺を3次元動作解析装置 Kinematracer (キッセイコムテック社, 松本) で評価した。各歩行周期でそれぞれ6歩分の歩

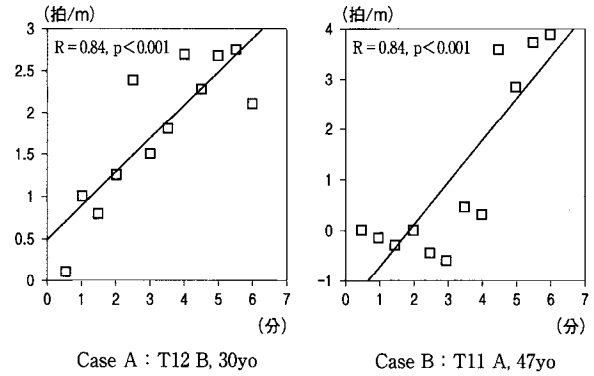


図24 Physiological cost index の差の相関

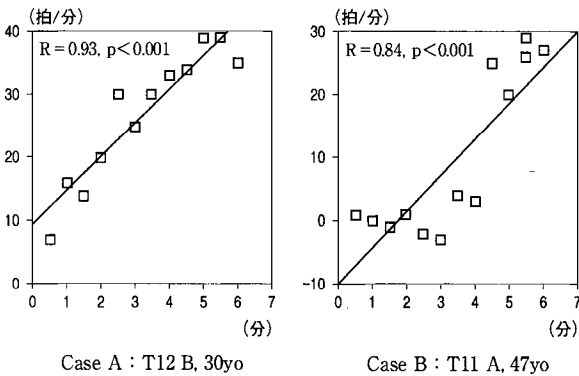


図23 心拍数の差の相関

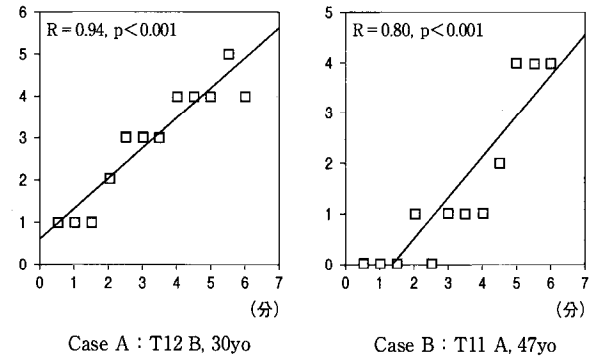


図25 修正 Borg 指数の差の相関

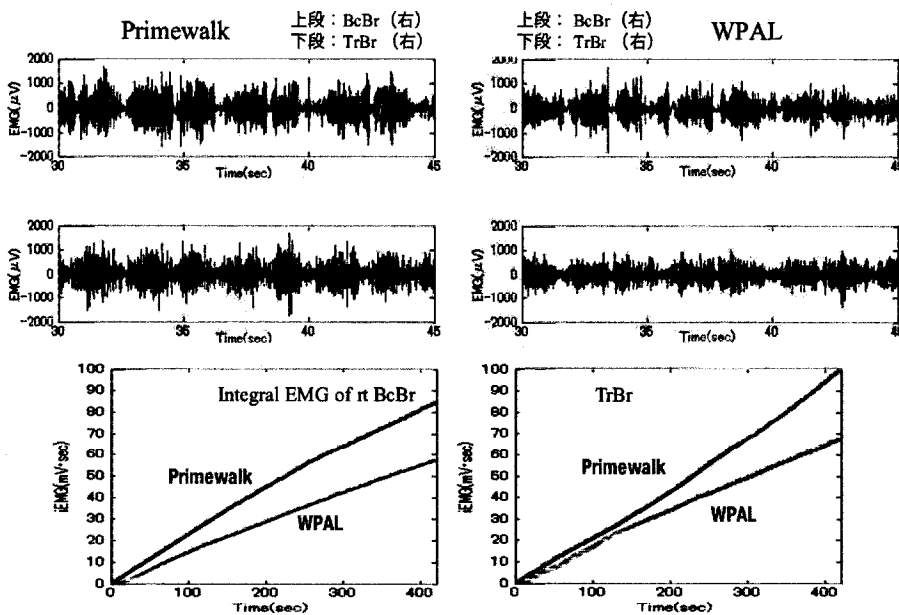


図26 表面筋電図による上肢負荷の比較 (Th12 B, 30yo)

数でのデータを採取し、一回ごとの側方移動距離を Paired t-test にて比較した。測定の様子を図 27 に示した。P < 0.05 を有意差ありとした。

第 2 小節 結果

症例 A の体幹の側方動揺の軌跡を図 28 に示した。6 歩分ずつの側方動揺距離は WPAL で $11.8 \pm 3.0\text{cm}$ 、Primewalk で $16.4 \pm 1.7\text{cm}$ (いずれも平均値 \pm 標準偏差) と WPAL で有意に小さかった。

第 3 小節 考察とまとめ

動作解析において WPAL 歩行時の体幹の側方動揺は Primewalk 歩行に比べて有意に減少した。

WPAL では歩行時の下肢の屈曲・伸展が可能であり、遊脚時に下肢が相対的に立脚側よりも短くなる。このため、重心を左右に大きく移動させずに下肢の振り出しが可能となる。体幹の左右動揺が Primewalk に比べて WPAL では有意に少ないのは、振り出し時の機能的脚長を短くすることにより体幹を著明に側屈することなく、下肢振り出し運動を行うことが可能となったことを示すと思われた。

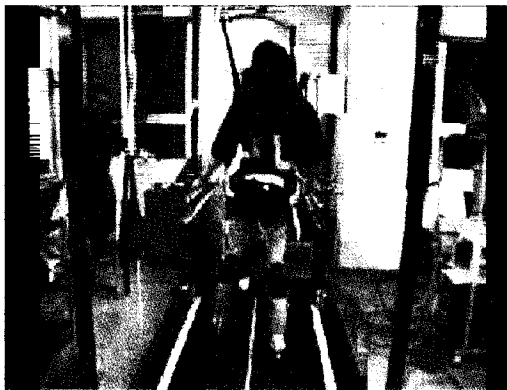
第 5 章 まとめ

対麻痺者の歩行再建ロボット WPAL を開発し、臨床で使用可能とするためのリハビリシステムも構築した。

内側系の採用によって車いすと併用することが可能となった。長距離の移動は車いすにて行い、「起立・歩行したいときに WPAL がアシストする」という生活場面での利用を想定した移動手段の開発が出来た。

対麻痺者は骨粗鬆症、関節拘縮、褥瘡など起立・歩行を行うに当たって配慮すべき合併症・併存症を有することが少なくない。このため、生体と密着する部分には個別に厳密な対応が必要となる。しかし精密機械部分を個別対応 (オーダーメイド) することはコスト上現実的でない。WPAL では合体構造を採用し、装具部分は採型によって個々人の危険性に厳密に対応する一方で、ロボット部分はモジュラー化して量産性を確保した。

優れた道具も利用者が使用に十分に慣れないと生活場面で実用に供することは難しい。特に、予備能が小さい障害者では、十分な時間、適切な練習を行うことで道具が巧く活用される場合も多い。WPAL 開発に当たっては、練習システムも同時に構築した。具体的



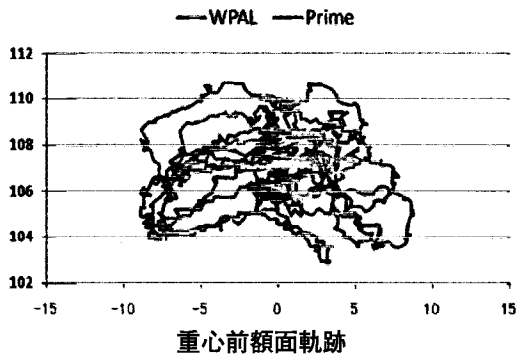
Primewalk



WPAL

Th12 A, 30yo

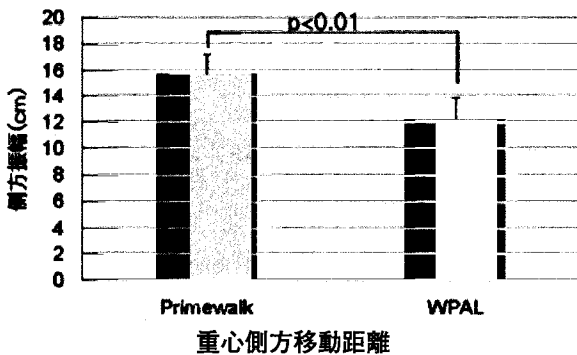
図 27 [重心] 変動の比較: 測定の様子
トレッドミル 3D 動作解析



重心前額面軌跡

Th12 A, 30yo

図 28 [重心] 変動の比較
トレッドミル 3D 動作解析



重心側方移動距離

には対麻痺者が不安なく、転倒の危険性もなく歩行練習を可能とするハーネス装着下歩行練習法、難易度調整のもと連続歩行を可能とするトレッドミル歩行訓練装置を開発した。これらの利用により、今後、リハビリテーション関連病院で WPAL 歩行訓練を行うに当たっては医療者の管理・指導の元に安全で確実な導入が可能となると思われる。

装具は下肢関節運動の自由度を制限することによって、立位の安定性や歩行時の下肢の支持性と確実な振り出しを確保する。しかし自由度の制限により膝が屈曲できないために起立・着座動作が困難となる。また、装具歩行では下肢に力源が無いため、前方や側方への重心移動を上肢筋に頼る必要があり、上肢への負担は大きく^{20,21}、長距離の連続歩行は困難であった。

これらの問題を解決する手段として、機能的電気刺激がある。機能的電気刺激は装具に比べ、下肢を力源として利用できるため、有用な方法と考えられるが、埋め込み電極の侵襲性、動作の不確かさ、電極の感染^{7,9,10}の問題¹³などがあり、広く使用されるに至っていない。

装具と機能的電気刺激を併用する、いわゆる HAS も有用な方法である。To CS らは RGO と電気刺激を組み合わせることによる、歩行速度の向上を報告した³⁰。また、Popovic D らは表面電極刺激と装具療法の組み合わせにより、歩行速度の向上を認めた²³。電気刺激と装具の併用は、確実な刺激が得られれば有用な方法である。しかし、馬尾神経障害などの下位運動ニューロン障害への適応は出来ない。

下肢に力源と自由度を付与した WPAL の利点のひとつは、下位損傷で、弛緩性の麻痺患者にも応用可能な点である。

WPAL を使用して、対象者は、全例、Primewalk では起立に介助あるいは見守りを要する症例でも起立・着座が自立した。通常の起立の際、最も大きなトルクが必要なのは膝関節である。両脚で椅子から起立する場合、一側膝におよそ 12-50N 程度のトルクが必要とされる³¹。WPAL では、長距離移動に車いすを用い、車いすと併用可能で必要時に歩行器にて起立・歩行を行うという性能デザイン上、小型軽量化を主眼に置いて開発した。開発した膝継手モータの最大トルクは 33N で、単独での立ち上がりには充分とはいえない。しかし歩行器に両手で支持しながらの起立はスムーズに達成でき、対象者の主観的負担感も大きくはなかった。

近年、ロボット工学を脊髄損傷の歩行再建に用いる試みがなされてきた。ロボット単体による自立歩行ではホンダのアシモ³²などで徐々に実用化が図られてきている。また、自立歩行ロボットを工場などの作業現場で実用化し、人の作業負担を減らそうとする試み等も

行われ始めた。これらのロボットは人の四肢に密着することなく、ロボット単体で動作するものであり、ロボット本体の下肢や体幹に多くの機械機構を配置することが可能である。一方で人の体に密着し、人の動作を補助あるいは再建するロボットでは生体である下肢、体幹が存在するために、ロボット部分をどのように配置し、どこまでの機能を埋め込むかが問題となる。

脊髄損傷でのロボットによる歩行再建では前述の RGO の膝関節をモータにより制御するもの³⁴や、ReWalk と呼ばれる股・膝継手を制御するロボットも開発されてきた³⁵。また歩行訓練目的では Locomat と呼ばれる、下肢の動きを補助しつつトレッドミル上を歩行することにより、不全麻痺の下肢筋力改善、歩行機能向上をさせるものも開発された。完全対麻痺の歩行再建に当たっては、車いすにより移動している対麻痺者の生活を念頭に開発が行われるべきであると考ええる。すなわち短距離の歩行移動の実用性、車いすとの併存性は不可欠の因子である。これを想定すると股関節外側にモータを配置する外側系構造は日常生活での実用化に困難を伴う。内側系でのロボット開発が必須であると思われる。また、日常生活での使用を前提とすれば軽量化やコンパクトであることは必須であろう。

WPAL による歩行では PCI によって推定されたエネルギー効率³⁶は良好で、自覚的運動強度も Primewalk に比較して大幅に軽減された。このことは上肢負荷の少ない WPAL 歩行が、実用的なものになる可能性を示唆している。今後は歩行パターンの精緻化、コントロールユニットを含む各ユニットの完成度向上と軽量化、歩行器の最適化、安全設計の精緻化、センサ系の強化、階段昇降機能の付加、高位胸髄損傷や頸髄損傷者に対応した体幹ユニットの付加などを行い、対麻痺者の歩行再建の実用化に寄与する予定である。

本研究の一部は新エネルギー・産業技術総合開発機構 (NEDO) による人間支援型ロボット実用化基盤技術開発研究 (平成 17 ~ 19 年度) および産業技術実用化開発費補助事業 (平成 20 ~ 21 年度) からの委託研究によった。

謝 辞

本研究に再試、御懇篤なるご指導、御教授ならびに御校閲を賜りました藤田保健衛生大学医学部リハビリテーション医学講座才藤栄一教授に深甚なる謝意を捧げます。終始御指導賜りました鈴木 亨教授に心から感謝申し上げます。本研究にご協力いただいた尾関 恩博士をはじめとする医局員一同、また WPAL 訓練において多大なるご協力を賜りました加藤正樹理

学療法士をはじめとする藤田保健衛生大学リハビリテーション部門の方々、アスカ株式会社武満知彦様、東名ブレース宇野秋人様に深謝いたします。また、研究に参加いただいた対麻痺の皆様にも深謝いたします。

文 献

- 1) Shingu, H., Ohama, M., Ikata, T., Katoh, S., and Akatsu, T. (1995) A nationwide epidemiology survey of spinal cord injuries in Japan from January 1990 to December 1992. *Paraplegia* 33. 183 - 188.
- 2) De Vivo, M. J., Krause, J. S., and Lammertse, D. P. (1990) Recent trends in mortality and cause of death among persons with spinal cord injury. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 80. 1411 - 1419.
- 3) 才藤栄一, 馬場 尊, 水野雅康 (1997) 装具療法再考 装具による対麻痺の歩行再建. 総合リハ 25. 41 - 48.
- 4) Kunkel, C. F., Scremin, A. M., Eisenberg, B., Garcia, J. F., Roberts, S., and Martinez, S. (1993) Effect of "standing" on spasticity, contracture, and osteoporosis in paralyzed males. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 74. 73 - 78.
- 5) Nene, A. V., Hermens, H. J., and Zilvold, G. (1996) Paraplegic locomotion : a review. *Spinal Cord* 34. 507 - 524.
- 6) Subbarao, J. V. (1991) Walking after spinal cord injury. Goal or wish? *West. J. Med.* 154. 612 - 614.
- 7) Phillips, C. A. and Hendershot, D. M. (1991) A systems approach to medially prescribed functional electrical stimulation. Ambulation after spinal cord injury. *Paraplegia* 29. 505 - 513.
- 8) Klose, K. J., Jacobs, P. L., Broton, J. G., Guest, R. S., Needham-Shropshire, B. M., Lebowhl, N., Nash, M. S., and Green, B. A. (1997) Evaluation of a training program for persons with SCI paraplegia using the Parastep 1 ambulation system : part 1. Ambulation performance and anthropometric measures. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 78. 789 - 793.
- 9) Kralj, A., Bajd, T., and Turk, R. (1988) Enhancement of gait restoration in spinal injured patients by functional electrical stimulation. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 233. 34 - 43.
- 10) Shimada, Y., Sato, K., Abe, E., Kagaya, H., Ebata, K., Oba, M., and Sato, M. (1996) Clinical experience of functional electrical stimulation in complete paraplegia. *Spinal Cord* 34. 615 - 619.
- 11) Solomonow, M., Aguilar, E., Reisin, E., Baratta, R. V., Best, R., Coetzee, T., and D'Ambrosia, R. (1997) Reciprocating gait orthosis powered with electrical muscle stimulation (RGO II). Part 1, performance evaluation of 70 paraplegic patients. *Orthopedics* 20. 315 - 324.
- 12) Skyes, L., Cambell, I. G., Powell, E. S., Ross, E. R., and Edwards, J. (1996) Energy expenditure of walking for adult patients with spinal cord lesions using the reciprocating gait orthosis and functional electrical stimulation. *Spinal Cord* 34. 659 - 665.
- 13) Knutson, J. S., Naples, G. G., Peckham, P. H., and Keith, M. W. (2002) Electrode fracture rates and occurrences of infection and granuloma associated with percutaneous intramuscular electrodes in upper-limb functional electrical stimulation applications. *J. Rehabil. Res. Dev.* 39. 671 - 683.
- 14) Major, R. E., Stallard, J., and Rose, G. K. (1981) The dynamics of walking using the hip guidance orthosis (HGO) with crutches. *Prosthet. Orthot. Int.* 5. 19 - 22.
- 15) Douglas, R., Larson, P. F., D'Ambrosia, R., and McCall, R. E. (1983) The LSU reciprocation gait orthosis. *Orthopedics* 6. 834 - 839.
- 16) Jefferson, R. J. and Whittle, M. W. (1990) Performance of three walking orthoses for the paralyzed : a case study using gait analysis. *Prosthet. Orthot. Int.* 14. 103 - 110.
- 17) Thoumie, P., Le, Claire, G., Beillot, J., Dassonville, J., Chevalier, T., Perrouin-Verbe, B., Bedoiseau, M., Busnel, M., Cormerais, A., Courtilon, A., and et al. (1995) Restoration of functional gait in paraplegic patients with the RGO-II hybrid orthosis. A multicenter controlled study. II : Physiological evaluation. *Paraplegia* 33. 654 - 659.
- 18) Bernardi, M., Canale, I., Castellano, V., Di Filippo, L., Felici, F., and Marchetti, M. (1995) The efficiency of walking of paraplegic patients using a reciprocating orthosis. *Paraplegia* 33. 409 - 415.
- 19) Saitoh, E., Suzuki, T., Sonoda, S., Fujitani, J., Tomita, Y., and Chino, N. (1996) Clinical experience with a new hip-knee-ankle-foot orthotic system using a medial single hip joint for paraplegic standing and walking. *Am. J. Phys. Med.*

- Rehabil.* 75. 198 – 203.
- 20) Saitoh, E., Baba, M., Sonoda, S., Tomita, Y., Suzuki, M., and Hayashi, M. (1997) A New Medial Single Hip Joint for Paraplegic Walkers. *In* 8th World Congress of International Rehabilitation Medicine Association. Monduzzi Editore. Ueda, S., Nakamura, R., and Ishigami, N. (eds.), pp.1299 – 1305, Bologna
 - 21) Suzuki, T., Sonoda, S., Saitoh, E., Onogi, K., Fujino, H., Teranishi, T., Oyobe, T., Katoh, M., and Ohtsuka, K. (2007) 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* 45. 57 – 63.
 - 22) Stallard, J. and Major, R. E. (1995) The influence of orthosis stiffness on paraplegic ambulation and its implications for functional electrical stimulation (FES) walking system. *Prosthet. Orthot. Int.* 33. 108 – 114.
 - 23) Popovic, D., Tomović, R., and Schwirtlich, L. (1989) Hybrid assistive system--the motor neuroprosthesis. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 36. 729 – 737.
 - 24) Sonoda, S., Imahori, R., Saitoh, E., Tomita, Y., Domen, K., and Chino, N. (2000) Clinical application of the modified medially-mounted motor-driven hip gear joint for paraplegics. *Disabil. Rehabil.* 22. 294 – 297.
 - 25) Greene, P. J. and Granat, M. H. (2003) A knee and ankle flexing hybrid orthosis for paraplegic ambulation. *Med. Eng. Phys.* 25. 539 – 545.
 - 26) Greene, P. J. and Granat, M. H. (2000) The effects of knee and ankle flexion on ground clearance in paraplegic gait. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*. 15. 536 – 540.
 - 27) Saunders, J. B., Inman, V. T., and Eberhart, H. D. (1953) The major determinants in normal and pathological gait. *J. Bone Joint. Surg. Am.* 35. 543 – 558.
 - 28) Borg, G. A. (1982) Psychological bases of perceived exertion. *Med. Sci. Sports Exerc.* 14. 377 – 381.
 - 29) Mac Gregor, J. (1979) The objective measurement of physical performance with long term ambulatory physiological surveillance equipment (LAPSE). *In* Proceedings of 3rd International Symposium on Ambulatory Monitoring. F. D. Stott, E. B. Raftery, and L. Goulding (eds.), pp.29 – 39. Academic Press, London, UK
 - 30) To, C. S., Kirsch, R. F., Kobetic, R., and Triolo, R. J. (2005) Simulation of a functional neuromuscular stimulation powered mechanical gait orthosis with coordinated joint locking. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.* 13. 227 – 235.
 - 31) Yoshioka, S., Nagano, A., Himeno, R., and Fukushima, S. (2007) Computation of the kinematics and the minimal peak joint moments of sit-to-stand movements. *Biomed. Eng. Online* 2007 Jul 3 ; 6 : 26.
 - 32) Hirose, M. and Ogawa, K. (2007) Honda humanoid robots development. *Philos. Transact. A Math. Phys. Eng. Sci.* 365. 11 – 19.
 - 33) Hirukawa, H. (2007) Walking biped humanoids that perform manual labour. *Philos. Transact. A Math. Phys. Eng. Sci.* 365. 65 – 77.
 - 34) Ohta, Y., Yano, H., Suzuki, R., Yoshida, M., Kawashima, N., and Nakazawa, K. (2007) A two-degree-of-freedom motor-powered gait orthosis for spinal cord injury patients. *Proc. Inst. Mech. Eng.* 221. 629 – 639.
 - 35) http://medgadget.com/archives/2008/03/rewalk_exoskeleton.html
 - 36) Hidler, J., Wisman, W., and Neckel, N. (2008) Kinematic trajectories while walking within the Locomat robotic gait-orthosis. *Clin. Biomech.* 23. 1251 – 1259.