

リハ工学部門の目指すもの (労災リハビリテーション工学センターの場合)

元田 英一

労災リハビリテーション工学センター

(平成17年1月31日受付)

要旨：労災リハビリテーション工学センターではリハ工学の目的である障害者の自立を目指す研究、補助器機の開発・改良と訓練機器とそれを使った新しい訓練法の開発をすすめてきた。吊り上げトレッドミルは安全な繰り返し歩行動作訓練を実現し、従来の方法では訓練不可能な患者の訓練を可能にした。足こぎ車椅子では新しい移動手段と訓練のコンセプトを提案した。対麻痺用歩行装具（HALO）は下肢の振り出しと歩行の安定性を同時に実現し、対麻痺者の実用歩行に一步近づくことができた。下垂足用の機能的電気刺激装置では古い手段を新しい発想で生かせることを示した。今後、工学関係者と医療従事者との連携に加えて実際の機器の使用者である障害者とも連携し、実用性のある機器の開発に取り組んで行きたい。

(日職災医誌, 53: 74—81, 2005)

—キーワード—

医工連携, 訓練機器, 麻痺

はじめに

リハビリテーションの目的の一つは失われた機能を訓練（歩行訓練、バランス訓練、筋力強化、痙縮・拘縮の改善等）によって回復をはかるとともに回復不可能な機能を補助機器（義肢・装具、自助具、車椅子、ECS等）によって代行をはかることによって、障害者の自立（家庭内、社会的自立、職業復帰）を計ることにある。リハ工学の役割は、障害者の自立のための補助器機の開発・改良にとどまらず訓練機器とそれを使った新しい訓練法の開発も守備範囲に含まれる。訓練機器の開発にあたっては、単に人間の労力を機器で置き換えるのではなく、人力では不可能な事を可能にすることを考えることが重要である。具体的には、訓練機器を使用すれば、人力では物理的に不可能な訓練—介助者の負担が大きい訓練、長時間の繰り返しのワンパターンな訓練が可能になる。また、負荷の定量的な調節、訓練データの蓄積とその解析も可能になる。補助機器についてはロボット技術の応用が大きな可能性を有しているが、発想の転換だけで必ずしも高度な技術を要しない場合もある。

労災リハビリテーション工学センターでは麻痺患者の運動機能再建のテーマで補助機器、訓練機器の開発に取

り組んでいる。現在開発研究中である吊り上げトレッドミル、足こぎ車椅子、対麻痺用歩行装具、下垂足用機能的電気刺激装置を例にあげ、リハ工学センターが目指すものを述べていきたい。

人力では不可能な事を可能にする^{17) 18)}

—吊り上げトレッドミル

従来の歩行訓練法の問題点

近年、転倒・転落による高齢者頸髄損傷の増加と積極的な外科的治療法の採用により、不全麻痺の脊損患者が増加している傾向がある。また、近未来的には脊髄移植の臨床応用化がなされれば、術後の患者の状態は不全麻痺の状態に近いものと推察され、今後、不全麻痺患者に対するリハビリテーションはますます重要となると思われる。しかし、従来の脊損に対するリハビリは主に完全麻痺者を対象にしており、麻痺の改善よりも、残された機能を使って日常生活を営めるようにする訓練が主体になっている。また最近のように、入院期間の短縮が政策的に押し進められているため、短期間で治療目的を達成するためには、機能障害（Impairment）の回復よりも代償機能を活用しての能力障害（Disability）の改善に重点が置かれる傾向にある。

歩行には姿勢、バランス、体重負荷、疲労耐性、協調運動等の各要素が複雑に関係しており、脊損不全麻痺患

者の歩行を再建するとき、Task-Specific Physical Therapy（課題指向的訓練）が望ましい。しかし、早期からの訓練が望ましいのは明らかでも、立位保持ができるほど下肢筋力がない不全対麻痺患者や、下肢筋力を代償できるほど上肢筋力がない不全四肢麻痺患者では、歩行訓練はある程度下肢筋力の回復を待ってからしか行えない。また、下肢に較べて上肢の筋力が弱い中心性頸髄損傷者では、上肢の助けを得て立位、歩行することができないため、下肢の筋力が弱ければ歩行訓練はできない。下肢筋力あるいはバランス機能の不十分な患者を早期から歩行器、杖等で歩かせることは、上肢の負担が大きく、上肢の障害のため訓練を中止せざるを得ないこともある。また、非生理的な負荷を下肢の関節にかけることになり、それによる障害も心配であるし、セラピストの負担も大きく腰痛などの障害が起こる恐れもある。

吊り上げ装置付きトレッドミルによる歩行訓練

体を上方に牽引して支えてトレッドミル上で歩行させることが、脊損患者の歩行能力の改善に役立つことが、1992にWernig¹⁾により報告されて以来、多くの施設で行われるようになり、その優秀な成績が多数報告されてきた^{2)~9)}。この訓練法の背景には脊髄損傷の猫を懸架してトレッドミル上で歩行させると完全麻痺にもかかわらず後肢が歩行パターンを示し、そのパターンに一致した筋電がみられたという実験がある^{10)~12)}。この結果は特定の末梢からの感覚刺激の繰り返しにより脊髄に可塑性（適応変化・学習能力）があることを示していると同時に歩行パターンを作り出す中枢Central Pattern Generators (CPGs) が脊髄に存在することを示唆している。人においても、完全麻痺の脊髄損傷の患者をトレッドミルで懸架して歩行訓練させると、歩行パターンに同期した筋電がみられることが確認されている¹³⁾。我々は、従来の歩行訓練法の限界をこえるために、平成13年6月から市販のトレッドミルに自作した吊り上げ装置を使い脊髄不全麻痺患者の歩行訓練をおこなっている。

装置の構造

通常のトレッドミル上に、免荷と転倒防止のためのハーネスおよび吊り上げ装置を配置した。上昇、下降速度が可変できるチェンホイストをやぐら上部に設置し、荷重変換器（共和：LTZ-200KA）に連結したセンサインタフェース（共和：PCD-300A）を介してリアルタイムに吊り上げ荷重がコンピュータ画面に表示されるようにした。ハーネスは歩行時の体幹のブレや車椅子からの吊り上げを考慮し、両サイドのガイドを介したII型バーに取り付け、上下のみに可動できるように規定した。ハーネスはBHM（Canada）社製のものを改良して、鼠径部にかかる部分を細くしてパット加えて使用している（図1）。

対象と方法

下肢筋力がMMTで2以上（具体的には仰臥位で膝の自動屈伸ができる程度）で関節に可動域制限がなく、重度の筋短縮、褥創もなく、他の重度の疾患を有しない不全脊損患者を対象にした。免荷量、速度、訓練時間は患者の能力に合わせそれぞれ80%～0%、0.3km/h～

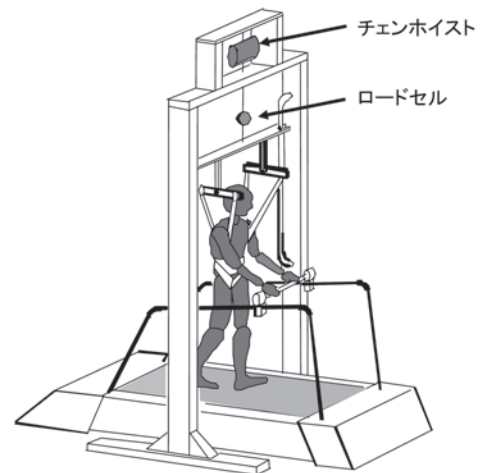


図1 吊り上げトレッドミルの外観。

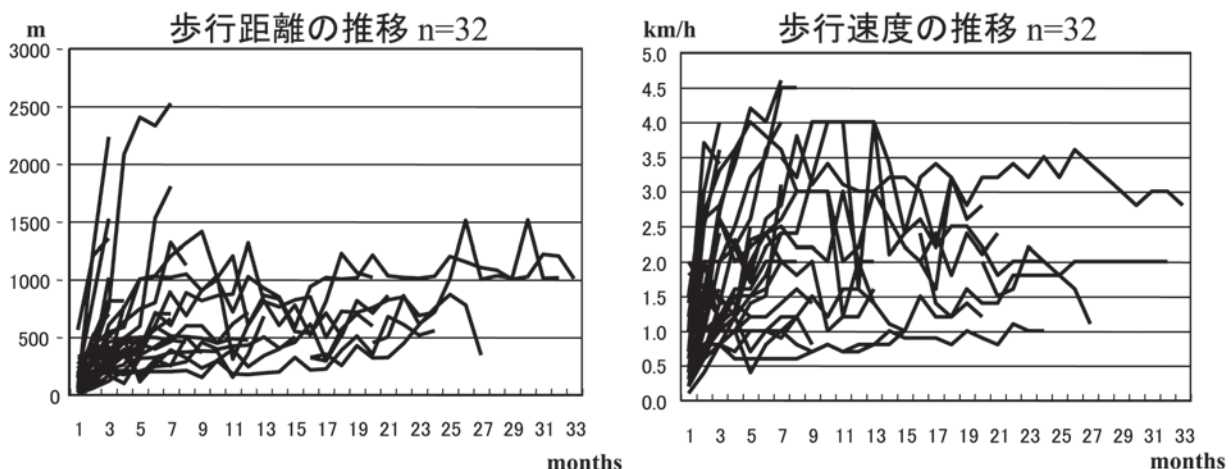


図2 歩行距離と歩行速度の推移

4km/h, 5分～30分として歩行能力の向上に合わせて変化させた。訓練は週に2～3回行った。自力で全く下肢を前に出せない患者は、セラピストがアシストする。回数を重ねて患者が訓練になれてきたら次第に速度、歩行時間とも増やしてゆく。一定速度で安定してきたら、免荷量を徐々に小さくして0に近づけてゆく。終了時の訓

練量は患者の能力にもよるが免荷0で最大速度2.0～4.0km/h, 訓練時間10分～40分ぐらいで500m～2km歩行可能である。

免荷量は吊り上げバーに着けたロードセルを使用してリアルタイムにパソコン上で確認ができ、その波形から立脚期に下肢に荷重がどれだけ加わっているかが判断できる。歩行姿勢は常に治療者が観察できるため、必要あれば矯正し、また装具の処方参考になっている。

訓練の結果

平成13年6月から平成16年4月末までに53名の不全脊損・頸損患者に訓練を行い、訓練が2カ月以上続いた患者は32名（男性22名、女性10名）である。訓練開始時に何らかの手段で自力歩行が可能だったのは7名であった。訓練機関は2カ月から32カ月、平均11.5カ月であった。

歩行距離の変化について。横軸が経過月数、縦軸が歩行距離を表している。開始時5mから562m平均119mが調査時で380mから2,522m平均946mと改善した（図2）。歩行速度は開始時0.1から2.0km/hで平均0.7km/h、調査時0.7から5.0km/hで平均2.7km/hであった（図3）。

Wernig³⁾ が使用した6段階評価を使用して歩行能力を評価すると、訓練前には自力歩行できなかった25名のうち22名が何らかの手段で自力歩行が可能になった（図4）。

吊り上げトレッドミルの利点を箇条書きにしてみると以下になる。

1. 長時間の繰り返し歩行動作（従来の訓練方法の5から10倍）が、歩行パターンの構築、筋力および筋の

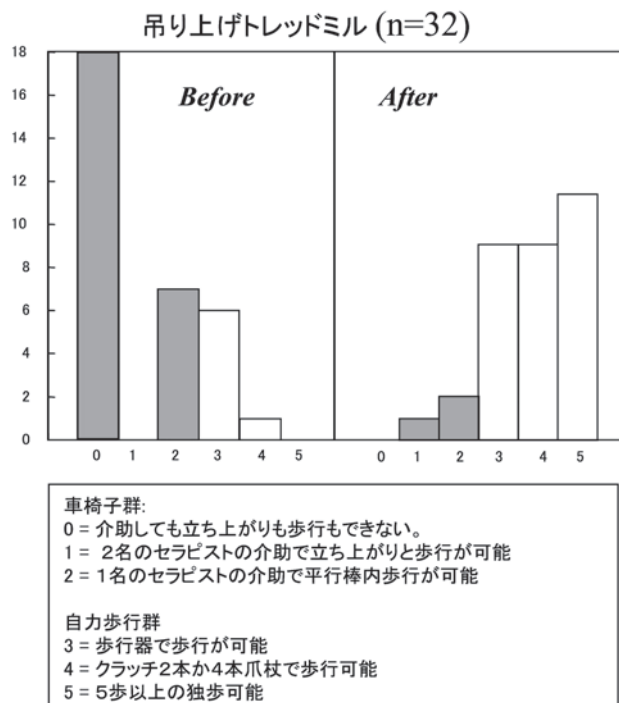


図3 歩行能力の変化

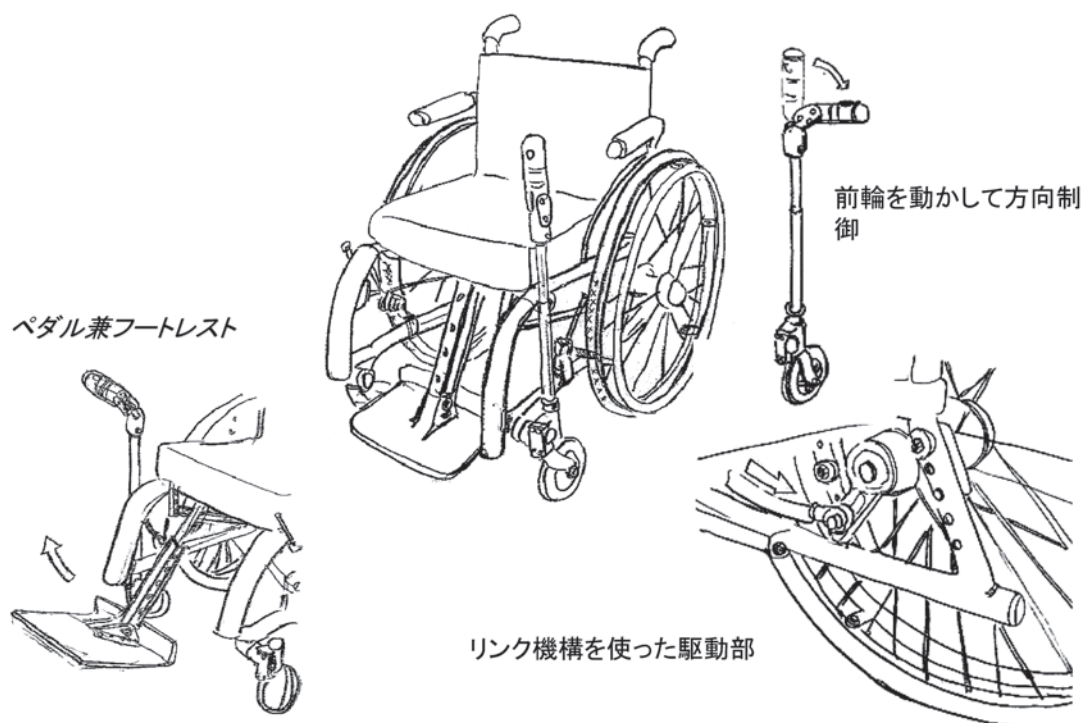


図4 足こぎ車椅子の概略

疲労耐性の向上に役立ち、心肺機能の向上も期待できる。

2. 転倒の心配がないため、患者の恐怖感が少ないと同時にPTがマンツーマンの対応をしなくてもよい。

3. 負荷を患者の能力にあわせて自由に調節可能（免荷の程度、速度、歩行距離）

4. 訓練の成果が数字で具体的にわかるため訓練の励みになる。

5. PTの介助では歩行ができなかったレベルの患者の歩行訓練が可能。

吊り上げトレッドミル法の問題と今後の課題

1. アシスト装置の実用化

下肢が自力で前に出せない重症患者は、2人のPTが振り出しを介助する方法があるが、この方法はPTにとってかなりの負担になるだけでなく、現在の保険医療の下では実質的に不可能な方法である。このため、ロボット技術を使ってアシストを行う方法が試みられ、良好な成績が報告されている。Colombo¹⁴⁾ ¹⁵⁾らは“Lokomat”という股関節と膝関節をモータで動かす自動歩行介助装置を使って完全脊損患者の歩行訓練を行い、筋電図のパターンがセラピストによるマニュアルな介助と差がないことを示した。また、歩行パターンを患者の要望に合わせた制御方法の検討も行われている¹⁶⁾。我々も、人手を要しないアシスト装置を開発中である。

2. 訓練装置のシステム化

負荷を患者の能力にあわせて自由に調節可能という利点は、患者の能力以上の負荷を与える危険性もあり、各患者に最適な負荷を安全に与えるためのシステムが望まれる。免荷量、速度などの負荷設定値とその結果である歩数、歩幅、歩行距離などのデータに加えて、心拍数、心電図、血圧などのモニターも行えるシステムが望まれる。

新しい移動手段と訓練法の提案—足こぎ車椅子¹⁹⁾

車椅子の使用者は、全く下肢が動かせない人だけでなく、動けけれど立位歩行までの筋力がない人、筋力はあるが不安定で転倒の危険がある人、すぐ疲労して長く歩けない人等も含まれている。そのような人が日常的に車椅子を使えば、使わない下肢の筋は廃用性萎縮におちいり、結果としてますます歩行が実用的でなくなるという悪循環に陥っている。そこで、従来の車椅子では使わない下肢を使って駆動する車椅子を製作した。

構造と機能

開発のコンセプトを一般の車椅子と同様に扱え、足こぎ機能が付属した外観も一般の車椅子と大差ないものとした。標準の車椅子に片側の車軸に一方向クラッチをつけ、ロッドでつながれたフットレスト兼用のペダルを膝の屈伸で上下させ駆動力を得る（図4）。前輪の片方に付けたL字形のハンドルで方向を変える。ブレーキは従来の車椅子同様に車輪を押さえて止める。クラッチを切

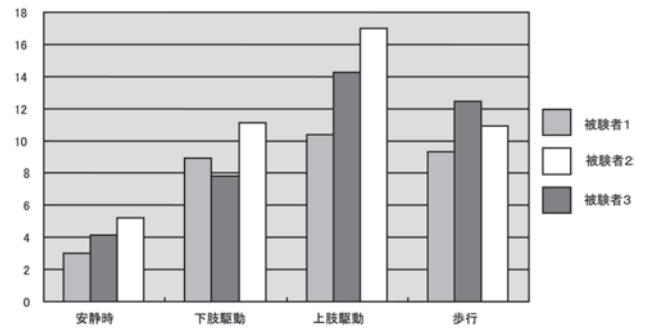


図5 駆動方法による酸素消費量の違い (ml/min/kg)

ると従来の車椅子と同様に扱える。後退はクラッチを切って行う。乗り移りはペダルを畳めば容易に可能である。

健康者3名（35歳～53歳）を対象にして、同一の車椅子で、上肢駆動、下肢駆動で一周30mのコースを通常の歩行スピード（60～70m/s）それぞれ5周（150m）し、PCIと酸素消費量を測定した。酸素消費量は上肢駆動で平均13.9ml/min/kg、下肢駆動で9.39ml/min/kgであり、下肢駆動は上肢駆動の1.5倍近くエネルギー効率がよかった（図5）。

高齢者が自力で車椅子を駆動して進むのは負担が大きいため、介助者が押してやる場合が多い。高齢のために筋力が落ちているとしても、元々上肢に較べて下肢の筋力は強いので下肢の駆動のほうが遙かに容易である。また、病院、介護施設などでは、歩行が可能な高齢者でも転倒事故を恐れ車椅子の使用を義務づけている場合がある。足こぎ車椅子ならば転倒の恐れはなく、下肢の筋力が保持される。

麻痺患者、高齢者を対象として病院、介護施設、家庭での患者の安全な移動手段でかつ安全な下肢の運動手段として最適である。また、下肢に較べて上肢の麻痺が強い中心性頸髄損傷者や、片麻痺者の実用的な移動手段にもなると考える。今後、メーカーと提携して実用的なモデルの市販化を目指している。

自然歩行の実現への一歩—対麻痺用歩行装具²⁰⁾ ²¹⁾

(HALO—Hip and Ankle Linked Orthosis)

車椅子の発達により、完全対麻痺者の装具歩行は実用性が低くあまり行われなくなった。しかし、立位・歩行の実現は対麻痺者にとって究極のゴールであることは間違いない。そして、立位・歩行は車椅子に変わるもう一つの移動手段を提供するだけでなく、健康に大きな恩典をもたらす。拘縮の予防、痙性の軽減、骨萎縮の防止、下肢の血液循環の改善、褥創の防止、膀胱直腸機能の改善等である。また目線で会話ができるという心理的な効果もある。これまで様々な歩行装具が考案されてきたが、いまだ実用歩行を実現した装具はない。古くは骨盤帯付き長下肢装具（RGO、HGO）、最近ではよりコンパクト

なウオークアバウト, Primewalkが紹介されている。

我々は, 全く新しいコンセプトで対麻痺用歩行装具を開発しHALO (図6) と名付けて臨床試験を始めている。ウオークアバウト, Primewalkで問題であった歩幅の小ささ, 骨盤の回旋を新しい考え方で克服した。つまり, 下肢の振り出しと足関節の底背屈を連動させ, 歩行中に常に足底が床に平行になるようにするとともに, 荷重により足関節が背屈する力を反対側の下肢の振り出し力に利用し, 歩行の安定性と下肢の振り出しやすさを同時に実現した。



図6 対麻痺用新歩行装具HALOの外観

結果

T12の完全対麻痺者のVICONを使用した歩行解析では, 水平面での骨盤の角度の変化はPrimewalkが ± 30 度であったのにたいして新歩行装具では ± 10 度以内で正常歩行の範囲内であった (図7)。

HALOとPrimewalkの歩行機能をT7とT9の完全対麻痺者2例で比較検討した。エネルギーコストはHALOはPrimewalkに較べてT7でおよそ75%, T9で60%と小さかった。歩行速度, 歩幅, Cadenceは両症例ともHALOが大きかった。10mの距離を全速力で歩行させたときの速度とその時の歩幅, 歩数を比較した。速度はT9の症例で2.5倍, T7の症例で1.7倍 HALOが

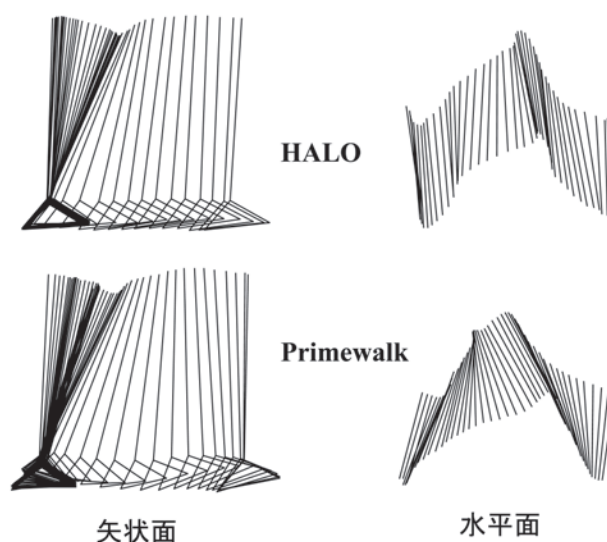
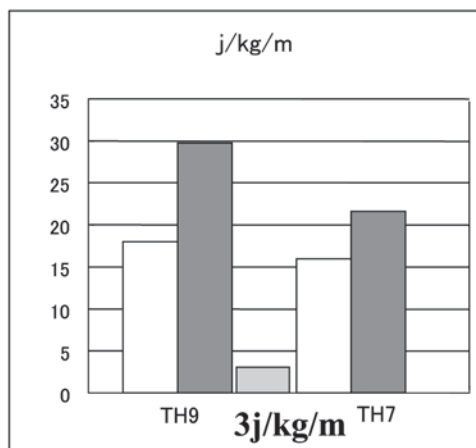


図7 歩行分析による矢状面と水平面の軌跡。水平面で骨盤はHALOではほとんど回旋していないことがわかる。

エネルギーコスト (j/kg/m)



HALO



Primewalk



通常歩行

最大速度

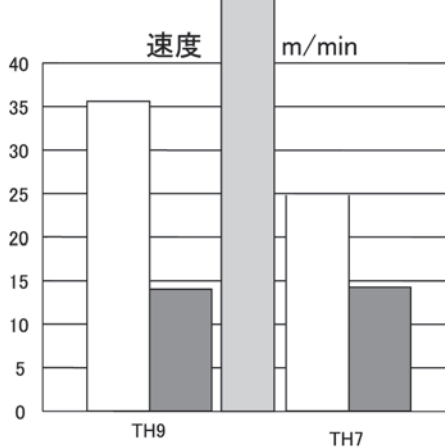


図8 エネルギー効率と最大速度の変化

HALOはPrimewalkに較べてエネルギーコストでは小さく, 歩行速度では大きいことがわかる。しかし, 通常の歩行に較べると, まだまだ不十分である。

Primewalkに較べて速く、歩幅、歩数ともにHALOがPrimewalkをうわまっていることの結果と言える（図8）。

今後の方向性

HALOの歩行機能の改善は下肢の振り出しアシスト機能と歩行の安定化による歩幅とCadenceの増大に起因すると考える。しかし、通常の歩行に較べてHALOの歩行速度は2/3、エネルギーコストは5倍でありさらなる改善が望まれる（図8）。他の要素としては、立ち上がりの困難さ、平らな地面以外では歩行が難しいことがあげられる。これらの問題を克服するためには関節の制御、パワーアシストの応用を考えていかなければならない。また、機能を限定して立ち上がりだけできる簡便な専用装具も別の方向性として考えている。

古きを訪ねて新しきを知る²²⁾

一下垂足用機能的電気刺激装置

機能的電気刺激は30年以上の歴史を持つが未だ実用になったものは少ない。

これまで下垂足用の機能的電気刺激（以下FES）で表面電極を使用した装置は、足底スイッチ、傾斜センサー、筋電等をコントロール手段として様々なものが作られてきたが、実用に至ったものは少ない。その主な原因としては、装具に比べて、装着が面倒、操作が複雑、信頼性がない、価格が高い等があげられる。

Lyonsらは、下垂足のFESのレビューのなかで、表面電極を使用した装置の問題点として、表面電極を毎日正確に付けることの難しさ、フットスイッチのセッティングを含めて装置を操作することの難しさ、皮膚の刺激に対する耐性の問題、表面電極に対するアレルギー反応の問題をあげている。Burridgeらは140名の刺激装置使用者にアンケート調査をした結果、①正しい電極の設置場所を見つけることの困難さをあげた人が72%、②足底スイッチを付けることの難しさが58%、③装置の着脱の煩わしさが47%、④皮膚刺激の問題が36%であった。この結果からおおよそ25～30%の人がこの装置に適応しなかったことがうかがえる。完全埋め込み型の装置は②以外の問題を解決できるが、手術という侵襲を伴うことと、より高額な費用がかかるのが欠点であり、気軽に行える方法ではない。

問題に対する対策

①については装置と電極は膝下にマジックベルト付きの固定帯に固定し、デスポの表面電極を固定帯の患者に合わせてた位置に固定し、固定帯を定位置につければ電極は常に最適位置に来るようにした。②と③の問題を解決するために、足底スイッチを改良し靴の中敷きと一体化して、ワイヤレスで信号を伝える方法を採用し、健側の荷重で制御できるようにした。その結果、刺激装置本体を下腿に単体で装着するだけで良く、装着性も向上した。④の皮膚刺激の問題は刺激波形の工夫とデスポ電極

動作原理

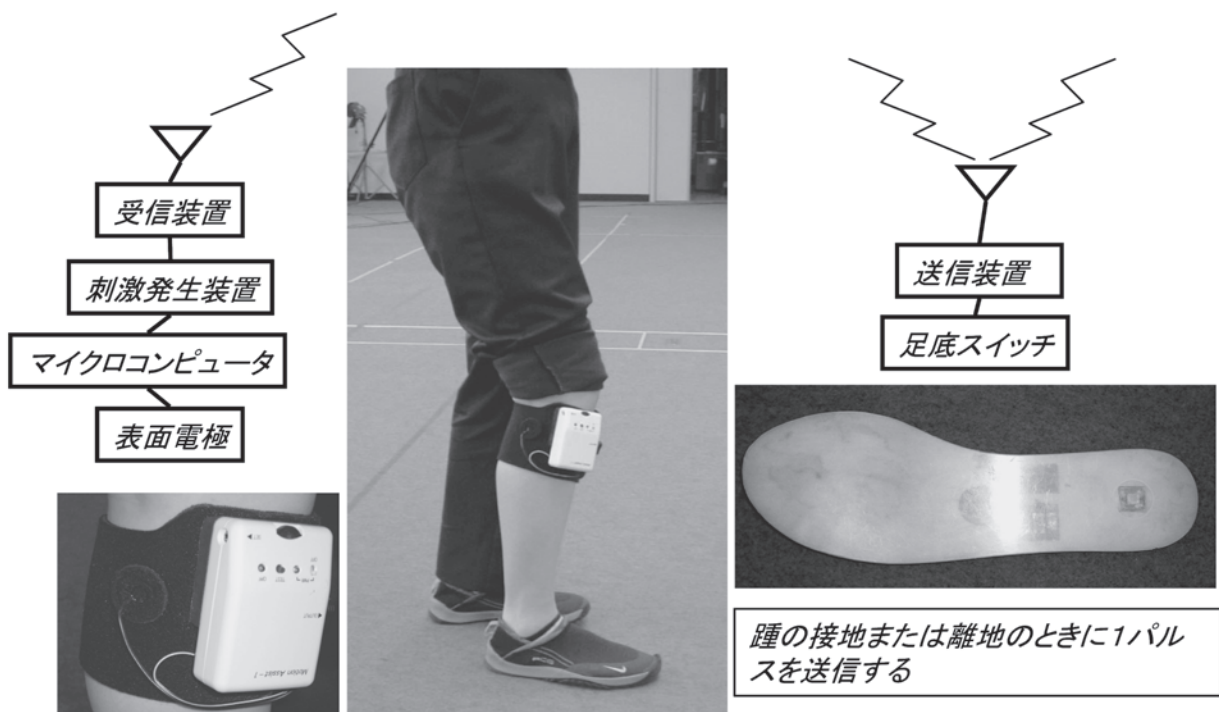


図9 ワイヤレススイッチを利用した下垂足用のFESの動作原理
足底スイッチからの信号を受けて、患側の遊脚期に一定時間刺激をおこなう。

で軽減した。

装置の構造

装置は靴の中敷きに埋め込まれたワイヤレスの足底スイッチ、ベルトで下腿に固定できる刺激装置本体と刺激電極、刺激波形のプログラムをするパソコンから構成される。

送信部は機械的なオンオフスイッチと送信回路、水銀電池からなり靴の中敷の5mmの厚さに埋め込まれている。ワイヤレスのためどちらの足で制御するかは自由である。健側のヒールストライク（又は患側のヒールオフ）のときに1パルスの制御信号が送信される。刺激装置は信号を受信し、あらかじめパソコンでプログラムされた波形に基づいて刺激を行う。マイクロコンピュータでコントロールされている刺激装置は、制御信号から一定の遅れをもって刺激を開始し、漸増し、一定時間続いて切れる。刺激持続時間は1歩行周期を計測し、その一定割合になるように自動的にコントロールされる。そのため歩行速度の変化にあわせた刺激が可能である（図9）。

装置と表面電極は同時にマジックベルトで膝下に巻き付けて固定する。刺激の強さは患者本人が付属のボリュームを動かして最適な強さに調整する。

実用に向けて

多くの研究者が、脳卒中の片麻痺の患者で一定期間刺激した後での短期間のCarry-over現象を報告している。Watersらは10年以上使用した患者で刺激がなくとも自動背屈が可能になった症例を報告している。早期からの電気刺激は麻痺の回復期間を早めるという報告は多く、発症早期からの歩行訓練としての電気刺激は装具なしで歩行可能な患者の割合を増やす可能性がある。そのためには、FESが簡単に、確実にできるようにすることが重要である。

本方式は、健脚、患脚どちらでもコントロールできる（健脚でのコントロールの方が容易）。ワイヤーを引き回さない。個々の患者の特性に合わせてプログラムができる。歩く速度に合わせて刺激時間を変化させることができる等の利点がある。実用化のポイントは装着と操作の容易さ、動作の確実性に帰着すると考える。我々は、刺激装置の実用化当たっての問題点を分析するとともに、常に患者からのフィードバックを計ることにより、真に実用的な装置を実現することをめざし、さらに一層の改良を計りたい。

さいごに

現在進行中の研究を例に挙げてリハ工学センターの目指すものを具体的に解説した。要約すれば、リハ工学の目的は工学技術をリハビリテーションに応用し、より障害者の運動能力を向上させ、その自立をはかることにある。そのためには、工学関係者と医療従事者との連携に加えて実際の機器の使用者である障害者との連携が不

可欠である。また、常識にとらわれずに、自由な発想で解決策を考えてゆく姿勢が研究グループに必要である。リハ工学センターでは工学研究者、医師、理学・作業療法士との連携を持続的に計るために東海リハ工学研究会（仮称）を立ち上げ活動を開始した。

文 献

- 1) Wernig A, Muller S : Laufband locomotion with body weight support improved walking in persons with severe spinal cord injuries. *Paraplegia* 30 (4) : 229—238, 1992.
- 2) Dietz V, Colombo G, Jensen L, Baumgartner L : Locomotor capacity of spinal cord in paraplegic patients *Ann Neurol* 37 (5) : 574—582, 1995.
- 3) Wernig A, Muller S, Nanassy A, Cagol E : Laufband therapy based on 'rules of spinal locomotion' is effective in spinal cord injured persons. *Eur J Neurosci* 7 (4) : 823—829, 1995.
- 4) Dietz V, Wirz M, Curt A, Colombo G : Locomotor pattern in paraplegic patients : training effects and recovery of spinal cord function. *Spinal Cord* 36 (6) : 380—390, 1998.
- 5) Wernig A, Nanassy A, Muller S : Maintenance of locomotor abilities following Laufband (treadmill) therapy in para- and tetraplegic persons : follow-up studies. *Spinal Cord* 36 (11) : 744—749, 1998.
- 6) Behrman AL, Harkema SJ : Locomotor training after human spinal cord injury : a series of case studies. *Phys Ther* 80 (7) : 688—700, 2000.
- 7) Wirz M, Colombo G, Dietz V : Long term effects of locomotor training in spinal humans. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 71 (1) : 93—96, 2001.
- 8) Field-Fote EC : Combined use of body weight support, functional electric stimulation, and treadmill training to improve walking ability in individuals with chronic incomplete spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 82 (6) : 818—824, 2001.
- 9) Abel R, Schablowski M, Rupp R, Gerner HJ : Gait analysis on the treadmill - monitoring exercise in the treatment of paraplegia. *Spinal Cord* 40 (1) : 17—22, 2002.
- 10) Colombo G, Barbeau H, Rossignol S : Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cat. *Brain Res* 412 (1) : 84—95, 1987.
- 11) Lovely RG, Gregor RJ, Roy RR, Edgerton VR : Weight-bearing hindlimb stepping in treadmill-exercised adult spinal cats. *Brain Res* 514 (2) : 206—218, 1990.
- 12) Barbeau H, Rossignol S : Enhancement of locomotor recovery following spinal cord injury. *Curr Opin Neurol* 7 (6) : 517—524, 1994.
- 13) Dietz V, Colombo G, Jensen L : Locomotor activity in spinal man. *Lancet* 344 (8932) : 1260—1263, 1994.
- 14) Colombo G, Joerg M, Schreier R, Dietz V : Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *J Rehabil Res Dev* 37 (6) : 693—700, 2000.
- 15) Colombo G, Wirz M, Dietz V : Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients. *Spinal Cord* 39 (5) : 252—255, 2001.
- 16) Jezernik S, Scharer R, Colombo G, Morari M : Adaptive robotic rehabilitation of locomotion: a clinical study in

- spinally injured individuals. Spinal Cord 41 (12) : 657—666, 2003.
- 17) 元田英一, 小山憲路, 田中宏太佳: 吊り上げ装置付きトレッドミルを使用した脊損不全麻痺患者の歩行訓練. 日本脊髄障害医学会雑誌 16 (1) : 194—195, 2003.
- 18) 元田英一, 小山憲路, 郡司康子, 他: 脊損不全麻痺患者の吊り上げ歩行訓練. 総合リハビリテーション 32 (9) : 2004.
- 19) 元田英一, 太田一重, 小山憲治: 下肢を駆動力とした車椅子とその臨床応用. 日本パラプレジア医学会雑誌 14 (1) : 204—205, 2001.
- 20) 元田英一, 太田一重, 鈴木康雄, 小山憲路: 歩行の安定性と下肢の振り出しを同時に実現する対麻痺用歩行装具の開発. 日本脊髄障害医学会雑誌 16 (1) : 192—195, 2003.
- 21) E Genda, K Oota, Y Suzuki, K Koyama, T Kasahara : A New walking orthosis for paraplegics : hip and ankle linkage system. Prosthetics and Orthotics International 28 : 69—74, 2004.
- 22) 元田英一, 松尾功一, 林 満: ワイヤレススイッチとコンピュータコントロールを応用した下垂足への機能的電気刺激. EIREC 研究報告集 9—12, 2003.
(原稿受付 平成17. 1. 31)
-
- 別刷請求先** 〒455-0018 名古屋市港区港明1—10—5
労災リハビリテーション工学センター
元田 英一
- Reprint request:**
Eiichi Genda
Rosai Rehabilitation Engineering Center, Koumei 1-10-5 Minato-ku, Nagoya, 455-0018, Japan

THE AIM OF DEPARTMENT OF REHABILITATION ENGINEERING

Eiichi GENDA

Rosai Rehabilitation Engineering Center

At Rosai Rehabilitation Engineering Center, we have been doing research and development for the independence of disabled people. We have been developing and modifying the assisting devices and training machines as well as new training methods to be used with the new machine. The suspended treadmill system has enabled to apply repeated walk training safely for the people who were impossible to be trained with conventional methods. Leg propelled wheelchair proposed a new locomotion and training methods. A new walking orthosis named HALO developed both assisting mechanism for leg to swing and the stability of walk at the same time. In the case of the functional electrical stimulation device for the drop foot, the old method has been utilized by incorporating new idea. Addition to engineering researchers and medical workers, we will collaborate with our patients, the user of the devices, for better understanding of practicality in order to develop devices that fit their needs.
