

教育研究報告

歩容の改善が可能な障害児用歩行器の機能分析と試作

入江和隆^{*1}
馬田靖彦^{*2}

Function Analysis and Test Manufacturing of Walking Device for Disabled Children that Enable to Improve the Gait Posture

Kazutaka IRIE^{*1}
Yasuhiko Mada^{*2}

1. はじめに

障害者用歩行器として従来から使用されてきた機器は体幹の支持を行うために歩行器前方もしくは後方のバーを両手で握ることが必要とされた。この場合姿勢保持のために上肢が前傾もしくは後傾となり、体重を両足で支えることが難しい。1989年に英国で開発された「Hart Walker」は正しい姿勢保持ができるように開発され、現在ヨーロッパ、北米、オーストラリアを中心として普及が進んでいる。本研究では医師、訓練士(理学療法士 PT, 作業療法士 O.T.)の協力を得て総合的な機能分析を行い、また地域企業の協力を得て量産化のための試作を行ったので、その結果を報告する。

2. 緒言

歩行障害児が利用する一般的な歩行器は、[写真1](#)に示した形状、もしくは高齢者用として多目的に利用される歩行車という形状で、いずれも両手で体幹



写真1 一般的な歩行器

の支持を行うものである。このような歩行器の利用に際しては姿勢保持と歩行時に以下のような特徴がある。

姿勢保持・・・体幹支持が十分にできないケースの場合は上肢で体幹を支えるため、腰椎からの前傾が強い。この場合、左右のバランスが保持できず常に脊柱の曲がりを伴うことになり、常時使用することによる側湾もしくは前湾等を引き起こす可能性が高い。また、両足は接地しているものの、前傾になっているために爪先立ちとなり、踵接地に比べて体重保持に関わる抗重力筋群の正常発達が促進されない。

歩行・・・歩行障害児の中でも脳性麻痺によるケースでは、内転筋群の緊張による両足の交差(シザース)が多いが、この場合は体重を上肢で支えても交互歩行がとれず、両足で蹴って前進する動きを学習することになり、歩行器としての機能を十分に果たせない。このシザースを防ぐためにポニーウォーカーと呼ばれるサドル付きの歩行器も利用されているが、この場合シザースは防げるものの、体重をサドルにあずけるため正常な立位姿勢がとれず、また踵接地による正常歩行姿勢を取ることも難しい。このような問題点を持ちながらも、従来型歩行器が広く使用されてきた理由は構造が簡単で、正しい立位姿勢はとれなくても体幹保持ができ、移動が可能であるためと考えられる。

上記のような一般的な歩行器の問題点以外にも、これまでの歩行訓練方法の問題点も指摘される。脳性麻痺による歩行障害では、発達段階にあわせて補装具を使用することが慣例となっており、たとえば「はいはい」から「膝立ち」、「つかまり立ち」、「歩行」という発達過程を踏むことが理論的にも重視されてきた。そのため、前述の一般型歩行器を使用することができるまでには長い期間を必要とし、使用でき

*1 久留米工業高等専門学校一般理科

*2 久留米工業高等専門学校学生課

Copyright 2002 久留米工業高等専門学校

でも自分の体重を支えるだけの筋力がないため、立位姿勢がとれず上体でバランスをとりながら歩行器にしがみつようなケースで歩行する事が多かった。従って発達段階の遅れが著しい場合には歩行器が使用できないばかりか、車椅子の使用や寝たきりの生活を余儀なくされることも多い。

この点英国で開発された Hart Walker は次のような考え方で設計されており、これまでにない歩行訓練機能と生活道具としての機能を持ち、発達段階を踏まずに立位と歩行の経験をさせることが可能で、障害児の歩行訓練に大きな変革をもたらした。

歩行障害の原因となる立位姿勢の不安定さをなくす。

立位姿勢を取らせることで、抗重力筋の発達を促す。

歩行パターンの学習により歩行能力の改善を図る。

筋力の発達を促すために、歩行器へ体を固定する部分にあそびを持たせる。

定期的な歩行器の調整を行い自立歩行へ向けたケアを行う。

3. Hart Walker の機能

Hart Walker は、正しい姿勢をサポートするためのブレースと呼ばれる部分と立位をとらせ、交互歩行を可能にする4輪台車部分に分けて考えることができる。(写真2)

ブレース部分は両足の外側に太さ 1/4 インチのスティール棒を取り付けてシザースを防いでいる。股関節、

膝関節それに足関節部分に相当する位置にジョイントがあるが、両足の片側のみスティール棒を取り付けることにより、内転を防ぎつつも、動きの中で内転、外転筋を活動させる事が可能である。従来から利用されてきた長下肢装具(LLB)では両足の両側にスティール棒を取り付けたリジッドな固定となっているため、動きの自由度が制限され、なめらかな歩容の実現と自発的な筋活動の促進は難しい。特に膝関節の回転軸は滑り面上での平行移動を伴っており^{1,2)}、リジッドな固定ではなめらかな屈曲が実現できない。また、大腿と下腿のスティール棒はねじれと曲げを加えることができ、それぞれ内旋、外旋と内転、外転の状況に合わせた調整が可能である。これらの特徴は従来からの長下肢装具にはない発想であり、人間工学的な検討に基づいた合理的な機構であるといえる。

このブレース部分を支える4輪台車については以下のような機能がある。まずブレースを4輪台車の中心となるステムに取り付けることで装着者の支持基底面積が広がり、また装着者の重心位置がステム最上部前方に固定されてしまうため、重心線が支持基底面をはずれることがなく、転倒する危険性がない。この点は普段自力で立位姿勢をとることができない障害児にとって大変重要で、両手が自由な状態でも立位が確保されるため、立位姿勢での安心感が得られる。この4輪台車の後輪にはスプリングによるサスペンション機構が備わっており(図1)、立位時に装着者の体重を免荷することができ、さらに装着者の歩行に伴う重心位置の上下動を容易にする役割を担っている。このため、歩行や立位経験がなく抗重力筋が弱い装着者でも、無理なく立位姿勢を保ち歩行につなげることができる。また、後輪部分はサスペンションロッドの回転中心と車輪の接地位置



写真2 Hart Walker とブレース部と台車

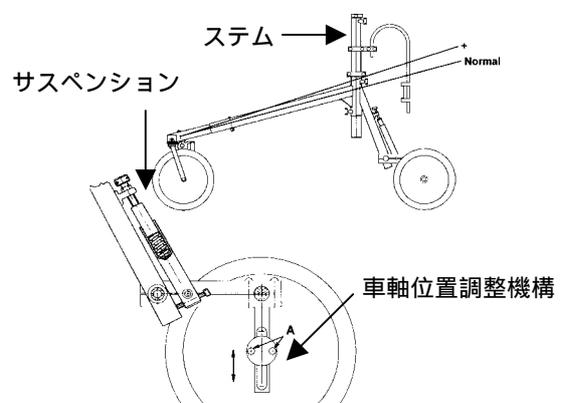


図1 リアサスペンションとステムの角度調整機構

間の長さを伸縮させることが可能で、歩行時の垂直方向の重心移動を調整することができる。さらに後輪の取り付け位置調整により装着者の前傾角度を微調整することも可能で、体重移動がスムーズに行える機能も備えている。このような機構を取り入れた歩行器は他に例がなく、調整を担当するセラピストは本歩行器の機能理解と調整方法の修得が不可欠となる。

装着による歩行機能等の改善については平成 14 年 11 月段階でこの歩行器を装着した障害児(日本での装着年齢は 3 歳半から 17 歳)32 名について調査した結果、歩行器を装着して自力歩行が可能な者 28 名、安定した立位は取れるが一歩が出ない者が 4 名である。自力歩行が可能な者の内、25 名は立位をとる事が困難と言われていた障害児で、従来の訓練方法ではまだ「はいはい」「高ばい」の段階をクリアできないケースである。

4. 筋活動電流測定と 3 次元画像解析

Hart Walker 使用時の下肢筋肉群の活動状況を把握するため、福岡、大阪、東京での装着者に対する筋活動電流測定(筋電測定)を行った。筋電測定箇所は左右の大臀筋、大腿四頭筋、ハムストリングス、下腿三頭筋、前頸骨筋部の 10 カ所である。これらのデータ収集は写真 3 で示す歩行器付属のイラスティック A,B を膝関節上部と足関節上部にそれぞれ取り付けた場合と取り外した場合について行った。図 2 には 15 歳の女子(脳性麻痺による歩行障害)のデータの内、特徴が顕著な大臀筋とハムストリングスについて示している。歩行器をイラスティック A,B を取り付けた正常な使用状況で装着した場合には、左右の筋活動にきれいな交互性がみられ、イラスティック A,B をはずして装着した場合には筋活動の交互性が認められないことが分かる。この場合は交互性というよりも、股関節、膝関節ともに屈曲した状態で筋活動そのものが誘起されておらず、ただ立位の姿勢をとらされているだけ(歩行器にぶらさがった状態)となっている事がわかる。イラスティック A の張力は股関節伸展モーメントを得るために欠かせず、股関節と膝関節の屈曲により体重を支えることができない障害児に対して正しい立位を形成させるために欠かせないが³⁾このデータで示したように正しい立位姿勢が取れた場合には筋活動が促進され、歩行へとつながることが確認された。イラスティック A の張力は装着者に立位姿勢を取らせたときの股関節屈曲程度によるがこのケースの場合 12kgf から 10kgf の範囲で調整を行った。歩行障害者の場合、

両下肢を前方に交互に振り出すことが難しいケースがあるが、イラスティック B は両下肢の前方振り出しを容易にするために用いられている。このケースでは 2kgf の張力で両下肢の交互性が確立された。

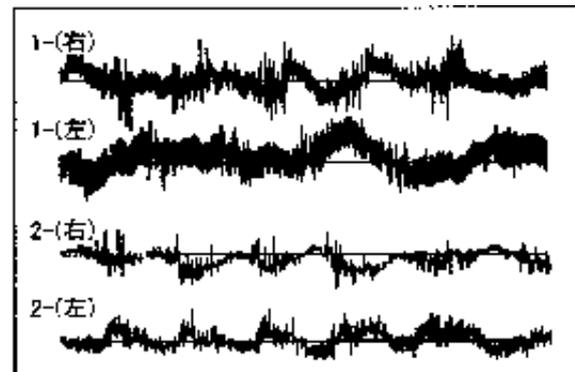
このように立位姿勢が取れた状態に調整することで抗重力筋が正常に活動して歩行が可能になること

イラスティック A

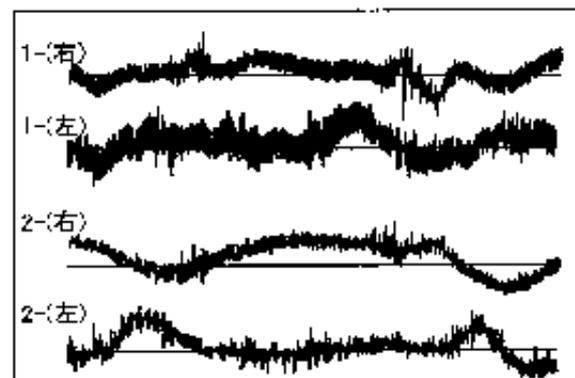


イラスティック B

写真 3 イラスティック取り付け部



イラスティック A, B を取り付けた時の筋活動



イラスティック A, B を取り外した時の筋活動

1: 大臀筋 2: ハムストリングス

図 2 Hart Walker 装着時の筋電測定結果

は興味深い現象であり、これまで立位が取れないために歩けないと診断されていた障害児でも必ずしも「はいはい」から歩行に至る発達過程を踏まずに歩行への可能性があることを示している。

歩容の改善評価には3次元画像解析も実施した。

写真4に示したように被験者の関節部に取り付けた反射型マーカーの位置変化を6台の赤外線デオカメラで同時に撮影してコンピューターによる解析を行った。歩行動作を希望する角度から鳥瞰できるため、視覚的な分析が非常に容易であるとともに、関節部位の変位計測による速度、加速度、スティック画像等の分析を通して最適な調整方法の検討も行った。このケースでは歩行器を最初に装着して歩行訓練を開始して2年後であったが、両足の前後のイラスト A,B をすべて取りはずしても歩行が可能となっており、3次元画像解析によってもバランスをうまくとり、自分で歩行パターンをつくっていることが分かった。同時に測定した筋電計のデータも図2で示したものとほぼ同様な交互歩行パターンを示し筋活動の交互性が確立されつつあることが確認された。ただし、歩行バランスを取るために頭部と上肢を左に傾けることで右足の股関節屈曲を引き出そうとしており、歩容改善にはまだ上肢のサポートが必要であることが分かっている。

5. Hart Walker 試作

前項で述べた機能を備えた Hart Walker を日本で生産するために、平成11年より英国の開発者と協議を進め、すべての部品の図面を入手して試作を開始

した。

試作は本校機械工学科の協力を得て基礎的な図面や材質の確認を行い、地域企業であるブリヂストン九州エンジニアリング(株)に具体的な量産を念頭に置いた試作を依頼した。試作した歩行器は開発者により、表面仕上げ部分(手仕上げ)や部品組み立て段階での羽目あわせやかしめの程度に至るまで厳しい検査が行われた。体に装着する製品であることから、各部品の面取り後もポリッシュが求められ、障害児の親だけでなく医師やセラピストなど装着後のユーザーから製品の完成度を評価してもらえるような仕上げが求められた。材料のうちアルミ合金については英国旧ロイド規格である HE30 使用が求められたが、材料特性や冷間での曲げ加工が行われるため冷間加工性も考慮した結果 JIS 規格 6061T6 に変更した。ネジに関しては、JIS のインチ系列と英国規格とでは各部の寸法が異なり、BA 規格といった旧規格品は国内に流通が無いいため指定メーカーのネジを購入。インチサイズの角パイプならびに英国の旧規格品のネジについても国内で入手できないものは英国からの輸入で対応した。図面で真鍮棒による鑑付けが求められている4輪台車のパイプ接合部分は強度を確保するため当初アルゴン溶接で対応したが、溶接による熱歪みでフレームの変形が認められたため英国で使用されている鑑付けベイパーフラックス用機材を購入して2.4mmの真鍮棒にて鑑付けを行った。接合強度についてはロウ付け、TIG溶接の2種類の方法でテストピースを製作し、曲げ試験による強度の比較を行った。テストピースは50mm×50mmの鋼

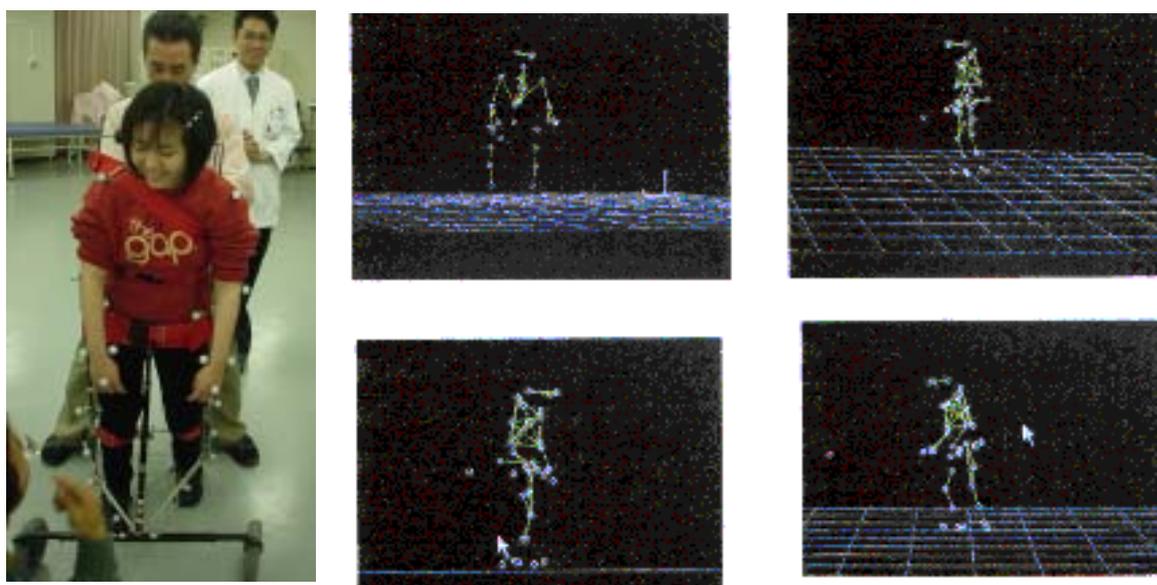


写真4 3次元画像解析用マーカーの取付けと関節等位置の分析画面

材に20mm角、厚さ1.6mmの角パイプを全周すみ肉溶接したものをを用いた。油圧式万能試験機(東京衡機製造所)を用い写真5に示したように中心に一定変位で加重を与え、溶接部の変化を観察し、破断するまでの加重を読み取った。両端はローラーで支持し、支点間の距離は195mmとした。ろう付けのテストピースは250kgf付近で降伏し、その後加重の変化は緩やかになり最大荷重350kgf付近になると、接合部から剥離し破壊する。TIG溶接のテストピースは母材のパイプが変形し、450kgfあたりで降伏点となる。溶接部からの割れはみられないがパイプの変形が激しく650kgfをもって中止した。降伏点で判断すると、ろう付けでは溶接の約56%の荷重にしか耐えられなかったことになる。ろう付けの場合はアルゴン溶接に比べて低温での作業となり部品の熱歪み等も少なく、また最も荷重がかかるフレーム接合部分には補強用部材による強度確保とサスペンション機構があるため体重40kgfまでの子供に対する使用に限定すれば、耐荷重性能は十分に確保されていると考えられるが、安全性を重視すれば溶接で対応すべきであると考え、今後開発者との協議を続ける事になっている。

英国の製作工場では2人の技術者がHart Walkerをルーチンワークで製作しており、手順通りに各部品の製作を手作業でこなしている。この製作工場ではHart Walkerの装着と訓練が隣室で行われており、ユーザーの利用状況が技術者にもよく伝わるため、各部品の機能を十分に理解して製作にあたる事が可能である。この点、入手した図面に記載してあるサイズや寸法精度に加え、仕上げに関するコメントが試作にあたり注意を払うべき重要な点であり、特に福祉機器に関しては部品製作の目的についての十分な理解が求められている事を痛感した。基本的に手作業部分の指示が多い今回のような福祉機器図面にはとまどうことも多かったが、写真6に示した機械加工については英国の開発者から高い評価を得ることができ、写真7に示した試作品に対する最終評価の段階に入っている。



写真5 テストピースの曲げ試験

6. 考察

Hart Walkerの機能に関して32名の装着者の歩容に関するビデオ画像分析、筋電データ、3次元画像解析を行い、各構成部品の機能分析を行った。この結果Hart Walkerが歩行障害児の歩行補助具として有効であることが確認され、また構成部品の機能が明らかになり、実際に指導にあたる訓練士の調整指針を得ることができた。

特に筋電流測定による歩行時の筋活動については、自立歩行が困難とされたケースでも正常な交互歩行パターンが得られ、立位保持により筋活動を誘発させながら抗重力筋の活動を活発にできる事が確認された。この点は従来の訓練手法の基礎となっている発達過程に沿った歩行訓練という考え方の見直しをせまる重要な結果である。歩容改善だけでなくHart Walker利用により座ったまま、あるいは寝たきりの状況から立位を取ることが可能になったため、食欲増進、便通の改善等循環器系や消化器系の機能改善



写真6 試作部品の一部

写真7 試作したHart Walker
ブリヂストン九州エンジニアリング(株)製

