

## 対麻痺者の装具による立位・歩行再建

—新しい内側単股継手の開発とその臨床応用—

藤田保健衛生大学大学院  
医学研究科・整形外科学（指導教授：才藤栄一）

小野木 啓 子

### 1. 緒 言

現在、我が国において対麻痺（paraplegia）患者に対する立位・歩行訓練は普及していない。また、もし行う場合に用いられる装具は、長下肢装具（knee-ankle-foot orthosis; KAFO）もしくはreciprocating gait orthosis（RGO）などの骨盤帯付長下肢装具（hip-knee-ankle-foot orthosis; HKAFO）である<sup>1,2</sup>。前者は膝関節を固定して膝折れを防止し、立位での安定を図ることに主眼が置かれており、後者は股関節周囲と体幹の不安定性を、骨盤帯と股継手で自由度を制限することで解決する。しかし、これらの装具は、日常生活において実用的に使用するには多くの問題点があり、その結果、リハビリテーションの現場でもあまり使用されていない。その問題点とは、装具の重さ、拘束性、かさばり、装着の煩雑さ、外観の不良性などである。その一方で、対麻痺者が移動手段として使用する車椅子は改良が進められ、機能性、利便性、デザインに優れた機種が開発されており、これに即してバリアフリー化など環境整備も徐々に普及してきている。以上のような背景で、対麻痺者に対するリハビリテーションは、車椅子移動を前提とした社会生活への対応に重点が置かれていた。

しかし、近年、対麻痺者の行動範囲の拡大を目的とした立位・歩行再建の試みが行われるようになり、そのための下肢装具が注目されるようになってきた。また、機能的電気刺

激（functional electrical stimulation; FES）による麻痺肢の再建、FESと装具を組み合わせたhybrid assistive system（HAS）の研究も急速に進展をみている<sup>4</sup>。

このような現状を踏まえて、著者は、身体への侵襲が少なく、運動を制御しやすいという利点をもつ装具による立位・歩行再建を研究テーマとして検討してきた<sup>5</sup>。そして、現在の装具が抱える問題点を解決すべく、簡便で拘束性が少なく、車いすとの併用において優れる内側系装具の開発に取り組んだ。

まず、著者が注目した対麻痺用の下肢装具の原型は、1992年Polymedic社によって製品化された内側単股継手付長下肢装具システム（KAFO with a medial single hip joint; MSH-KAFO; Walkabout<sup>®</sup>）であった（図1）<sup>6-8</sup>。このシステムは両長下肢装具を両大腿内側会陰部

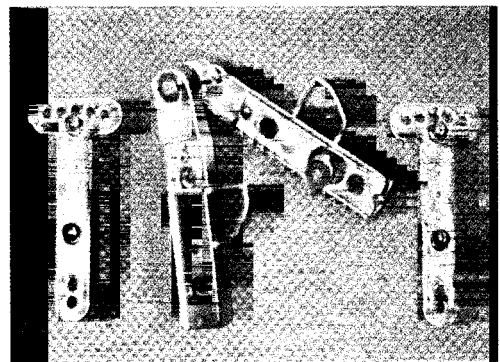


図1 Walkabout（Polymedic Co., Australia）  
重量は800g、屈曲・伸展は50度に規定されている。  
両側長下肢装具大腿部内側に取り付け、脱着が可能である。

下方にて脱着式の股継手によって連結するもので、装具の脱着が容易で、座位時の快適性に優れ、車椅子との併用において有利である<sup>9</sup>。しかし、歩調が遅く重複歩距離が短いため歩行速度が極めて低速で、実用的ではないという問題点を認めた。著者はその原因を、内側股継手の軸位置と解剖学的な股関節の位置の乖離にあるのではないかと考えた(図2)。すなわち、この乖離により、遊脚肢を振り出そうとする際に過度の骨盤回旋が引き起こさ

れ、安定性を損ない、歩幅が小さくなると考えた<sup>10</sup>。実際、予備的な検討として、内側股継手の軸位置と解剖学的な股関節の位置の差をWalkaboutを装着した対麻痺者4例の股関節立位正面(A-P像)測定したところ、平均身長は $174.3 \pm 5.7$  cm (168-180cm)、股継手中心線と大腿骨骨頭中心線間の乖離距離は平均 $13.1 \pm 1.4$ cm (11.5-14.9cm)であった(図3)。

そこで、股継手に仮想軸を持たせ、股継手と股関節の位置の乖離を縮小させる機構を開

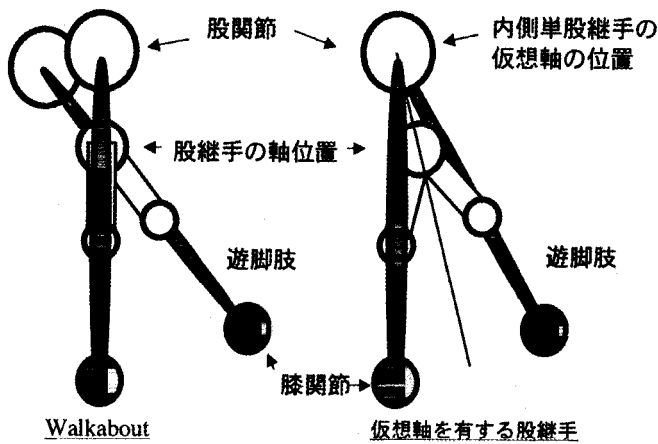


図2 Walkabout (左) と仮想軸を有する股継手 (右) の模式図

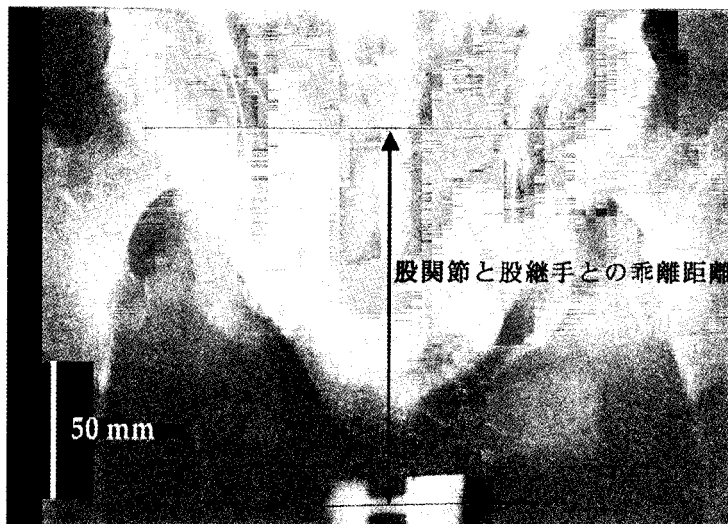


図3 股関節と股継手軸位置との乖離(股関節XP正面像)  
成人男性4名(平均身長174.3cm)では股継手と骨頭中心との差は $13.1 \pm 1.4$ cmであった。

発することにした。すなわち、本来、両大腿内側会陰部上方には骨盤があり、その位置に股継手を置くことは不可能である。そのため、会陰部下方にありながら、その回転中心をより上方に設定できるように仮想軸機構の開発<sup>11</sup>を考えた。

## 2. 仮想軸付き単股継手の開発

### [概要と目的]

著者らは、内側単股継手に仮想軸を上方に持たせる構造として、まず片側3枚ずつのギアを中央部の交互回転機構で連結した仕組みのギア式装置を考案、試作した(図4)。試作した継手の重量は1,280gとなり、Walkabout(重量700g)よりかなり大きく、製作費用も高額とならざるを得ない仕様であった。<sup>12</sup>

そこで、この問題の解決を図るため、軽量で単純な構造となり得るベアリングを内蔵したシンプルなスライド式内側股継手を検討し、試作した(図5)。試作品のスライドの円滑性など予備的検討により実用化が可能と判断し、スライド式仮想軸付股継手を開発することにした。そして、実用化のため、まず、最適な股継手の仮想軸位置を決定し、その後、

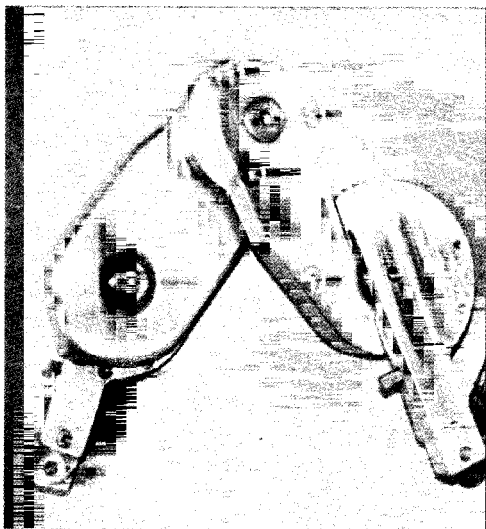


図4 試作した股継手 (Gear type)

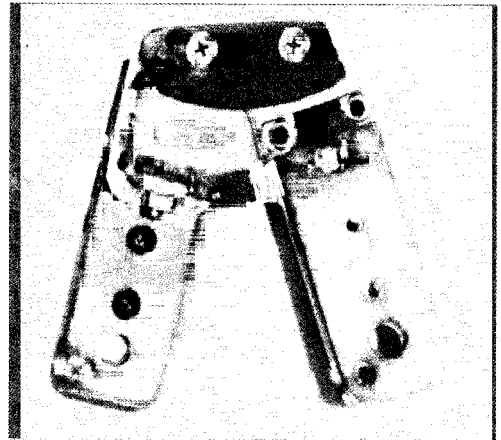


図5 開発した仮想軸付スライド式内側単股継手の試作品

実際に対麻痺者歩行においてWalkaboutと比較・検討した。

### [対象と方法]

#### 1. 仮想軸位置の決定

予備的な検討での乖離距離をもとに仮想軸中心が会陰上40, 60, 80, 100mmとなる4種類の股継手を試作した(図6)。これらの股継手は仮想軸位置に応じて前後幅には差が生

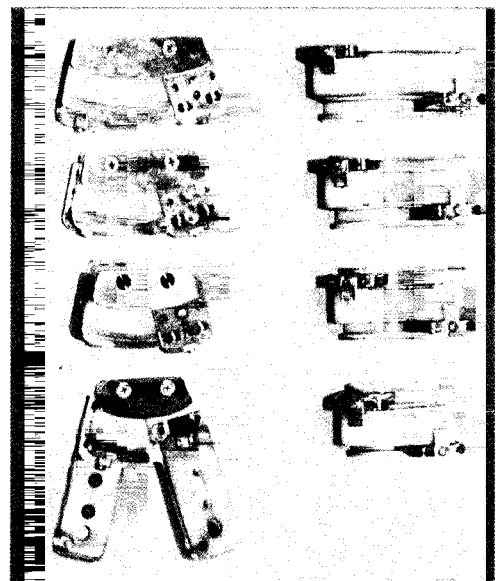


図6 仮想軸の高さが異なる4種類の股継手  
下から順に会陰上40, 60, 80, 100mm.  
左列は側面, 右列は上から見た股継手像

じたが、横幅は一定とし、重量にも大きな差異を認めなかった。この4種類を対麻痺者5例で使用し歩行の容易さを比較した。対象は対麻痺者5例（男性4例，女性1例）。平均年齢は31.8歳（21-45歳），機能残存レベルは第4胸髄節から第10胸髄節，American Spinal Injury Association（ASIA）の分類ではA4例，C1例，発症からの期間は平均45か月（29-98か月）であった。また，全例Walkaboutでの立位・歩行訓練を経験していた。この5例に各自のもつWalkaboutの長下肢装具部分に4種の股継手を接続して自由歩行を行ってもらい，自覚的な歩きやすさを3段階で評価してもらった。

2. 仮想軸付股継手とWalkaboutの歩行の比較

1. の結果をもとに決定した仮想軸位置60mmの股継手（以下slide-MSHとする）とWalkaboutとの歩行速度，歩幅，歩調を対麻痺者7例（男性6例，女性1例）で比較検討した。それぞれの継手を用い，本人の最も歩きやすい速度で，10m直線歩行時の歩数と歩行前後の心拍数を測定した。歩行速度の測定は1回施行する毎に数分の休憩をとり，合計3回施行した。測定した歩数と歩行時間により，歩行速度，重複歩距離，歩調を算出した。測定にあたっては，事前に平行棒内での歩行練習を行ってから，両側ロフストランド杖での歩行を練習として数m行い，十分な休息を

とってから，実際の測定を行った。

3. 仮想軸付股継手とWalkaboutの歩容の比較

前述の対象5例のうち1例において骨盤回旋角度を計測して両装具の歩様を比較した。下肢装具歩行に熟練した対麻痺者1例（case No.4）において，歩行時の骨盤回旋角度を3次元動作解析装置（Optotrack 3020; Northern Digital Inc, Waterloo, Ontario, Canada）により測定した。マーカーは骨盤の左右後方平板支柱に2.5cm延長した2本の棒の先端，靴後面にそれぞれ付けた。約5mの歩行路を両側ロフストランド杖にて3回歩行し，マーカーの経時的な位置変化を求め，そこから骨盤の回旋角度を算出した。

[結果]

1. 仮想軸の高さが40mmと100mmでは5例中4例が歩行しづらいと答えた。60mmでは5例中4例が歩きやすい，1例が普通（Walkaboutと差異なし），80mmでは1例が歩きやすい，4例が普通と答えた。つまり，患者の自覚的な印象で最も歩きやすいものは仮想軸の高さが60mmという結果となった（表1）。

2. 1の結果をもとに，仮想軸が60mmである股継手を用いた歩行とWalkaboutでの歩行を比較した。歩行速度はWalkaboutでは平均7.4±3.8m/min，slide-MSHでは平均10.5±4.8m/min，歩調は前者が平均40.8±16.3

表1 4種類の股継手で歩行した際の自覚的評価

症例	年齢 (歳)	性別	身長 (cm)	ASIA 分類	TAO (mo)	仮想軸の高さ (会陰上からの距離 ; mm)			
						40	60	80	100
1	21	M	168	T4A	41	p	b	g	p
2	20	M	178	T4C	32	p	b	g	p
3	38	M	171	T6A	21	p	g	b	g
4	35	M	180	T10A	98	p	b	g	p
5	45	F	150	T10A	29	g	b	p	p
平均	31.8		169.4		44.2				

b(best):最も歩きやすい, g(good):歩きやすい, p(poor):歩きにくい  
TAO; time after on set, mo; month

steps/min, 後者が平均 $48.0 \pm 13.9$  steps/min, 重複歩距離は前者が平均 $0.36 \pm 0.12$ m, 後者が平均 $0.43 \pm 0.15$ mであり, 3項目ともslide-MSHの方が有意に高かった ( $p < 0.05$ ) (表2)。

3. 骨盤回旋角度は, Walkaboutでは平均 $45.8 \pm 9.2$ 度, slide-MSHでは平均 $45.1 \pm 8.6$ 度であった。つまり, slide-MSHの方がWalkaboutに比べ骨盤回旋角度が減少していた。また, 歩幅は骨盤回旋の影響を受けるため, 歩幅を骨盤回旋角度で補正した値 (cm/度) を算出したところ, Walkaboutでは $1.36 \pm 0.16$ , slide-MSHでは $1.55 \pm 0.14$ となり, 角度あたりの下肢の振り出し距離はslide-MSHのほうが長く, 有意差を認めた ( $p < 0.05$ ) (図7)。

[考 察]

現時点で対麻痺者の下肢装具の使用を考えた場合, 車椅子との併用が可能であることが必須条件である。しかし, 既存の装具は身体拘束性が高く, かさばり, 車椅子との併用は困難であった。この点, 股継手を両長下肢装具の内側に位置させた内側股継手システムは, 既存の装具に比べ, 装着が容易であり, 車椅子座位でのかさばりも減少するという利点を持っていた。

次に装具に要求されることはエネルギー効率のよい歩行の実現である。Walkaboutは股継手の位置と解剖学的な股関節の位置との間に乖離があり, その分, 機能的下肢長が短く

表2 開発した股継手とWalkaboutとの比較

症例	年齢 (歳)	性別	ASIA 分類	歩行速度(m/min)*		歩調 (steps/min)*		重複歩距離 (m)*	
				Wa	slide-MSH	Wa	slide-MSH	Wa	slide-MSH
1	21	M	T4A	10.0	14.6	57.0	65.9	0.35	0.44
2	20	M	T4C	5.0	11.1	20.0	40.0	0.50	0.56
3	38	M	T6A	2.6	3.6	26.1	29.1	0.20	0.25
4	35	M	T10A	8.5	9.5	58.3	61.0	0.29	0.31
5	45	F	T10A	5.3	5.7	39.8	41.1	0.27	0.28
6	43	M	T6A	6.2	11.3	28.4	39.6	0.43	0.57
7	37	M	T9A	13.9	17.5	55.7	59.6	0.5	0.58
平均				$7.4 \pm 3.8$	$10.5 \pm 4.8$	$40.8 \pm 16.3$	$48.0 \pm 13.9$	$0.36 \pm 0.12$	$0.43 \pm 0.15$

Wa; Walkabout, slide-MSH (slide type of medial single hip joint); 開発したスライド式股継手 \* ( $p < 0.05$ )

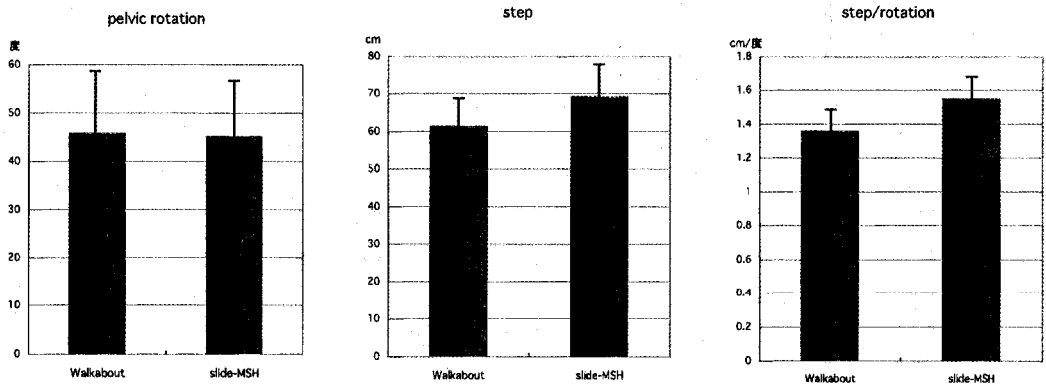


図7 Walkaboutとslide-MSHの骨盤回旋角度 Walkaboutでは平均 $45.8 \pm 9.2$ 度, slide-MSHでは平均 $45.1 \pm 8.6$ 度であった。歩幅を骨盤回旋角度で補正した値 (cm/度) は, Walkaboutでは $1.36 \pm 0.16$ , slide-MSHでは $1.55 \pm 0.14$ であり, 有意差を認めた。

なり、歩幅が短くなってしまふ。これを代償するために骨盤の回旋を大きくして歩行速度を上げなければならない。そのため、上肢、体幹にかかる負担が大きく、歩行速度が伸びないという効率の悪い歩行となる。

一方、今回、開発した内側股継手は仮想軸を有するため解剖学的股関節の位置との差が少なく、実際の下肢長と歩行時の機能的下肢長の差が少なくなり、より生理学的な歩行に近づけることが可能となった。

ただし、仮想軸の位置については、解剖学的股関節の高さに最も近い100mmの股継手ではむしろ歩行しづらいという結果になった。これは、解剖学的な股関節位置と回転中心が近いと容易に動きすぎるためバランスが悪くなり、また回転中心が上がるほど脚の長さが長くなり遊脚側のクリアランスが損なわれるという理由により、却って下肢の振り出し時にバランスがとりづらいと思われた。以上から試作した4種の股継手の中で、仮想軸の高さを60mmに設定したものが最も適切であると考えられた。この60mmの試作継手を用いて骨盤の回旋角度を計測した結果、slide-MSHではWalkaboutに比べて、歩行時の骨盤回旋が軽減されていた。すなわちWalkaboutでは下肢の振り出しを骨盤の過度の回旋で代償して行っていたが、slide-MSHでは下肢の振り出しがより生理的になったことにより骨盤の回旋が軽減され、歩行速度の向上につながったと考えられた。

しかし、内側股継手付長下肢装具による歩行に慣れていない患者にとっては、下肢の振り出しをコントロールできず、不安定感を訴える場合がある。その場合には股継手のスライド角度を減らして振り出し幅を少なくし、安定した歩行が得られた後、角度を増加させていく訓練方法がよいと思われたため、スライド幅を調整できる機構を盛り込むことにした。一方、歩行の安定性が得られた症例に対

しては、股継手の自由度を増加させることにより、歩行しやすさが向上することも予想されたためその検討が必要と考えられた。

#### [小 括]

著者らは対麻痺患者の立位・歩行用下肢装具として、既存の内側単股継手であるWalkaboutの欠点を補うため、仮想軸を有するスライド式内側単股継手を開発した。Walkaboutに比べて、歩行時の骨盤回旋が軽減され、歩行速度が改善された。

### 3. 回旋機構の付与

#### [概要と目的]

麻痺肢に対する立位・歩行用装具は、関節の自由度を制限することで運動を単純化し制御を容易にしている。対麻痺者のための立位・歩行用装具である内側単股継手システムは立位安定性に優れており、装具装着後比較的早期から立位・歩行訓練を開始することができ、平地歩行の獲得が可能であった。しかし、下肢の振り出しにくさや、方向転換の困難さという問題を呈していた。そこで、この解決策の一方法として、屈曲・伸展方向以外の自由度を追加した回旋付与機構付きの股継手を試作し、その効果について症例を通して検討した。

#### [対象および方法]

対象は対麻痺者1例(39歳男性, Th10 ASIA; A)で、発症後期間は14年、装具による立位・歩行訓練は継続して8年間施行しており、slide-MSHを使用した歩行に熟練している。

股継手の自由度を増やすために、従来の股関節屈曲・伸展の1自由度に内旋・外旋を加えることを試みた。構造は、股継手装着部の支柱に蝶番を取り付け内外旋を許容したものであり、左右それぞれ0度から20度までの調

節が可能とした(図8)。

方法は1. 外旋位15度固定(KAFO-slide MSHの設定値), 2. 内旋5度で固定, 3. 股関節内旋5度, 7.5度, 10度を許容した回旋付与3通り, の計5通りの設定で10m歩行を行い, 立位安定性, 下肢の振り出し, 下肢の制御, 方向転換における自覚的な効果を聴取した。次に, 本症例において自覚的に最適な回旋可動域を設定して10mの平地歩行を3回行い, 歩行速度, 歩幅, 歩調を測定した。同様に平地歩行において内旋付与なし(固定)の場合と比較した。

また足部の側方方向の軌跡を3次元動作解析装置(WINanalyze, ミクロマク社, ドイツ)で計測した。計測方法は骨盤の左右後方平板支柱に2.5cm延長した2本の棒の先端, 靴後面にそれぞれマーカーをつけ, 高速度カメラ2台にて撮影した。撮影サンプリング周波

数は60Hzであった。約5mの歩行路を両側ロフトランド杖にて3回歩行し, マーカーの経時的位置変化を求め, そこから足部の変化を算出した。

[結 果]

患者の主観的評価では, 回旋付与7.5度において, 歩行時の下肢の振り出し, 方向転換が容易になった。内旋10度では下肢接地時に体幹も過度に内旋し, 立脚時の安定性が損なわれた。立位の安定性は股関節固定時が最も良好であった(表3)。その他では, 回旋付与の場合に股継手の脱着が容易になったとの感想が得られた。

そこで, 股関節内旋可動範囲を7.5度に設定して10m歩行を行い内旋の有無による歩行を比較した。歩行速度は内旋付与で平均 $17.4 \pm 1.2$  m/s, 内旋なしでは $16.0 \pm 0.3$  m/s, 重複歩距

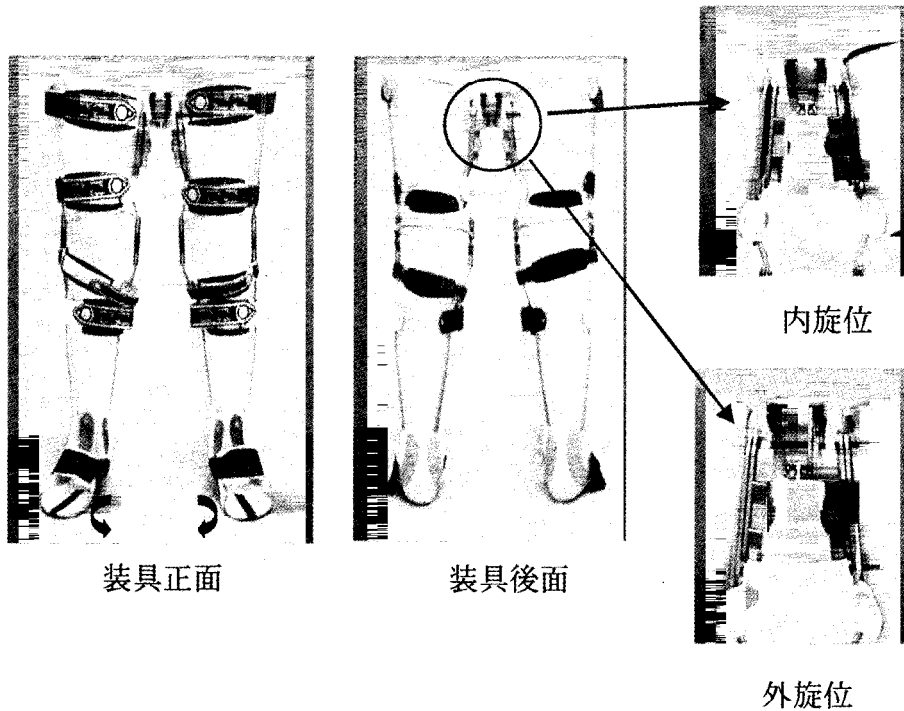


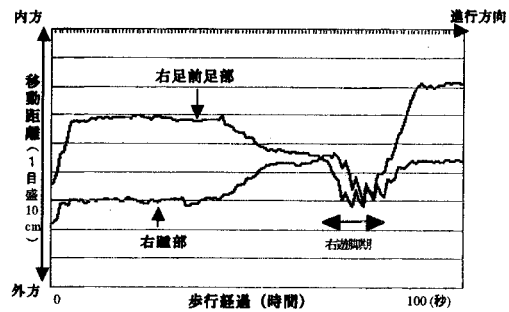
図8 回旋機能付与  
股継手内旋により, 足先部が内側へ移動する。

離は内旋付与で平均 $96.8 \pm 2.7$ cm, 内旋なしで $93.8 \pm 2.5$ cm, 歩調は内旋付与で $35.8 \pm 1.4$ , 内旋なしで $34.2 \pm 0.5$ であった。統計学的には有意差を認めなかったが, 歩行速度, 重複歩距離, 歩調のすべてにおいて内旋付与の方が高値を示した(表4)。

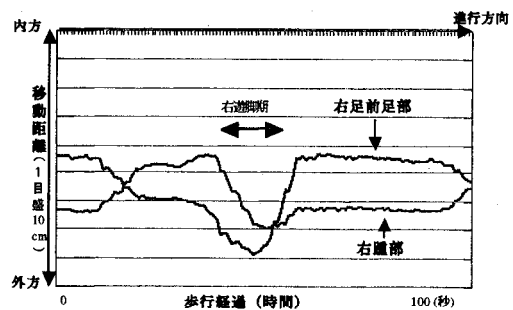
また, 3次元動作解析にて足部の側方への移動を計測したところ, 内旋のない状態では立脚期前半から進行方向に対して足部の外転が始まるが, 内旋付与の状態では遊脚期前に足部の外転が認められた(図9)。足部の側方(左右方向)への移動距離は内旋ありでは平均7.58cm, 内旋なしでは6.05cmであった。つまり, 内旋ありの場合では遊脚期前に足部の外転が生じ, また, 足部の外方への移動距離は大きく, 結果として遊脚離地が得られやすくなった。

[考察]

対麻痺者の立位・歩行における装具の目的は, 関節の自由度を制限して運動制御を単純化することで安定性を得る点にある。通常のslide-MSHの設定は立位の安定性を重視し, 股



A. 通常歩行, 内旋付与あり



B. 通常歩行, 内旋付与なし

図9 3次元動作解析による足部の側方移動の軌跡  
右足前足部と踵部にマーカーを付け, 歩行時の軌跡を計測した。股継手への内旋付与により前足部の側方移動距離が増加し, 遊脚期に足先部の内側移動が生じていた。

表3 回旋機構付与に対する主観的評価

	外旋位固定	内旋位固定	内旋5°	内旋7.5°	内旋10°
立位安定性	b	b	g	g	p
下肢振り出し	g	g	b	b	b
下肢コントロール	p	p	g	b	g
方向転換	p	p	b	b	p

表4 内旋付与の有無による歩行の比較

	歩行速度(m/min)	歩調 (steps/min)	重複歩距離 (cm)
内旋なし	$16.0 \pm 0.3$	$34.2 \pm 0.5$	$93.8 \pm 2.5$
内旋あり	$17.4 \pm 1.2$	$35.8 \pm 1.4$	$96.8 \pm 2.7$



関節外転外旋位になっていて、その可動範囲は屈曲・伸展の1自由度のみである（また、伸展は患者の股関節の解剖学的制限により規定される）。このような股関節1自由度条件下の歩行においては、体重を立脚側の杖に移動させ、重心を側方に移すことで遊脚肢を引き上げることが可能となり遊脚離地が得られる。そして、重力およびスライド機構により下肢が振り出され慣性によって前方へ進む。しかし、実際の臨床場面においては、歩幅を大きくするために骨盤の回旋を利用して下肢を振り出す症例がしばしばみられ、本症例でもその傾向が認められた。このような症例において、股継手に内旋可動性をもたせたことにより、足部に外転から内転方向への可動性が生じ、下肢の振り出し時に骨盤の回旋が軽減されたと考えられた<sup>14,15</sup>。実際、患者の自覚的評価においても下肢の振り出しが容易になったという感想が得られた。

10m歩行の比較では、内旋付与の方が歩行速度、歩幅とも大きくなる傾向がみられた。患者の自覚においても内旋付与による疲労や負担の訴えが少ないという感想があった。また、方向転換が容易になった、股継手の脱着が行いやすくなったなどの利点が認められた。以上より、内旋付与の臨床的效果は高いと考えられた。

一方、注意事項として、内旋角度を増加させると下肢の振り出しが大きくなりすぎるため、角度の設定は個々の症例の状態に応じて行うべきであり、また、slide-MSHでの立位・歩行にある程度慣れてきてからの導入が望ましいと思われた。ただし、今回は1症例での検討であるため、今後症例数を増やして確認したいと考えている。また、損傷高位の違いなどによっても回旋付与機構の効果が異なると予想されるので、今後の検討を要する。

#### [小 括]

著者らは仮想軸を有する新しい内側単股継手を開発した。この股継手は股関節の可動域を屈曲・伸展の1自由度に規定しており、これに内旋機構を付与したところ、下肢の振り出しや方向転換が容易になるなどの効果が認められた。

#### 4. 力源の付与

##### [概要と目的]

対麻痺者が下肢装具で歩行する際には、装具に力源がないため上肢が推進力となる。従って、上肢への負担が大きく、手関節の疼痛や疲労により歩行距離が伸びない点が大きな課題となっている。上肢への負担を減らす手段としては、FESを併用したhybrid assistive system (HAS) や、継手の動力化が考えられている<sup>16,17</sup>。

著者はFESのもつ身体への侵襲性という欠点を考え、股継手にモータを取り付け手指でswitchを操作する動力化装置の作製を試み、その効果および実用的な歩行へ向けて、股継手への内旋機能付与、スイッチ操作方法の工夫が示す効果を症例を通して検討した。

##### [モータ付き股継手の構造]

開発した動力装置は、slide-MSHを基本として、キャリア下方部に取り付けられた円弧状ラックを係合する1個のピニオンギアと、このギアを駆動し、正転及び逆転運動が可能ないように形成された電動モータによって構成される。著者の概念的考案をもとに具体的な設計および製作は株式会社タイムスで行った。モータにはマクソン社RE035-071-30、回転数7,090rpmを使用した。ギア比は1:33、最大トルク2.25Nmであった。簡易に使用するためにバッテリーを単三充電電池10本にした。モータは股継手に直結しており、バッテリーとコントローラはポーチの中に収めて歩行するこ

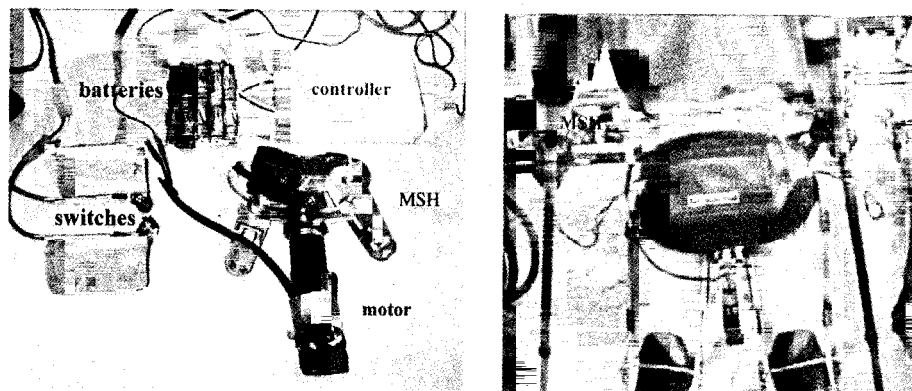


図10 Motor system  
左；motorの構造，右；歩行時後面像

とができるようにした（図10）。このバッテリー仕様で1回40mの歩行訓練を2回行えた。

#### [操作方法]

左右別のマニュアルスイッチをon接続持続で駆動，offで停止する方法で行った。回転速度は回転数を10段階に設定されたダイヤル式で調節した。股継手の初期位置は設定されておらず，一度振り出された下肢は復位されない。スイッチは杖の握りの部分に取り付け，示指を用いて操作する構造にした。遊脚肢に対して対側の上肢（示指）によるスイッチ操作で行う方法と遊脚肢と同側上肢でスイッチを操作する方法の2方法を比較した。

#### [対象と方法]

対象はTh10，ASIA；Aの39歳男性とした。発症後期間は14年，装具による立位・歩行訓練は継続して8年間施行しており，slide-MSHを使用した歩行に熟練している。この症例に対し，slide-MSHシステムを使用し，本人の快適な速度で10mを3回歩行してもらい，歩行前後の心拍数変化，歩幅，歩行速度を測定した。次にモータを取り付けたslide-MSH，および内旋機能付と股継手とモータをあわせた場合の歩行を試行した。各試行間には充分

な休息をとり，心拍数の回復を確認してから，測定を行った。

#### [結果]

モータなしでは歩行速度は $16.0 \pm 0.3\text{m/s}$ ，重複歩距離 $93.8 \pm 2.5\text{cm}$ ，歩行前後の心拍数変化は $34.0 \pm 3.5\text{bpm}$ であった。モータありでは，順に $8.6 \pm 0.9\text{m/s}$ ， $56.4 \pm 3.4\text{cm}$ ， $18.0 \pm 2.8\text{bpm}$ ，モータに内旋付与した場合は， $11.3 \pm 1.2\text{m/s}$ ， $46.7 \pm 8.4\text{cm}$ ， $20.0 \pm 5.7\text{bpm}$ であった。モータを使用することにより歩行後の心拍数増加は抑えられたが，歩行速度，重複歩距離も減少した。モータなしとモータありの歩行間では3項目とも1元配置の分散分析にて有意差を認めた（ $p < 0.05$ ）。しかし，モータのみとモータに内旋付与した場合との比較では，歩行速度は若干速まったが，3項目とも統計学的に有意差を認めなかった（表5）。一方，モータに内旋付与した場合，患者からはモータによる下肢の振り出しを制御しやすくなったという感想が得られた。

スイッチの操作方法では，立脚肢と同側上肢の示指でswitch onを行う方法と，立脚肢と対側上肢の示指でswitch onを行う方法を行ったところ，前者のほうが歩行後の手関節および示指の負担が少ないとの意見が得られた。

表5 モータの有無および内旋機能を付与したモータでの歩行の比較

	歩行速度 (m/min)	重複歩距離 (cm)	心拍数変化
slide-MSH	16.0±0.3	93.8±2.5	34.0±3.5
Powered-MSH	8.6±0.9	56.4±3.4	18.0±2.8
Powered-MSH+Int	11.3±1.2	46.7±8.4	20.0±5.7

slide-MSH : モータなし, Powered-MSH : モータあり, Int : 内旋付与

slide-MSHとPowered-MSHにおいては3項目とも有意差を認めたが (p<0.05)  
Powered-MSHとPowered-MSH+Intでは有意差を認めなかった。

[考 察]

対麻痺者が装具を用いて歩行を行う場合には、上肢が推進力となるため、身体疲労や上肢への負担が大きくなる。一般に歩行における心拍数変化はエネルギー消費量をよく反映するといわれており、モータありでその変化が有意に少なかったことから、モータによる動力化は歩行時の身体負荷を軽減させると考えられた。しかし、同時に歩幅、歩行速度も減少しており、歩行の効率化には繋がらなかった。その理由としてモータの駆動力に対し身体の安定化を図ることに患者自身に不安があり、下肢を振り出す加速度を制御しつつ歩行していたためと思われた。以上から、モータ駆動は、エネルギー消費を減少できる可能性を有するもののその制御法の改善が必要と考えられた。

また、股継手への内旋機能付与により通常の歩行において遊脚肢の振り出しや方向転換が容易になることが先の研究で確認されたが、モータを使用した場合にも、下肢の振り出しを制御しやすくなり、歩行時において効果が認められた。

今回使用したモータは股継手本体に比して大きくて重いいため、内側股継手が脱着しづらいという問題があり、サイズの縮小・軽量化が課題であった。

モータを作動させる方法として、杖の握り

部分にスイッチを取り付け、示指で押す方法をとった。遊脚肢と同側の示指で操作する方法では、上肢で推進力を発揮する時点とswitch操作が合ったため、歩行が容易になり、遊脚肢と対側の示指で操作する場合よりも手関節への負担が減少すると考えられた。しかし、上肢で体重を支えながら示指でスイッチを押すという行為は、大きな力発揮と巧緻性が同時に要求されるため負担が大きく、歩行時の観察でも前腕筋群の同時収縮が頻繁に行われていると推察できた。従って、制御法の見直しとともに、示指で操作するのに適するスイッチの形状や取り付け位置など検討の余地を残した。

[小 括]

モータによる股継手の動力化は歩行時のエネルギー消費を減少させると思われた。一方、スイッチを押す操作が上肢の疲労の原因となり、その制御法やスイッチの形状などについてはさらなる検討を要した。

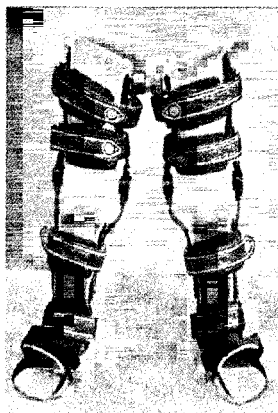
5. 小児用股継手

小児の対麻痺歩行は対応が進んでいない領域である。成人用のWalkaboutは脱着可能であり、非常にコンパクトな構造となっている。しかし、小児用Walkaboutは、脱着機能がなく、また、サイズが日本の幼児にとっては大きいいため、使用するには適当ではなかった。

そこで著者はまず2枚の継手板を単軸で接続した単純な構造の内側股継手を作製した(図11)。次に、小児用スライド式仮想軸付内側単股継手(slide-MSH)を試作した(図12)。

これらの装具の効果を症例を通して述べる。

[症例 1]

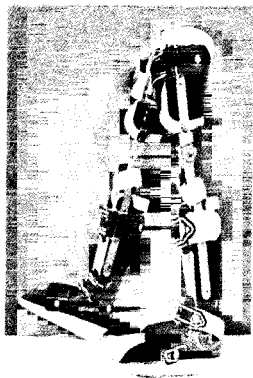


simple MSH - KAFO

図11 小児用立位・歩行用長下肢装具 (simple type)

5歳男児。1歳6か月時に横断性脊髄炎を発症した。発症後3週からリハビリテーションを開始した。弛緩性四肢麻痺の状態であったが、徐々に麻痺が回復し、1歳8か月時にはずり這い、座位保持、膝立ち可能となった。

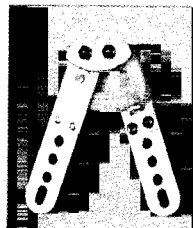
上肢機能は第6頸髄節残存レベル、ASIA分類ではCに相当した。1歳10か月にRGOを作製し、立位・歩行訓練を開始した。これにより、立位保持は可能であったが、歩行訓練では歩行器にもたれてしまい、下肢の振り出しが困難であった。このため、訓練に集中できず、10mの歩行に10分以上を要した。3歳1か月に自作の内側単股継手付長下肢装具(以下simple-MSH)を作製した。歩行訓練にはposture control walker (PCW)を併用した。RGOに比べ、体幹伸展、骨盤の回旋を利用して下肢を振り出せるようになった。しかし、10m歩行に約3分かかり、歩行速度は伸びなかった。5歳時に仮想軸付内側単股継手(以下slide-MSH)を試作した。当初は装具に慣れず歩行速度は変化なかったが、次第に骨盤の側方移動を利用して円滑に下肢を振り出せ



左：小児用装具



右：股継手部分



A. slid MSH-KAFO 小児用試作版

B. Aを改良した股継手

図12 小児用立位・歩行用長下肢装具 (slide type)

るようになり、4か月後には10mを50秒台で歩行できるようになった。現在両側ロフトランド杖にて歩行訓練を始めている。

[症 例 2]

3歳女児。猫啼症候群と診断され他院に通院していた。2歳1か月時当院を受診した。Floppy infantで、知的障害が重度であり、寝返り、座位は可能だが、つかまり立ちは不能であった。立位訓練目的にRGOを作製した。立位保持には支持が必要であったが、立って遊ぶことができるようになった。つかまり立ちを始めた3歳1か月にsimple-MSHに変更した。体幹の支持性が弱いと、やはり立位には介助が必要であった。なお、股継手ははずした場合には、骨盤が回旋してしまい立位が安定しなかった。歩行訓練では介助する療法士にもたれ、自ら下肢を振り出すことがなく、また、振り出す角度や強さを調節することが困難であった。しかし、訓練時だけではなく、通園施設においても装具を使用して立位・歩行の時間を取り入れてもらうことにより、PCWを使用して監視下で室内を歩行することが可能となった。3歳6か月には、装具を装着せず、PCWのみで数mの歩行が可能となった。ただし、外反足、反張膝がみられ、経過観察が必要である。

[考 察]

小児の立位・歩行再建用の装具には、簡便さと軽量化が求められる。しかし、成人に比べ体幹の可動性が大きく、立位時に体幹の不安定性が強まるため、一般的には骨盤帯付長下肢装具、特にRGOが第一選択として処方されている<sup>19</sup>。しかし、装具による体幹の拘束性やかさばりは児にとって負担であり、簡便な装具の開発が望まれる。装具は、児の成長発達に応じて変更されていくべきであり、著者は、まずRGOを使用して立位を体験させ、体

幹の支持性が得られたら、MSH-KAFOシステムに変更していくのが望ましいと考えている。MSH-KAFOで立位訓練を行うことにより下肢筋と体幹筋の筋力の増強が促され、歩行訓練を進めやすくなると考えられる。

症例1では、RGOにより安定した立位を獲得したが、歩行訓練においては装具による拘束性が負担となり、RGOのもつ交互歩行という特性を充分発揮できず、下肢の振り出しが困難であった。Simple-MSHに変更したところ、体幹の伸展や重心の側方移動を利用して下肢の振り出しが徐々に行えるようになった。Slide-MSHになってからは、立位の安定性が向上するとともに下肢の振り出しも容易になった。歩行訓練への意欲も高まった。しかし、slide-MSHはsimple-MSHに比べ大きいという点が問題として残った。そこで、これよりもサイズを縮小し軽量化した改良型を試作し、現在、その効果を検討中である。

また、症例2では重度知的障害があり、それが訓練を進める上で支障となっていたが、装具による立位・歩行を体験したことが、下肢筋や体幹筋の使用を促し、訓練場面以外での立位・歩行へと促進したと思われる。精神運動発達児の立位・歩行訓練を進めていくにあたり、各種装具のもつ特性を充分活用しながら立位・歩行体験を重ねていくことが、その後の発達に大きな影響を与えると考えられた。このような知的障害のある症例では、拘束性の少ない簡略化された装具が望まれる。

今後は、小児用股継手の軽量化、簡易化を目的に、コンパクトな股継手を試作し、検討中である。さらに、成長に合わせて可変性を持たせた機構の工夫も必要と考えている。

[小 括]

著者らは立位・歩行障害を呈する小児に対し、装具を使用した立位・歩行訓練を積極的に行った。まずRGOで立位を安定させ、次に

MSH-KAFOに変更して立位・歩行訓練を行った。MSH-KAFOはRGOに比べて拘束性が少なく、児の受け入れも良好であり、立位・歩行訓練において一定の効果を示した。

## 6. 臨床経験

### [概要]

藤田保健衛生大学病院リハビリテーション科において1995年から導入した内側股継手システムを中心に、これまでに同科でリハビリテーションを行った対麻痺児・者を主とする歩行障害例への使用状況を後方視的に調査し、その効果、問題点、工夫、帰結について検討した。

### [対象]

1995年4月から2001年4月までに当院入院または外来通院された脊髄障害患者のうち、HKAFOまたはKAFOを作製した成人患者は22名、小児は9名であった。性別は成人では男性18名、女性4名、小児では男児4名、女児5名、平均年齢は成人38.0歳(18~68歳)、小児4.4歳(2~13歳)であった。疾患は成人では外傷性脊髄損傷15名、整形外科疾患3名、神経内科疾患2名、その他2名であり、小児では脳性麻痺6名、横断性脊髄炎2名、その他1名であった。これらの症例について、成人、小児別に調査し、成人では頸髄、胸髄、腰髄別に検討した(表6, 7)。

### [成人頸髄損傷例]

成人頸髄損傷例は5例、残存機能髄節はC6

表6 成人の損傷高位別比較

症例	性別	年齢	残存レベル	ASIA分類	装具	立位・歩行
1	M	29	C6	B	Pr	平行棒内
2	M	28	C6	C	Wa→Pr	平行棒内
3	M	59	C7	A	Pr	平行棒内
4	M	23	C7	B	Wa	歩行器(介助)
5	M	54	C7	C→D	Pr	短下肢装具に変更
6	M	44	Th5	A	Wa→Pr	歩行器
7	F	22	Th6	A	Pr	歩行器, 杖
8	M	27	Th7	A	Wa	杖
9	M	40	Th9	A	Pr	杖
10	M	27	Th9	B	Pr	杖
11	M	50	Th9	C	Pr→LLB	杖
12	M	52	Th10	A	Wa	平行棒内
13	M	68	Th10	A	Pr	平行棒内
14	F	32	Th10	A	Wa	杖
15	M	40	Th10	A	Wa→Pr	杖
16	F	51	Th10	A	Wa	杖
17	F	40	Th11	A	Wa	平行棒内, 歩行器
18	M	40	Th11	B→C	Pr→LLB	杖
19	M	31	L1	B→D	Pr→LLB	杖
20	M	35	L1	C	Wa	平行棒内
21	M	18	L2	B	Wa	平行棒内
22	M	27	L2	B→D	Pr→LLB	独歩

Wa; Walkabout, Pr; Slide-MSH, LLB; long leg brace

表7 小児用歩行装具処方状況

症例	年齢	疾患名	装具	立位・歩行
1	2	脳性麻痺	RGO	立位
2	3	脳性麻痺	RGO	立位
3	3	脳性麻痺	RGO	立位
4	3	脳性麻痺	RGO, simple-MSH	介助歩行
5	3	脳性麻痺	RGO, KAFO	介助歩行
6	5	脳性麻痺	RGO	介助歩行
7	5	横断性脊髄炎	RGO, slide-MSH	杖歩行
8	3	猫啼症候群	RGO, KAFO	介助歩行
9	13	横断性脊髄炎	slide-MSH	平行棒内

simple-MSH; simple type of medial hip joint  
slide-MSH; slide type of medial hip joint

が2名、C7が3名であった。訓練経過中、ASIAがDとなったC7の1名は短下肢装具に変更し、現在車椅子と装具歩行を併用している。また、ASIAがBであるC7の1例は訓練室内を歩行器で歩行可能となった。他の3名は平行棒内の介助立位・歩行にとどまり、日常生活では車椅子を使用している。5名中3名は現在も当院外来での訓練を継続している。

#### [成人胸髄損傷例]

成人胸髄損傷例は13名、残存機能髄節はTh5~Th11までであった。疾患は外傷性損傷8名、整形外科疾患2名、腫瘍1名、急性散在性脳脊髄炎1名、その他1名であった。Th9, Th11でASIAがCである各1例は長下肢装具と短下肢装具に変更した。後者では実生活で装具歩行と車椅子移動を併用している。他の11名中6名は訓練室内をロフストランド杖で歩行可能、日常生活は車椅子で移動している。

#### [成人腰髄損傷例]

成人腰髄損傷例は4名、残存機能髄節はL1, L2各2名であった。疾患は外傷性損傷2名、腫瘍1名、急性散在性脳脊髄炎1名である。訓練経過中ASIAがDとなった2名のうち、1名は独歩が可能となり、他の1例は長下肢装具と短下肢装具で歩行可能となった。残り2

名は都合により訓練が中断された。

#### [小児に対する立位・歩行用装具]

初診時歩行不能で、骨盤帯付長下肢装具及び長下肢装具を処方したのは9症例であった。

疾患は脳性麻痺6名、横断性脊髄炎2名、猫啼症候群1名であった。他院から転院してきた1例を除いて全例RGOを作製し立位訓練を開始した。当院では体幹の支持性が弱い小児症例では、まず骨盤帯付長下肢装具としてRGOを選択し使用している。なお、転院してきた症例は前医で骨盤帯付長下肢装具を作製していた。

RGOによる立位訓練を継続する結果、体幹の支持性が向上し、8名中4名は患児に歩行意欲が生じ始める頃に長下肢装具に変更した。このうち介助により訓練室内を歩行可能となったのが4名、歩行器歩行可能、ロフストランド杖歩行可能がそれぞれ1名であった。

#### [考察]

内側単股継手付長下肢装具 (MSH-KAFO) はコンパクトな構造と装着の簡易さにより車椅子との併用に優れ、対麻痺者の立位・歩行再建用装具として有用であることが先の研究から示された。著者らは積極的にその臨床応

用に取り組み、完全対麻痺者以外に、頸髄損傷による四肢麻痺者や不全対麻痺者、小児においては脊髄障害児以外に、脳性麻痺や知的障害を伴う児でも導入した。

成人において、不全麻痺では早期からMSH-KAFOによる立位・歩行訓練導入によって、その後の歩行機能の回復に有利な環境を患者に設定することが可能であると考えられた。損傷高位が頸髄レベルでは下位頸髄損傷の不全麻痺例が対象となり、立位訓練目的の使用が中心であるが、C7レベルであれば肘伸展筋力が残存するので歩行器を使用して介助で歩行することも可能であった。ただし、頸髄損傷患者では装具による立位訓練に対する療法士の介助量が大きく、また、呼吸器疾患の罹患など合併症のため訓練を中断することが多く、継続した使用が困難になりやすいと思われた。胸髄レベルではほとんどの症例が完全麻痺であり、訓練室内での立位・歩行訓練が中心であるが、下肢の廃用性萎縮を予防するために有効な手段となり得た。胸髄損傷者のうちモチベーションが高い患者では、装具による立位・歩行訓練を外来で継続していた。しかし、常時、自宅で使用している症例は存在しなかった。

腰髄レベルの症例はMSH-KAFOの適応が最も高いと考えられるが、今回は症例数が少なく、十分に検討できなかった。腰髄レベルで不全であれば自宅での装具による歩行が実現できる可能性が高いため、今後も適応する症例には積極的に装具による立位・歩行を進めていきたいと考えている。<sup>20</sup>

立位・歩行障害を呈する小児では、立位・歩行訓練開始時には骨盤帯付長下肢装具を処方して立位を安定させ、体幹の支持性が安定してからMSH-KAFOに変更し、積極的に立位・歩行を体験させることが、児の精神運動発達的面からみても重要と思われた。

## [小 括]

当科における歩行障害症例への立位・歩行用装具の使用状況を後方視的に調査した。成人では下位頸髄損傷者や胸髄損傷者で継続して訓練時に使用されていた。現状では、立位・歩行用装具は訓練用にとどまっているが、不全麻痺症例では早期訓練の導入、早期回復の促進、完全麻痺症例では廃用予防に有用と考えられた。小児においては、RGOからMSH-KAFOに移行し、歩行訓練に有用な効果を認めた。

## 7. 総合考察

脊髄損傷 (spinal cord injury) による麻痺は、頸髄損傷では四肢麻痺 (quadriplegia)、胸髄以下の損傷では対麻痺 (paraplegia) を呈する。我が国では、発生年齢は若年者と中高年層の2峰性のピークがあり、発生原因は、若年者では交通事故やスポーツ事故が多く、高齢者では転倒が多い。脊髄損傷患者は年間5,000例発生するといわれており、患者数は約8万人に及ぶ。また麻痺型別には頸髄損傷が約6割、対麻痺が約4割となっている。麻痺は肛門周囲の感覚または肛門括約筋の収縮が残存する不全麻痺と完全麻痺に分けられ、前者が約6割、後者が約4割と報告されている。<sup>21</sup> 我が国では高齢化の影響があり、高齢発症の脊髄損傷が他国に比して多いといわれている。医学的管理が向上した今日では、かつて死因の第1原因であった尿路感染症が減少し、生存率が著明に改善されてきている。内田らの報告によると、胸腰髄損傷者の累積生存率は、受傷時年齢30歳以下の平均生存期間が33年、31歳から45歳までが26年、46歳から60歳までが15年であった。<sup>22</sup> このように、対麻痺患者は、その障害をもって生存する期間が長く、長期に渡ってリハビリテーション医療上の対応を必要とする。

脊髄損傷患者の障害を歩行 (移動) という



観点から見ると、四肢麻痺または対麻痺という機能障害 (impairment) があり、その結果、能力低下 (disability) としての移動障害を来し、社会・環境レベルでの行動範囲の制限という社会的不利 (handicap) が生じている。これに対して、従来のリハビリテーションでは、下肢の関節拘縮や褥創の予防を行い、push up、移乗動作、車椅子の操作・走行という新しい移動手段を学習させ、さらに家屋改造や環境整備を行い、行動範囲を拡大させることが主体である。すなわち、下肢の機能改善への対応ではなく、上肢に下肢の機能を代行させるアプローチが中心となっている。換言すれば、脊髄損傷患者に対するリハビリテーションでは二足歩行を目指すのではなく、もっぱら車椅子移動を前提とした能力低下と社会的不利への対応に重点が置かれてきたのである。従って、胸髄<sup>23</sup>・高位腰髄損傷による完全対麻痺者には車椅子生活を設定したりリハビリテーションが施行され、立位・歩行訓練はほとんど実施されていなかった。また、施行されたとしても機能訓練の一環にすぎず、社会復帰後にはほとんど施行されなくなってしまうのが一般的であった。これには交通事故による四肢麻痺者が急増し、車椅子による利便性・活動性を高めることが急務となったことも影響していると思われる。

さらに、対麻痺者に立位・歩行訓練が行われていない理由として、獲得される立位・歩行の実用性が低いことが挙げられる。対麻痺者が立位・歩行を行う際に一般的に使用される長下肢装具 (knee-ankle-foot orthosis; KAFO) や骨盤帯付長下肢装具 (hip-knee-ankle-foot orthosis; HKAFO) は、重くてかさばる、着脱時や車椅子との併用時に不便である、上肢への負担が大きく歩行速度が遅い、エネルギー消費量が多い、美容的外観の不良等の問題を有しているなどの理由により、実用的使用が困難である<sup>24</sup>。

しかし、その一方で、車椅子に座りきりであることの弊害が指摘されるようになってきた。常時座位をとっていることで、下肢関節拘縮、骨萎縮、上肢・体幹の筋力低下、褥瘡形成などの問題が生ずる。これに対して立位姿勢をとることにより、下肢に荷重がかかるため骨萎縮が予防され、関節を伸展させることで拘縮が予防され、その他、上肢・体幹の筋力増強、心肺機能の改善、褥瘡予防、視線の高さかわることによる心理的効果が期待されている。また、車椅子生活を主としている脊髄損傷患者に立位・歩行に対する強い願望が存在することは否めない。

このような現状の中、近年のリハビリテーション工学的進歩と共に、対麻痺者の行動範囲の拡大を目的とした立位・歩行再建への試みが行われるようになってきた。その際の代表的な方法論として、機能的電気刺激 (functional electrical stimulation; FES)、装具 (orthosis)、そして、複数の方法論を組み合わせた hybrid assistive system (HAS) がある。特に、残存する運動単位 (motor unit) を電気的刺激によりコントロールすることで運動を再建する FES は、コンピュータ技術の進歩により様々な制御法の開発と共に、少チャンネル表面電極による刺激法から埋め込み電極による多チャンネル刺激法へと方法論の発展があり、また将来的にはセンサー系の内蔵も議論されており、極めて有望な再建法である<sup>25</sup>。しかし、対麻痺患者からの視点からみると、体幹機能のよい腰髄や馬尾障害の症例では下位運動ニューロン障害のため使用できず、また、筋疲労、故障などの安全性上の問題点を有し、実用化までにはまだ時間を要すると思われる。一方、装具についても欧米を中心に交互振出機構を有する reciprocating gait orthosis (RGO) の開発が進んできた。RGO は股継手を有する体幹装具と両側長下肢装具で構成され、骨盤帯背部で両側の股継手

をケーブルを介して連結し、交互歩行を実現する。この機構は、股関節の自由度を屈伸の1自由度に減じる意味を持つと共に、骨盤帯部に対する両脚の位置関係を規定し、一側立脚肢に対して骨盤帯部を後屈することで他側遊脚肢の股関節を屈曲させて振り出しを可能にしている。殊に、小児は体幹の可動性が大きいいため、体幹部分の固定が必要である場合が多く、RGOが第一の適応と考えられる。近年では、膝伸展補助機能を備えた製品である advanced RGO (ARGO) も使用されてきている (図13)。さらにRGOとFESを組み合わせたHASも研究されつつある<sup>27,28</sup>。このRGOの問題点としては、前述したように、体幹の拘束性が高く、装具の脱着に手間がかかる等が挙げられる。

以上のように、FESやRGOなどによる再建方法の研究が進められているが、現状では、走行スピードやエネルギー効率の面から考えて、日常生活における移動手段としては車いすが最も有用であることは否定できない<sup>29,30</sup>。著者は、このような状況を顧みて、身体への侵襲が少なく、運動を制御しやすいという利点を重視し、装具による立位・歩行再建の検討を選択した。しかし、RGOでは体幹が固定され、さらに股継手が股関節の外側に位置するためかさばってしまい、車いすとの併用が困難である。そこで、簡便で拘束性が少なく、車いすとの併用において優れる装具の開発を重視した。

著者が注目した対麻痺用の下肢装具に、1992年Polymedic社によって製品化された内側単股継手付長下肢装具システム (KAFO with a medial single hip joint; Walkabout<sup>®</sup>)<sup>31</sup>がある。このシステムは両長下肢装具を内側会陰部下方にて脱着式の股継手によって連結するもので、座位時の快適性に優れ、車椅子との併用において有利であり、装具の脱着も容易である。股継手の重量は800gで可動域は

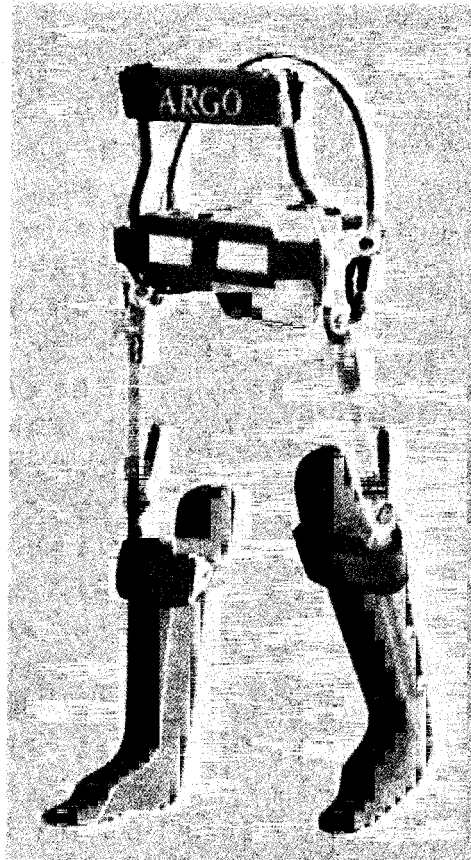


図13 ARGO (advanced reciprocating gait orthosis)

股関節屈曲・伸展方向合わせて50度に設定されている。才藤はRGOなど股関節外側に股継手を取り付けるHKAFOを「外側系システム」<sup>32,33</sup>、股継手を股関節内側に置く内側単股継手付き長下肢装具 (KAFO with medial single hip joint; KAFO-MSH) を「内側系システム」と分類している。内側系システムは外側系システムに比べて、身体への拘束性が軽減され、車いす座位においてもかさばりが少なく、立位の安定性に優れており、従来の長下肢装具の問題点を補い、対麻痺患者の立位・歩行再建に有用と考えられる<sup>34</sup> (表8)。

著者は、対麻痺者の立位・歩行再建にはこの内側系装具の発展が必要であると考えた。しかし、Walkaboutはその構造上の特徴から、

表8 外側系装具と内側系装具の比較

	立位安定性	歩行安定性	歩行速度	車椅子併存性	着脱容易性
<b>股継手部</b>					
強度	M	M			
生理的位置		L	L		
コンパクトさ				M	M
装着				M	M
<b>体幹部</b>					
強度	L	L			
可動性				M	
振り出し力		L			
装着				M	M
コンパクトさ				M	
<b>アライメント</b>					
歩隔	M		L		

内側系装具と外側系装具の構造上の特徴をM：内側系が優れる点，L：外側系が優れる点として表した。

歩調が遅く重複歩距離が短い歩行速度が健常者の歩行スピードの13~47%と遅く、実用的歩行には遠く及ばないという問題点を有していた。つまり、内側股継手の軸位置と解剖学的な股関節の位置の乖離により、遊脚肢を振り出そうとする際に過度の骨盤回旋が引き起こされ、安定性を損ない、歩幅が小さくなってしまふ。そこで、股継手に仮想軸を持たせることで股継手と股関節の位置の乖離を減少させる機構を考案し、試作した。

著者らが検討した股継手は、ベアリングを内蔵したシンプルなスライド式構造をとり、実際に試作した股継手から判断して、大きさや重量はWalkaboutと比べて大差がないものが製作可能と思われた。そこで、仮想軸の位置を決定するために、軸位置を会陰上、40、60、80、100mmの4種類の股継手を試作して対麻痺者5例に自由に歩行してもらった。興味深いことに、解剖学的に股関節に最も近いとされる100mmの股継手ではなく、会陰上60mmの股継手のほうが歩行しやすいとの結果を得た。つまり、股継手と実際の股関節の位置が近づくほど、容易に動きやすくなるため立位時の動揺性が増し、また、振り出される機能的な下肢長は長くなるため歩幅の制御の難易度が

増え、患者の不安感も大きくなると考えられた。そして、実際に対麻痺患者において、Walkaboutと仮想軸が会陰上60mmのスライド式股継手装具による歩行の比較結果で、歩行時の歩幅、歩調、歩行速度が向上し、骨盤回旋角度が減少したという結果を得た。以上の検討から、会陰上60mmの股継手を製品化した(Primewalk<sup>®</sup>、立松製作所、現、株式会社TIMS、愛知県)。Primewalkは16個のベアリングを内蔵したスライド機構を有し、大きさは横幅44mm、前後幅99mmとなった。材料には主にジュラルミンを使用して軽量化を図ったため本体の重量が688gとなった(図14)。股関節屈曲・伸展方向の1自由度をもち、可動域は合わせて40°までであり、それより小さい角度に調整することも可能とした。

著者らのものとは別に開発された同様のスライド式内側股継手として、MiddletonらのMoorong Medial Linkage orthosisがあり、Walkaboutに比べて歩行効率が改善されたという症例報告がなされている<sup>35</sup>。しかし、著者の方法とは違い、この股継手は、左右の円弧状ラックがスライドする構造をとっているため前後長が長くなり、また、ベアリングも内蔵していないため摩擦抵抗は大きいと予想さ

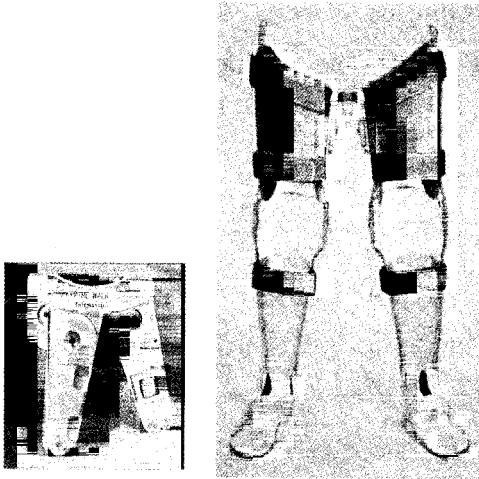


図14 内側単股継手  
左：開発した股継手 (Primewalk)  
右：開発した股継手付長下肢装具システム

れ、製品化には至っていない。

その他、Primewalkと同様の機構をもつ股継手の報告はない。最近ではPrimewalkを利用したHASの報告<sup>36</sup>、Primewalkによる歩行時に用いる靴型装具の開発などの報告<sup>37</sup>が散見されるようになり、対麻痺歩行用装具として普及し一定の評価を得つつある。

さらに、開発した股継手の実用性を高めるため、(1)股継手への回旋機構付与、(2)股継手への力源付与、(3)小児用の股継手開発を行った。

股関節は屈曲・伸展、内転・外転、内旋・外旋の3自由度をもち、多様な運動を行っている。しかし、下肢装具においては、関節の自由度を制限することで、運動を単純化し下肢の制御を容易にさせて安定性を得ている。そのため、生理学的な関節運動とは大きく異なる歩容で歩行することになる。開発した股継手は屈曲・伸展の1自由度をもつが、歩行の際、主に制限したいのは内転・外転であるので、回旋機構を付与し自由度を増やすことにより、下肢の振り出しが容易になるのではないかと考えた。Primewalkは、立位の安定

性ならびに遊脚肢のクリアランスを得るために、股関節外転位、足部は進行方向に対して10-15度外旋位に設定されている。そこでこの状態に、股関節内旋を左右それぞれ5度、7.5度、10度許容し、対麻痺者1例で検討した結果、下肢の振り出しは7.5度で最も容易になり、方向転換がしやすいという主観的な評価を得た。また、内旋機構の有無における歩行速度、重複歩距離、歩調を比較したところ、統計学的な有意差は得られなかったが増大傾向を示し、実際の臨床場面では歩行時の下肢の振り出しだけでなく、股継手の脱着もしやすくなるという利点があり、その有用性を確認できた。しかし、装具による歩行に慣れていない対麻痺者では、振り出し時に歩幅が大きくなりすぎて制御困難となる場合があり、使用にはある程度の熟練性が必要と思われた。

装具には力源がないため、健全な部分を力源に用いて移動しなければならない「passivity」という問題が存在する。そのため、装具に加えて力源にFESを用いるHASの検討がなされている。このシステムは、装具によって自由度を減らし支持性を得ながら運動を単純化して制御を容易にする一方で、FESによって推進のための力源を得てエネルギー消費を軽減することを可能にする。また、FESのみ施行された場合の筋疲労や装具のみ使用する場合の歩行時の上肢負担が、両者を組み合わせることで軽減される。装具にはRGOやKAFOが用いられることが多い。今回、著者は力源としてモータを選択した。モータは、FESの持つ侵襲性や動作不安定性がなく、また、近年の電池性能の進歩が著しいなどの理由で今後の発展が期待される力源である。著者らが開発したモータシステムは手指でスイッチを操作する方式で、onのときに下肢の振り出しを行うopen loop方式をとり、制御は患者自身が調節をする。対麻痺者1例での歩行前後の心拍数変化を測定したところ、モータ

付きのほうがない状態よりも心拍数増加が抑えられ、統計学的にも有意差を認めた。従って、目的通りエネルギー消費は減少していると思われ、身体への負荷が軽減されたと考えられたが、歩行速度や歩幅も減少してしまった。これは、モータ使用時の下肢の振り出しの制御が、なしの場合より難易度が高く、通常より慎重な歩行を要求されることが、主な理由と考えられた。実際、体重を支えるという粗大運動とスイッチングという巧緻運動とを同時に同一上肢で行うことは難易度の高い課題と感じたという感想が得られた。今後、実用的使用への検討課題として制御法の精緻化が必要と思われた。さらに、モータ部分の小型化・軽量化も検討課題として残った。

小児用の立位・歩行装具は主に二分脊椎児を対象として開発が進められてきた。その中で、RGOは第1選択として使用される装具である。しかし、前述したとおり、身体の拘束性が高く、装着が困難であり、児に受け入れられないことも多い。これに対して、内側股継手付き長下肢装具は拘束性が少なく、軽量である。しかし、既存の小児用内側股継手にはWalkaboutの小児用があるが、日本の幼児にはサイズが大きすぎる。そこで著者らは小児用の内側股継手を試作した。不全四肢麻痺の1例においては、RGOからMSH-KAFOに移行して、歩行距離および歩行速度を改善させることができ、結果として患児の意欲を高め、現在も外来で立位・歩行訓練を継続している。また、知的障害を有する児においても、装具を利用して立位・歩行を早期から体験させることは、児の精神運動発達に有益と考えられた。小児用股継手は脱着式ではなく、サイズも児の体格に比して大きくなってしまいうため、今後の改良が必要である。

以上のように、著者らは開発した股継手の実用性に向けて、様々な検討を続けてきた。その効果を検討するため、「内側系システム」

を導入してからの藤田保健衛生大学病院リハビリテーション科における臨床症例を後方視的に調査した。なお、脊髄障害による歩行障害を有する症例のうち、装具を処方した症例のみを対象とした。実態として、成人頸髄損傷では下位損傷者の立位訓練用として使用されており、対麻痺者では立位・歩行訓練用に積極的に使用されていた。

内側股継手システムでの立位は、両側対称的なKAFOで固定した下肢を1軸の股継手で連結し、股関節を伸展位にしてその上に体幹部を乗せるようにして立つ「C-posture」という姿勢をとる(図15)。この肢位は股関節のY靭帯により大腿と骨盤が伸展位で強固に固定されるため、安定性に優れ、装具装着早期から立位保持を可能とする。そして歩行は両側ロフトランド杖や歩行器を用い、体重心を立脚側へ移動して遊脚側の足部のクリアランスを得、その後重力で振り出された遊脚側を慣性で前方へ運ぶという手順で可能となる。歩行時は股継手により股関節の内転・外転が制限され、遊脚の軌道が一定化される。

立位姿勢はWalkabout同様にC-postureと呼ばれる肢位をとり、多くの患者では装具初回装着時に安定した立位が達成できた。高位損傷者や体幹筋力の非対称性が認められる患者では体幹のコルセットを作製したが、その場合は柔らかい素材を用い、できるだけ拘束性が少ないように心がけた。コルセットは、また、装具の大腿外側部とゴムバンドで連結され、振り出しの際の骨盤挙上を補助する役割も持つ。

臨床効果として、脊髄損傷患者で問題となる起立性低血圧も軽減できた。都築らが対麻痺者6名において斜面台立位による立位とPrimewalkによる立位時の血圧変動を測定し比較した結果、斜面台立位に比べ装具による立位の方が血圧変動が少ないことを認めた<sup>20</sup>。これは、装具による立位は能動的要素が高く、



図15 C-posture  
股関節を伸展させ、その上に体幹をのせるようにして立つ姿勢で、安定性に優れている。

交感神経系の賦活も促されたためと考えられた。従って、下位頸髄損傷患者においても、介助による立位訓練として使用することが可能であり、発症早期から導入することで、前述した座りきりの弊害を予防することができると思われた。

不全麻痺例では、Primewalkから短下肢装具に変更した症例や独歩可能となった症例もあり、早期からPrimewalkで訓練を行うことにより、その後の機能回復が促進されたと考えられた。小児では症例数は少ないが、RGOで立位が安定した症例ではMSH-KAFOに変更し、良好な経過を認めた例を経験した。

現状では対麻痺患者の移動方法は車椅子が最も実用性が高く、装具、FESとも単体では車椅子に及ばない。しかし、今後の科学の進歩により、車椅子と併用できる歩行装具、または車椅子に勝る機能をもつHAS<sup>39</sup>の開発が期待される。特に、平地歩行だけではなく、段差や屋外など多様な場面での歩行の実現、車

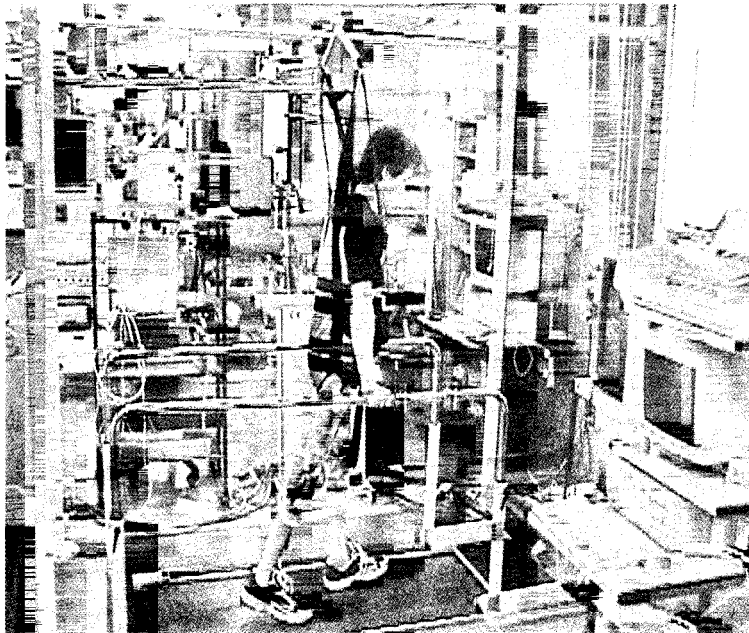


図16 懸垂装置を使用したtreadmillによる歩行訓練

椅子座位から立ち上って歩行するための膝伸  
展補助機構の開発などが必要である。

近年、動物による実験ではlocomotor  
patternに関する中枢が脊髄に存在すると報告  
され、central pattern generator (CPG) と  
呼ばれている。CPGは下行性および上行性の  
神経刺激によって賦活される。この部位に電  
気刺激を与えると交互歩行パターンが再現さ  
れるといわれる。ヒトでもその存在が指摘さ  
れるようになり、腰髄に存在するという説や、  
脊髄内に広範に存在するとの報告がある<sup>42</sup>。そ  
して、treadmillによる免荷式連続交互歩行訓  
練の結果、歩行の改善が得られたという報告  
では、末梢からの固有感覚刺激がCPGを賦活  
すると考察されている。またtreadmillと装具  
を組み合わせた歩行訓練の報告も散見される  
ようになり、新しい脊髄損傷者への歩行訓練  
として期待されている (図16)<sup>43-45</sup>。

再生医学の進歩も論じられる今日、脊髄損  
傷者の立位・歩行様式は大きく変わる可能性  
を有している。従って、その時のために準備  
として立位・歩行を今から行っておくことは  
決して無駄とはいえず、そのために簡便で安  
全な装具による立位・歩行再建は有用と考え  
ている。

稿を終えるにあたり、懇切なご指導・ご校閲を賜り  
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。また、本研究の実施にあたり、ご助言を頂きました豊橋  
技術科学大学情報大講座の宇野洋二教授、藤田保健衛  
生大学医学部リハビリテーション医学講座楠戸正子先  
生に感謝申し上げます。新しい装具の開発にあたり、  
ご指導頂きました慶応義塾大学理工学部富田 豊教授  
に心から御礼申し上げます。最後に、多大な協力を頂  
きました都築 晃先生、加藤正樹先生、及部珠紀先生、  
そしてリハビリテーション部の皆様、東名ブレースの  
織田幸男様、株式会社TIMSの林 正康様、被験者とし  
てご協力頂いた田中和幸様に厚く御礼申し上げます。

#### 文 献

- 1) 根本明宣, 安藤徳彦 (1998) 機器による歩行障害  
の代償. 総合リハ26. 1027-1033.
- 2) 福本貴彦, 半田一登 (1998) 脊髄損傷の歩行補助  
具. 義装会誌14. 350-353.
- 3) Phillips, C. A. (1991) Functional electrical stimu-  
lation and reciprocating gait orthosis for ambu-  
lation exercise in a tetraplegic patient - a case  
study. *Paraplegia* 29. 268-276.
- 4) Ferguson, K. A., Polando, G., Kobetic, R., Triolo, R.  
J., and Marsolais, E. B. (1999) Walking with hybrid  
orthosis system. *Spinal Cord* 37. 800-804.
- 5) 小野木啓子, 才藤栄一, 皿井正子, 寺西利生, 武  
田斉子 (1999) 補装具Update; 対麻痺者用の立  
位・歩行システム. 臨床リハ8. 972-974.
- 6) Saitoh, E., Suzuki, T., Sonoda, S., Fujitani, J.,  
Tomita, Y., and Chino, N. (1996) Clinical experi-  
ence with a new hip- knee-ankle-foot orthotic  
system using a medial single hip joint for para-  
plegic standing and walking. *Am. J. Phys. Med.  
Rehabil.* 75. 198-203.
- 7) Middleton, J. W., Yeo, J. D., Blanch, L., Vare, V.,  
Peterson, K., and Brigden, K. (1997) Clinical eval-  
uation of a new orthosis, the 'walkabout', for  
restoration of functional standing and short  
distance mobility in spinal paralyzed individu-  
als. *Spinal Cord* 35. 574-579.
- 8) Harvey, L. A., Newton-John, T., Davis, G. M.,  
Smith, M. B., and Engel, S. (1997) A comparison of  
the attitude of paraplegic individuals to the walk-  
about orthosis and the isocentric reciprocal gait  
orthosis. *Spinal Cord* 35. 580-584.
- 9) Middleton, J. W., Sinclair, P. J., Smith, R. M., and  
Davis, G. M. (1999) Postural control during stance  
in paraplegia: effects of medially linked versus  
unlinked knee-ankle-foot orthoses. *Arch. Phys.  
Med. Rehabil.* 80. 1558-1565.
- 10) 才藤栄一, 馬場 尊, 水野雅康, 鈴木美保, 金田  
嘉清 (1997) 装具による対麻痺の歩行再建. 総合  
リハ1. 41-48.
- 11) Saitoh, E., Baba, M., Sonoda, S., Tomita, Y., Suzuki,  
M., and Hayashi, M. (1997) A new medial single  
hip joint for paraplegic walkers. *8th World Congr.  
Int. Rehabil. Med. Assoc.* 1299-1305.
- 12) Sonoda, S., Imahori, R., Saitoh, E., Tomita, Y.,  
Domen, K., and Chino, N. (2000) Clinical applica-  
tion of the modified medially-mounted motor-  
driven hip gear joint for paraplegics. *Disabil.  
Rehabil.* 22. 294-297.
- 13) Maynard, F. M. Jr., Bracken, M. B., Creasey, G.,  
Ditunno, J. F. Jr., Donovan, W. H., Ducker, T. B.,  
Garber, S. L., Marion, R. J., Stover S. L., Tator, C.

- H., Waters, R. L., Wilberger, J. E., and Young, W. (1997) International Standard for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. American Spinal Injury Association. *Spinal Cord* 35. 266-274.
- 14) 皿井正子, 才藤栄一, 寺西利生, 岡田 誠, 都築晃, 小野木啓子, 鈴木美保, 金田嘉清 (1999) 自由度を増やした内側股継手の検討. 義装会誌15S. 262-263.
- 15) 加藤正樹, 才藤栄一, 小野木啓子, 寺西利生, 及部珠紀, 池上久美子, 岩田絵美 (2002) 自由度を増やしたPrimewalk歩行の検討. 義装会誌18S. 264-265.
- 16) Hirokawa, S., Grimm, M., Le, T., Solomonow, M., Baratta, R. V., Shoji, H., and D'Ambrosia, R. D. (1990) Energy consumption in paraplegic ambulation using the reciprocating gait orthosis and electrical stimulation of the thigh muscles. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 71. 687-694.
- 17) Saitoh, E., Sonoda, S., Imahori, R., Sarai, S., Suzuki, M., Baba, M., Domen, K., Tomita, Y., Hayashi, M., and Tatematsu, K. (1994) A power-assisted modified medial single hip joint for paraplegic walking. *IXth World Congr. Prosthet. Orthot. Int.* 355-356.
- 18) Onogi, K., Saitoh, E., Teranishi, T., and Tsuzuki, A. (2001) The effect of a power-assisted modified medial single hip joint for paraplegic gait. *The 1st World Congr. Int. Phys. Rehabil. Med.* 239-243.
- 19) Roussos, N., Patrick, J. H., Hodnett, C., and Stallard, J. (2001) A long-term review of severely disabled spina bifida patients using a reciprocal walking system. *Disabil. Rehabil.* 23. 239-244.
- 20) 都築 晃, 才藤栄一, 寺西利生, 小野木啓子 (2001) 脊髓損傷高位別にみたPrimewalkの使用方法の検討. 義装会誌17S. 166-167.
- 21) 豊永敏広 (2001) 発生の現状. pp.28-42, 住田幹男, 徳弘昭博, 真柄 彰, 豊永敏広, 内田竜生編「脊髓損傷のoutcome-日米のデータベースより-」医歯薬出版, 東京
- 22) 内田竜生 (2001) 脊髓損傷受傷後の生存期間. pp.176-185, 住田幹男, 徳弘昭博, 真柄 彰, 豊永敏広, 内田竜生編「脊髓損傷のoutcome-日米のデータベースより-」医歯薬出版, 東京
- 23) Ditunno, J. F., Young, W., Donovan, W. H., and Creasey, G. (1994) The international standards booklet for neurological and functional classification of spinal cord injury. *Paraplegia* 32. 70-80.
- 24) 金子誠喜, 川村次郎 (2000) 対麻痺の下肢装具. pp.191-199, 川村次郎, 竹内孝仁編「義肢装具学」医学書院, 東京
- 25) 明比豊博, 宇野洋二, 福村直博, 才藤栄一 (1999) ジャイロセンサを利用したFESシステムによる下肢麻痺者の歩行再建. 信学技報3. 91-98.
- 26) Jefferson, R. J. and Whittle, M. W. (1990) Performance of three walking orthoses for the paralysed - a case study using gait analysis. *Prosthet. Orthot. Int.* 14. 103-110.
- 27) Isakov, E., Douglas, R., and Berns, P. (1992) Ambulation using the reciprocating gait orthosis and functional electrical stimulation. *Paraplegia* 30. 239-345.
- 28) Petrofsky, J. S. and Smith, J. B. (1991) Physiologic costs of computer-controlled walking in persons with paraplegia using a reciprocating-gait orthosis. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 72. 890-896.
- 29) Marsolais, E. B. and Edwards, B. G. (1988) Energy costs of walking and standing with functional neuromuscular stimulation and long leg braces. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 69. 243-249.
- 30) Nene, A. V. and Patrick, J. (1989) Energy cost of paraplegics locomotion with the ORLAU ParaWalker. *Paraplegia* 27. 5-18.
- 31) Harvey, L. A., Davis, G. M., Smith, M. B., and Engel, S. (1998) Energy expenditure during gait using the walkabout and isocentric reciprocal gait orthoses in persons with paraplegia. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 79. 945-949.
- 32) Yano, H., Kaneko, S., Nakazawa, K., Yamamoto, S. I., and Bettou, A. (1997) A new concept of dynamic orthosis for paraplegia: the weight bearing control (WBC) orthosis. *Prosthet. Orthot. Int.* 21. 222-228.
- 33) Moore, P. and Stallard, J. (1991) A clinical review of adult paraplegic patients with complete lesions using the ORLAU ParaWalker. *Paraplegia* 29. 191-196.
- 34) 才藤栄一, 鈴木 亨, 園田 茂, 藤谷順子, 富田豊, 千野直一 (1996) 対麻痺者立位・歩行用の新しい内側股継手つき長下肢装具システムの臨床経験. リハ医学33. 33-41.
- 35) Middleton, J. W., Fisher, W., Davis, G. M., and Smith, R. M. (1998) A medial linkage orthosis to assist ambulation after spinal cord injury. *Prosthet. Orthot. Int.* 22. 258-264.
- 36) 島田洋一, 松永俊樹, 湊 貴至, 加賀谷斉, 堤 祥浩 (2002) Hybrid FESの臨床経験から. 臨床リハ11. 219-227.
- 37) 村田元徳, 鈴木 亨, 才藤栄一, 宇野秋人, 柴田一成, 三沢佳代, 前田博士, 大嶋義之, 小竹伴照 (2003) Primewalk歩行の効率化に向けた靴型装具の開発 (2) 臨床応用. 義装会誌19S. 218-219.
- 38) 井上虎吉, 田中宏太佳, 越智光宏, 江口雅之, 原



- 田康隆, 中村 稔 (2002) WalkaboutとPrimewalkの臨床経験から. 臨床リハ11. 212-218.
- 39) 園田 茂, 才藤栄一, 富田 豊, 田中尚文, 山口剛, 村岡慶裕, 鈴木 亨, 鈴木美保, 藤谷順子, 千野直一 (1997) Walkaboutと機能的電気刺激を用いた対麻痺歩行パターンの分析. 臨床リハ6. 508-512.
- 40) 元田英一, 太田一重, 鈴木康雄, 小山憲路 (2002) 歩行の安定性と下肢の振り出し補助を同時に実現した対麻痺用新歩行装具. 義装会誌18S. 262-263.
- 41) Pinter, M. M. and Dimitrijevic, M. R. (1999) Gait after spinal cord injury and the central pattern generator for locomotion. *Spinal Cord* 37. 531-537.
- 42) Dietz, V. (2000) Locomotion in patients with spinal cord injury. *Crit. Rev. Phys. Rehabil. Med.* 12. 163-190.
- 43) Behrman, A. L. and Harkema, S. J. (2000) Locomotion training after human spinal cord injury: a series of case studies. *Phys. Ther.* 80. 688-700.
- 44) 中澤公孝, 赤居正美 (2002) 脊髓損傷と歩行の可能性. 臨床リハ11. 193-203.
- 45) Colombo, G., Wirt, M., and Dietz, V. (2001) Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients. *Spinal Cord* 39. 252-255.