

原 著

プラスチック製短下肢装具用足継手の硬度が 脳卒中片麻痺者の歩行における 下肢関節モーメントに与える影響

小原謙一*¹ 伊勢眞樹*²

要 約

本研究の目的は、プラスチック製短下肢装具(以下P-AFO: Plastic-Ankle Foot Orthoses)用足継手が片麻痺者の歩行における立脚相の下肢関節モーメントに与える影響について明らかにすることである。対象は健常者7名と片麻痺者2名である。P-AFO用足継手には、Tamarack継手を使用した。歩行中下肢関節モーメント計測には、床反力計と三次元動作解析装置を用いた。実験条件は、裸足、靴べら式P-AFOとTamarack継手付P-AFOであった。その結果、継手硬度のわずかな差では健常者群において影響は認められなかったが、片麻痺者においては硬度が高いほど立脚初期の膝関節伸展モーメントは高値を示した。このことは、わずかな補助モーメントであっても適切な継手を選択することで膝関節を制御することが可能であることを示唆していた。

はじめに

近年、種々のプラスチック製短下肢装具(Plastic-Ankle Foot Orthoses: P-AFO)と足継手が開発され、使用され始めている。その継手の中でも軽量で処方されることの比較的多い可撓性たわみ継手は、継手自体が発生する底背屈方向の矯正力は非常に小さい値であるという報告がある¹⁾。また、大きな矯正力を必要とする場合にはプラスチック自体の硬度の強化やモーションコントロールリミッタなどによって制御している²⁾。各AFOの機能の違いを考慮すると、歩行中に発生する補助モーメントの大きさによってAFOは選択されるべきものであるが、継手自体が発生する小さい矯正力が実際の歩行中の下肢関節モーメントに及ぼす影響を評価・検討した報告は少ない。そこで、本研究の目的は、装具適応の指標を提示するために、足継手付P-AFOが歩行立脚相の下肢関節モーメント(筋モーメントと装具による補助モーメントの総和)が歩行に与える影響について明らかにすることである。健常者群を対象にそれぞれの歩行中における足及び膝関節モーメントを測定・比較し、補助モーメントの作用について考察する。さらに、歩容の異なる2名の脳卒中片麻痺者から得

られた関節モーメントをもとに、その補助モーメントが片麻痺歩行にどのように影響するかを検証する。

研究方法

1. 対象

対象は、健常者群として成人7名(平均年齢23±1歳、平均身長165±8cm、平均体重55±9kg)の右下肢(立脚相)とした。さらに、脳卒中片麻痺者は、裸足での独歩が可能な2症例とした(表1)。

なお、各被験者には事前に本研究の概要を文書にて説明し協力を求め、了承を得た。

2. 方法

1) 使用装具

装具は、各被験者について採形・作成した。P-AFO用足継手は、可撓性たわみ継手に属するTamarack(以下T)継手を使用した。T継手は、それぞれ硬度・形状の異なるI型、硬度75L型、硬度85L型を用いた。これらは後者ほどより硬度が高くなっている(図1・A)。また、足継手の形状と装具の継手装着部の構造上、I型は底背屈中間位、L型では背屈位となるように装着し、その弾性によって補助モーメントを発生する。さらに継手の無い靴べら式P-AFO(Shoehorn Brace: SHB 材質: ポリプロピレン 厚

*1 川崎医療福祉大学 医療技術学部 リハビリテーション学科 *2 倉敷中央病院 リハビリテーション科
(連絡先) 小原謙一 〒701-0193 倉敷市松島288 川崎医療福祉大学

E-Mail: rptkob@mw.kawasaki-m.ac.jp

表1 脳卒中片麻痺者の基本情報

	性別	年齢	発症からの期間	使用装具	使用歩行補助具	Brunnstrom recovery stage(下肢)	歩容の要約
症例 I	男性	62歳	42ヶ月	なし	なし	IV	代償的に股関節を外旋して振り出し、足尖接地を呈していた。
症例 II	女性	52歳	36ヶ月	SHB	なし	IV~V	遊脚相にて内反尖足を呈し、立脚相では膝関節過伸展となっていた。

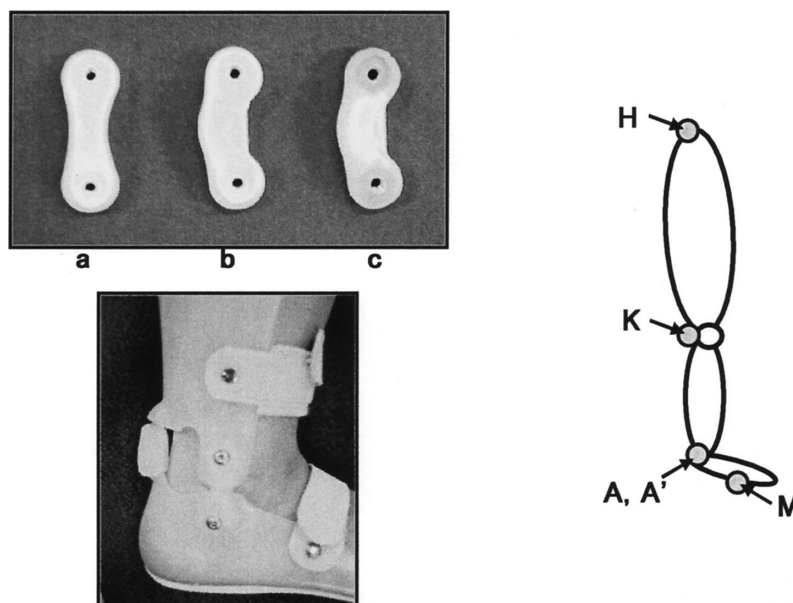


図1 使用継手および標点取付位置

A. Tamarack 継手は I 型 (a), 75L (b), 85L (c) の 3 種類を使用し, 後者ほど硬度はより高い。

B. 第 5 中足骨基部 (M 点), 裸足歩行では腓骨外果突起 (A 点), 装具歩行では装具足関節軸上部 (A' 点), 膝関節中心を表す膝関節裂隙より 2 cm 上方の高さで前後径の後 1/3 (K 点), 大転子 (H 点) とした⁵⁾。

さ 5 mm・背屈 5 度)を加えて計 4 種類を使用した。

SHB と T 継手付 AFO との主な相違点は, SHB では背屈方向の変形への抵抗 (背屈制限) がある³⁾ のに対して, T 継手付 AFO は背屈制限が少ない点である。さらに立脚初期の背屈補助モーメントについては, SHB は装具自体のたわみによって発生するが, T 継手付 AFO は足継手の弾性により発生する点である。

2) 計測装置及び計測方法

4 種類の装具歩行に裸足歩行を加えてそれぞれ 1 回ずつ, 好みの速さによる 10m 歩行を行った。その右側 (片麻痺者は麻痺側) 立脚相の足・膝関節モーメントを計測した。

関節モーメントの計測には, 三次元動作解析装置 (アニマ株式会社製 MA-6250system) 及び床反力計 (アニマ株式会社製 FORCE PLATE) 1,200×600mm 4 枚を使用した。三次元動作解析装置及び床反力の計測サンプリング周波数は 60Hz とした。三次元動作解析装置の標点取付位置は, 図 1・B に示す通りで

ある。計測時間は, 被験者が床反力計上を歩行する時間に応じて設定した。その三次元座標データと床反力, および下肢各部の質量比⁴⁾ をもとに足・膝関節モーメントを算出した。健常者群では体格の影響を除くために, 計測した関節モーメントを体重で除して正規化し比較した。統計処理には Wilcoxon の符号付順位検定を用い, 危険率 5% 未満をもって有意とした ($p < 0.05$)。

尚, 装具に対する「慣れ」の影響を少なくするため, 測定前に各装具装着による歩行練習は行わないものとした。

結 果

図 2 に立脚後期の足関節底屈モーメントと立脚初期の膝関節屈曲モーメントの平均値を示す。また, 図 3・A に健常者群の代表例と図 3・B, C に脳卒中片麻痺患者 2 名の歩行立脚相の足・膝関節の関節モーメント波形を示す。

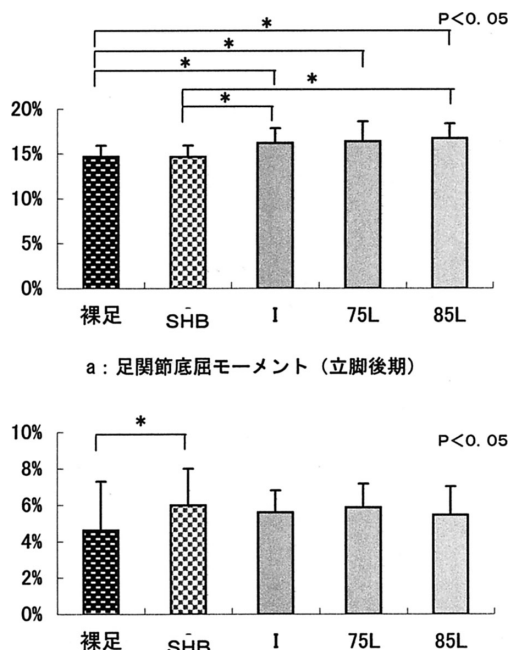


図2 健康者における関節モーメント (体重比)
健康者群の歩行中における補助モーメントの違いを示すにあたり、特徴的であった立脚後期の足関節底屈モーメントと立脚初期の膝関節屈曲モーメントの体重で除した値を示す。

1) 健康者群

歩行立脚相の全体的パターンでは、足関節モーメントは、全例において底屈・背屈の単峰性のパターンを示し、ゆっくりと底屈方向へ高くなり、踵離地～足先離地 (Push Off: PO) をピークとして急激に背屈方向へと移行した。膝関節モーメントは伸展・屈曲・伸展・屈曲の二相性の全体的パターンを示した。

モーメントの値では、立脚後期の足関節底屈モーメントは、T 継手は SHB と比較して I 型と 85L は有意に高く ($p < 0.05$)、75L は高値を示す傾向にあった。立脚初期の膝関節屈曲モーメントは SHB が T 継手付 AFO と比較して高い傾向を示した。しかし、継手の硬度の差による違いは認められなかった。

2) 脳卒中片麻痺者

(1) 症例 I

全体的パターンについて、足関節モーメントは、踵接地 (Heel Contact: HC) 直後に底屈方向へ移行していた。ピークは中期に位置して持続し、後期に背屈方向へ移行していた。膝関節モーメントについては、全ての歩行においてモーメントは立脚初期に屈曲方向へゆっくりと移行していた。その後、立脚中期にピークとなり、持続しながらゆっくりと伸展方向へと移行していた。

モーメントの値について、足関節背屈モーメントおよび膝関節屈曲モーメントには継手の硬度の差による違いは見られなかった。

(2) 症例 II

全体的パターンについて、足関節モーメントは、裸足歩行では立脚初期から底屈方向へ移行していたが、装具歩行では、HC 直後に背屈モーメントが生じ、その後底屈方向へと移行していた。底屈モーメントのピークは全歩行で立脚後期に位置し、その後急激に背屈方向へ移行していた。膝関節モーメントについては、波形の全体的パターンは S 型・75L・85L では、伸展・屈曲・伸展・屈曲と変化する健康者群の裸足歩行と同様の二相性であった。裸足と I 型では、立脚初期～中期にかけて常に伸展モーメントが生じており、後期に屈曲へと転じる波形であった。

モーメントの値について、立脚初期の足関節背屈モーメントは SHB が最も高い値を示した。また、75L・85L についてはほぼ同等の値を示し、装具中 I 型がわずかな差であるが最も低値を示した。立脚後期の底屈モーメントも SHB が最も高く、次いで裸足 > 85L > 75L > I 型の順であった。立脚初期の膝関節屈曲モーメントの値は、SHB・85L が最も高かった。また、立脚後期の屈曲モーメントの値は、SHB が最も高く、85L > 75L > I 型の順に高かった。

考 察

1) 補助モーメントの作用

健康者を対象とした客観的データをもとに立脚相各時期における補助モーメントの働きについて考察する。

立脚初期～中期において、膝関節モーメントは、継手のないことにより底屈制動の確実な SHB (ばね定数: 約 $0.6 \sim 1.6 \text{ Nm/degree}^6$) が、T 継手付 AFO と比較して立脚初期の屈曲モーメントが高い傾向であった。このことは、立脚初期に発生した踵部を支点とする回転トルクは底屈制動が確実であるほど、下腿部を介してより大きな膝折れ方向へのモーメントとなることを示しており (図 4・A)、硬すぎる装具は立脚初期に膝折れを起こす原因となることを示唆していると考えられる。

立脚後期において、足関節底屈モーメントのピークは PO に位置しており、T 継手付 AFO は SHB と比較して高値を示していた。SHB は背屈制限機能を持つために下腿の前方移動が行えず、膝関節は後方に残った状態となり、PO 時の重心の前方移動が制限され⁷⁾、蹴り出しが困難となる。しかし、T 継手付 AFO では、背屈制限機能を持たないため、PO 時に床からの反力により足関節が受動的に背屈されることで重心の前方移動を円滑に行うことが可能であり⁸⁾、背屈位からの蹴り出しを行い易くしていると考えられる (図 4・B)。したがって、背屈制限機能の無い T 継手付 AFO は SHB よりも滑らかに歩くことができると考える。

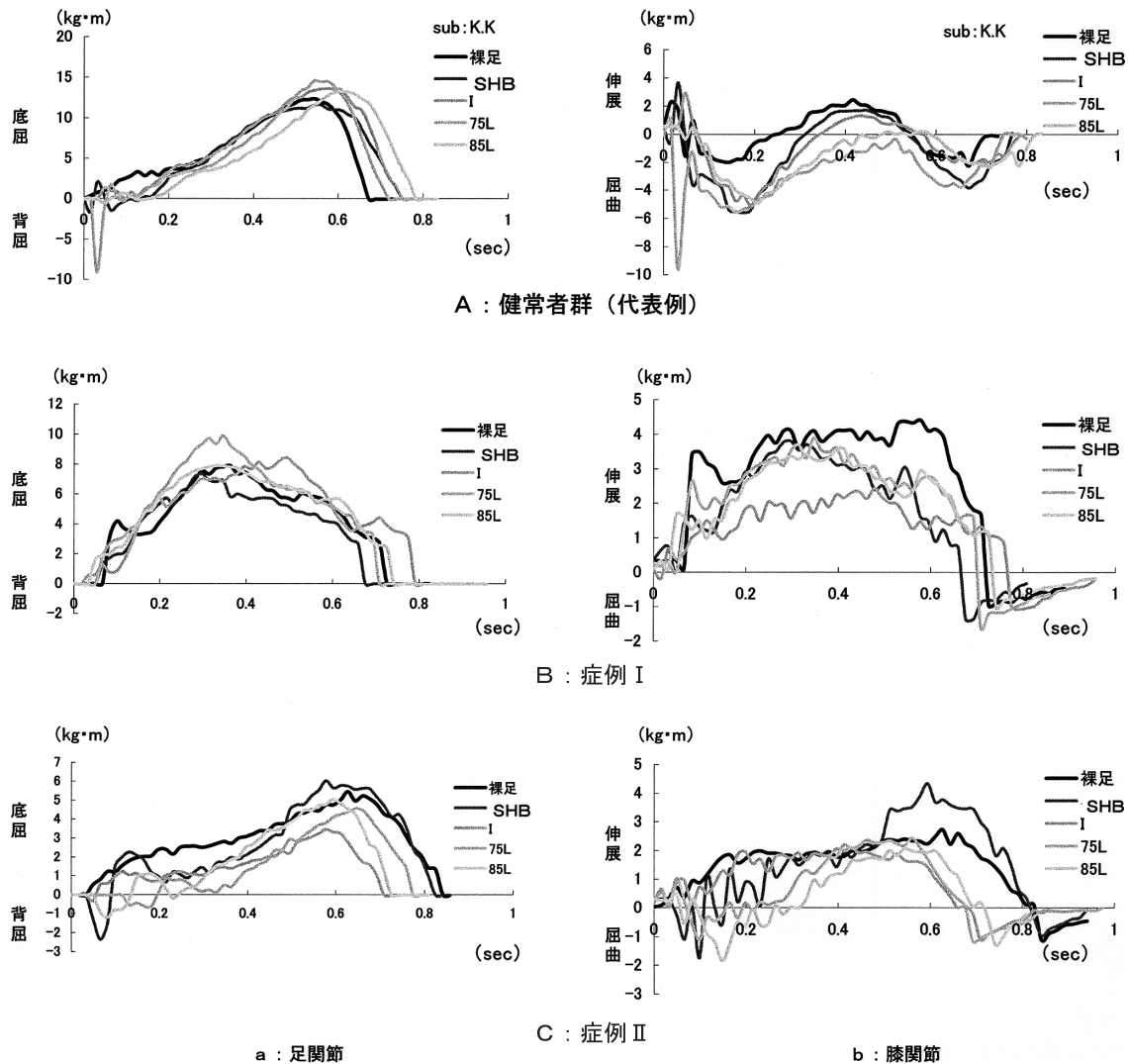


図3 下肢関節モーメント波形(立脚相)
歩行立脚相における足および膝関節モーメントの波形を示す。

2) 片麻痺歩行への影響

(1) 症例 I

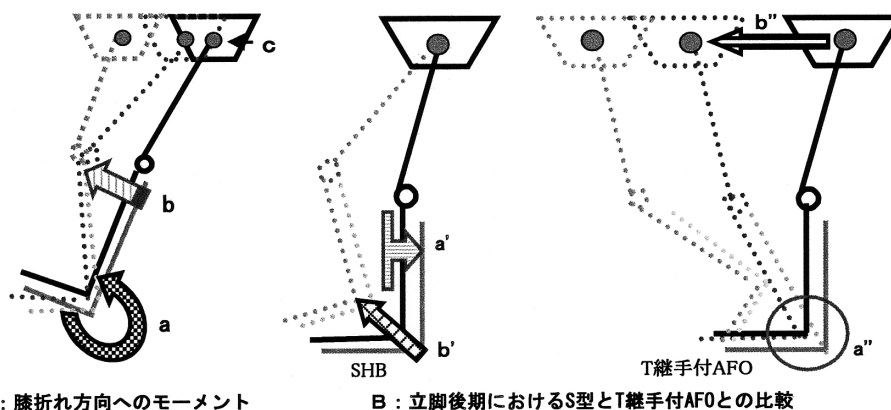
関節モーメントに関して、継手の硬度は関与せず、また SHB と T 継手付 AFO の間にも著明な差は認められなかった。立脚初期における継手の弾性の働きは、HC の急激な底屈を抑えることである。しかし、関節モーメントに対して継手の硬度が関与していないことから、継手による歩行の補助が行えていない状態であると考えられる。この足継手は単軸構造であり、主に矢状面(進行方向)における足関節の運動を補助する機能を持つものである。しかし、症例 I は歩行中常に股関節外旋位であり、足角が90度に近い状態であるため、前述した足継手が発生する補助モーメントの働きを生かせないとする。

(2) 症例 II

装具・継手の硬度により下肢関節モーメントの変化が認められた。立脚初期の足関節背屈モーメントが

立脚相全体の膝関節モーメントに影響を与えていた。I 型は、背屈方向へのばね定数は $0.04\text{Nm/degree}^{(6)}$ であり、立脚初期ではごくわずかの足関節背屈補助モーメントしか生じていない(図3・C・a)ため、膝関節を制御できていなかった。したがって、裸足歩行時と同様に立脚初期～中期にかけて常に伸展モーメントが生じ、過伸展位となっていたと考える。

背屈方向へのばね定数は、75L が 0.17Nm/degree 、85L が $0.22\text{Nm/degree}^{(6)}$ であり、実際の歩行立脚初期における足関節背屈モーメントの値に関しても I 型よりもわずかに高い値を示したに過ぎなかった(図3・C・a)。しかし、そのわずかな差が立脚相の膝関節過伸展を防ぎ、軽度屈曲位での制御を可能にしたことにより、健常者群の裸足歩行と同様のパターンを示す結果となったと考える。健常者では、わずかな補助モーメントの差による影響を、対象となる関節やより上位の体幹などで代償・調節するこ



A : 膝折れ方向へのモーメント

B : 立脚後期におけるS型とT継手付AFOとの比較

図4 歩行立脚相における装具作用

A : 踵部を支点とした回転モーメント (a) は、下腿部を介して膝折れ方へのモーメント (b) となり、二重膝作用を促進して重心の上下移動を減少させる (c)。

B : SHB は背屈制限 (a') のために下腿の前方移動が行えず、膝関節は後方に残った状態となり、PO 時の重心の前方移動が制限されており、下肢を持ち上げるように振り出す (b')。

T 継手付 AFO では、背屈フリー (a'') のため、PO 時に重心の前方移動 (b'') を円滑に行うことが可能である。

とが可能である。しかし、片麻痺患者の歩行パターンは画一的であるため、わずかな背屈補助モーメントの差が膝関節モーメントにより大きな影響を与えたと推察する。これらの結果は、継手自体が発生する非常に小さい矯正力¹⁾を補うための底屈ストッパを用いなくとも、症例によって適切な硬度・形状の継手を選択することで、立脚初期の膝関節制御を円滑に行えることを示唆するものであった。

結 論

本研究では、足角が90度に近い歩容であれば、足継手が発生する補助モーメントの働きを生かせず、

また、進行方向へ足部先端が向いているような足角が小さい歩容であれば、立脚初期の足関節背屈補助モーメントが小さな値であっても、脳卒中片麻痺患者の歩行立脚期全体の膝関節モーメントに影響を与え、立脚期の主な歩行障害である膝折れや膝関節過伸展を制御することが可能であることが推察された。しかしながら、片麻痺者の対象者が2名と少ないことから、この研究結果を全ての片麻痺者に一般化することは困難である。今後は対象者数を増やし、いくつかの歩行パターン別に分析することが必要である。

文 献

- 1) 利田雅之, 村瀬臣幸・他: 足継手付プラスチック AFO に関する研究 — 継手の違いによる機能の比較 — . 第14回日本義肢装具学会誌, 162-163, 1998 .
- 2) 早川康之, 有菌優二・他: プラスチック製短下肢装具用足継手の底屈制限後のモーメント変化 . 第16回日本義肢装具学会誌, 106-107, 2000 .
- 3) 山本澄子, 海老名雅彦・他: シューホン型 AFO の可塑性が片麻痺者の歩行に及ぼす影響 . 東京都補装具研究所研究報告集, 42-46, 1996 .
- 4) 中村隆一, 齋藤宏・他: 基礎運動学 . 医歯薬出版, 332-336, 2005 .
- 5) 山本澄子, 海老名雅彦・他: 短下肢装具の機能が片麻痺者の歩行に及ぼす影響 — 3次元座標計測装置による歩行の計測 — . 東京都補装具研究所研究報告集, 55-59, 1995 .
- 6) 早川康之: プラスチック短下肢装具用足継手の機械特性 . 第16回日本義肢装具学会研修セミナーテキスト抜粋, 2000 .
- 7) 早川康之, 峯島孝雄・他: 後方板ばね支柱付きプラスチック短下肢装具の形状の規格化による発生モーメントの調節 . 日本義肢装具学会誌, 17(2), 122-129, 2001 .
- 8) 山本澄子: 脳血管障害 True or False 短下肢装具に背屈制動は必要ない? . 総合リハ, 27(10), 975-978, 1999 .

(平成18年11月1日受理)

The Effect of Ankle Joint Rigidity in Plastic Ankle-Foot Orthoses on the Ankle and Knee Joint Moments of Hemiplegics in the Walking Stance Phase

Kenichi KOBARA and Masaki ISE

(Accepted Nov. 1, 2006)

Key words : ankle joint for Plastic-Ankle Foot Orthoses, lower extremity joint moments, Hemiplegia

Abstract

The purpose of this study was to investigate the effect of ankle joint rigidity in plastic ankle-foot orthoses on ankle and knee joint moments in the walking stance phase of hemiplegics. Seven healthy subjects and two hemiplegics were studied. The Tamarack joint was used as the ankle joint for plastic ankle-foot orthoses. Ankle and knee joint moments in the walking stance phase were measured using a force plate and 3-dimensional motion analysis equipment. The results showed that, rigidity of the Tamarack joint had little effect in normal subjects, but knee joint moment during the early stance phase was very high in hemiplegic subjects when the Tamarack joint was very stiff. This result suggested that the knee joint moment is controllable by choosing the proper ankle joint rigidity along with other suitable auxiliary moments.

Correspondence to : Kenichi KOBARA

Department of Rehabilitation, Faculty of Health Science
and Technology, Kawasaki University of Medical Welfare
Kurashiki, 701-0193, Japan

E-Mail: rptkob@mw.kawasaki-m.ac.jp

(Kawasaki Medical Welfare Journal Vol.16, No.2, 2006 299-304)