

## 原著論文

## プラスチック製短下肢装具が歩行立脚期に与える影響

小林聖美, 木名瀬彩花, 島貫幸代, 深谷隆史

つくば国際大学医療保健学部理学療法学科

【要 旨】本研究は、歩行立脚期における下肢関節運動へのプラスチック製短下肢装具(AFO)装着の影響を明らかにすることを目的とする。健康成人9名でAFOを装着、或いは裸足(対照)で歩行させ、下肢関節の動きを動作解析装置と床反力計を用いて運動学的、運動力学的に解析した。関節角度は、AFO装着により足関節では立脚接地点(0%)および立脚離地点(100%)で有意に背屈位を示した。しかし、膝関節は20-40%を除く全ての立脚期で、股関節は立脚接地点のみ有意な屈曲位を示した。床反力と足関節と股関節の関節力はAFOを装着により立脚期20%と80%付近で有意に小さく、50%付近では逆に有意に大きくなった。対して膝関節の関節力は、立脚期80%付近でのみ有意に小さい値を示した。以上より、AFO装着により足関節の運動や力学的作用は制限されるが、これらは他の下肢関節の動きを大きくすることによって代償されることが示唆された。

(医療保健学研究 第1号 : 31-39頁)

キーワード : プラスチック製短下肢装具 ; 関節角度 ; 床反力 ; 関節力

## 序 論

足部の主な機能は、歩行中における衝撃吸収作用や身体の前方向への推進作用など、正常歩行において重要な役割を担っている(Neuman, 2002)。

歩行中の足関節運動には3つのrocker function(Perry 1992)と呼ばれるメカニズムが存在し、身体はこのrocker functionの助けを借りて、それぞれの回転中心を支点にして前方へ動くこととされる(Neuman, 2005)。歩行における3

つのrocker functionは立脚初期のheel rocker、立脚中期のankle rocker、立脚後期のforefoot rockerに分けられる。heel rockerは踵接地時に踵を中心として足関節が底屈することで、衝撃緩衝に貢献している。ankle rockerは足関節を中心として下腿三頭筋が遠心性に働くことによって、下腿が制御されながら前傾していき立脚中期の安定性に貢献している。forefoot rockerは中足趾節関節を中心として下肢が前方へ傾くことで、歩行中の推進力を得る役割を担っている。また、立脚後期において、中足趾節関節が背屈することで足底腱膜が緊張し、足部の安定性と遊脚期に向けての加速に寄与している(Perry, 1992)。

このように足部は歩行において重要な機能を有しているが、脳卒中後遺症や末梢神経障害などに代表されるような様々な疾患により機

連絡責任者 : 小林聖美

〒300-0051 茨城県土浦市真鍋6-8-33

つくば国際大学医療保健学部理学療法学科

TEL: 029-883-6038

FAX: 029-826-6776

e-mail: s-kobayashi@tius-hs.jp

能障害が生じることを臨床的に経験する。そのような場合、下肢の支持性の低下や足関節底背屈の運動制御困難、痙縮などによる移動の妨げを抑え、立脚期の安定性やフットクリアランスの改善を目的にプラスチック製短下肢装具が処方される(佐藤, 2007)。近年では、rocker functionの補助の観点で底屈制動補助付きなど、様々な短下肢道具が考案されているが(山本, 2007)、従来型の靴べら式プラスチック製短下肢装具に関しては足関節を固定する為、rocker functionの維持・改善よりも、歩行における身体の移動を目的に処方されていると考えられる。

足関節を固定することによる身体への影響はいくつか報告され、ギプス固定による歩行では裸足に比べ立脚初期に足関節の背屈モーメントが減少し、立脚中期に膝関節の伸展角度が増加するとされ(長谷川他, 2006)、プラスチック製短下肢装具を利用した片麻痺患者の研究では、歩行初期の足関節モーメントは背屈補助モーメントが作用し、立脚中期から後期にかけては底屈補助モーメントが働くとしている(山本, 2001)。

プラスチック製短下肢装具(AFO)は主に、脳卒中後遺症患者に適用されることが多く、歩行立脚期における研究も散見される。しかし、脳卒中後遺症患者の病態は様々であり、麻痺の程度や感覚障害の程度により、短下肢装具着用による身体への影響も様々であると考えられ、プラスチック製短下肢装具着用による足関節の

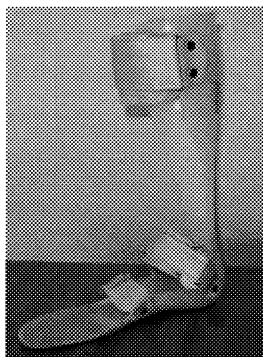


図1. プラスチック製短下肢装具

固定が下肢関節に与える影響について検証している報告は少ない。本研究では健常成人を対象として、プラスチック製短下肢装具による足関節の固定が歩行立脚期において、下肢関節に与える影響を明らかにすることを目的とし、運動学的データとして下肢関節角度変化、運動力学的データとして床反力及び下肢関節に作用する関節力を算出し、裸足歩行と比較検討することを試みた。

## 方法

### 対象

過去に下肢関節疾患の既往歴を有しない健常成人男性4名、女性5名の計9名(年齢 $20.44 \pm 0.53$ 歳、身長 $1.64 \pm 0.08$ m、体重 $56.00 \pm 0.53$ kg; 平均  $\pm$  標準偏差)を分析対象とした。被験者には事前に書面と口頭にて研究の目的及び内容を説明し同意を得た。本研究はつくば国際大学倫理委員会の承認を受けている。

### 方法

測定対象となる動作は裸足及びプラスチック製短下肢装具装着した際の歩行とした。使用した計測用装具を図1に示す。AFOの装着は足関節底背屈 $0^\circ$ で行い、3つのバンドにより下腿部、足関節、足部を十分に固定した後、足関節の底背屈が制動されていることを視覚的に確認した。測定機器は6つの赤外線カメラで構成された動作解析装置(ローカス3D, アニマ株式会社, 東京, 日本)と2枚の床反力計(アニマ株式会社)を利用し、股関節・膝関節・足関節のそれぞれの矢状面における運動学的及び運動力学的データを収集した。それぞれの赤外線カメラ及び床反力計のサンプリング周波数は60 Hzとし、被験者の身体各部に直径30 mmの赤外線反射マーカを貼付した。身体への赤外線反射マーカ貼付部位は右腸骨稜、右大転

子、右大腿骨外側顆、右外果、右母趾とし、触診にて同定し貼付した(図2)。

歩行計測に先立ち、各関節角度の標準化のために静止立位による計測を行い、その後、5 m 程度の歩行路を任意の速度で、1枚目の床反力計に右足、2枚目に左足を接地するように数回練習を行った。測定時の上肢の振りによる影響を取り除くために、両上肢は胸の前で組むように指示した。

得られたデータから、右足が床反力計に接地することにより得られる垂直方向の床反力が発生した時点を接地点、垂直方向の床反力が消失した時点を離地点とし、接地点から離地点までの立脚期を解析区間とした。

運動学的データとして、足関節、膝関節、股関節のそれぞれの角度を算出した。各関節角度は外果から母趾を結んだ線と外果から大腿骨外側顆を結んだ線によって得られる角を足関節角度、大腿骨外側顆から外果を結んだ線と大腿骨外側顆から大転子を結んだ線によって得られる角を膝関節角度、大転子から大腿骨外側顆を結んだ線と大転子から腸骨稜を結んだ線

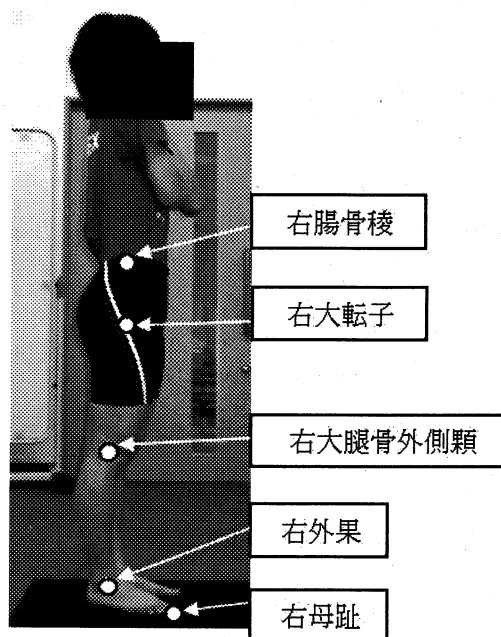


図2. 赤外線反射マーカークの貼付部位

によって得られる角を股関節角度とした。

運動学的データとして床反力、関節力を求めた。関節力算出のために、下肢の各体節は質量や質量中心の位置が運動中に変化しない剛体の集まりであるという剛体リンクモデルを

表 1. 特徴点における関節角度(Mean ± SD)

関節	特徴点	裸 足	AFO 装着
足関節 (degree)	接地点(0%)	0.77±3.99	3.09±3.22*
	0-20%の最大底屈	- 4.64±4.57	- 3.69±4.58
	60-80%の最大背屈	10.77±3.41	10.14±3.77
	離地点 (100%)	- 13.85±2.32	- 6.67±3.81*
膝関節 (degree)	接地点(0%)	4.32±3.61	9.00±5.85*
	20-40%の最大屈曲	25.36±3.24	24.75±3.77
	60-80%の最大伸展	6.67±3.40	9.13±4.94*
股関節 (degree)	離地点 (100%)	35.36±5.36	41.22±4.23*
	接地点(0%)	14.67±7.07	17.64±7.03*
	離地点 (100%)	- 7.61±3.96	- 7.78±3.01

\*:  $P < 0.05$  (対応のある  $t$  検定)

表 2. 特徴点における床反力 (Mean ± SD)

	特徴点	裸足	AFO 装着
床反力 (N/kg)	20%付近の最大値	13.02±0.96	12.04±1.26*
	50%付近の最小値	5.35±0.97	6.32±1.07*
	80%付近の最大値	11.22±1.16	10.10±1.41*

\*:  $P < 0.05$  (対応のある  $t$  検定)

作成した。Dempsterによる身体部分慣性係数(Gordon et al, 2004)を参考に赤外線反射マーカーの座標値から身体部分質量、セグメントの重心位置などを求め、さらに床反力計の値を利用して各関節の関節力を足部、下腿部、大腿部の各体節の遠位から近位へ以下に示す運動方程式を解くことにより求めた。

体節  $j$  の質量を  $m_j$ 、重心の加速度を  $a_j$ 、体節  $j$  が遠位に接する体節  $j_a$  から受ける力を  $-F_a$  とし、体節  $j$  の近位端に作用する関節力  $F_p$  を次式から算出した。

$$F_p - F_a = m_j a_j + m_j g \text{ より}$$

$$F_p = F_a + m_j a_j + m_j g$$

ここで、 $g$  は重力加速度を示している。

また、右足の接地点から離地点までの立脚期を100%とし、得られた力学的データは各被験者の体重で除すことにより正規化した。

裸足及びAFO装着のそれぞれの条件下における3試行の平均値を測定値とした。統計処理は裸足時とAFO装着時の比較を行うために、関節角度及び運動力学的データに対して、対応のある  $t$  検定を行った。データの有意差判定には  $P < 0.05$  を用いた。統計処理ソフトはSPSS for Windows ver.11(エス・ピー・エス・エス株式会社、東京、日本)を使用した。

## 結果

### 歩行立脚期の各関節角度変化

裸足及びAFO装着時の角度変化の時系列データを図3に示し、立脚期中の各関節角度変化の特徴点を図3から抽出し、その特徴点における関節角度の平均値を表1に示した。足関節は立脚接地点(0%)でAFO装着時に裸足よりも有意に背屈位を示した( $P < 0.05$ )。また、立脚離地点(100%)でAFO装着時に裸足よりも有意に背屈位を示した( $P < 0.05$ )。立脚期20%付近での底

屈角度と立脚期60-80%での最大背屈角度には有意な差は認められなかった。膝関節は立脚接地点(0%)でAFO装着時に裸足よりも有意に屈曲位を示した( $P < 0.05$ )。また、立脚期60-80%ではAFO装着時に裸足よりも有意に屈曲位を示し( $P < 0.05$ )、その後立脚離地点(100%)でもAFO装着時に有意に屈曲位を示した( $P < 0.05$ )。股関節は立脚接地点(0%)でAFO装着時に裸足よりも有意に屈曲位を示した( $P < 0.05$ )。

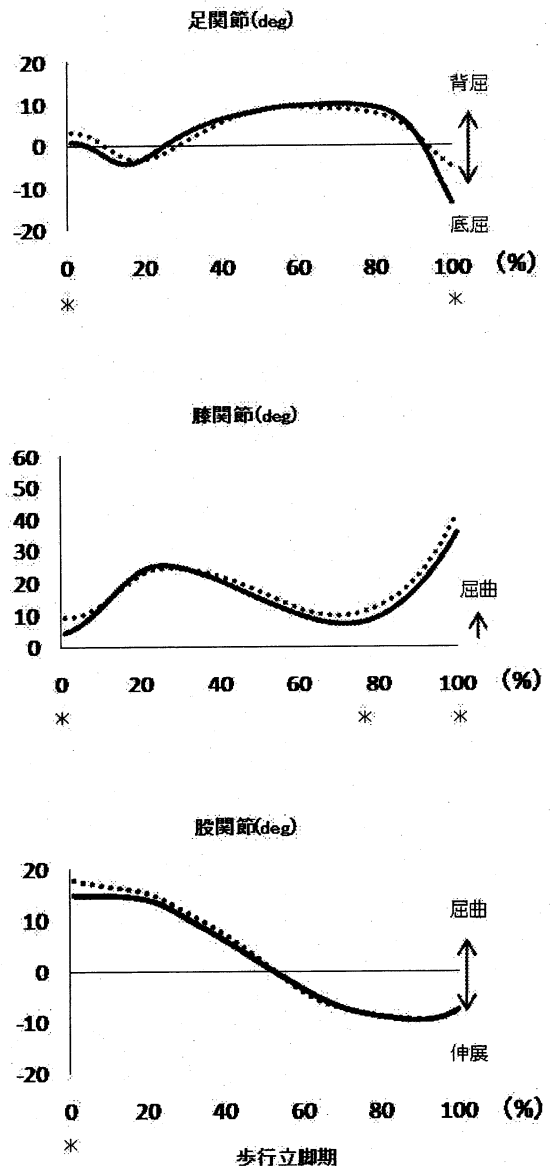


図3. 歩行立脚期中の各関節の角度変位(太線:裸足, 点線:AFO)。図下の\*は裸足とAFO装着時の間に有意差( $P < 0.05$ )があることを示す。

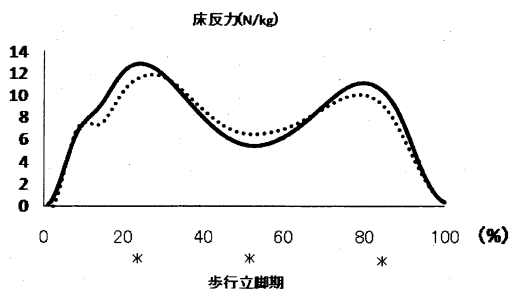


図4. 歩行立脚期中の床反力変化(太線:裸足, 点線:AFO)。図下の\*は裸足とAFO装着時の間に有意差( $p<0.05$ )があることを示す。

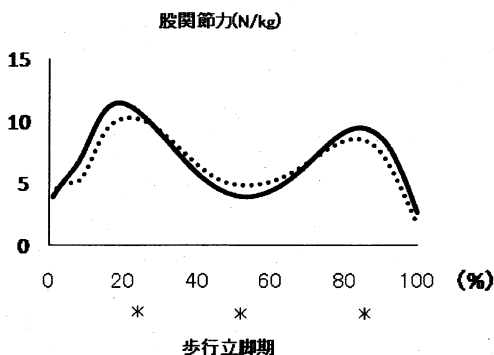
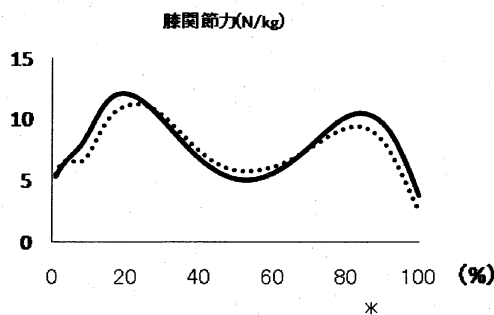
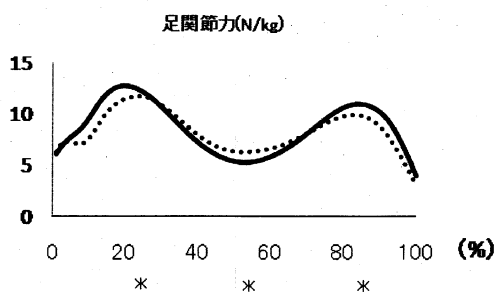


図5. 歩行立脚期中の各関節の関節力変化(太線:裸足, 点線:AFO)各関節力の正の値は近位の体節が遠位の体節に対して下方へ押す力を示す。図下の\*は裸足とAFO装着時の間に有意差( $P<0.05$ )があることを示す。

### 床反力

裸足及びAFO装着時の床反力の時系列データを図4に示し、立脚期中の床反力の特徴点を図4から抽出し、その特徴点における床反力の平均値を表2に示した。床反力では両群ともに2峰性のデータを示し、立脚期20%と80%付近で最大値を認め、AFO装着では裸足に比べ有意に小さい値を示した。また、50%付近で床反力の減少が認められたが、AFO装着時は裸足に比べ有意に大きい値を示した。

### 各関節に生じる関節力変化

裸足及びAFO装着時の各関節の関節力の時系列データを図5に示し、立脚期中の関節力の特徴点を図5から抽出し、その特徴点における関節力の平均値を表3に示した。各関節ともに床反力と同様に2峰性のデータを示した。全ての関節において立脚期20%付近で増加し、50%付近で減少、80%付近で再び増加する傾向を示した。足関節と股関節における20%と80%付近の関節力の増加では、AFO装着時は裸足に比べ有意に小さい値を示した。膝関節においては、80%付近による増加のみAFO装着時で裸足に比べ有意に小さい値を示した。また足関節と股関節では50%付近の減少期にAFO装着時に裸足に比べ有意に大きい値を示した。

### 考察

AFO装着による立脚期の下肢関節角度変化への影響は、立脚接地点(0%)において裸足時に比べ足関節は背屈位、膝関節は屈曲位を示し、さらに股関節では屈曲位をとる傾向が示された。裸足歩行では、立脚接地点(0%)で前脛骨筋などの遠心性収縮による底屈方向への運動がコントロールされることにより前方への推進力が保証されるが、AFO装着時では足関節底屈制動を行っているために、前脛骨筋などの遠

心性収縮は発揮されにくく、身体の前方への推進が困難となる。そのため股関節を屈曲位にすることによって体幹を前傾させ、身体を前方へ進めようとする代償運動が生じたのではないかと考えられる。また、立脚接地点(0%)における膝関節の屈曲は接地時の重要な衝撃吸収メカニズムとされ、足関節底屈のコントロールによって実現されるといわれる。本研究では、AFO装着により足関節は底屈制動を受けており、足関節での衝撃吸収のコントロールを、膝関節を過度に屈曲することにより代償していると考えられた。

立脚期後半(60%以降)では、AFO装着時の膝関節屈曲角度が裸足に比べ大きくなる傾向を示した。従来、立脚期後半では体幹が支持脚よりも前方へ移動することにより、膝関節は伸展方向への運動が増す。そのために身体重心の移動は上方へと向かい、身体の前方向移動をスムーズにしている。しかし、AFO装着時では、この時期に裸足よりも膝関節は屈曲位を示しており、身体重心を上方へ移動しにくい状況となると考えられる。さらに、AFO装着時では立脚期離地点(100%)で足関節の底屈が小さく、

足関節底屈筋による床面を蹴る力は小さくなる。その結果、膝関節の屈曲角度を大きくすることによって、筋の力学的作用を関節運動で代償し、前方への移動を達成していると考えられる。

床反力及び関節力の結果、両群ともに類似した2峰性のデータを示し、立脚期20%と80%付近では床反力と関節力が増加し、50%付近では減少することがわかった。

床反力について、AFO装着時の立脚期20%と80%付近における最大値は、裸足に比べ有意に小さい値を示した。先行研究では、足関節装具の適用は動作中の床反力の作用時間を減少させ、身体への力学的負荷を短時間にさせる効果が考えられるとされており(Riemann et al, 2002)、本研究の結果においても床反力による身体への力学的作用は小さくなることが示唆された。立脚期20%付近における床反力の最大値は立脚初期に身体を上方へ加速し、身体を前方へ移動させるために必要となる要素であるが、AFO装着時では、足部の rocker functionを使うことが出来ないために、上述し

表 3. 特徴点における関節力(Mean ± SD)

関節力	特徴点	裸 足	AFO 装着
足関節 (Unit:N/kg)	接地点(0%)	6.06±0.86	6.24±1.63
	20%付近の最大値	12.84±0.97	11.87±1.21*
	50%付近の最小値	5.20±0.97	6.14±1.05*
	80%付近の最大値	11.03±1.15	9.94±1.39*
	離地点 (100%)	3.98±1.54	3.18±0.62
膝関節 (Unit:N/kg)	接地点(0%)	5.33±0.85	5.50±1.56
	20%付近の最大値	12.20±1.09	11.42±1.24
	50%付近の最小値	4.98±1.22	5.62±1.04
	80%付近の最大値	10.59±1.08	9.47±1.34*
	離地点 (100%)	3.79±1.61	2.54±0.64
股関節 (Unit:N/kg)	接地点(0%)	3.89±0.80	3.96±1.50
	20%付近の最大値	11.61±0.97	10.51±1.31*
	50%付近の最小値	3.89±0.92	4.76±1.00*
	80%付近の最大値	9.59±1.04	8.67±1.26*
	離地点 (100%)	2.63±1.63	1.65±0.82

\*:  $P < 0.05$  (対応のある  $t$  検定)

た立脚接地点(0%)の関節運動による代償が生じているということが推察される。また、立脚期80%付近における床反力の最大値は、身体重心を下方へ減速させ、足関節底屈筋群の作用により床面を強く蹴ることで、身体の前方移動を達成する。AFO装着時ではこの時期の床反力は有意に小さく、力学的作用よりも膝関節の屈曲角度を増加させることにより推進作用を維持していることが考えられる。立脚期50%付近の床反力の値は、裸足時のほうが小さく、この時期は床反力の吸収により歩行周期の中で最も身体重心の位置が高いとされている。AFO装着時には床反力の吸収作用が小さく、身体重心を上方に持ち上げることに對して、過剰な身体のエネギーを必要とする可能性があることが示唆された。

関節力について、足関節力と股関節力は床反力と同様の時期に、AFO装着時に裸足と有意な差が生じていた。AFO装着時の立脚期20%と80%付近の足関節力と股関節力は床反力が有意に小さいことから、関節への力学的負荷も小さく済むことが考えられる。また50%付近の関節力の吸収期では、床反力の結果から重心の上方移動が難しく、関節への力学的負荷が裸足より大きくなったと考えられた。また膝関節力については立脚期80%付近のみにAFO装着時に裸足よりも小さい値を示したが、このことは、関節運動で示したように前方への身体の移動を、屈曲角度を増加することによって代償し、力学的作用を少なくしていると考えられた。しかし、立脚期20%と80%付近で両者に有意な差が生じなかったことに対しては、本研究では明らかにすることはできなかった。可能性として、前後、左右方向の関節力が増加したために鉛直方向への関節力に有意な差が生じなかった事が考えられる。この点に関しては、今後検討をしていきたいと考えている。

本研究では、足関節への短下肢装具の利用が歩行立脚期において下肢関節にどのような影響を与えるかについて、運動学的視点として関節角度の変化、運動力学的視点として床反力

と関節力の変化という点から裸足による歩行と比較検討することを試みた。本研究の結果から、AFO装着で足関節の底屈が制動されることにより、歩行立脚期の後半で床反力や関節力による下肢関節への力学的負荷は軽減されることがわかった。一方で、この時期は足部の蹴りだしにより身体の前方移動を加速させる時期でもあるが、足関節底屈筋群などの力学的作用を利用した加速が不十分になるために、膝関節の屈曲角度を大きくするなどして力学的作用を関節運動によって代償しているのではないかと考えられた。

脳卒中後遺症患者においては、麻痺や感覚障害などの様々な機能障害を有しているため本研究の結果をそのまま適応はできないが、AFO装着によって足部機能が制限されることを他の関節機能で代償することを考慮し、理学療法を提供する必要があるのではないかと考えた。

## 参考文献

- 佐藤房朗 (2007) 脳卒中片麻痺がもたらす足部機能障害と理学療法. 理学療法 24:377-685.
- 長谷川正哉, 金井秀作, 坂口頤, 沖貞明, 石倉隆, 大塚彰 (2006) 片側足関節固定中における片松葉杖歩行時の運動力学的分析. 理学療法科学 21:191-195.
- 山本澄子 (2001) 関節モーメントによる歩行分析. 医歯薬出版, 東京, pp88-104.
- 山本澄子(2007) 回復期 脳卒中患者の歩行分析と下肢装具処方. Med Rehabilite 85:113-119.
- Gordon D, Robertson E, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN (2004) Research method in biomechanics. Human Kinetics, USA, pp.57-58.
- Neuman DA (2002) Kinesiology of the

musculoskeletal system . Mosby, Philadelphia, pp477-478.

Neuman KG (2005) 月城慶一・山本澄子・江原義弘・盆子原秀三 訳. 観察による歩行分析. 医学書院. 東京. pp.27-30.

Perry J (1992) Gait analysis normal and pathological function. SLACK,

USA, pp33-37.

Riemann BL, Schmitz RJ, Gale M, McCaw ST (2002) Effect of ankle taping and bracing on vertical ground reaction forces during drop landings before and after treadmill jogging. J Orthop Sports Phys Ther 32:628-635.



**Original article****Effect of ankle foot orthosis on leg movements  
during stance phase of walking**

Satomi Kobayashi, Ayaka Kinase, Sachiyo Shimanuki, Takashi Fukaya

Department of Physical Therapy, Faculty of Health Science,  
Tsukuba International University

**Abstract**

The aim of this study was to clarify the effect of fixing of the ankle joint by using the plastic ankle foot orthosis (AFO) on leg movements during the stance phase of walking. Nine healthy adult subjects walked attaching AFO, and walked barefoot as a control. Leg movements during the stance phase of walking were analyzed kinetically and kinematically using a motion analysis device and a force plate. By attaching the AFO, the ankle joint was significantly extended at either 0% or 100% of the stance phase whereas a significant flexion was shown in the knee joint through 0%, 60-80% and 100% of the stance phase and in the hip joint at 0% of the phase. The AFO attachment altered the joint forces of both the ankle and hip joints in parallel with the ground reaction: significantly lesser at 20 and 80% of the stance phase but significantly greater at 50% of the phase when compared to controls. However, the significant change in the hip joint force was detected by decreasing the force only at 50% of the stance phase. These findings suggest that the restrictions of movements and dynamic action of the ankle joint by the AFO attachment is compensated for by increasing kinesis of the hip and knee joints. (Med Health Sci Res TIU 1: 31-39)

**Key words:** Plastic ankle foot orthosis; Angle of joint; Floor reaction force; Joint force

