

短報

足関節底屈運動制限下における歩行蹴り出し時の中足指節関節背屈角度
—より歩きやすい短下肢装具開発のための予備研究—

Range of motion of dorsiflexion of the first metatarsophalangeal joint during
gait without ankle plantar flexion: A preliminary study of development of
ankle foot orthosis

米津 亮¹⁾, 黒澤 千尋¹⁾, 島津 尚子¹⁾, 鈴木 智高¹⁾, 岩田 晃²⁾, 淵岡 聡²⁾

1) 神奈川県立保健福祉大学保健福祉学部リハビリテーション学科理学療法学専攻

2) 大阪府立大学大学院総合リハビリテーション学研究科

Ryo Yonetsu¹⁾, Chihiro Kurosawa¹⁾, Naoko Shimazu¹⁾, Tomotaka Suzuki¹⁾,
Akira Iwata²⁾, Satoshi Fuchioka²⁾

1) Physical Therapy Major, School of Rehabilitation, Faculty of Health and Social Work,
Kanagawa University of Human Services

2) Graduate School of Comprehensive Rehabilitation, Osaka Prefecture University

抄 録

中足指節関節の背屈運動は、ヒトの効率的な歩行に必要不可欠であるが、脳性麻痺や脳卒中片麻痺者では短下肢装具装着のためこの運動が再現できない。本研究の目的は、前足部をカットした短下肢装具を装着させた歩行動作における中足指節関節の最大背屈角度を把握することである。対象者は、健常成人女性10名である。これら対象者に、裸足と前足部をカットした短下肢装具を装着させた2条件の歩行動作を実施してもらった。そして、この動作を三次元動作解析装置で記録し中足指節関節の最大背屈角度を算出した。その結果、前足部をカットした短下肢装具を装着した歩行動作中の中足指節関節の最大背屈角度は、裸足の条件下よりも約10度の有意な減少を認めた。今回の知見は、脳性麻痺や脳卒中片麻痺者がより効率的な歩行を再現できる短下肢装具開発のための基礎資料として活用が可能と思われる。

キーワード：中足指節関節、歩行解析、短下肢装具

Key words : Metatarsophalangeal joint, Gait analysis, Ankle foot orthosis

はじめに

ヒトの歩行動作において、中足指節関節は立脚終期から前遊脚期において背屈する。この運動によって、中足骨頭と足指で床との接地を維持することで前足部全体での広い支持基底面を確保する。そして、この指示基底面を蹴り出すことで反力を発生させ、

下肢を前進させるフォアフットロッカーとして機能する¹⁾。この運動がヒトの歩行動作で制限された場合は、歩行速度やストライド長が有意に低下する^{2,3)}。このため、中足指節関節背屈運動はヒトの効率的な歩行に必要不可欠である。

中足指節関節は、ヒトの歩行動作時におよそ60 - 70度背屈する⁴⁻⁶⁾。しかし、この値は足関節可動域に制限のない状況下のものである。一方、短下肢装具 (Ankle Foot Orthosis: AFO) を装着する脳性麻痺や脳卒中片麻痺者では、下肢の痙縮筋の影響を最小限に留めるため、足関節底屈運動が制限さ

著者連絡先：神奈川県立保健福祉大学リハビリテーション学科
〒238-8522 神奈川県横須賀市平成町1-10-1
(受付 2017.9.11 / 受理 2018.1.4)

れた歩行動作を余儀なくされる。このため、AFO装着下における中足指節関節の背屈角度は、足関節可動域に制限のない歩行で観察された値と全く異なるものと思われる。そして、大部分のAFOは、足底部分がポリプロピレンのような硬質素材で構成されているため、蹴り出し時にこの運動を再現できない（写真1）。つまり、AFOを装着した障がい児・者が歩行蹴り出し時に中足指節関節をどれくらい背屈するか知見が明らかにされていない。

そこで、本研究では健常成人を対象に、裸足とつま先部分をカットアウトしたAFO装着時の中足指節関節の背屈角度を比較検討した。この知見を得ることで、障がい児・者がAFO装着時の歩行動作において、中足指節関節の屈曲運動にどれくらいの可動性を要しているか推察するための予備資料として扱うことを本研究の目的とする。

対象

対象者は、歩行動作に支障をきたすような整形外科疾患の現病歴がない18歳から21歳までの健常女性10名（年齢 19.7 ± 0.8 歳、身長 158.4 ± 2.6 cm、体重 52.5 ± 2.6 kg）とした。本研究は、神奈川県立保健福祉大学研究倫理委員会（受付番号29 - 19）および



写真1 既存短下肢装具での蹴り出し
（健常成人装着下）

大阪府立大学大学院総合リハビリテーション学研究所研究倫理委員会（受付番号2015 - 106）の承認を得たうえで、対象者から書面での承諾を得て実施した。

方法

1. 使用する短下肢装具

本研究の目的は、AFO装着下における中足指節関節の背屈角度を把握することである。使用するAFOは、中足指節関節の背屈運動を妨げないよう内側楔状骨レベルの横アーチを目安に前足部をカットアウトしたポリプロピレン製のものである。足関節可動性は背屈フリー、足関節底屈0度で制限しており、その構造は足関節継手付きAFOと同一である（写真2）。重量はおよそ300g、足底部の厚さは3mmである。このような構造のAFOを異なるサイズで3足用意した。そして、対象者にはつま先立ちや歩行の蹴り出し時に中足指節関節の背屈運動の再現に支障をきたさないか確認してもらい、使用するAFOを決定した。なお、用意したAFOはいずれも右下肢対象のものである。

2. 計測方法

歩行動作の計測は、同一日以内に裸足、AFO装着下の順に11mの歩行路を設け実施した。歩行路右中央に床反力計（TF-3040：テック技販社製）（縦40cm×横30cm）1枚とマットスイッチ（テック技販社製）（縦180cm×横30cm）1枚を直列に設置し、100Hzでサンプリングした（写真3）。マットスイッチは、体重負荷が1kg以上となると電圧が5Vに一定になる仕様となっている。対象者には事前に、右下肢の膝関節裂隙、外果、第5中足骨頭、左下肢の外果に直径2cmのマーカー、そして右下肢の第1基節骨頭、第1中足骨頭、第1中足骨底に直径1cmのマーカーを貼付した（写真4）。なお、AFO装着時はこれらのランドマークのうち右外果はマーカーを直接皮膚に貼付できないが、先行研究⁷⁾と同様にこの位置に該当する部位を目視にて注意深く確認し対応した。そして、歩行路の左右側方にマーカーを貼付した足部から下腿部の関節運動ができるだけ大きく記録できるよう動作解析装置（Kinema

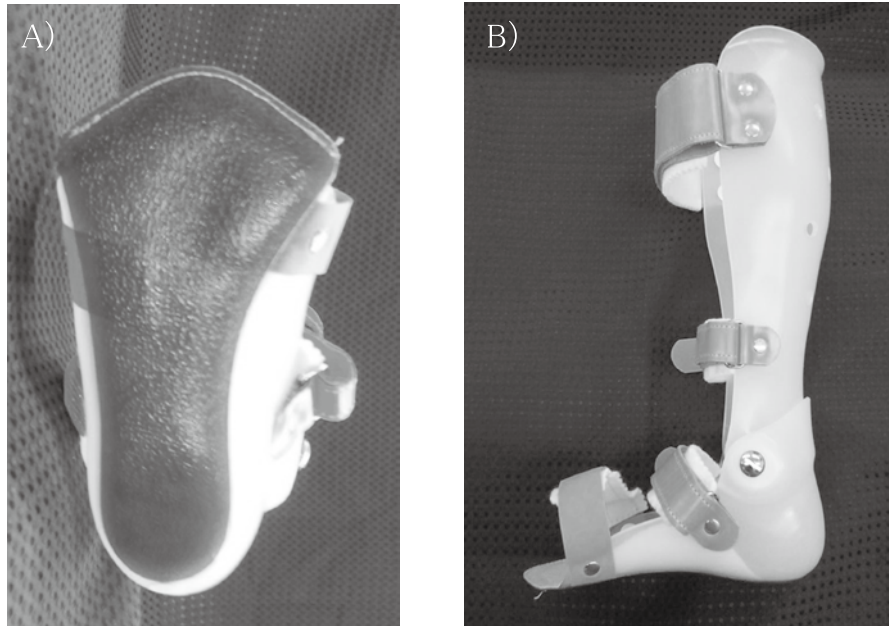


写真2 使用した短下肢装具
A) は短下肢装具底面から、B) は側面からの写真を示す



写真3 計測場面

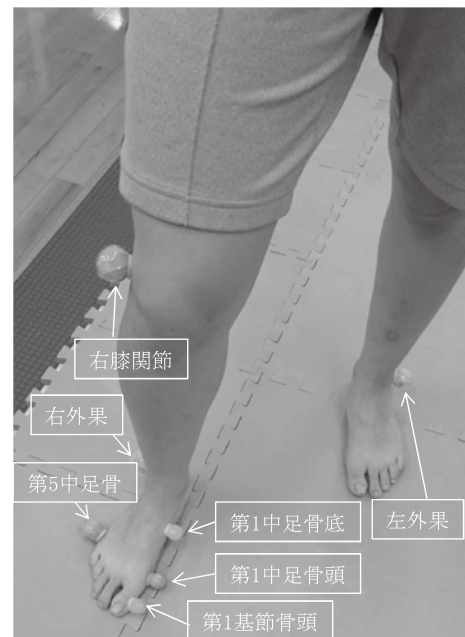


写真4 マーカー貼付位置

Tracer：キッセイコムテック社製）のビデオカメラ4台を設置し、60Hzでサンプリングした。この動作解析装置と床反力計およびマットスイッチは同期設定済みである。このような環境下において、練習時間を設け、右下肢で床反力計を足底全体で接地できた歩行動作5施行を解析対象とした。歩行動作の速度は特に規定しなかった。

3. 分析方法

計測したデータは、三次元動作解析ソフト（Kine Analyzer：キッセイコムテック社製）を用いて解析した。まず、右下肢を床反力計に接地させた際に垂直分力が出現および消失した地点を踵接地、爪先離地と定義した。次に、マットスイッチの電圧が一定になった開始地点を2回目の踵接地と定義した。

これらの設定から1歩行周期を定義し、立脚期と遊脚期の2相に分類した。そして、各期の割合、歩行速度、ストライド長、ステップ長および歩行率を算出した。

関節角度については、下腿前傾角度、足関節背屈角度および中足指節関節背屈角度を算出した。なお、関節角度の定義については、下腿前傾角度は膝関節と足関節外果を結ぶ線と足関節外果を通る垂線とのなす角と設定した。足関節背屈角度については、まず膝関節と足関節外果を結ぶ線の垂線と外果と第5中足骨を結ぶ線のなす角を算出した。この角度は、静止立位でも当初から底屈位の関節角度を示す。そのため、静止立位時の足関節角度を底背屈0度に補正して、足関節背屈角度を算出した。最後に、中足指節関節背屈角度は第1中足骨底と第1中足骨頭を結ぶ線と第1中足骨頭と第1基節骨頭を結ぶ線でなす角と定義した。このような定義に沿って、まず中足指節関節が蹴り出し前に最大背屈する値を算出した。次に、中足指節関節が最大背屈する地点の下腿前傾角度および足関節背屈角度をそれぞれ算出した。

統計処理については、シャピロ・ウィルク検定を用いてデータの正規性を確認し、AFO装着時の2条件の比較を対応のあるt検定用い検討した。有意水準は5%未満とした。なお、足関節背屈角度についてはAFO装着により底屈0度に設定されており裸足の条件のものと明らかに異なる。これらの値については、統計処理は行わなかった。

結果

1. 2条件間の歩行における基本的パラメーター

裸足とAFO歩行時における歩行の基本的パラメーターを表1に示す。

歩行の時間的パラメーターである歩行速度は、裸足の条件で 1.25 ± 0.12 m/秒、前足部をカットしたAFOでは 1.27 ± 0.13 m/秒で有意差を認めなかった。また、歩行の空間的パラメーターであるステップ長も、裸足の条件で 0.64 ± 0.04 m、前足部をカットしたAFOでは 0.69 ± 0.04 mで有意差を認めなかった。その他、周期時間、立脚期と遊脚期の割合、ストライド長、および歩行率のいずれの項目も有意差を認めなかった。

2. 2条件間の歩行における関節角度

歩行蹴り出し時における中足指節関節最大背屈角度は、裸足の条件で 68.0 ± 6.5 度、前足部をカットしたAFOでは 57.7 ± 6.2 度で有意差を認めた ($p < 0.01$)。そして、この地点での下腿前傾角度は、裸足の条件で 48.8 ± 5.0 度、前足部をカットしたAFOでは 48.1 ± 5.1 度で有意差を認めなかった。なお、足関節背屈角度は裸足の条件で -14.6 ± 5.0 度、前足部をカットしたAFOでは 1.5 ± 1.0 度であった。

考察

中足指節関節の背屈運動は、歩行蹴り出し時に下肢を前進させるフォアフットロッカーとして機能する¹⁾。しかし、AFOを装着する脳性麻痺や脳卒中片

表1 裸足と前足部をカットした短下肢装具での歩行基本的パラメーター (n=10)

	裸足	AFO	p値
周期時間(秒)	1.08 ± 0.05	1.09 ± 0.06	n.s
歩行速度(m/秒)	1.25 ± 0.12	1.27 ± 0.13	n.s
立脚期(%)	60.8 ± 0.8	60.4 ± 1.3	n.s
遊脚期(%)	39.2 ± 0.8	39.6 ± 1.3	n.s
ステップ長(m)	0.68 ± 0.04	0.69 ± 0.04	n.s
ストライド長(m)	1.36 ± 0.09	1.37 ± 0.10	n.s
歩行率(ステップ数/分)	111.5 ± 5.4	110.6 ± 6.5	n.s

平均値±標準偏差

n.s: not significant

麻痺者では、AFOのソール全体が硬く、この運動が妨げられている。このため、これら対象児・者がより効率的な歩行を行うため、足関節底屈運動制限下において中足指節関節がどれくらい可動性を必要としているか把握する必要がある。そこで、本研究では健常成人を対象に前足部をカットしたAFOを装着させ、歩行解析を実施した。

先行研究では、中足指節関節の計測は一軸性のゴニオメータセンサーを使用している⁴⁻⁶⁾。これは、計測対象とする運動が小さな関節で構成されていることを考慮したものである。しかし、本研究で課したAFO歩行では、対象者の足部をベルトで固定するため、算出しようとする関節角度の基本軸にこのセンサーを平行に装着できない。このことはセンサーに余分な外力を加え、正確な計測に支障をきたす。そこで、今回の研究ではこの関節運動を三次元動作解析システムで計測した。但し、中足指節関節の関節角度の算出には、マーカー間の距離が狭く、関節角度を過小および過大評価する可能性を考慮する必要がある。そのため、小さめのマーカーを該当部位に貼付し、下腿から足部の関節運動をできるだけ大きく撮影できる位置にカメラを設定した。その結果、我々が裸足の条件下で計測した中足指節関節の角度は、先行研究⁴⁻⁶⁾で記録された範囲内の値となっている。つまり、今回の計測方法で算出された中足指節関節の背屈角度は、一定の信頼性を有する値と思われる。

そして、今回の計測からAFO装着下の歩行動作では蹴り出し時の中足指節関節の最大背屈角度は、裸足の条件と比較すると約10度有意に減少することが示された。この知見は、2条件間の歩行の基本的パラメーターや下腿前傾角度が有意差を認めなかった結果からも、足関節底屈運動の制限に伴う変化と捉えられる。つまり、AFO歩行では、たとえ前足部をカットして中足指節関節の背屈運動を再現できるようにしたとしても、裸足の条件と同等な可動域の再現が困難なことが示された。

最後に、本研究の知見を脳性麻痺や脳卒中片麻痺者のAFO開発に活用する点において、2つの限界点を考慮しなければならない。1点目は、これら障がい児・者は足指全体が屈曲する鷲指⁸⁾がしばしば観察される。この所見は、中足指節関節の背屈運動

を妨げ、蹴り出しを困難にするため、今回観察された可動域よりも減少することが容易に想像される。もう1点は、これら障がい児・者の歩行速度は健常者よりも遅い^{9, 10)}。歩行速度の低下は、ステップ長を短縮させるため、これに伴い中足指節関節の最大背屈角度も減少する。このような2点を考慮して今回示された中足指節関節の背屈角度の傾向を捉え、障がい児・者にとってより効率的な歩行を支援できるAFOの開発研究を進める必要がある。

結論

今回、健常成人を対象に、前足部をカットしたAFO装着下における歩行動作中の中足指節関節の最大背屈角度を把握することを目的に歩行解析を行った。その結果、足関節底屈運動を制限した条件下において、中足指節関節の最大背屈角度は裸足の条件と比較し、約10度減少することが示された。

謝辞

本研究は、平成29年度科学研究費助成事業（基盤研究B）（課題番号17H02138）の助成を受け実施した。

文献

- 1) Perry J, Burnfield JM (1992). Gait analysis, Basic functions (pp.19-47), Thorefare: Slack Incorporated.
- 2) Zhang J, Si Y, Zhang Y, Liu Y (2014). The effects of restricting the flexion-extension motion of the first metatarsophalangeal joint on human walking gait. Biomed Mater Eng, 24, 2577-2584.
- 3) Laroche D, Pozzo T, Ornetti P, Tavernier C, Maillefert JF (2005). Effects of loss of metatarsophalangeal joint mobility on gait in rheumatoid arthritis patients. Rheumatology, 45, 435-440.
- 4) Hetherington VJ, Carnett J, Patterson BA (1989). Motion of the first metatarsophalangeal joint. Reliability and validity of four

- measurement techniques. J Am Podiatr Med Assoc, 28, 13-19.
- 5) Bojsen FM, Lamoreux L (1979). Significance of free dorsiflexion of the toe in walking. Acta Orthop Scand, 50, 471-479.
- 6) Nawoczinski DA, Baumhauer JF, Umberger BR (1999). Relationship between clinical measurements and motion of the first metatarsophalangeal joint during gait. J Bone Joint Surg Am, 81, 370-376.
- 7) Romkes J, Hell A.K, Brunner R (2006) Change in muscle activity in children with hemiplegic cerebral palsy while walking with and without ankle-foot orthoses. Gait Posture, 24, 467-474.
- 8) Bobath K (1980). Type of cerebral palsy. A neurophysiological basis for the treatment of cerebral palsy (pp45-65), London: Mac Keith Press.
- 9) Tyson SF, Thornton HA (2001). The effect of a hinged ankle foot orthosis on hemiplegic gait: objective measures and user's opinions. Clin Rehabil, 15, 53-58.
- 10) Radtka SA, Skinner SR, Dixon DM, Johanson ME (1997) A comparison of gait with solid, dynamic, and no ankle-foot orthoses in children with spastic cerebral palsy. Phys Ther, 77, 395-409.