

# 筋骨格モデルを使用した下肢装具装着下での歩行評価の試み

山本征孝<sup>†1</sup> 島谷康司<sup>†2</sup> 長谷川正哉<sup>†2</sup> 村田拓也<sup>†3</sup> 栗田雄一<sup>†4</sup>

**概要:** 下肢装具は脳卒中などにより運動麻痺を有した患者に使用されており、治療効果の高いリハビリテーションであると報告されている。下肢装具には様々な種類があり、下肢をサポートする力も患者の重症度に対応できるようになっている。本研究では、健常者を対象に補助力の異なる装具を使用した歩行を計測し、筋骨格モデルを使用して歩行中の筋活動や関節機能を解析した。その結果、装具の制動力を変化させることで、歩行中の筋活動や関節間力に変化が認められた。

**キーワード:** 歩行, 装具, 筋骨格モデル

## Evaluation of gait with Ankle-Foot-Orthosis by a musculoskeletal model

MASATAKA YAMAMOTO<sup>†1</sup> KOJI SHIMATANI<sup>†2</sup>  
MASAKI HASEGAWA<sup>†2</sup> TAKUYA MURATA<sup>†3</sup> YUICHI KURITA<sup>†4</sup>

**Abstract:** Ankle-foot-orthoses (AFO) are commonly used for stroke, and it is reported high effective treatment. There are many type of AFO and they can support to various patients. This study measured gait with various AFO by a musculoskeletal model. As a result, changing of resistive moment can affect muscle activity and joint reaction force on the gait.

**Keywords:** gait, orthosis, musculoskeletal model

### 1. はじめに

人の歩行能力は疾病や身体機能の低下などにより低下することが多く、その解決方法として様々な手段が提唱されている。その中の一つに短下肢装具 (Ankle-Foot-Orthosis: AFO) やコルセット、サポーターなどの装具があり、関節変形の予防・矯正、病的組織の保護、低下した身体機能の代償、補助といった役割がある<sup>1)</sup>。装具の中でも AFO は脳卒中などにより運動麻痺を有する人に使用されることが多く、治療ガイドラインにおいて治療効果の高いリハビリテーションであると報告されている<sup>2)</sup>。AFO は主に足関節周囲筋の活動の補助や促進に作用するように制動力を發揮し、患者の身体機能に対応するべく様々な種類の制動力の異なる AFO が開発されている (図 1)。AFO の治療効果として、特に歩幅や歩行速度、歩行中の関節角度などの改善が報告されている<sup>2,3,4)</sup>。しかし、装具着用下の歩行中に関節や筋にどれくらいの力が発生しているかといった、身体内部のデータに関してはまだ不明確な点もある。筋骨格モデルを使用したシミュレーションは生体内部の情報や運動機能の特性を評価することが可能であり<sup>5,6)</sup>、制動力の異なる装具

を使用した歩行中の生体内部の情報を明らかにする上で有用と考えられる。しかし、筆者の知る限り装具歩行のシミュレーション解析の妥当性や筋活性度・関節間力に関する報告はまだない。そこで、本研究では装具を装着した筋骨格モデルを作成し、その妥当性の検討と膝関節間力を評価することを目的とした。

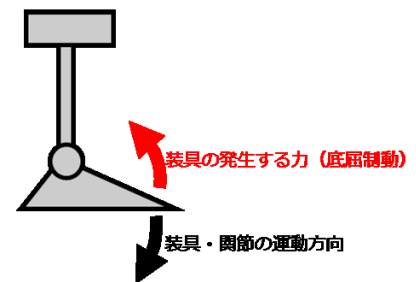


図 1 AFO の種類と歩行方向

### 2. 方法

#### 2.1 対象

対象は整形外科手術の既往のない健常者 3 名とした (男性, 24±5.5 歳)。

#### 2.2 方法

対象者は直線歩行路にて快適歩行をおこない、定常歩行となる 4 歩目以降を計測した。歩行計測には赤外線カメラ 12 台を用いた三次元動作解析装置 (VICON Motion System

<sup>†1</sup> 兵庫県立淡路医療センター  
Hyogo Prefectural Awaji Medical Center

<sup>†2</sup> 県立広島大学 保健福祉学部  
Faculty of Health and Welfare, Prefectural University of Hiroshima

<sup>†3</sup> 広島大学大学院 工学研究科  
Graduate School of Engineering, Hiroshima University

<sup>†4</sup> 広島大学大学院 工学研究院  
Institute of Engineering, Hiroshima University,

社製)を使用し、サンプリング周波数 100Hzにて取得した。反射マーカーは 35 個貼り付けした。同時に歩行中の床反力の計測には床反力計 6 枚 (AMTI 社製 4 枚, Kistler 社製 2 枚)を使用し、サンプリング周波数 1000Hzにて測定した。また、表面筋電図 (Nolaxon 社製)を使用し、歩行中の前脛骨筋と腓腹筋内側頭の筋活性度を計測した。

本研究で使用する AFO は川村義肢社製 Gait Solution Design とした (図 2)。この AFO は底屈方向に制動力を發揮し、背屈方向には制動力を發揮しないタイプの AFO である。そのため、つま先を上へ挙げておくようにサポートすることが可能となる。底屈制動を有する AFO は背屈困難に伴う下垂足や足関節ロッカー機能の改善に有効と報告されている<sup>7)</sup>。本研究では使用する AFO は底屈制動力の調整が可能であるため、制動力を一番制動力の弱い PF1 から一番制動力の強い PF4 の 4 段階に条件設定した。対象者にはまず AFO なしの条件で歩行計測を行い、その後、PF1~4 の AFO 使用条件で計測を行った。

歩行中の筋活性度及び膝関節間力の推定にはシミュレーションソフトウェアの OpenSim<sup>®</sup>を使用した。使用する筋骨格モデルは 23 自由度、92 筋を有するモデルであり、装具条件時には底屈制動を發揮するモデルを取り付けて解析を行った (図 3)。OpenSim での解析方法は Scaling を用いて対象者の骨格にモデルを修正し、その後 Inverse Kinematics, Residual reduction algorithms から関節角度の算出と床反力データなどとの誤差の検出を行った。最後に Computed muscle control と Analyze から膝関節間力 (鉛直成分, 前方成分) の推定を行った。なお、対象者 1 名に対して Static Optimization から筋活性度の推定を行い、筋電図の計測データとの比較を行った。



図 2 Gait Solution Design

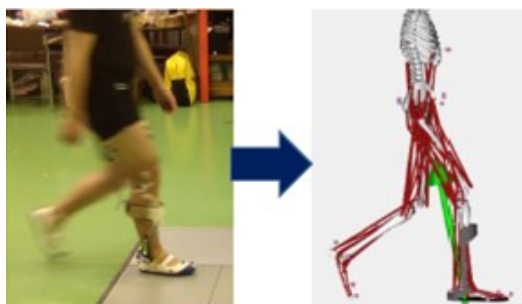


図 3 歩行計測場面と使用する筋骨格モデル

## 2.3 統計学的解析

筋電図の計測データと筋活性度推定の比較を行うために、ピアソンの積率相関係数を用いた、統計学的解析にはエクセル統計 2011 を使用した。

## 2.4 倫理的配慮

本研究はヘルシンキ宣言の趣旨に従って研究の目的、方法、予想される結果およびその意義について説明を行い、対象者に同意を得た上で実施した。また、本研究は県立広島大学の倫理委員会の承認を得て実施した。

## 3. 結果

### 3.1 各条件における膝関節間力の評価

全対象者の膝関節間力の平均は鉛直成分では AFO なし:  $46.0 \pm 4.8$  N/kg, PF1:  $45.4 \pm 6.1$  N/kg, PF2:  $43.2 \pm 4.3$  N/kg, PF3:  $39.4 \pm 2.0$  N/kg, PF4:  $47.3 \pm 5.0$  N/kg であった。前方成分では AFO:  $21.8 \pm 0.6$  N/kg, PF1:  $21.5 \pm 2.6$  N/kg, PF2:  $21.1 \pm 1.3$  N/kg, PF3:  $18.3 \pm 0.3$  N/kg, PF4:  $20.1 \pm 3.7$  N/kg であった (図 4)。全体的な傾向として、PF4 を除いて制動力を増加させるに伴い膝関節間力は減少していた。

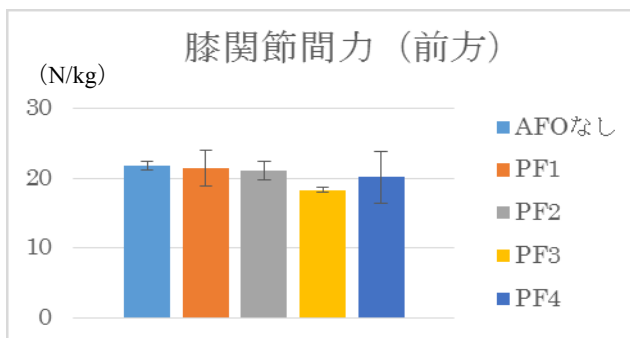
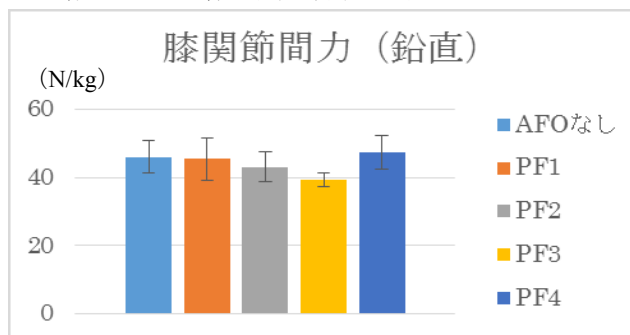


図 4 膝関節間力

### 3.2 筋活性度推定の検証

筋電図を用いて実測した数値とシミュレーションによる推定値の相関係数を以下に示す (表 1)。前脛骨筋は装具なしから PF3 までは中等度の相関を示したが、PF4 では低い相関となった。腓腹筋内側頭は全ての条件で強い相関を示した。

表 1 各条件の筋活性度の実測値と推定値の相関係数

	前脛骨筋	腓腹筋内側頭
装具なし	0.45	0.81
PF1	0.41	0.79
PF2	0.43	0.82
PF3	0.30	0.73
PF4	0.18	0.85

#### 4. 考察

本研究では、AFO を装着した筋骨格モデルを作成し装具の制動力変化に伴う膝関節間力の変化を調査することと、筋活性度の妥当性の検討することを目的とした。

膝関節間力の検討には筋骨格モデルが使用された報告は多く、変形性膝関節症や膝関節の手術後の評価に関して報告されている<sup>9,10)</sup>。脳卒中患者は歩行機能の低下や下垂足などの異常歩行などに伴い、変形性膝関節症などを合併する危険性がある<sup>11)</sup>。今回の計測結果では、AFO なしの条件と比較して、鉛直成分では PF1~3 において制動力が増加するにつれて膝関節間力が減少していた。これは前脛骨筋のサポートをすることで、円滑なロッカー機能が作用し、床反力ベクトルの方向や大きさが膝関節周囲筋の筋活動を減少させたことで膝関節間力が減少したためと考えられる。歩行時に踵が接地する際には足部が「揺りてこ」のように働くことで、鉛直方向に発生する床反力を前方への推進力に変換する。その際に前脛骨筋の遠心性収縮が重要であるが、装具の底屈制動はこの前脛骨筋に類似した作用を有している。そのため、装具によるサポートが足関節に関与するものであっても、膝関節周囲の運動学・運動力学的変化を生じ、膝関節間力が変化したのではないかと考えられた。

また、一番制動力の強い PF4 では、AFO なしの条件と比較して鉛直成分の膝関節間力がやや増加していた。これは制動力が強くなりすぎることにより、足関節を動かすことが困難となり、下腿三頭筋の収縮が早期に発生した可能性が考えられる。先行研究において装具の底屈制動が強くなると立脚初期に足関節底屈角度が減少すると報告されており<sup>3)</sup>。下腿三頭筋の活動も早期に出現しやすくなると考えられる。前方成分の膝関節間力は装具の制動力が強くなるにつれてわずかに減少する傾向が認められたが、大きな変化は認められなかった。これは健常者では脳卒中患者などのように extension thrust などの異常な膝関節の前後方向の動きが観察されないためと推察される。

一方、筋電図を用いて実測した数値とシミュレーションによる推定値の相関係数は、PF4 条件の前脛骨筋以外では中等度から強い相関を示していた。腓腹筋内側頭に関しては今回使用した底屈制動タイプの AFO では大きな影響を受けにくいため、実測値に近い傾向を示したと考えられる。

前脛骨筋に関しては装具なしから PF3 までは中等度の相関を示したものの、PF4 条件では低い相関を示した。

Static Optimization では、筋活動の二乗和が最小になるような最適化計算により筋活性度を推定している。そのため、PF4 のような強い外力が加わるような条件下では、実際の歩行時よりも筋活性度を過少に推定すると考えられる。

装具なし条件は先行研究<sup>12)</sup>に類似した結果となったが、制動力やサポートの強い装具を使用する場合は、筋骨格モデルの筋力推定に筋電図データを取り込んだ推定方法を用いるなどの対応も必要と考えられる。

#### 5. 結論

本研究では AFO を装着した筋骨格モデルを使用することで、AFO が歩行中に生じる関節間力に及ぼす影響を調査するとともに、筋活性度の推定にも対応が可能かを検討した。その結果、膝関節間力に関しては装具の制動力の変化によって膝関節間力が増減することが確認できた。また、筋活性度の推定は中等度から強い相関が得られたが、装具の制動力が強い条件では低い相関を示した。

今後の課題としては脳卒中患者においても膝関節間力と装具制動力の関係を調査するとともに、筋活性度推定の妥当性を高めるアプローチを検討する必要がある。

#### 参考文献

- 1) 川村次郎：義肢装具学 第3版，医学書院，pp.206-212，2004
- 2) 日本脳卒中学会 脳卒中ガイドライン編集委員会：脳卒中治療ガイドライン 2015，協和企画，pp.288-291，2015
- 3) Kobayashi T, et al : The effect of changing plantarflexion resistive moment of an articulated ankle-foot orthosis on ankle and knee joint angles and moments while walking in patients post stroke, Clin Biomech, (30),pp.775-780, 2015.
- 4) Yamamoto S, et al : Effects of plantar flexion resistive moment generated by an ankle-foot orthosis with an oil damper on the gait of stroke patients : a pilot study, Prosthet Orthot Int, 37 (3), pp212-221, 2012.
- 5) 佐藤純平・他：筋力推定に基づくステアリング操作時の力知覚モデル，日本機械学会論文集 (C 編)，79 巻 808 号，pp392-400，2013.
- 6) 長谷和徳：歩行動作シミュレーション，総合リハ，29 巻 6 号，pp497-501，2001.
- 7) Nolan KJ, et al : Preservation of the first rocker is related to increases in gait speed in individuals with hemiplegia and AFO, Clinical Biomech, 26 (6), pp655-660, 2011.
- 8) Delp SL, et al : "OpenSim : Open source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.54, No.11,

pp.1940-950, 2007.

- 9) Lin Y, et al : Simultaneous prediction of muscle and contact forces in the knee during gait, *J Biomech*, 43, pp945-952, 2010.
- 10) Steele KM, et al : Compressive Tibiofemoral Force during Crouch Gait, *Gait Posture*, 35 (4), pp556-560, 2012.
- 11) 木野田典保 : 脳卒中片麻痺と変形性膝関節症—変形性膝関節症を中心とする評価と治療—, *理学療法*, 18 (2), pp208-216, 2001.
- 12) Pizzolato C, et al : CEINMS: A toolbox to investigate the influence of different neural control solutions on the prediction of muscle excitation and joint moments during dynamic motor tasks, *J Biomech*, 48 (14), pp3929-3936, 2015.