

## 装具歩行における足関節モーメント計算値の不一致性

### Validity of the ankle joint moment calculation while walking with flexible and rigid ankle-foot orthosis

昆恵介<sup>1</sup> 春名弘一<sup>2</sup> 清水新悟<sup>1</sup> 稲垣潤<sup>3</sup> 小林俊樹<sup>1</sup>  
秋山正晴<sup>1</sup> 村原伸<sup>1</sup> 敦賀健志<sup>1</sup> 早川康之<sup>1</sup>

Keisuke kon Hirokazu Haruna Shingo Shimizu Jun Inagaki Toshiki Kobayashi  
Masaharu Akiyama Shin Murahara Takeshi Tsuruga Yasuyuki Hayakawa

#### Abstract

This study experimentally investigated the validity of the ankle joint moment measured by 3D motion capture system when plantarflexion brake moment of an ankle-foot orthosis (AFO) was adjusted during heel rocker of gait. Eighteen male adults participated in this study. They wore a mock lower-limb prosthesis with an AFO (GaitSolution Design). The AFO has adjustable plantarflexion brake with no dorsiflexion brake. A gait judge system was used to quantify the plantarflexion brake. The system was precisely calibrated to assure its moment output. The results of this study showed that the ankle joint moment measured by the 3D motion capture system matched with the gait judge system when plantarflexion brake of the AFO was set weak. However, the output moment of the gait judge system revealed statistically significantly higher values than the 3D motion capture system when plantarflexion brake of the AFO was set strong. Their moment output matched when center of mass of the foot and shank of the lower-limb was used as rotational center for calculation. The results of this study suggested that the validity of the ankle joint moment measured by traditional method using the 3D motion capture system may need to be questioned when plantarflexion brake of the AFO was strong.

#### 1. はじめに

一般的に歩行の運動力学の中で用いられるモーメントには、床反力や慣性などの外力によって生じる外部モーメント(床反力モーメント)と内部モーメント(関節モーメント)に分けられる。

例えば、図1のように歩行中に踵から着床すると、足関節の後方を床反力作用線が通過し(図1-A)、外力によって足部は時計回りに回転しようとする床反力モーメント(図1-B)を生じる。これに抗するように、生体内部では、筋収縮(図1-C)や靭帯による制動、皮膚の張力といった力を発生することによって床反力モーメントと釣り合うための内部モーメント(図1-D)を発生させる。この内部モーメントのことを関節モーメントという<sup>1)</sup>。

関節モーメントの計算は先行研究<sup>(2-9)</sup>によって確立され、近年の三次元動作解析に用いられるソフトウェアに導入されるプラグインの中の標準的なものとなっている。このなかで足関節関節モーメントに着目する

と、一般的には図1のように回転中心を解剖学的な足関節の回転軸と一致させることでモーメント計算を実施する。

一方で装具装着による歩行中の足関節モーメント計算においても回転軸を解剖学的な足関節の回転軸に設定することで関節モーメント計算が可能となる<sup>10-13)</sup>。しかしながら、これによって得られる関節モーメ

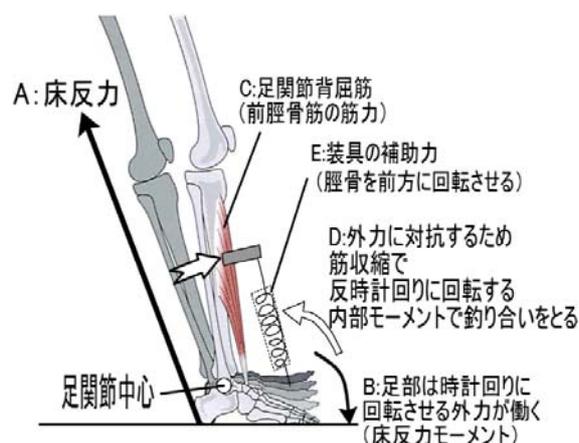


図1 モーメントの模式図

1 北海道科学大学保健医療学部義肢装具学科

2 北海道科学大学保健医療学部理学療法学科

3 北海道科学大学工学部情報工学科

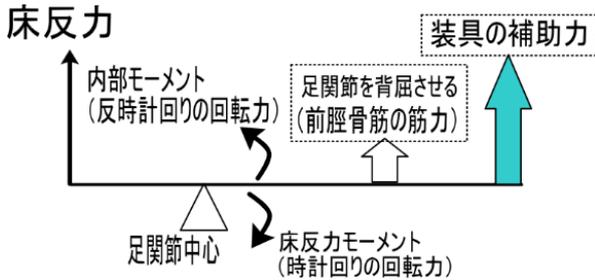


図2 運動力学的な釣り合い

図2のように筋活動などによる生体内部で生み出される内部モーメントと装具の補助力(図1-E)による内部モーメントの合成値が、床反力モーメントと釣り合うことになる。装具の補助力は、足部の急激な底屈運動にブレーキを掛けるとともに、脛骨を前方に回転させる役割も担う。したがって装具の補助力が大きい(変形しない剛性のある硬い装具)場合は、内部モーメントが大きくなると考えるのが自然である。

しかしながら、筆者<sup>(14-19)</sup>らの過去の装具に関する研究報告では、初期接地に踵から着床し、荷重応答期間に脛骨が前方に回転している対象者の中に背屈方向の内部モーメントが小さいか、あるいは底屈方向の内部モーメントとして計算されることをしばしば経験してきた。つまり、足関節の前方を床反力作用線が通過しているにもかかわらず、ヒールロッカーが構築されていることを示し、図2のような運動力学的な釣り合いは破綻することになる。

本研究では、装具歩行における足関節モーメント計算値の不一致性について、実験をとおして検証していくことを目的とした。

## 2. 方法

本研究は内部モーメントと外部モーメントが一致するか検証するために図3のような手続きで実施した。

内部モーメント計測のために、装具の補助力を計測できる計測機器(ゲイトジャッジシステム:以下 GJ: Gait Judge System:パシフィックサプライ製)から得られるモーメント計測値を校正するために、筋力訓練装置を用いた。次に歩行中の外部モーメントのみを計測するためには、筋活動の影響を排除する必要があ

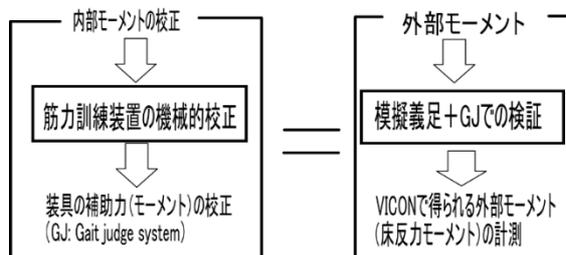


図3 検証のための手続き方法

った。そこで模擬義足に GJ を装着した状態で歩行した。このようにすることで、理論上は図2に示すように、装具が発生する内部モーメントと外部モーメントは一致するはずなので、三次元動作解析機器から得られた関節モーメントの計算値と、GJ が示すモーメント(装具の補助力)と一致することになる。

一致した場合には、装具歩行におけるモーメントの計算原理は足関節回転中心軸で計算する剛体リンクモデルが適応されることを証明するが、不一致の場合は従来通りモーメント計算方法に問題があることを示唆する。

### 2.1 筋力訓練装置の校正

装具の正しい補助力を計測するために筋力訓練装置(REHAMATE:川崎重工製)を利用した。モーメント計測の精度を校正するために、図4のようにアームを水平固定モードにした状態で2 kg~16 kgまでの錘を回転軸から0.4mの位置にセットし、計測を行った。筋力訓練装置のアナログ出力から得られる電圧と既知のモーメント値の散布図を作成し、電圧からモーメントへの校正を実施した。



図4 機器の校正



図5 筋力訓練装置による検証

### 2.2 装具の補助力(制動モーメント)の精度検証

図5に示すように GJ を取り付けした短下肢装具(GSD: Gait Solution Design:パシフィックサプライ製)を装着した剛体単関節モデル(図6-B)を、筋力訓練装置の計測モードを等速性運動訓練、計測角度を背屈10度から底屈5度とし、角速度は20~230deg/sの間を20deg/sずつ角速度を上昇させ、底背屈動作をそれぞれ6回行わせた。また、角速度を可変にしたのは、GSDは油圧によって制動力を発揮する装具が特徴であるため、速度依存性の特徴を有するからである。合わせて油圧の抵抗値の影響も受けるため、GSDの油圧設定を1~4まで条件を変えて計測した。このとき、GJ単体のモーメントを抽出するために、図



A: GS+剛体単関節モデル B: 剛体単関節モデル C: GS単体

図6 GS単体のモーメント抽出方法

6-Aに示すように剛体単関節モデルにGSを装着させて出力されたモーメント値から、図6-Bのように剛体単関節モデルで出力されたモーメント値を減算することで、図6-CのようにGS単体のモーメント値を求めることが可能となる。

得られた筋力訓練装置のモーメント値と装具補助力(底屈制動モーメント)の関係式を求め、GJから得られるモーメント値に補正式を用いて装具補助力(以下GJM: Gait Judge Moment)を得ることとした。なお、GSDの足部は、既製品のままでは、剛性に乏しく、正しい結果が得られないと考えたため、図6-Cのようにカーボンファイバーで足部を再製作し、純粋な油圧によるGJMを求めるように足部に剛性をもたせる工夫を施した。

2.3 三次元動作解析機器とGJの同時計測

(1)対象者

対象者は21歳の健常成人男性18名(身長:172±2.3cm, 体重:68±3.8kg【平均±標準偏差】)とした。実験にあたっては研究の主旨とリスクを説明したうえで同意を得られた者を対象とした。なお、本研究は北

海道工業大学(現北海道科学大学)の研究倫理委員会の承認(第41号)を受けてから実施したものである。

(2)実験環境と計測機器

歩行計測のための計測環境は計測空間10m, 実質的な計測データの範囲は6mである。その中央部に床反力計(AMTI社製)を5枚配置した。VICON社製の三次元動作解析システム VICON カメラ(MX-3:6台)を使用した。計測機器のサンプリング周波数はVICON カメラ(200Hz), 床反力計(1000Hz), GJ(1000Hz)とした。

(3)実験概要

図7に示すように模擬義足(底屈バンパを取り除いた底屈方向に抵抗のない単軸足部:啓愛社製)にGSDを装着し、GSDにGJを取り付けた状態で、図8-A-Cのような模擬義足(模擬大腿義足と模擬下腿義足)を装着させ、図8-Cのように歩行させた。また模擬大腿義足においては、膝継手に3R15(アウトボックス)を定摩擦効果を効かないように設定した。なお、模擬大腿義足と模擬下腿義足の2つの条件で歩行実験を実施したのは、健常者歩行で発生する筋による内部モーメントを除去したかったことと、模擬義足より上部の慣性などの影響による違いについても検討する必要があると考え、2種類の条件を用意した。歩行路での計測に当たっては、対象者には30分以上の十分な歩行練習の後に、自由歩行を指示した。1試技におけるデータは、歩き始めと歩き終わりの2歩を除き、かつ床反力計に確実に乗せることができたデータを成功とみなし、データを取得した。歩行計測は一人当たり10回成功するまで計測を続けた。

(4)マーカ貼付箇所

三次元動作計測に当たっては対象者の身体にφ14

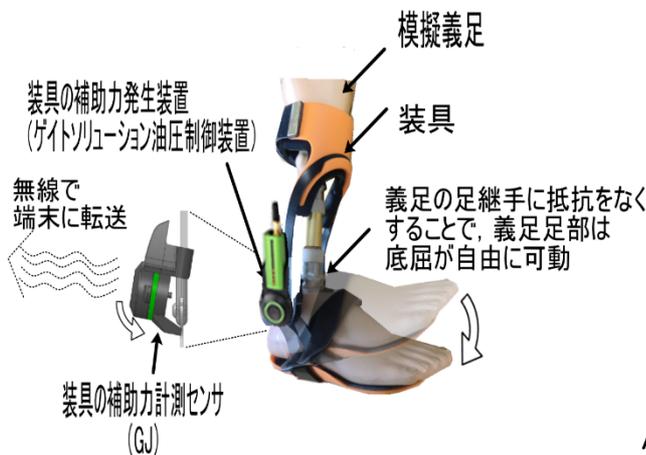
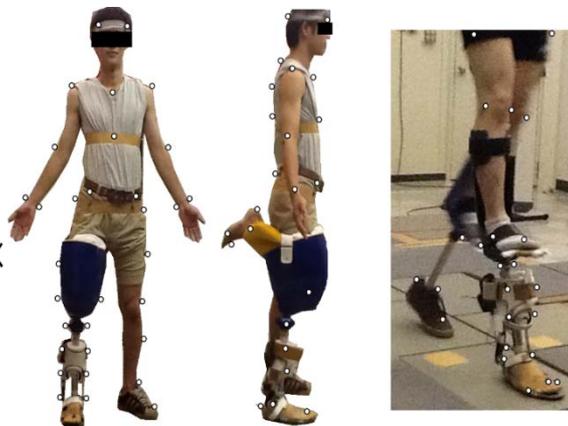


図7 GSDに模擬義足を装着した様子



A 前額面(模擬大腿) B 矢状面(模擬大腿) C 模擬下腿義足歩行

図8 マーカ貼布位置と計測情景

mmの反射マーカを、図8のように頭部4か所(左右前頭部, 左右後頭部), 両肩峰, 右肩甲骨, 両上前腸骨棘, 両上後腸骨棘, 両股関節(上前腸骨棘と大転子を結ぶ遠位 1/3 点), 両膝関節(前後径 1/2 点と後 1/3 点と中間点)の内外側, 両足関節(内外果), 両踵部, 両第5中足骨頭部, 両第1中足骨頭部, 両第2中足骨頭部に貼付した。また, GSD 装着の模擬義足部には, 義足足の両踵, 両第1MP, 両第2MP, 両第5MP, GSD 足継手の内外側, GSD 下腿重心部左右2点に貼付した。模擬義足計測にあたっては, 模擬大腿義足の場合は, 上記のマーカに膝継手の内外側部に, 模擬下腿義足の場合は下腿パイロンの上部に位置するピラミッドアダプタの内外側にも貼付した。

### (5)データ処理方法

三次元動作解析システムによって得られたデータは, Vicon 社製の VICON Nexus1.82 を用いてマーカ座標に遮断周波数 10Hz, 床反力計および GJ のアナログデータには 100Hz の Butterworth filter をかけた。

足関節モーメント計算には, Vicon 社製の Body Builder を用いた。計算に用いたセグメント定義は, 親セグメントを模擬義足の下腿部(X 方向: 両足関節マーカ間, Z 方向: 下腿長軸(下腿部パイロン上縁と両足関節マーカ中心を結ぶ線)とし, 子セグメントを足部(X 方向: 第1中足骨頭と第5中足骨頭を結ぶ線)とし, 親セグメントの X 方向周りのモーメントを底背屈モーメントとして計算した。

また, 足関節モーメント計算にあたっては, 従来通りの解剖学的足関節の位置に相当する短下肢装具の足継手位置を回転中心として捉え, 本研究では AJM(Ankle Joint Moment)と定義した。

### (6)解析方法

図9は模擬義足歩行における GJM と計算で得ら

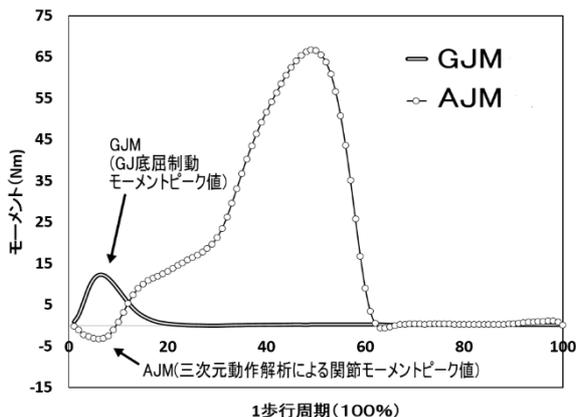


図9 油圧4設定での歩行例

れた AJM の時系列のグラフである。横軸は1歩行周期を 100%, 縦軸はモーメントを示す。このとき, 模擬義足歩行では足底接地時に最大モーメントを迎える。本研究では足底接地時に発生するモーメントピーク値を各油圧設定ごとに抽出した。

統計学的解析にはノンパラメトリック法の多重比較である steel-test を実施した。

## 3. 結果

### 3.1 筋力訓練装置の校正結果

図10は筋力訓練装置の校正結果を示すもので, 横軸は電圧, 縦軸は錘を筋力訓練装置のアームに掛けた時の実際のモーメント値を示す。

結果として, 寄与率が 99.9%と高い校正を得られた。またこの校正が保障される内挿範囲はおよそ 70Nm までである。

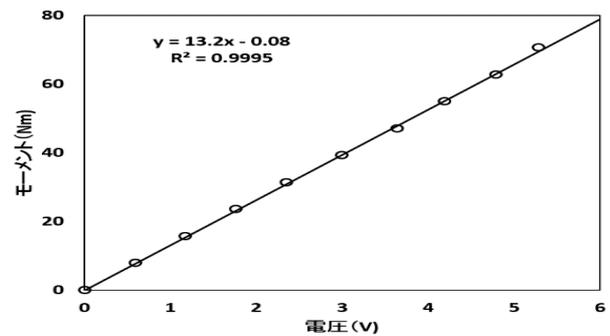


図10 筋力訓練装置 トルク変換式

### 3.2 装具の補助力の精度検証結果

図11はGJの校正結果を示すもので, 横軸がGJで出力されたモーメント, 縦軸は筋力訓練装置で出力されたモーメントを示す。

またGJの油圧設定1~4かつ角速度を変化させたデータをプロットしてある。結果として寄与率が 98.8%

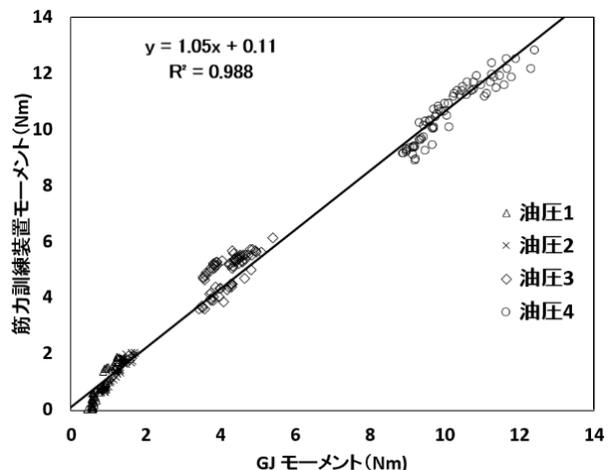


図11 GJモーメントの補正結果  
(底屈5度時点の値を抽出)

であり、GJ の出力値に 1.05 倍することで真の値に補正できることを示す。

また、この散布図から各油圧設定における装具の制動力を確認でき、油圧 1 と 2 の設定ではほとんど違いはなく、制動モーメントも角速度によって違うものの 2Nm の範囲である。油圧 3 設定では 3~6Nm、油圧 4 は 8~13Nm の範囲であることがわかる。

3.3 三次元動作解析機器と GJ の同時計測結果

図 12 は模擬義足装着歩行における健常者 18 人における、立脚初期足底接地近傍で発生するモーメントピーク値の平均値と標準偏差を示す。

横軸が油圧設定の違いで、油圧1がほぼ抵抗なし、油圧4が固定の状態である。また、白抜きは GJM、斜線は模擬大腿義足歩行における AJM、黒塗りは下腿義足歩行における AJM を示す。

結果として、模擬下腿義足と大腿義足の計測結果に有意な違いを認めなかった。また、油圧 1 と 2 の柔らかい装具の設定では、GJM と AJM と有意な差を認めなかったが、油圧 3 と 4 の設定では、GJM と AJM との間に有意な差を認めた。

4. 考察

図 10 をみると筋力訓練装置の校正結果は精度よく行われていることを確認できるとともに、図 11 の GJ の校正結果も完全な線形にはならなかったものの、98%の寄与率から GJ が算出するモーメント値も同様に精度の高い精度結果であったといえる。つまり GJ

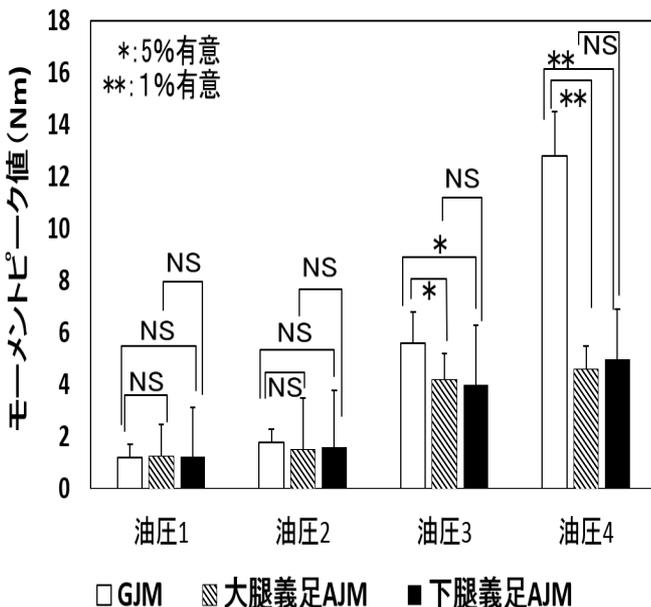


図 12 AJM の一致性

を用いた歩行中の GJM 値は直接計測としては 98% の信頼度があるともいえる。

一方で三次元動作解析で計算され AJM は、剛体リンクモデルから間接的に計算され、多くの生体力学分野での研究成果として発表されている。

装具装着下での歩行では、図 2 に示すように装具が発生するモーメントと人体が発生するモーメントの総和として内部モーメントが計算される。したがって筋収縮のない模擬義足モデルによる実験では、装具の補助力を直接計測によって得られるモーメント値と剛体リンクモデルによる間接的なモーメント値は理論的に一致するはずである。

しかしながら、図 12 をみると、GJM と AJM との一致性は、油圧抵抗の小さい油圧設定 1 と 2 では、ほぼ一致をみるが、油圧設定が大きくなり剛体に近づくほど一致性は乖離しているのがわかる。

GJ は図 13 のセンサ部が足部に締結された足板が上部の継手部に圧縮されることによる歪を計測している。GJ の油圧 4 設定では油圧弁は閉じられることから、純粋な遠位(足部)からの力を近位部(下腿部)へと伝達していると推定される。しかし油圧設定が低い場合では、油圧の機能が働き下腿部に対して足部は緩やかに底屈することになる。このときセンサ部には油圧のショック吸収が働くことから力の伝達効率は減衰すると考えられる。

したがって、柔らかい装具(油圧設定 1~2)装着化では図 13-A のように従来の剛体リンクモデルで計算される AJM と GJM は一致していると考えた。しかしな

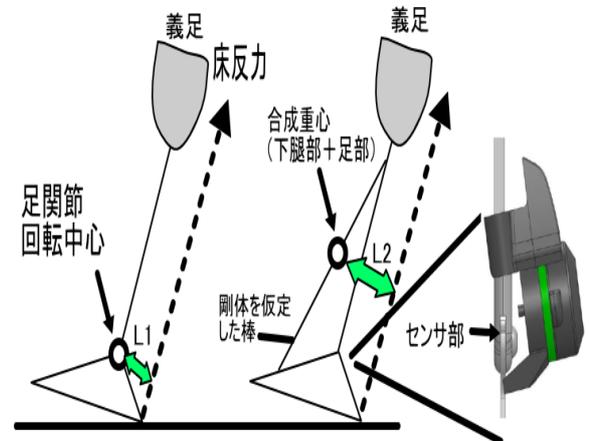


図 13 モーメント不一致性の模式図

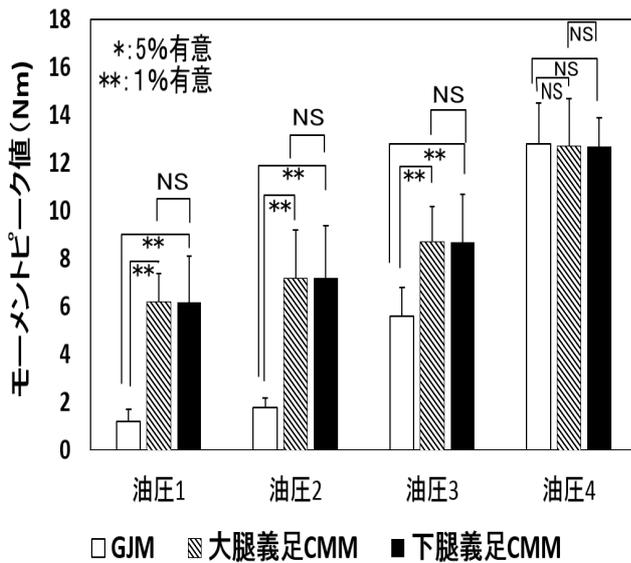


図 14 CMM の一致性

がら、剛体に近い硬い装具設定では、GJM が大きくなっていったことから、センサの圧縮が大きくなっていったことを意味し、床反力作用線から回転軸までの距離（レバーアーム）が大きくなっていったことを示唆する。つまり図 13 の L1 よりも L2 が大きくなっていったことから、剛体に近い装具装着化では図 13-B のように下腿部と足部の合成重心まわりに回転するのではないかと考えられた。

## 5. 検証のための再計算

### 5.1 目的

図 12 の結果から剛体リンクモデルによる AJM の計算では GJM との不一致性が確認できたので、足部と下腿部の合成重心を回転軸として再計算した合成重心モーメント(CMM:Center of Mass Moment)を求め、比較検証することを目的とした。

### 5.2 方法

計測方法および基本的な計算方法は 2 章の方法論に準じるが、回転軸を足部と下腿部の合成重心として再計算を実施した。

### 5.3 結果

図 14 は GJM と CMM の比較を示した図で、横軸が油圧設定、縦軸がモーメントを示す。また、白抜きは GJM、斜線は模擬大腿義足歩行における AJM、黒塗りは下腿義足歩行における AJM を示す。

結果として、模擬下腿義足と大腿義足の計測結果に有意な違いを認めなかった。また、油圧 1~3 の装具の設定では、GJM と AJM と有意な差を認めたが、油圧 4 の設定では、GJM と AJM との間有意な差を認めなかった。

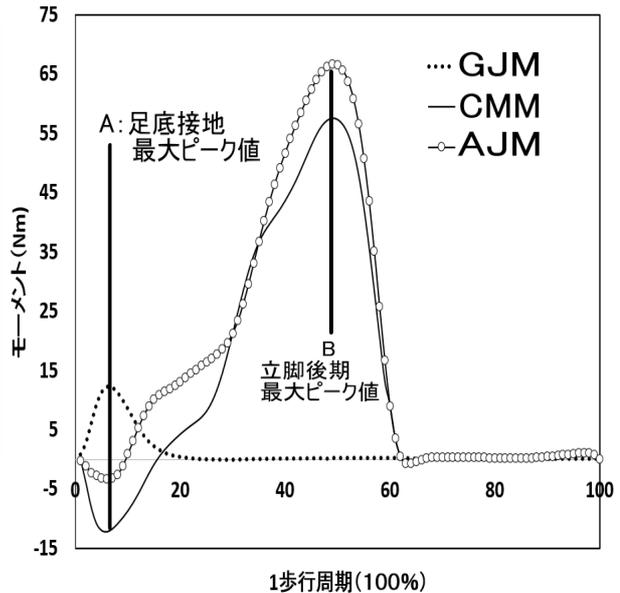


図 15 油圧 4 設定での比較

図 15 は、装具が剛体と仮定した油圧 4 設定での模擬義足歩行を示したもので、横軸は 1 歩行周期を 100% に正規化したもので、縦軸はモーメントを示す。

結果として、剛体に近い装具の設定では、図 15-A のように足関節回りで計算される AJM は GJM と一致しなかったが、合成重心回りで計算される CMM と GJM は一致をみた。また、図 15-B のように立脚相後半のモーメント計算結果では、AJM と CMM は一致しなかった。

### 5.4 考察

図 12 の AJM と GJM の一致性と、図 14 の CMM と GJM の一致性を合わせて検討すると、第 4 章で考察したように装具の剛性によって、計算に組み込む回転中心の定義を適宜変更する必要があることを示唆する。

足部と下腿部が分離した動きを示すような柔らかい装具のケースでは、従来通りの剛体リンクモデルによる計算の当てはまりは良く、図 11 の結果に従えば油圧 1 と 2 のような柔らかいケースでは、0.4Nm/degree(5 度底屈したときに最大でも 2Nm)程度の装具での計算では問題ないといえる。しかしながら、油圧 3(最大でも 1.2Nm/degree)では完全な剛体ではないものの、速度依存性の油圧の特性から着床の瞬間はほぼ、剛体になっていると考えられ、GJM と一致したのは CMM での計算結果となった。

また油圧 4 設定(最大で 2.8Nm/degree)の装具では GJM と AJM のモーメント値は完全に乖離し、逆に CMM との一致性を確認できた。油圧 4 設定の装具は、臨床でよく用いられる図 16 のようなトリミングラインの

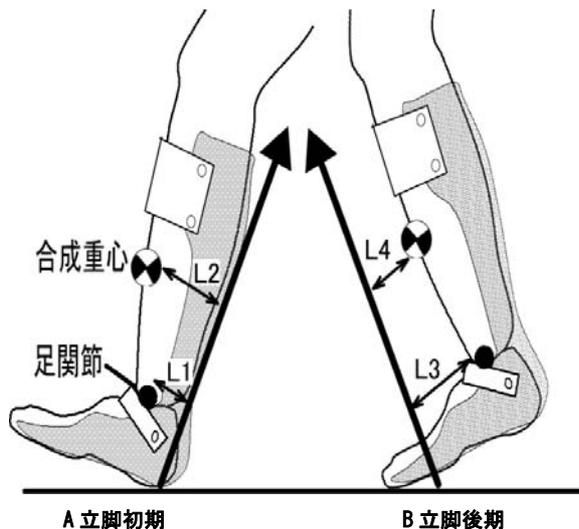


図 16 モーメントの解釈の模式図

浅い硬いシューホーン型のプラスチック型短下肢装具 (SHB:Shoe-Horn Brace) を想定できると考えられ、SHB を利用した臨床研究では、図 16-A のように立脚初期における装具歩行時のモーメント計算は、AJM ではなく CMM によるモーメント計算が望ましいと考える。AJM では、図 16 の L1 が合成重心まわりで計算される L2 よりも小さく計算されてしまい、本来の物体を回転させるモーメントとしては不適切であると考えられる。

一方で、図 16-B に示すような立脚後期の場合では、逆に合成重心が床反力作用線に近づくため、レバーアーム L4 は小さくなる、そのため図 15-B のように AJM よりも CMM のモーメント値が小さくなったといえる。

## 6. おわりに

### 6.1 まとめ

本研究は臨床における短下肢装具装着化におけるヒールロッカー時の制動モーメントの主観的な不一致性を客観的に評価することを目的に実験検証を実施した。

結果として、底屈制動力が弱い装具の設定では、三次元動作解析装置で得られた関節モーメント値とゲイトジャッジシステムから得られるモーメント値は一致したが、底屈制動モーメントが大きい剛性の高い装具では、ゲイトジャッジシステムが出力するモーメント値が過大となり、三次元動作解析装置が出力する関節モーメント値と不一致となった。また、剛性の高い装具の場合では下腿部と足部の合成重心を足関節モーメントの回転中心として再計算を実施すると概ね一致する結果となった。

今回の結果から、装具の制動モーメントが大きいケースでは、三次元動作解析装置から得られる関節モーメントの計算値は信頼性に乏しいことを示唆した。

### 6.2 今後の課題

本研究の結果から、短下肢装具を用いた装具の評価においては、装具の制動力に応じた適切な足関節モーメントを計算するアルゴリズムの開発が必要と考える。

本研究では立脚初期の踵接地から足底接地期間の足関節モーメントについては、GJM を真値と仮定した場合に限り、補正式を推定することは可能と考えるが、立脚後期を含む 1 歩行周期のモーメントの補正はできない。

今回用いた GJ システムは底屈方向に変形する動きに対してはセンサが働くが、背屈方向は遊動になっているため、立脚後期の GJM は図 15 に示すようにゼロの値が表示されてしまう。

今後は背屈方向の動きに対する正確な GJM を計測する必要があると考えられる。背屈方向の動きを計測するには、非売品ではあるが、WGSD (Double Gait Solution Design) という底背屈の制動を制御できる装具が存在するので、これらを利用し、同様の計測を実施することで 1 歩行周期を通した GJM を求めることが可能となり、装具歩行におけるモーメント計算の補正式が得られると考える。

### 参考文献

- (1) 江原義弘: 関節モーメントとは何か, 臨床歩行分析研究会(著): 関節モーメントによる歩行分析, 医歯薬出版, 2011, pp3-12.
- (2) Blaya, J, A and Herr, H.: Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait, Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 12(1), 2004, pp24-31.
- (3) Radtka, S, A, Skinner, S, R and Johanson, M, E.: A comparison of gait with solid and hinged ankle-foot orthoses in children with spastic diplegic cerebral palsy, Gait & posture, 21(3), 2005, pp303-310.
- (4) Bresler, B and Frankel, J.: The forces and moments in the leg during level walking, Trans. Asme, 72(27), 1950, pp25-35.

- (5) Gage, W, H, Winter, D, A, Frank, J, S et al.: Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing, *Gait & posture*, 19(2), 2004,pp124-132.
- (6) Herbert, E.: Forces and energy changes in the leg during walking, *Am J Physiol*, 125(2), 939,pp339-356.
- (7) Hunt, K, J, Muni, M, Donaldson, N et al.: Optimal control of ankle joint moment: Toward unsupported standing in paraplegia, *Automatic Control, IEEE Transactions on*, 43(6),1998,pp819-832.
- (8) Jacqueline, R and Reinald, B.: Comparison of a dynamic and a hinged ankle-foot orthosis by gait analysis in patients with hemiplegic cerebral palsy, *Gait & posture*, 15(1), 2002,pp18-24.
- (9) Siegler, S, Moskowitz, G and Freedman, W.: Passive and active components of the internal moment developed about the ankle joint during human ambulation, *Journal of biomechanics*, 17(9), 1984,pp647-652.
- (10) Miyazaki, S, Yamamoto, S, Ebina, M et al.: A system for the continuous measurement of ankle joint moment in hemiplegic patients wearing ankle-foot orthoses, *Frontiers of medical and biological engineering: the international journal of the Japan Society of Medical Electronics and Biological Engineering*, 5(3),1992,pp215-232.
- (11) Yamamoto, S, Hagiwara, A, Mizobe, T et al.: Development of an ankle-foot orthosis with an oil damper, *Prosthetics and orthotics international*, 29(3),2005,pp209-219.
- (12) Yamamoto, S, Ebina, M, Iwasaki, M et al.: Comparative Study of Mechanical Characteristics of Plastic AFOs, *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 5(2),1993,p59.
- (13) Yamamoto, S, Ebina, M, Miyazaki, S et al.: Development of a New Ankle-Foot Orthosis with Dorsiflexion Assist, Part 1: Desirable Characteristics of Ankle-Foot Orthoses for Hemiplegic Patients, *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 9(4),1997,pp174-179.
- (14) 昆恵介, 山本澄子, 春名弘一.: 底屈制動 AFO 内の踵パッドが歩行動作に及ぼす影響 (第 32 回バイオメカニズム学術講演会 SOBIM2011 予稿集), *バイオメカニズム学術講演会予稿集*, 32, 2011,pp199-202.
- (15) 昆恵介: 片麻痺者に対してのインソール装着による歩容改善のアプローチと分析評価, *PO アカデミージャーナル*, 16(1), 2008,pp35-39.
- (16) 昆恵介, 野坂俊也, 早川康之ほか: 7-101 義肢装具養成課程におけるバイオメカニズム体験学習の紹介: 力の可視化による生体力学の体験型学習((03)実験・実技-I), *工学教育研究講演会講演論文集*, 25(61),2013,pp136-137.
- (17) Haruna, H, Sugihara, S, Kon, K et al.: Change in the Mechanical Energy of the Body Center of Mass in Hemiplegic Gait after Continuous Use of a Plantar Flexion Resistive Ankle-foot Orthosis, *J Phys Ther Sci*, 25(11), 2013,pp1437-1443.
- (18) Haruna, H, Sugihara, S, Kon, K et al.: Gait Improvement of Post-stroke Hemiplegic Patients due to Continuous Use of an Ankle-Foot Orthosis with an Oil Damper "Gait Solution", *Journal of exercise physiology*, 26(5), 2011,pp673-677.
- (19) Kon, K, Yamamoto, S, Nosaka, T et al.: Effects of shape and position of heel pads fixed to ankle-foot orthosis on the gait of healthy subjects, *Journal of the Society of Biomechanisms*, 36(4), 2012,pp226-233.