

# 木製はきものの形態と歩行時の下肢負担との関係について —人間の動作・形態特性に基づいた木製はきものの開発 (第1報) —

佐藤幸志郎\*・河内まき子\*\*・持丸正明\*\*・長谷和徳\*\*

\*日田産業工芸試験所・\*\*生命工学工業技術研究所人間環境システム部

## Relation between wooden clog's shape and leg stress

-Development of wooden clogs founded on the human function and morphology (Part 1) -

Koushirou SATOU\*・Makiko KOUCHI\*\*・Masaaki MOCHIMARU\*\*・Kazunori HASE\*\*

\*Hita Industrial-Art Division・\*\*Natn.Inst.of Biosci & Human-Tech.

### 要旨

木製はきものの形状要素と歩行時の下肢負担の関連を調べるために、接地点位置、足固定具の位置を変えた実験用サンダルを用いて被験者の歩行動作を計測し、床反力、関節角度変化、関節モーメントに着目して解析した。この結果、はきものの前部接地点が前方にずれ過ぎると足・膝関節モーメントの増加、MP関節背屈角度の増加等の負担増加が観察され、後部接地点が後方にずれ過ぎると歩行が分節的になることが確認された。

### 1. はじめに

日本人の生活用具として長年にわたり使い続けられてきた木製のはきものは、その開放的な構成が日本の高温多湿な気候風土に適していること、歩行動作において靴などのように関節周辺を束縛しないため自由度の大きな足部関節の動きが可能であることなど、現在主流となっている繊維・皮革のはきものに対するアドバンテージが数多く指摘されている<sup>(1)</sup>。

しかし木製はきものの形態要素の歩行動作に与える影響を歩行分析の観点から論じた資料は少なく、その微妙な形態の差に左右されているであろう歩行メカニズムは不明瞭なままである。

本研究は変形しない素材である木材などの素材で作られたはきものの形態や足部への固定方法といった要素が歩行動作にどのような影響を与えているかについて、要素の変更が可能な実験用木製はきものを用いた歩行動作を計測し、主に立脚期の床反力、関節モーメント、関節角度変化等に着目し考察するものである。

はきものの形態要素と歩行動作の関係を明瞭にすることができるならば、購入の際の正しいフィッティングや製品開発における生体機能面からの的確な形態の決定に役立つものと考えている。

### 2. 方法

#### 2.1 木製はきものの矢状面モデルの定義

本研究において対象にしている木製はきものとは鼻緒で固定される伝統的な2枚歯の下駄及びバンドや鼻緒で

固定される木製サンダルを指す。

本研究では歩行運動の特徴があらわれる矢状面内の2次元モデルで解析を行う。下肢について、Fig.1(a)のように中足指節関節点(以下MP関節)、足関節点、膝関節点、股関節点を考慮し、これらで連結された4節からなる2次元剛体リンクモデルと仮定する。また、はきものもFig.1(a)のように単純化する。A点のはきものの最前部下端、B点は静止立位時に接地している部分の先端、C点はその後端である。

現在流通している下駄やサンダルの形状は一見すると全く異なったものに思えるが、Fig.1(b)の下駄も、Fig.1(c)のサンダルも矢状面におけるA点、B点、C点の位置関係(形態要素)が異なるバリエーションとしてとらえることができる。以下、特に断らない限り、はきもののA点、B点、C点とは上記の定義を使用する。

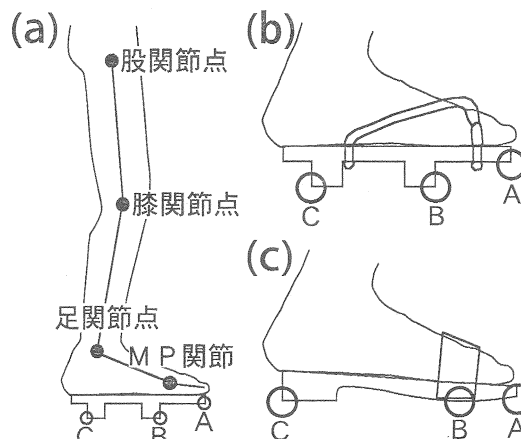


Fig.1 木製はきものの矢状面モデル

## 2.2 実験用はきものと実験条件

実験には、Fig.2 の前歯と後歯を前後に動かしてB点、C点の位置を変更できるようなラワン材とスライド金具による2枚歯はきものを製作して用いた。

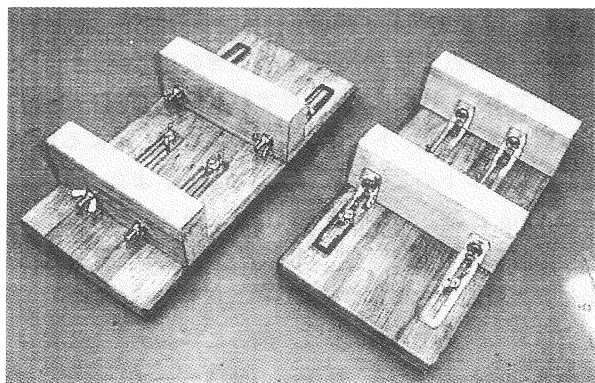


Fig.2 実験用はきものの底側

B点の位置はMP関節から1 cm 後方を基準 (Fig.3) とし、MP関節から2 cm 前方、5 cm 前方、8 cm 前方の4条件での歩行動作を比較した。なお、基準位置は、既存の木製はきもの設計条件に近いものである<sup>(1)</sup>。C点位置及びはきもの高さについては文献に明確な基準値となる記述がなかったため、市販の長さ257mm(8寸5分)の2枚歯のはきもののBC間の距離(130mm)、高さ(44mm)を基準値 (Fig.3) として使用し、基準値に対しC点をはきもの後端までずらしてBC間の距離を175mmにする条件及び高さを15mm高くして59mmにする条件の比較を行った。

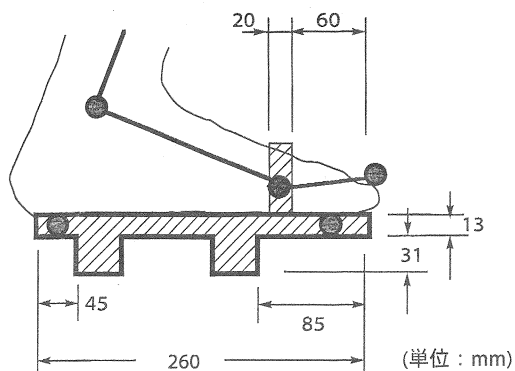


Fig.3 実験用はきものの矢状面基準寸法

はきものの足部への固定方法は、MP関節の可動を妨げないよう細い丈夫なストラップにて第一中足骨頭から第五中足骨頭までの中足指節関節上のみを固定する方法を選択した。また条件としてMP関節の可動を妨げることのできるよう甲の位置にも予備のストラップを用意した。

## 2.3 実験設備

パラメータの変更による関節への負荷の変化を定量的に表せることから床反力計と3次元動作計測装置を利用

して床反力、関節標点位置の歩行動作中の変化を計測した。

実験は進行方向長さ5 m 程度の板張りの歩行路に歩行路埋込型床反力計 (3.6m×1.8m、共和電業社製 EFP-A 型) を左右と進行方向に2枚ずつの計4枚埋め込み、それと計測標点の動きを60Hzの計測周波数で光学的に計測できる3次元動作計測装置 (Oxford Metrix・Vicon370) を連動させて設置している屋内の設備 (通商産業省・製品評価技術センター) を利用して行った。(Fig.4)

本研究ではこの装置により計測された3分力の床反力データと関節に取り付けた標点位置座標データによって、着点位置、床反力ベクトル、下肢の各関節モーメント、関節角度を求め、はきもの形態との関連を考察する。

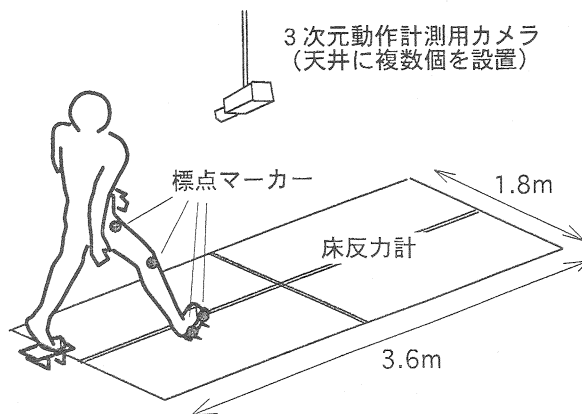


Fig.4 実験施設概観

## 2.4 被験者と実験条件

被験者は健康な男性2名である(被験者A:身長171.6cm、体重68.5kg、年齢26才、足長26.5cm、足幅10.0cm)(被験者B:身長175.1cm、体重67.6kg、年齢31才、足長26.0cm、足幅9.5cm)。被験者には陸上競技用のピッタリとしたスウェットパンツを着用させ転子点と標点にズレないように配慮した。

3次元計測のための標点<sup>(2)</sup>は股関節の回転軸の目安となる「股関節点(転子点)」、膝関節の回転軸と考えられる大腿骨外側上顆の最外側に突出した点(便宜上「膝関節点」と呼ぶ)、足関節の回転軸と考えられる「足関節点(外果端点)」、MP関節の回転軸と考えられる「第5中足骨頭」の4点及びはきもの位置を知るための前端と後端から2cmの位置の2点に取り付けた。さらにMP関節の正確な関節角度を観察する目的で、母趾末節骨上部にも標点を取り付けて合計7つの標点のデータを得た。(Fig.5)

被験者には歩調や歩速を被験者の歩きやすい自然なペースとするため「普通に歩いて下さい」という指示を与えて上記歩行路を歩かせ、同一条件につき3試行ずつの実験を行った。

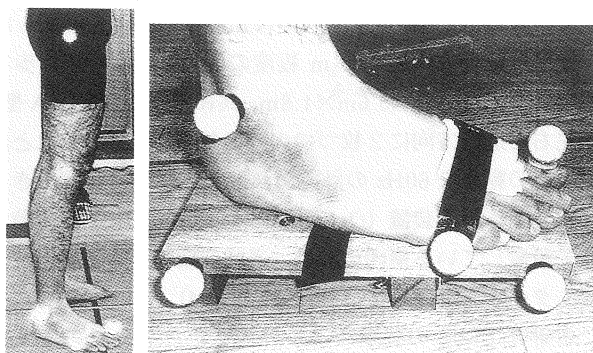


Fig.5 計測標点の位置

## 2.5 足関節・膝関節点まわりのモーメントの処理

Fig.1(a)のモデルで足関節および膝関節における関節モーメントを式(1)にしたがって処理した。立脚期には、大きな床反力が作用し慣性項が相対的に小さくなることから、下腿および足部の慣性項を無視した。(床反力計測データの平滑化式(2)及び着力点位置の計算式(3)は末尾の付録1、2に記載した。)

$$M=(Py-Jy) *Fz-(Pz-Jz) *Fy \quad \dots (1)$$

M : 関節点まわりのモーメント

(Py, Pz) : 着力点位置

(Jy, Jz) : 関節標点位置

(Fy, Fz) : 床反力ベクトル

## 3. 実験結果及び考察

60Hz でサンプリングした床反力の3分力成分と関節標点位置座標のデータが得られた。標点位置座標から歩行立脚期の足関節・膝関節の関節角度変化を計算した。あらかじめ計測した静止立位状態の標点位置を関節角度ゼロとして、そこからの変位を求めた。各関節角度の正負の方向は以下の通りとする。

- ・膝関節 (正-屈曲、負-伸展)
- ・足関節 (正-底屈、負-背屈)
- ・中足指節関節 (正-背屈、負-底屈)

また、標点位置と床反力データから(1)、(2)、(3)式によって足関節・膝関節の関節モーメントを計算した。実験条件ごとに関節モーメントの変化を比較したものをFig.6~11に、関節角度の変化を比較したものをFig.12に示す。これらのグラフの時間軸の起点はヒールコンタクトで、終点はトゥオフである。ヒールコンタクトの時刻は、同期して計測した床反力データの鉛直成分が100Nを越えた時点とした。図中の太線は被験者A、細線は被験者Bの

データである。各被験者3試行ずつ計測したデータのうち、データの欠落がなく解析が有効であった試行をすべて表示した。

### 3.1 関節モーメント

#### 3.1.1 B点の位置と関節モーメントの関係

Fig.6はB点を前方に動かしたときの足関節モーメントの変化であり、B点を、基準点であるMP関節の1cm後方より前にだすほど、トゥオフ直前の蹴り出しによる足関節底屈モーメントのピーク値が大きくなる。また、被験者Aでは、Fig.7のとおりB点を前に出すほどヒールコンタクト後の膝関節伸展モーメントのピーク値が大きくなっている。これは、ヒール(C点)が着床した後、最初にB点が床に着く時点であり、B点が前方に移動することによって大きくなる衝撃力を、膝関節の伸展モーメントで吸収していると考えらる。

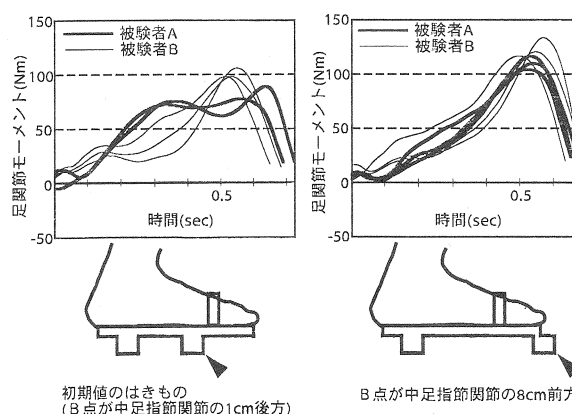


Fig.6 B点の変更による足関節モーメントの変化

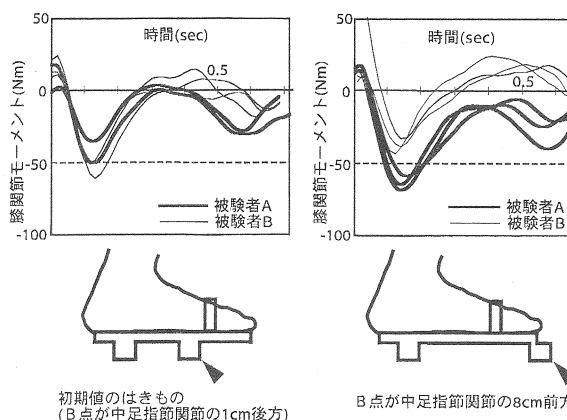


Fig.7 B点の変更による膝関節モーメントの変化

#### 3.1.2 C点の位置と関節モーメントの関係

B点を固定してC点をB点から45mm離れた場合の足関節モーメントの変化Fig.8と膝関節モーメントの変化Fig.9を示す。被験者Aでは、Fig.9に示すように膝関節モーメントのピーク値が増大している。特に、ヒールコンタ

クト後の伸展モーメントの差が著しい。これは、着床したとき床から身体に伝わる力のベクトル（床反力ベクトル）が、C点のそばを通るか、離れているかに大きく関係する。床反力ベクトルがC点から離れていれば、C点回りに大きな回転力（モーメント）が発生するため、これに抗する力を身体側で発揮しなければならないことになる。着床時の床反力ベクトルは、踵よりやや前方に現れるから、C点を後方に下げた場合は、当然、大きな回転力が発生していることになり、膝関節回りの力でこれを支えるため、関節モーメントが大きくなると考えられる。この場合、C点回りの回転力により、はきものが素早く回転し、B点がすぐに着床するため、バタンバタンと滑らかさを欠く分節的な歩き方になりやすい。

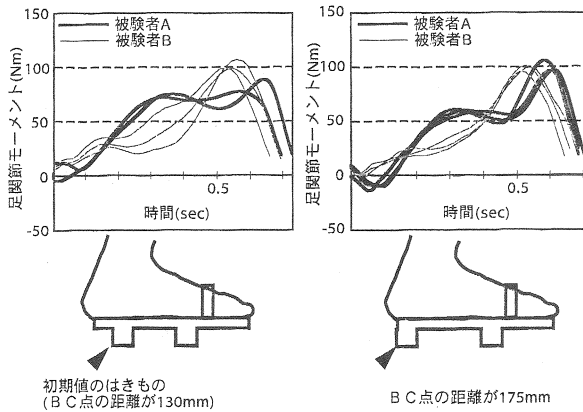


Fig.8 C点の変更による足関節モーメントの変化

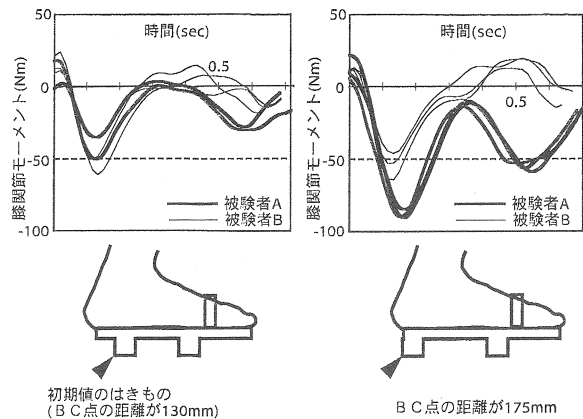


Fig.9 C点の変更による膝関節モーメントの変化

反対に、今回は実験していないがC点を初期値よりさらに前方に移動させ、床反力ベクトルがヒールコンタクト時に足関節の前をとおるようにすると床反力は足関節を背屈させる運動となるので、フットフラットにするために底屈させる筋力を必要とするようになることが予想される（足部が接地したときにはきものが後方に倒れる。）。

### 3.1.3 はきものの高さと関節モーメントの関係

Fig.10にB C点の前後方向の位置は変えず高さを15mm高くしたものの膝関節モーメント時間変化のグラフを示す。これも被験者Aにのみ顕著に見られる特徴であるが、はきものの高さが高くなるとヒールコンタクト前後とヒールオフ前後の膝関節伸展モーメントのピーク値が増加していることがわかる。

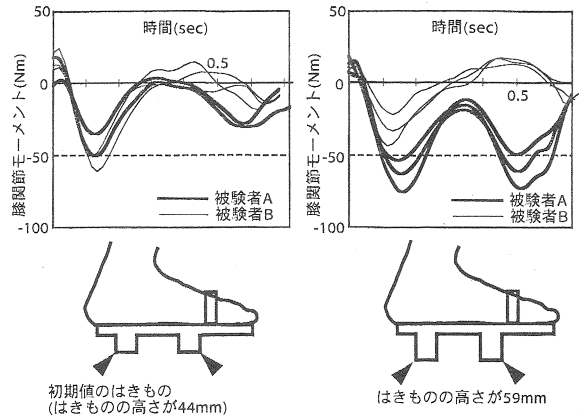


Fig.10 高さの変更による膝関節モーメントの変化

### 3.1.4 甲の固定の有無と関節モーメントの関係

Fig.11は足の甲にもストラップをかけて、MP関節の運動を抑制した場合の膝関節モーメントの立脚期の時間変化を示したものである。これも被験者Aについて顕著にみられた特徴であるが、甲をはきものに固定しMP関節を動きにくくしたものはフットフラット期の膝関節伸展モーメントが増加していることがわかる。

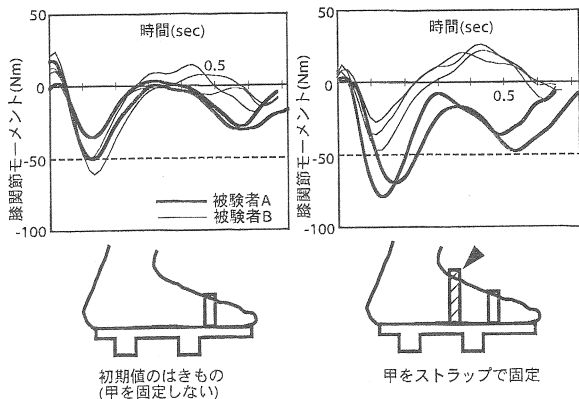


Fig.11 甲の固定の有無による膝関節モーメントの変化

また、甲を固定することによってMP関節は曲がりにくくなり、MP関節回りの筋力を有効に活用できなくなる。このため、特に蹴り出し時などに他の関節の負担が増大していると推測できる。

### 3.2 B点の位置と関節角度変化の関係

立脚期のフットフラットからトゥオフにかけての床反

力計の進行方向成分がピークになるとき(=下肢がもっとも推進力を発揮しているとき)の下肢の姿勢とはきものの回転角度と床反力ベクトルを表したものがFig.12である。トウオフ時のはきものの傾斜(前傾角度)に注目すると、B点の方が前に行くほどトウオフ時のはきものの傾斜は減少し、水平に近くなっていることが分かる。

Fig.13はB点の位置を前後に変更した場合の立脚期のMP関節角度の変化を示している。B点を前に出すほどトウオフ期のMP関節の背屈が大きくなっていることがわ

かる。

これらのことから、B点を前方に出すほどトウオフ時にMP関節が不自然なほど大きく背屈することになり、推進力の効率的な伝達を妨げることになるとともに、ストラップの固定方法によってはストラップが足部を強く圧迫し痛みを生じることになる。またはきものにとってはストラップ固定箇所に加わる荷重が増加し破損の原因となることが考えられる。下記のグラフは被験者Bのものだが被験者Aも同様の傾向を示している。

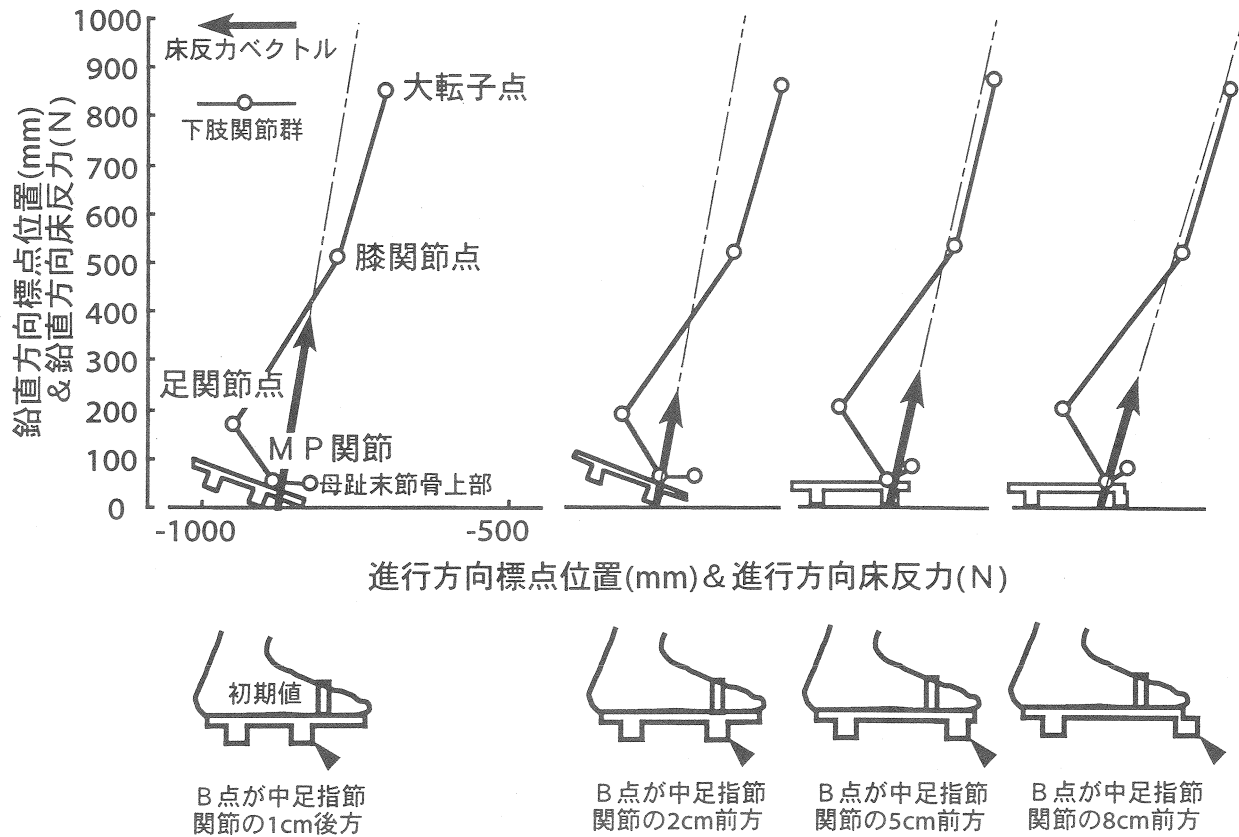


Fig.12 B点の変更による床反力進行方向成分ピーク時の下肢姿勢とはきものの回転角度

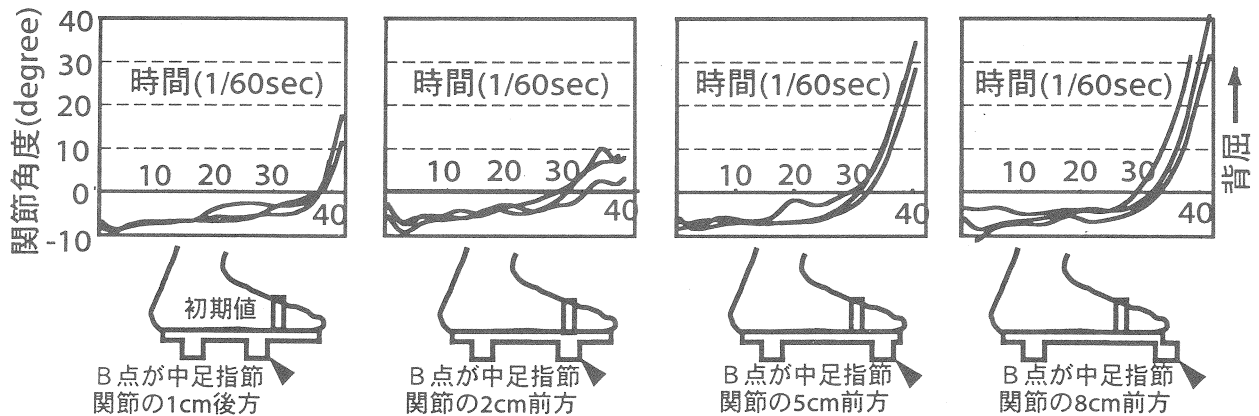


Fig.13 B点の変更によるMP関節角度の変化

## 4. まとめ

はきものの底部の形態、固定方法と歩行動作について、

- 底部の前部接地点が前方にずれ過ぎると、
  - ・ トウオフ直前の足関節底屈モーメントの増加
  - ・ トウオフ直前のMP関節背屈角度の増加
  - ・ ヒールコンタクト後の膝関節伸展モーメントの増加
- 底部の後部接地点が後方にずれ過ぎると、
  - ・ ヒールコンタクト後の膝関節伸展モーメントの増加
- はきものの高さが高くなると、
  - ・ ヒールコンタクト後の膝関節伸展モーメントの増加
  - ・ ヒールオフ前後の膝関節伸展モーメントの増加
- 甲をはきものに固定しMP関節を束縛したものは、
  - ・ フットフラット期の膝関節伸展モーメントが増加

等の関係が実験結果より観察された。

今回はパラメータとして接地する部分の形状のみ取り扱ったが、今後は他のパラメータとしてヒトと接するはきもの上面の形態も考慮する必要がある。上面の傾きや形状は歩行動作にも少なからず影響を与えていることが予想されるからである。

木製はきものの開放的な構成による様々なメリットが見直され現代生活の中であらためてその存在を認められはじめている今、木製はきものの形態特性と人間の動作特性の関係を明確にしておくことは、一過性の流行としての存在ではなく、現代生活の中で確実な地位を確立するために必要な作業であると考えている。

またこのような試みが増えることによりはきもの開発の指針が確立され、はきものが改善されるとともに、製品開発において動力学計測の観点から製品性能を評価できるシステムが確立されることを期待するものである。

(本実験は中小企業大学校・平成9年度中小企業技術指導員養成過程の実習カリキュラムを利用して実施されたものであり、本原稿は上記実習報告書と日本人間工学会第39回大会口頭発表概要に補筆したものである。)

## 謝辞

本研究は工業技術院 生命工学工業技術研究所 人間環境システム部 河内グループの皆様のご支援により進められました。業務多忙の中、研修生として受け入れていただき、様々な機材、スペースなどをご提供いただきました。また関節標点と床反力計測につきましては通商産業省 製品評価技術センターにて、3次元動作計測装置・Viconならびに大型床反力計測装置の使用を許可いただき効率的な実験を行うことができました。さらに被験者として鳥取県工業試験場・横地研究員、東京都繊維試験場・黒田研究

員、慶應義塾大学・荻原氏の御協力をいただきました。ここに記して深甚なる謝意を表します。

## 参考文献

- (1)三浦豊彦：足とはきもの,(1957),42,労働科学研究所
- (2)河内まき子,横井孝志,渥美浩章,山下樹里,横山一也,吉岡松太郎,小木元,堀田明裕,谷井克則,岸義樹,飯田健夫：設計のための人体計測マニュアル,(1992),4,製品科学研究所
- (3)Bryant, J. T., Wevers, H. & Lowe, P. J. : Method of data smoothing for instantaneous centre of rotation measurements., *Med. Biol. Eng. Comput.*, **22** (1984), 597
- (4)山崎信寿, 持丸正明, 六馬信之：床反力計の高精度化検定手法, バイオメカニズム, **16**, (1992), 223
- (5)長谷和徳：エネルギー消費に基づく歩行動作の決定基準,(1991),16,慶應義塾大学(修士論文)

## 付録1 計測ノイズの平滑化

2.3の装置で実験を行った結果、3分力床反力成分データとそれと同期した関節標点位置座標データを得ることができた。装置から得られた床反力データは計測ノイズ成分を含むため、式(2)のBryant<sup>(3)</sup>のデジタルフィルタを用いて遮断周波数6Hzにて標点位置とともにノイズを除いた。

$$Xf(t) = (X(t) + 2 * X(t-1) + X(t-2)) * W^2 / B + C * Xf(t-1) + D * Xf(t-2) \quad \dots (2)$$

X(t) : 時刻 t における計測データ

, Fs : 計測周波数 , Fc : 遮断周波数

, F = Fc / Fs , W = tan(π \* F) , B = 1 + √(2) \* W + W^2

, C = 2 \* (1 - W^2) / B , D = (-1 - √(2) \* W + W^2) / B

## 付録2 着点位置

式(2)によりノイズを除いた床反力計に使用されている4組のセンサに作用する力から着点位置を式(3)により計算した<sup>(4)(5)</sup>。床反力の3分力成分の方向として歩行の左右方向にX軸、歩行の進行方向にY軸、鉛直方向にZ軸を設定した。また本研究では矢状面に限定した人体モデルを使用しているため、着点位置 X 座標及び床反力 X 方向成分は使用していない。(i : 1 ~ 4 までのセンサ番号)

$$\begin{aligned} P_x &= (\sum (f_{zi} * A_{iz}) + \sum (f_{xi} * C_{ix})) / F_z \\ P_y &= (\sum (f_{zi} * B_{iz}) + \sum (f_{yi} * C_{iy})) / F_z \quad \dots (3) \end{aligned}$$

(Px, Py) : 着点位置, (Fx, Fy, Fz) : 力

(A<sub>ik</sub>, B<sub>ik</sub>, C<sub>ik</sub>) : k 方向 i 番目のセンサ座標(k=x, y, z)

(f<sub>xi</sub>, f<sub>yi</sub>, f<sub>zi</sub>) : センサごとに作用する力