

原 著 健常成人の走行における足部内関節運動への  
足部接地パターンと速度の関与

昭和大学大学院保健医療学研究科

藤原 浩樹\*

昭和大学保健医療学部理学療法学科

中村 大介 仲保 徹 関屋 昇

抄録：足部の詳細な動きを捉える方法として足部マルチセグメントモデルが近年、多くの研究で報告されており、その中でも、Leardini らが報告したモデルは再現性や妥当性の点において優れている。また、走行時の足部接地パターンも注目されているが、足部マルチセグメントモデルで研究した報告は未だ少なく、Leardini モデルを用いて足部接地パターンの影響を調べた先行研究でも速度の影響を考慮に入れていない。そこで、本研究は Leardini モデルを使用して足部をマルチセグメントとして扱い、健常成人男女を対象として足部接地パターンと走行速度が足部のキネマティクスへ与える影響を明らかにすることを目的とした。被験者は健常成人男女計 10 名とし、床反力計を用いた床反力計測と三次元動作解析装置を用いた下肢の標点計測を行った。運動課題は、踵からの接地と前足部からの接地の 2 条件の走行で、目標速度を 110 m/分と 140 m/分に設定し、計 4 条件の課題を計測した。その結果、底背屈において、後足部関節（モデル Bp）と中足部関節（モデル Bm）の初期接地（IC）時の角度、モデル Bp と前足部関節（モデル Ba）の足尖離地（TO）時の角度、モデル Bp と Bm の最大背屈角度、全モデルの最大底屈と運動角度範囲に接地パターンの主効果が認められ、モデル Bp の IC 時の角度、モデル Bm の TO 時角度および最大背屈角度とタイミング、モデル Bp と Bm の最大底屈角度に速度の主効果が認められた。内外返しにおいて、モデル Bp と Ba の IC 時の角度・モデル Bm の TO 時の角度、モデル Bp の最大内返しと運動角度範囲、モデル Ba の最大外返し角度、モデル Bm の最大外返しのタイミングに接地パターンの主効果が認められ、モデル Ba の IC 時の角度、モデル Bp の TO 時の角度、モデル Bp と Bm の最大外返し角度に速度の主効果が認められた。内外転において、全モデルの IC 時の角度、モデル Bp と Bm の最大内転角度、モデル Ba の最大外転と運動角度範囲、モデル Bp と Ba の最大内転のタイミング、モデル Bm と Ba の最大外転のタイミングに接地パターンの主効果が認められ、モデル Bp の TO 時の角度、モデル Bp と Bm の最大外転角度、モデル Bp の運動角度範囲、モデル Bm の最大内転のタイミングに速度の主効果が認められた。足部接地パターンの影響は、モデル Bp の全運動方向、モデル Bm の底背屈と内外転、およびモデル Ba の内外返しと内外転で、IC から立脚初期において強く現れたが、立脚初期以降の角度の経時的推移のパターンには顕著な影響は認められなかった。速度上昇に伴い、モデル Bp の IC 時、TO 時、およびモデル Ba の IC 時に関節運動が大きくなることが確認され、モデル Bm において立脚中期に関節運動が大きくなる結果となった。これらの結果はいくつかの新しい知見を示すとともに先行研究を支持するものであり、走行時の足部運動の評価において有益な情報になるものと考えられる。

キーワード：足部マルチセグメント、走行速度、足部接地パターン、足部キネマティクス

\*責任著者

## 緒言

ランニングの手軽さと健康志向の高まりにより、ランニング人口の拡大が報告されている<sup>1)</sup>。足部は歩行・走行において唯一地面に接触し、衝撃の緩衝や安定性の維持、前方への推進のアシスト等の重要な役割を担う。ランニングを頻繁に行う者は、約半数が走行中止を余儀なくされるような筋骨格系障害を経験する<sup>1)</sup>。多くの因子が足部の障害や変形に影響する可能性があるが、バイオメカニカルな要素が重大な要因の1つと考えられている。また、荷重動作中に足部に直接加わる外力は身体の前位へと伝達されるために、足部は前位下肢障害にも影響を与える<sup>2)</sup>。実際に、足部の形状、足部キネマティクス、キネティクスおよび足部疾患の相互の関係性や、足部運動が膝関節や股関節に与える影響が多くの先行研究で確かめられている<sup>3)</sup>。したがって、足内部の動きの異常が足部や下肢の筋骨格系障害や変形につながる可能性があるため、足内部の動きを詳細に分析する必要がある。

足部は26個の骨からなり、多くの関節・靭帯・筋・腱・筋膜からなる複雑で精巧な多関節構造であり、骨のアライメントにより人の足の形状は特徴付けられる。従来行われてきた動作解析において、足部は単一の剛体セグメントとして扱われることが多かったが、この方法は、複雑な足部の三次元的な機能の評価法としては十分なものでない。Pothrat<sup>4)</sup>は、足部を単一セグメントとマルチセグメントで測定した結果を比較し、単一セグメントは動きを過大にとらえる傾向があり、扁平足の患者では2つの方法が逆方向の動きを示したと報告した。足部をマルチセグメントとして扱う足部の研究が最近いくつかのグループによって行われているが、モデルごとにセグメントのとりかたや座標系の設定が異なっている。報告されている足部マルチセグメントモデルの中で、Leardini<sup>5)</sup>により報告されたモデルは再現性研究<sup>6-8)</sup>、正常歩行や走行における足部の動きの研究<sup>9,10)</sup>、足部疾患における足部の動きの研究<sup>11)</sup>、足部以外の疾患における足部の動きの研究<sup>12)</sup>など、幅広い研究に用いられている。また、Wolf<sup>13)</sup>は足部の骨にピンを挿入して運動計測を行い、中足部にも機能的な動きが存在していることを示し、中足部を1つのセグメントとして扱うLeardiniの足部モ

デルの妥当性を示している。

走行において足部の接地パターンが障害予防やパフォーマンスに影響することが注目されている。足部接地パターンは主に後足部接地・中足部接地・前足部接地の3パターンに分類されている<sup>14)</sup>。後足部接地では初期接地が踵または足部の後方で始まるが、中足部接地では足部の後方と前方が同時に接地し、前足部接地では足部の前方が最初に地面に接地する。足部接地パターンは下肢障害に関連する床反力に影響を与え、後足部接地で垂直床反力が大きくなることが報告されている<sup>14-16)</sup>。後足部接地から前足部接地へ走行時の接地パターンを変えることで膝蓋大腿関節痛<sup>17)</sup>や下腿コンパートメント障害<sup>18)</sup>の痛みを軽減させたとの報告もある。先行研究の結果から走行中の接地パターンと足部運動の関係をj知することは障害予防や治療やパフォーマンスの向上などに利すると考えられるが、足部マルチセグメントモデルを用いて足部接地パターンまで考慮に入れて研究した報告は次の2文献しか確認できなかった。Pohlら<sup>19)</sup>の研究では、足部を後足部と前足部に分けた足部モデルを用いて、後足部接地と前足部接地パターンを比較し、後足部接地では後足部関節外がえし可動範囲・前足部関節背屈可動範囲・前足部関節外転可動範囲が小さいこと、後足部関節最大外がえしが大きいことを報告している。Petersら<sup>20)</sup>は、Leardiniの足部モデルを用いて、初期接地時に後足部関節と中足部関節の底背屈の可動範囲が中足部接地のほうが大きくなること、足部離地時に後足部関節の内外返しの可動範囲が後足部接地のほうが大きいこと、立脚中期に後足部関節の内外転の可動範囲が中足部接地のほうが大きくなることを示した。しかし、2つの先行研究は速度の影響を考慮に入っていない。

以上の観点から、本研究では、Leardiniモデルを使用して足部をマルチセグメントとして扱い、健康成人男女を対象として走行中の足部運動の三次元計測と床反力計測を用いて、足部内関節運動への走行速度および接地パターンの影響を明らかにすることを目的とした。この研究により、走行動作中の足部メカニズムが解明され、足部疾患の治療や評価および足底板等の装具のデザインのための知見が得られる可能性がある。

## 研究方法

### 1. 対象

神経学および整形外科的疾患の既往がなく、裸足での足部形状の評価法である Foot Posture Index (FPI)<sup>21)</sup> を用いて明らかな足部の変形がないと評価された健常成人男女 10 名 (男性 6 名, 女性 4 名) とした (Table 1). 本研究では性差は加味せず、健常成人の特徴を捉えることを目的とした。全被験者の自然な足部接地パターンは後足部接地であった。対象者には本研究の目的・方法について口頭および書面にて説明し、文書でインフォームドコンセントを得た。また本研究は昭和大学保健医療学部「人を対象とする研究等に関する倫理委員会」の承認を得て実施された (承認番号 351)。

### 2. 運動課題

走行は、8 m の直線路を 2 つの速度条件 (110 m/分と 140 m/分) × 2 つの接地パターン (後足部 (R) と前足部 (A)) の計 4 条件で行った。速度は、歩行路中央 3 m の走行速度を歩行速度測定器 (デジタイマー II 竹井機器) で計測した。接地パターンは、フットスイッチを踵骨足底部と第 1 中足骨頭底部に貼り付け確認した。それぞれの条件を十分に練習した後、各条件についての成功試行が 5 試行得られるまで計測を繰り返した。計測肢は右足とし、走行の速度が目標速度の ±10 m/分以内で、床反力計の中央付近に足部が接地し、指示どおりの接地パターンが確認された測定を成功試行とした。測定順序は、4 条件を被験者ごとにランダムに行った。

### 3. 動計測

運動計測に先立って、裸足で FPI の計測を行っ

た。FPI の評価項目は距骨頭のアライメント・外果上下のカーブ形状・踵骨の前額面上アライメント・距舟関節部の突出の形状・内側縦アーチの高さと適合性・後足部に対する前足部の水平面上アライメントの 6 項目であった。走行中の床反力を床反力計 900 mm × 600 mm (Kistler 社製, 200 Hz) 1 枚を用いて計測した。床反力計計測値を立脚期の選択のために用い、10 N 以上を立脚期とした。三次元動作解析装置 (VICON MX システム, VICON 社, 赤外線カメラ 9 台, 200 Hz) を用いて下肢の標点計測を行い、フットスイッチおよび床反力計測と同期させた。Leardini ら<sup>5)</sup> の報告に基づき、赤外線反射マーカー (直径 10 mm) を以下の部位に両面テープとサージカルテープで張り付け固定した (Fig. 1)。PM: 第 1 基節骨頭部最遠位背面, FMB: 第 1 中足骨底部および第 1 中足骨と内側楔状骨間の関節の背側内側面, FMH: 第 1 中足骨頭部および第 1 中足骨と第 1 基節骨間の関節の背側内側面, SMB (MC): 第 2 中足骨底部および第 2 中足骨と中間楔状骨関節の背側内側面, SMH: 第 2 中足骨頭部および第 2 中足骨と第 2 基節骨間の関節の背側内側面, VMB (TC): 第 5 中足骨底部および第 5 中足骨と立方骨の関節の背側外側面, VMH: 第 5 中足骨頭および第 5 中足骨と第 5 基節骨間の関節の背側外側面, TN: 舟状骨結節の最内側面, CA: 踵骨後上面で突起部の中心, アキレス腱停止部, PT: 腓骨筋滑車の外側面, ST: 載距突起の最内側面。

Table 1 General characteristics of subjects

	n = 10
Subject characteristics	mean (SD)
Male/Female	6/4
Age (years)	25.2 (5.0)
Height (cm)	170 (5.8)
Weight (kg)	68.2 (7.6)
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	23.1 (1.8)
FPI	3.8 (0.9)
Habitual foot strike pattern	R : 10 F : 0

R : rearfoot strike F : forefoot strike

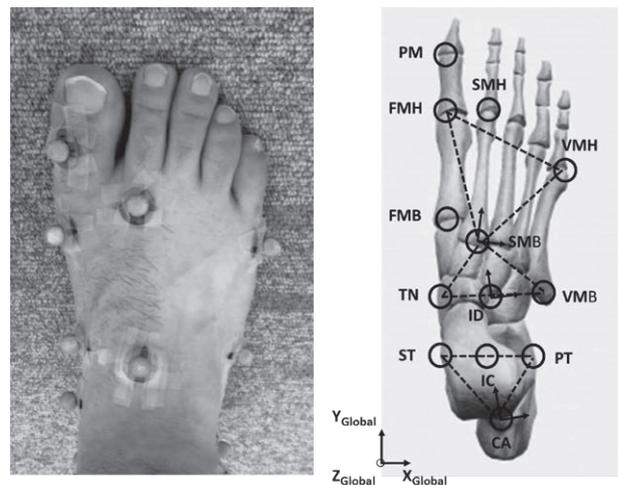


Fig. 1 Marker locations used to define each foot segment

#### 4. データ解析方法

本研究では、生データを Butterworth filter を用いて 12 Hz でローパスフィルター処理を行った後に、三次元動作解析ソフト Body Builder を用いて三次元角度計算を行った。足部を足部全体・後足部・中足部・前足部 4 つのセグメントに分類した。足部全体セグメントの座標定義は CA を原点とし、CA と FMH と VMH を含む面に垂直で上向きを z 軸、「CA と SMB を結ぶ線」と z 軸に直角で外側向きを x 軸、x 軸と z 軸に直角で前向きを y 軸とした。後足部セグメントの座標定義は、CA を原点とし、ST と PT の中点である IC と原点 CA を結んだ軸で前向きを y 軸、y 軸と ST により定義された水平面に直角で外側向きを x 軸、x 軸と y 軸に直角で上向きを z 軸とした。中足部セグメントの座標定義は、TN と VMB の中点である ID を原点とし、SMB と原点 ID を結んだ軸を y 軸、y 軸と TN によって定義された水平面上に直角で外側向きを x 軸、x 軸と y 軸に直角で上向きを z 軸とした。前足部セグメントの座標定義は SMB を原点とし、SMB と FMH と VMH を含む面に垂直で上向きを z 軸、「SMB と SMH を結ぶ線」と z 軸に直角で外側向きを x 軸、x 軸と z 軸に直角で前向きを y 軸とした。回転の順序は ISB の推奨<sup>22, 23)</sup> に従って決定し、3次元の回転はカルダン角を用いて x-y-z 軸の順番に行った。

次の 4 つの関節モデルについて、3次元角度をカルダン角で求めた。全体座標系に対する足部全体セグメントの角度 (モデル A)、全体座標系に対する後足部セグメントの角度 (モデル Bp)、後足部セグメントに対する中足部セグメントの角度 (モデル Bm)、中足部セグメントに対する前足部全体セグメントの角度 (モデル Ba) を計算した。走行の立脚期を 100% として時間の正規化 (101 点) を行った。静止立位の関節角度を 0 度とするために、得られた走行時の角度から静止立位の角度を差し引いた。解析を行った変数は、初期接地時の角度、足尖離地時の角度、各ピーク角度、各軸回りの運動角度範囲とした。それぞれの値は、各条件について行った 5 試行のデータを各立脚期の時点 (101 点) において平均した後、10 人のデータをさらに平均した。データ解析には Excel 2013 を用いた。

#### 5. 統計学的解析方法

統計処理には SPSS (ver. 22.0) を用いて、反復

測定 2 要因の分散分析を行った。交互作用が認められた場合には単純主効果の検定を行った。有意水準は 5% とした。

## 結 果

### 1. FPI の値

Table 1 に被験者の身体的属性と足部の静的な形状評価である FPI の結果を示す。身体的属性から被験者は標準的な集団であり、FPI の平均値 (SD) は 3.8 (0.9) で、全被験者が足部の形状は正常であると判断された。

### 2. 各速度条件における速度の実測値

Table 2 に各速度条件の結果を示す。接地の主効果はなく、速度の主効果が認められ、各課題が指示通りに実施されたことが確認された。

### 3. 立脚期のキネマティクス

Fig. 2, 3 に、立脚期を 100% として、各条件における立脚期の角度変化を示した。Table 3 ~ 6 には各パラメータの平均値 (SD) と検定結果を示す。

#### 1) モデル A における立脚期の関節角度および角度のピークタイム

モデル A における立脚期中の角度の経時的推移のパターンを Fig. 2 に、立脚期の重要なインシデントでの関節角度および角度のタイムを Table 3 に示す。

背屈・底屈運動では、5 つのすべてのパラメータに接地パターンの主効果が認められた。初期接地 (IC) 時の背屈角度は、前足部接地条件より後足部接地条件で大きく、指示通りの接地パターンで走行が行われたことを反映している。足尖離地 (TO) 時の底屈角度は前足部接地条件のほうが大きく、最大背屈角度は後足部接地条件のほうが大きくなった。運動角度範囲は後足部接地条件のほうが大きく、IC 時の最大背屈角度を反映していた。最大背屈のタイミングは後足部接地条件では IC 時に生じ、前足部接地条件では立脚初期に生じた。速度の主効果が IC 時の背屈角度と TO 時の底屈角度に認められ、速度が速くなるとより大きくなった。

内返し・外返し運動では、TO 時の外返しと最大外返し角度に速度の主効果が認められ、速度が速くなると外返し角度が小さくなったが、接地パターンの影響は認められなかった。しかし、Fig. 2 に示されるように、IC 後の立脚期 10% 付近では明らかに後足部接地条件の内返しが前足部接地条件より大き

Table 2 Actual running speed in each condition

					n = 10		
					P-values (ANOVA)		
					Thick numbers show statistical significance		
					Main Effect		Interaction
Variables	R110	R140	A110	A140	Foot strike	Speed	
Speed ( $\text{ms}^{-1}$ )	1.87 (0.06)	2.34 (0.03)	1.84 (0.05)	2.37 (0.05)	.939	<b>&lt;0.01</b>	<b>.039</b>

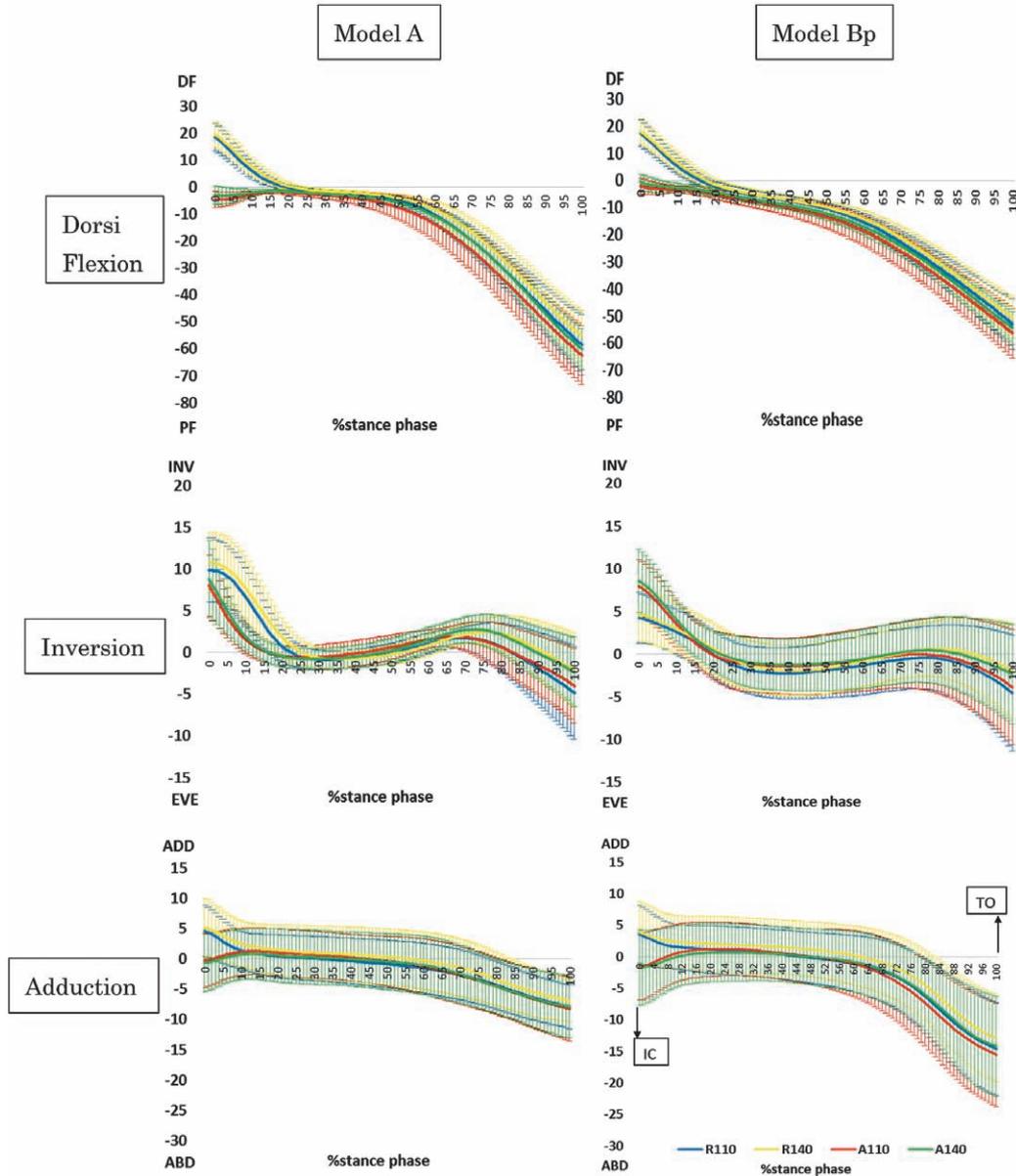


Fig. 2 Kinematic profiles of Model A (left column) and Bp (right column) in each running condition. The stance duration is normalized to 100%. Thick lines indicate the mean, and the vertical thin lines indicate 1 SD. R110 : rearfoot contact and 110 m/min, R140 : rearfoot contact and 140 m/min, A110 : forefoot contact and 110 m/min, and A140 : forefoot contact and 140 m/min.

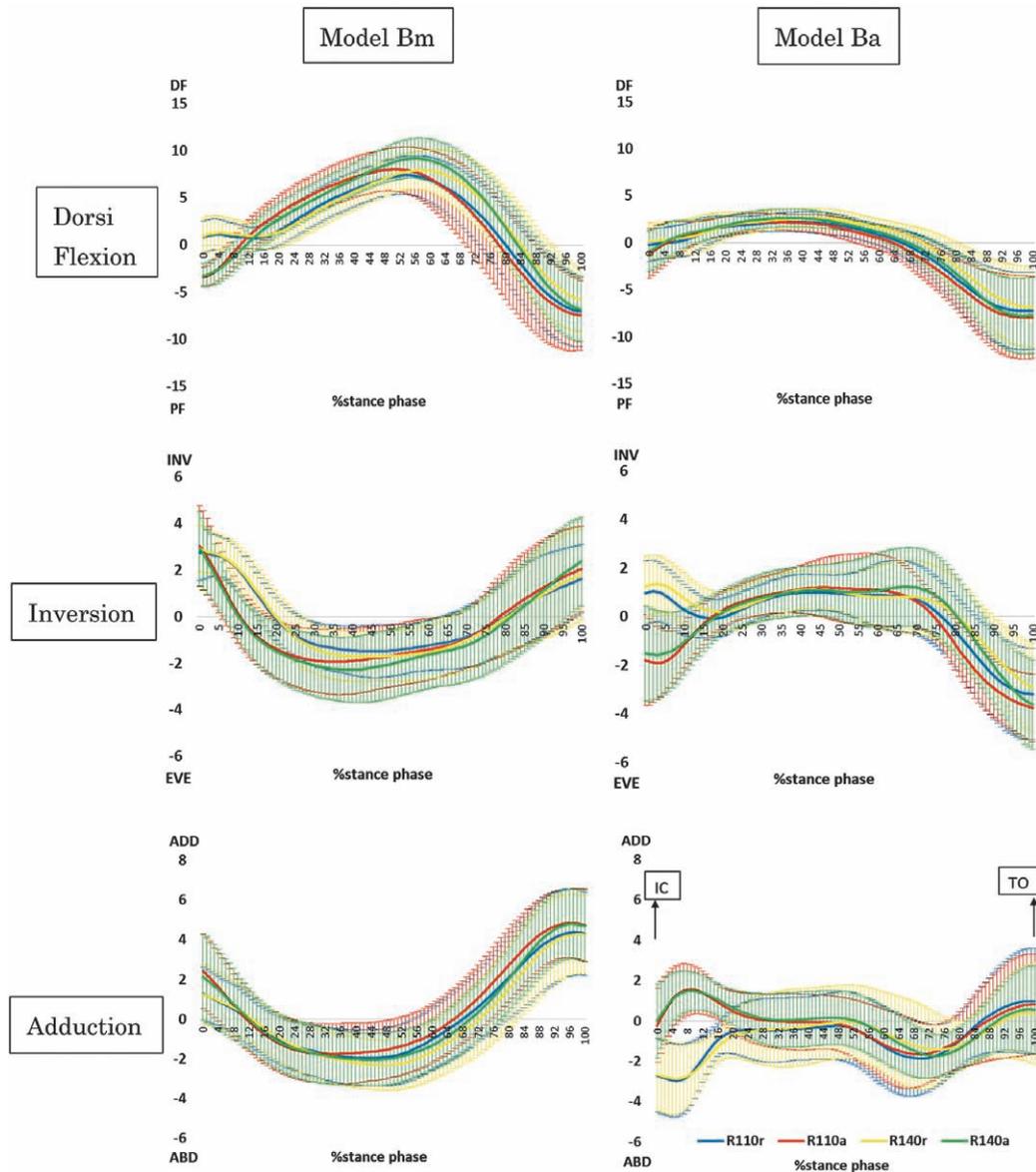


Fig. 3 Kinematic profiles of Model Bm (left column) and Ba (right column) in each running condition. The stance duration is normalized to 100%. Thick lines indicate the mean, and the vertical thin lines indicate 1 SD. R110 : rearfoot contact and 110 m/min, R140 : rearfoot contact and 140 m/min, A110 : forefoot contact and 110 m/min, and A140 : forefoot contact and 140 m/min.

かった ( $p=0.002$ ).

内転・外転運動では、IC時の内転角度、最大内転角度および運動角度範囲に接地パターンの主効果が認められ、「ICでの内転角度が前足部接地条件よりも後足部接地条件で大きいことが、最大内転角度と運動角度範囲に影響していること」がFig. 2より明らかである。最大内転のタイミングには接地パターンの主効果が認められ、後足部接地条件がIC

時に最大内転するのに対して、前足部接地条件はIC後に最大内転が生じた。最大外転のタイミングには交互作用が認められ、速度110の時に接地パターンの単純主効果が認められた。

2) モデル Bp における立脚期の関節角度および角度のピークタイム

モデル Bp における立脚期中の角度の経時的推移のパターンを Fig. 2 に、立脚期の重要なインシデント

Table 3 Mean (SD) angles and peak times in Model A

Variables	mean (SD)				P-values (ANOVA)		
					Bold numbers show statistical significance		
					Main Effect		Interaction
R110	R140	A110	A140	Foot strike	Speed		
<b>Dorsiflexion-Plantarflexion</b>							
Angle at IC(°)	18.5( 5.1)	19.5( 4.7)	-4.5( 3.1)	-2.9( 3.4)	<.001	<b>.035</b>	.567
Angle at TO(peak plantar flexion)(°)	-58.5(11.2)	-55.1( 9.4)	-62.4(10.9)	-60.0( 7.6)	<b>.008</b>	<b>.043</b>	.673
Maximum dorsal flexion angle(°)	18.5( 5.1)	19.5( 4.7)	-1.1( 1.0)	-0.7( 1.6)	<.001	.131	.523
Range of motion(°)	77.0(13.8)	74.6(11.2)	61.3(11.4)	59.3( 8.4)	<.001	.195	.884
Time of maximum dorsal flexion(%)	1.0( 0.0)	1.0( 0.0)	14.9( 7.1)	11.2( 8.5)	<.001	.116	.116
<b>Inversion-Eversion</b>							
Angle at IC(°)	9.9( 3.9)	10.8( 3.6)	8.0( 3.6)	8.8( 4.6)	.167	.265	.898
Angle at TO(°)	-4.8( 5.6)	-2.1( 4.5)	-4.0( 4.5)	-2.3( 4.2)	.678	<b>.008</b>	.3
Maximum inversion angle(°)	10.3( 3.5)	11.0( 3.4)	8.1( 3.6)	9.2( 4.3)	.113	.209	.607
Maximum eversion angle(°)	-5.5( 4.4)	-3.3( 3.0)	-4.7( 2.9)	-3.4( 2.2)	.655	<b>.019</b>	.353
Range of motion(°)	15.8( 5.3)	14.3( 4.4)	12.8( 4.8)	12.7( 4.7)	.077	.283	.074
Time of maximum inversion(%)	11.0(22.8)	10.1(23.3)	11.0(30.0)	18.0(34.7)	.73	.421	.276
Time of maximum eversion(%)	81.4(30.0)	76.0(30.7)	85.2(31.7)	71.3(36.6)	.922	.379	.245
<b>Adduction-Abduction</b>							
Angle at IC(°)	4.6( 4.2)	5.2( 4.8)	-0.3( 4.4)	-0.6( 4.9)	<.001	.765	.228
Angle at TO(°)	-8.0( 3.6)	-7.0( 3.4)	-8.3( 5.3)	-7.9( 5.2)	.452	.348	.331
Maximum adduction angle(°)	4.6( 4.2)	5.3( 4.8)	1.5( 3.8)	1.2( 4.2)	<.001	.742	.208
Maximum abduction angle(°)	-8.3( 3.7)	-7.1( 3.4)	-8.5( 5.2)	-8.4( 5.0)	.418	.304	.077
Range of motion(°)	13.0( 3.1)	12.4( 3.0)	10.0( 2.6)	9.5( 2.9)	<b>.015</b>	.514	.866
Time of maximum adduction(%)	1.0( 0.0)	1.3( 0.9)	18.4(14.3)	16.0(15.9)	<b>.009</b>	.465	.325
Time of maximum abduction(%)	98.9( 4.3)	99.0( 3.2)	18.6(35.2)	89.9(29.8)	<.001	<b>.008</b>	<b>.006</b>

R110 : rearfoot contact and 110 m/min, R140 : rearfoot contact and 140 m/min,  
 A110 : forefoot contact and 110 m/min, A140 : forefoot contact and 140 m/min

での関節角度および角度のタイムを Table 4 に示す。

背屈・底屈運動では、最大背屈角度のタイム以外の4つのすべてのパラメータに接地パターンの主効果が認められた。初期接地 (IC) 時の背屈角度は、前足部接地条件より後足部接地条件で大きく、指示通りの接地パターンで走行が行われたことを反映している。足尖離地 (TO) 時の底屈角度は前足部接地条件のほうが大きく、最大背屈角度は後足部接地条件のほうが大きくなった。運動角度範囲は後足部接地条件のほうが大きく、IC 時の最大背屈角度を反映していた。速度の主効果が IC 時の背屈角度に認められ、速度が速くなるとより大きくなった。

内返し・外返し運動では、IC 時の角度、最大内返し角度および運動角度範囲に接地パターンの主効果が認められ、モデル A と異なった。前足部接地条件で運動角度範囲が大きくなり、IC 時の内返し角度と立脚初期の最大内返し角度を反映していた。TO 時の外返しと最大外返し角度に速度の主効果が認められ、速度が速くなると外返し角度が小さくなったが、接地パターンの影響は認められなかった。

内転・外転運動では、IC 時の角度、最大内転角度および最大内転のタイミングに接地パターンの主効果が認められた。最大内転のタイミングは、後足部接地条件が IC 後すぐに起こるのに比べ、前足部

Table 4 Mean (SD) angles and peak times in Model Bp

Variables	mean (SD)				P-values (ANOVA)		
					Bold numbers show statistical significance		
					Main Effect		Interaction
R110	R140	A110	A140	Foot strike	Speed		
<b>Dorsiflexion-Plantarflexion</b>							
Angle at IC(°)	17.5( 4.8)	18.1( 4.5)	-1.9( 2.8)	-0.6( 2.9)	<b>&lt;.001</b>	<b>.042</b>	.442
Angle at TO(peak plantar flexion)(°)	-52.9( 9.3)	-50.4( 7.6)	-56.3( 9.1)	-54.3( 6.1)	<b>.006</b>	.066	.801
Maximum dorsal flexion angle(°)	17.5( 4.8)	18.1( 4.5)	-1.4( 2.2)	-0.2( 2.6)	<b>&lt;.001</b>	.074	.552
Range of motion(°)	70.3(12.4)	68.5(10.1)	54.9(10.5)	54.1( 7.7)	<b>&lt;.001</b>	.352	.66
Time of maximum dorsal flexion(%)	1.0( 0.0)	1.0( 0.0)	4.6( 6.3)	5.1( 6.3)	.085	.718	.718
<b>Inversion-Eversion</b>							
Angle at IC(°)	4.3( 3.0)	4.7( 3.2)	8.0( 3.1)	8.6( 3.7)	<b>&lt;.001</b>	.344	.751
Angle at TO(°)	-4.6( 6.8)	-1.9( 5.6)	-3.9( 6.7)	-2.3( 5.8)	.844	<b>.005</b>	.269
Maximum inversion angle(°)	5.1( 3.1)	5.5( 3.1)	8.3( 3.2)	9.2( 3.6)	<b>&lt;.001</b>	.192	.436
Maximum eversion angle(°)	-6.0( 4.8)	-4.0( 3.6)	-4.9( 5.0)	-3.9( 3.5)	.372	<b>.043</b>	.352
Range of motion(°)	11.1( 4.7)	9.5( 3.7)	13.2( 4.7)	13.1( 4.1)	<b>.018</b>	.089	.109
Time of maximum inversion(%)	20.4(37.4)	10.2(26.3)	10.7(29.1)	12.3(31.4)	.703	.371	.276
Time of maximum eversion(%)	76.8(29.7)	72.2(28.9)	72.6(35.2)	68.5(33.6)	.122	.462	.44
<b>Adduction-Abduction</b>							
Angle at IC(°)	3.6( 4.6)	3.9( 5.0)	-1.6( 5.3)	-1.7( 6.0)	<b>&lt;.001</b>	.849	.522
Angle at TO(°)	-14.6( 7.4)	-12.9( 6.9)	-15.6( 8.2)	-14.2( 7.9)	.223	<b>.047</b>	.579
Maximum adduction angle(°)	3.7( 4.4)	4.1( 4.8)	1.5( 4.3)	1.3( 4.6)	<b>.011</b>	.924	.321
Maximum abduction angle(°)	-14.6( 7.4)	-12.9( 6.9)	-15.6( 8.2)	-14.2( 7.9)	.222	<b>.048</b>	.575
Range of motion(°)	18.3( 7.0)	17.0( 6.9)	17.1( 5.9)	15.5( 6.5)	.237	<b>.04</b>	.721
Time of maximum adduction(%)	5.0( 9.0)	9.4(13.2)	27.5(12.0)	31.6(18.4)	<b>&lt;.001</b>	.157	.948
Time of maximum abduction(%)	101.0( 0.0)	100.8( 0.6)	101.0( 0.0)	100.8( 0.6)	1	.168	1

R110 : rearfoot contact and 110 m/min, R140 : rearfoot contact and 140 m/min,  
A110 : forefoot contact and 110 m/min, A140 : forefoot contact and 140 m/min

接地条件は立脚初期に最大内転が生じた。この差は、前足部接地条件ではIC時に、より外転位になり、最大内転角度が小さいことを反映していた。TO時の角度、最大外転角度および運動角度範囲には速度の主効果が認められ、速度が速いほどTO時の外転と最大外転角度が大きくなり、運動角度範囲は小さくなった。

3) モデル Bm における立脚期の関節角度および角度のピークタイム

モデル Bm における立脚期中の角度の経時的推移のパターンを Fig. 3 に、立脚期の重要なインシデントでの関節角度および角度のタイムを Table 5 に示す。

背屈・底屈運動では、IC時の角度、最大背屈角度、最大底屈角度および運動角度範囲に接地パターンの主効果が認められた。前足部接地条件ではIC時に底屈位になるのに対して後足部接地条件ではIC時に背屈位になった。前足部接地条件では運動角度範囲が大きくなり、最大背屈と最大底屈角度が大きくなることを反映した。TO時の角度、最大背屈角度、最大底屈角度および最大背屈のタイミングに速度の主効果が認められ、速度が速くなるとTO時の底屈角度と最大底屈角度が小さくなり、最大背屈が大きくなり、最大背屈のタイミングは遅くなった。

内返し・外返し運動では、TO時の角度と最大外

Table 5 Mean (SD) angles and peak times in Model Bm

Variables	mean (SD)				P-values (ANOVA)		
					Bold numbers show statistical significance		
					Main Effect		Interaction
R110	R140	A110	A140	Foot strike	Speed		
<b>Dorsiflexion-Plantarflexion</b>							
Angle at IC(°)	0.8( 1.7)	0.9( 2.0)	-3.4( 1.0)	-3.2( 1.3)	<b>&lt;.001</b>	.573	.877
Angle at TO(°)	-7.1( 3.7)	-5.8( 3.4)	-7.5( 3.7)	-6.9( 3.4)	.108	<b>.01</b>	.138
Maximum dorsal flexion angle(°)	7.8( 2.1)	8.5( 2.1)	8.7( 2.3)	9.4( 2.1)	<b>&lt;.001</b>	<b>.02</b>	.938
Maximum plantar flexion angle(°)	-7.1( 3.7)	-5.8( 3.4)	-7.6( 3.8)	-7.1( 3.3)	<b>.049</b>	<b>.009</b>	.12
Range of motion(°)	14.9( 4.4)	14.3( 4.0)	16.2( 4.9)	16.5( 4.1)	<b>.005</b>	.673	.228
Time of maximum dorsal flexion(%)	55.3( 5.7)	59.7( 5.7)	53.0( 7.4)	57.5( 3.8)	.102	<b>&lt;.001</b>	.960
Time of maximum plantar flexion(%)	100.4( 1.0)	100.4( 1.3)	99.6( 2.3)	90.9(29.0)	.313	.399	.399
<b>Inversion-Eversion</b>							
Angle at IC(°)	2.7( 1.2)	2.9( 1.0)	3.0( 1.7)	2.9( 1.6)	.762	.914	.343
Angle at TO(°)	1.6( 1.5)	1.8( 2.0)	2.1( 1.8)	2.4( 1.9)	<b>.003</b>	.199	.627
Maximum inversion angle(°)	3.3( 1.0)	3.4( 1.0)	3.4( 1.6)	3.2( 1.5)	.832	.655	.35
Maximum eversion angle(°)	-1.9( 1.1)	-2.1( 1.0)	-2.2( 1.4)	-2.4( 1.4)	.208	<b>.046</b>	.86
Range of motion(°)	5.3( 1.4)	5.5( 1.5)	5.6( 1.7)	5.6( 1.7)	.592	.612	.536
Time of maximum inversion(%)	31.2(42.2)	43.1(47.4)	30.8(45.5)	51.0(50.0)	.812	.162	.44
Time of maximum eversion(%)	51.9(15.6)	50.2(16.8)	38.2(16.7)	42.6(13.9)	<b>.047</b>	.548	.311
<b>Adduction-Abduction</b>							
Angle at IC(°)	1.3( 1.3)	1.2( 1.5)	2.4( 1.9)	2.1( 2.2)	<b>.018</b>	.289	.327
Angle at TO(°)	4.3( 2.1)	4.3( 2.0)	4.7( 1.8)	4.7( 1.8)	.065	.725	.937
Maximum adduction angle(°)	4.6( 2.1)	4.6( 2.0)	5.2( 1.7)	5.1( 1.7)	<b>.036</b>	.574	.521
Maximum abduction angle(°)	-2.1( 1.4)	-2.4( 1.2)	-2.0( 1.4)	-2.2( 1.3)	.375	<b>.045</b>	.477
Range of motion(°)	6.7( 2.0)	7.0( 1.9)	7.2( 2.1)	7.3( 2.0)	.15	.221	.352
Time of maximum adduction(%)	95.9( 5.0)	97.6( 3.4)	94.8( 5.1)	96.7( 3.6)	.109	<b>.036</b>	.808
Time of maximum abduction(%)	43.0(10.7)	48.9( 7.4)	38.1(11.2)	42.8( 8.1)	<b>.035</b>	.095	.58

R110 : rearfoot contact and 110 m/min, R140 : rearfoot contact and 140 m/min,  
 A110 : forefoot contact and 110 m/min, A140 : forefoot contact and 140 m/min

返しのタイミングに接地パターンの主効果が認められた。前足部接地条件でTO時の内返し角度が大きくなり、最大外返しのタイミングは速くなった。最大外返し角度に速度の主効果が認められ、速度が速くなると外返し角度が大きくなった。

内転・外転運動では、IC時の角度、最大内転角度および最大外転のタイミングに接地パターンの主効果が認められた。前足部接地条件でICがより内転位になり、最大内転角度も大きくなった。最大外転のタイミングは、後足部接地条件より前足部接地条件が早くに最大外転が生じた。最大外転角度と最

大内転のタイミングに速度の主効果が認められ、速度が速いほど最大外転角度が大きくなり、最大内転のタイミングは遅くなった。

4) モデル Ba における立脚期の関節角度および角度のピークタイム

モデル Ba における立脚期中の角度の経時的推移のパターンを Fig. 3 に、立脚期の重要なインシデントでの関節角度および角度のタイムを Table 6 に示す。

背屈・底屈運動では、TO時の角度、最大底屈角度および運動角度範囲に接地パターンの主効果が認められた。後足部接地条件に比べて前足部接地条件

Table 6 Mean (SD) angles and peak times in Model Ba

Variables	mean (SD)				P-values (ANOVA)		
					Bold numbers show statistical significance		
					Main Effect		Interaction
R110	R140	A110	A140	Foot strike	Speed		
<b>Dorsiflexion-Plantarflexion</b>							
Angle at IC(°)	-0.2( 1.8)	0.2( 2.0)	-1.2( 2.6)	-1.0( 2.1)	.107	.074	.715
Angle at TO(°)	-7.2( 4.1)	-6.8( 4.3)	-8.0( 4.4)	-7.7( 4.1)	<b>.002</b>	.097	.575
Maximum dorsal flexion angle(°)	2.4( 1.0)	2.8( 1.1)	2.6( 0.9)	2.8( 0.9)	.775	<b>.005</b>	.304
Maximum plantar flexion angle(°)	-7.5( 4.1)	-7.0( 4.2)	-8.3( 4.3)	-8.0( 4.0)	<b>.002</b>	.055	.517
Range of motion(°)	9.9( 4.1)	9.8( 4.3)	10.9( 4.4)	10.8( 4.2)	<b>&lt;.001</b>	.584	.865
Time of maximum dorsal flexion(%)	31.1(12.4)	34.3(11.7)	33.1(11.9)	34.0( 9.9)	.837	.057	.391
Time of maximum plantar flexion(%)	97.1( 3.9)	97.3( 3.3)	94.8( 6.0)	97.1( 3.5)	.211	.203	.168
<b>Inversion-Eversion</b>							
Angle at IC(°)	1.0( 1.3)	1.2( 1.3)	-1.8( 1.9)	-1.5( 2.0)	<b>&lt;.001</b>	<b>.048</b>	.982
Angle at TO(°)	-3.2( 1.9)	-2.9( 1.8)	-3.8( 1.4)	-3.6( 1.8)	.052	.507	.683
Maximum inversion angle(°)	1.8( 1.2)	2.0( 1.2)	1.8( 1.2)	1.9( 1.3)	.998	.146	.784
Maximum eversion angle(°)	-3.3( 1.9)	-3.0( 1.8)	-4.1( 1.1)	-3.8( 1.8)	<b>.042</b>	.254	.842
Range of motion(°)	5.1( 1.7)	4.9( 1.5)	5.9( 1.5)	5.7( 1.5)	.087	.434	.931
Time of maximum inversion(%)	33.9(26.5)	33.1(26.1)	45.3(19.4)	51.5(21.8)	.137	.159	<b>.027</b>
Time of maximum eversion(%)	98.9( 2.1)	100.4( 1.3)	80.4(38.5)	72.0(44.3)	.107	.46	.278
<b>Adduction-Abduction</b>							
Angle at IC(°)	-2.7( 1.8)	-2.7( 1.8)	-0.2( 1.9)	0.0( 1.8)	<b>&lt;.001</b>	.449	.408
Angle at TO(°)	1.0( 2.6)	0.4( 2.5)	0.8( 2.5)	0.6( 2.2)	.924	.058	.243
Maximum adduction angle(°)	2.3( 1.5)	1.9( 1.2)	2.3( 1.3)	2.2( 0.7)	.517	.305	.452
Maximum abduction angle(°)	-3.8( 1.6)	-3.6( 1.7)	-2.3( 1.5)	-2.4( 1.2)	<b>.006</b>	.753	.223
Range of motion(°)	6.1( 2.6)	5.5( 2.5)	4.7( 1.8)	4.6( 1.3)	<b>.045</b>	.293	.22
Time of maximum adduction(%)	74.3(31.2)	75.7(23.3)	47.8(42.2)	44.4(38.7)	<b>.024</b>	.881	.695
Time of maximum abduction(%)	24.0(28.8)	35.3(36.7)	58.4(30.7)	61.0(31.3)	<b>.017</b>	.443	.619

R110 : rearfoot contact and 110 m/min, R140 : rearfoot contact and 140 m/min,  
A110 : forefoot contact and 110 m/min, A140 : forefoot contact and 140 m/min

で運動角度範囲が大きくなり、TO時の底屈角度と最大底屈角度が大きくなることを反映していた。最大背屈角度に速度の主効果が認められ、速度が速くなると最大背屈角度が大きくなった。

内返し・外返し運動では、IC時の角度と最大外返し角度に接地パターンの主効果が認められた。後足部接地条件では外返し位で接地が始まり、前足部接地条件では内返し位でICが始まった。最大外返し角度は前足部接地条件で大きくなった。IC時の角度に速度の主効果が認められ、速度が速くなると背屈角度が大きくなった。最大内返しのタイミング

に交互作用が認められ、前足部接地条件では速度が速くなるとタイミングが遅くなった。

内転・外転運動では、IC時の角度、最大外転角度、運動角度範囲、最大内転のタイミングおよび最大外転のタイミングに接地パターンの主効果が認められた。後足部接地条件でICがより外転位になり、最大外転角度と運動角度範囲が大きくなることを反映していた。最大内転のタイミングは後足部接地条件で遅く、最大外転のタイミングは後足部接地条件で早くなった。速度による主効果は認められなかった。

## 考 察

### 1. 足部運動への足部接地パターンの影響

本研究のモデル A と Bp は関節運動を全体座標系に対する角度で表現しているため、下腿に対しての角度変化を表わしている他の研究とは直接の比較を行えないが動作空間内での足部の運動を直接示すものであり、動作理解のためには有用と思われる。足部接地パターン（前足部接地と後足部接地）による足部運動の違いを報告した先行研究において、足部を1つの剛体としたモデルでは、IC から立脚初期に、前足部接地条件で底屈・内返し・内転の傾向が強いが、立脚初期以降の角度の経時的推移には大きな違いがみられなかった<sup>24)</sup>。本研究においても同様の結果が得られ、立脚初期以降の角度の経時的推移のパターンにも大きな違いはみられなかった。従来の運動解析では足部は1つの剛体セグメントとして扱われることが多かったが、Pothrat<sup>4)</sup> は足部を単一セグメントとマルチセグメントで測定した結果を比較し、単一セグメントは動きを過大にとらえる傾向があると報告している。本研究でも底背屈運動と内外返し運動で先行研究と同様にモデル A で角度が大きくなった。また、本研究では、内外返し運動において IC から立脚初期の角度の経時的推移が異なる結果となり、モデル A では後足部接地条件で内返しが大きくなり、モデル Bp では前足部接地条件で内返しが大きくなった。Pothrat<sup>4)</sup> も、足部を単一セグメントとマルチセグメントで測定して比較すると、扁平足の患者では2つの方法が逆方向の動きを示したと報告している。以上の結果から、足部単一剛体モデルであるモデル A とマルチセグメントモデルであるモデル Bp は類似した角度の経時的推移のパターンを示す点も存在するが、立脚期の重要なインシデントでの角度は異なるために、足部をマルチセグメントで扱うことの重要性が確認された。

モデル Bm は後足部と中足部間の関節運動を表わす。モデル Bm における前足部接地条件での角度の経時的推移のパターンを示した先行研究はないため、本研究との比較は行えない。しかし、後足部接地条件における角度変化の流れはすべての運動面で、先行研究に類似していた<sup>10)</sup>。底背屈では、モデル A や Bp だけでなくモデル Bm でも、IC において、後足部接地条件では底背屈中間位で接地したのに対

して前足部接地条件では底屈位で接地するという違いがみられた。Petersら<sup>20)</sup> も、初期接地時の角度が前足部接地条件で大きくなると報告しており、本研究もその結果を支持した。立脚初期以降の底背屈角度の経時的推移のパターン、および内外返しと内外転角度の経時的推移のパターンにも接地条件間の顕著な違いは認められず、Petersら<sup>20)</sup> の報告を支持した。

モデル Ba は中足部と前足部間の関節運動を表わす。底背屈では TO 時の底屈角度と運動角度範囲が前足部接地条件で大きくなったが、角度の経時的推移のパターンは大きく変わらなかった。内外返しと内外転では、IC 時の肢位に接地条件で大きな違いが見られた。内外返しでは IC が後足部接地条件では内返し位で接地するのに対し、前足部接地条件では外返し位で接地するという違いが確認された。内外転では、IC が後足部接地条件では外転位で行われるのに対し、前足部接地条件では内外転中間位で接地するという違いが認められた。内外転角度の経時的推移のパターンにおいても先行研究と顕著な違いは認められなかった<sup>19)</sup>。

モデル Bp の全運動面、Bm の底背屈と内外転、および Ba の内外返しと内外転では、IC から立脚初期の足部運動に接地パターンの影響が大きく特徴付けられた。先行研究においても、接地パターンの影響は立脚初期までに現れ、その後には大きな違いが認められていない<sup>19,24)</sup>。一方で、初期接地後の床反力の大きさが後足部接地で大きくなることが報告されているが<sup>14-16)</sup>、本研究で得られた IC から立脚初期の特徴は床反力の結果と表裏の関係にあると考えられる。

### 2. 足部運動への速度の影響

モデル Bp は速度の上昇に伴い IC 時の背屈と TO 時の内返し・内転が大きくなることが確認され、モデル Ba は IC 時の内返しが大きくなることが確認された。走行では、速度の上昇に伴い、接地パターンはより前足部接地になりやすいという報告されている<sup>25)</sup>。そのため、走行速度上昇に伴い後足部接地条件ではより踵接地を強調した結果として IC 時にモデル Bp の背屈角度とモデル Ba の内返しが大きくなり、前足部接地条件では中足骨部での接地を強調した結果として IC 時にモデル Bp の底屈角度とモデル Ba の外返しが小さくなったと考えられる。TO

時のモデル Bp の内返しと内転が大きくなった原因は、より速い走行では強い蹴りだしが必要になるために、足部の合成を高めた結果と考えられる。モデル Bm の関節運動への走行速度の影響を調べた先行研究はなく、本研究との比較は行えない。モデル Bm において立脚中期の背屈と外返しと外転が大きくなる結果となった。モデル Bm はアーチの要にあたる中足部の部分であり、立脚中期にアーチがつぶれていく方向となる背屈と外がえしと外転の動きが大きくなっていることから、速度上昇に伴う衝撃の緩衝と強い蹴り出しに備えエネルギーを蓄えていることを表わした結果と考えられる。先行研究では速度による影響を示していないが<sup>26)</sup>、本研究では走行速度における差が明らかになり、速度の変化に対して足部の各セグメントが異なる機能を担っていることが明らかになった。

### 3. 本研究の限界

本研究の課題として、骨とマーカー間の皮膚のずれの問題が挙げられる。Westblad<sup>27)</sup> は骨マーカーと皮膚マーカーを比較して、皮膚マーカーが運動域を過大評価している可能性を示唆している。また、Leardini のモデルは高い再現性が報告されているが、より熟練した検者が行うことで変動を抑えられるとしている<sup>6-8)</sup>。これらの課題を最小限にするために、十分な練習後に骨ランドマークを使用してマーカーの貼り付けを行っているが、より確実な知見を得るためには被験者数の増大と追試の反復が必要である。次に、Leardini のモデルでは足部・後足部・中足部・前足部に分類しているが、骨マーカーを使用したモデルでは足部の個々の骨の間においても角度変化が見られており<sup>13)</sup>、純粋な生体の動きを捉えているとは言い難い。よって、足部の細かい動きをとらえるという点で、問題点があることを考慮しておく必要がある。また、足部接地パターンにおいては、今回の被験者は習慣的に後足部接地で走る被験者のみであった。足部接地パターンの急な変更を行っても運動に差は無いという先行研究もあるが<sup>28)</sup>、習慣的な足部接地パターンの違いを考慮する必要があるかもしれない。また、足部の動きにおいて、裸足と靴による走行では違いが考えられ、靴の有無より接地パターンの影響が大きいとする先行研究も存在するが<sup>29)</sup>、本研究の結果は裸足走行に限定して解釈するべきかもしれない。

## 結 論

本研究では健常成人における 2 種類の速度と 2 種類の足部接地パターンでの走行時の足部内の動きを明らかにした。足部接地パターンの影響は、モデル Bp の全運動面、モデル Bm の底背屈と内外転、およびモデル Ba の内外返しと内外転で、IC から立脚初期に強く現れたが、立脚初期以降の角度の経時的推移のパターンは大きな違いがみられなかった。速度の影響としては、速度上昇に伴い、モデル Bp の IC 時と TO 時およびモデル Ba の IC 時に関節運動が大きくなり、モデル Bm において立脚中期に関節運動が大きくなる結果となった。これらの結果はいくつかの新しい知見を示すとともに先行研究を支持するものであり、走行時の足部運動の評価において有益な情報になるものと考えられる。

### 利益相反

本研究に関連して、開示すべき利益相反はない。

## 文 献

- 1) 田中俊夫. 市民ランナーのマラソン・ライフに関するアンケート調査. 徳島大学大学開放実施センター紀要. 2013;22:19-34.
- 2) Hamill J, van Emmerik RE, Heiderscheit BC, *et al.* A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1999;14:297-308.
- 3) Neal BS, Griffiths IB, Dowling GJ, *et al.* Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. *J Foot Ankle Res*. 2014;7:55. (accessed 2015 Feb 6) [https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4282737/pdf/13047\\_2014\\_Article\\_55.pdf](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4282737/pdf/13047_2014_Article_55.pdf)
- 4) Pothrat C, Authier G, Viehweger E, *et al.* One- and multi-segment foot models lead to opposite results on ankle joint kinematics during gait: Implications for clinical assessment. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2015;30:493-499.
- 5) Leardini A, Benedetti MG, Berti L, *et al.* Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture*. 2007;25:453-462.
- 6) Arnold JB, Mackintosh S, Jones S, *et al.* Repeatability of stance phase kinematics from a multi-segment foot model in people aged 50 years and older. *Gait Posture*. 2013;38:349-351.
- 7) Caravaggi P, Benedetti MG, Berti L, *et al.* Repeatability of a multi-segment foot protocol in

- adult subjects. *Gait Posture*. 2011;33:133-135.
- 8) Deschamps K, Staes F, Bruyninckx H, *et al.* Repeatability of a 3D multi-segment foot model protocol in presence of foot deformities. *Gait Posture*. 2012;36:635-638.
  - 9) Caravaggi P, Leardini A, Crompton R. Kinematic correlates of walking cadence in the foot. *J Biomech*. 2010;43:2425-2433.
  - 10) Takabayashi T, Edama M, Nakamura M, *et al.* Gender differences associated with rearfoot, midfoot, and forefoot kinematics during running. *Eur J Sport Sci*. 2017;17:1289-1296.
  - 11) Chang R, Rodrigues PA, Van Emmerik RE, *et al.* Multi-segment foot kinematics and ground reaction forces during gait of individuals with plantar fasciitis. *J Biomech*. 2014;47:2571-2577.
  - 12) Arnold JB, Mackintosh S, Jones S, *et al.* Altered dynamic foot kinematics in people with medial knee osteoarthritis during walking: a cross-sectional study. *Knee*. 2014;21:1101-1106.
  - 13) Wolf P, Stacoff A, Liu A, *et al.* Functional units of the human foot. *Gait Posture*. 2008;28:434-441.
  - 14) Cavanagh PR, Lafortune MA. Ground reaction forces in distance running. *J Biomech*. 1980;13:397-406.
  - 15) Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, *et al.* Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*. 2010;463:531-535.
  - 16) Almeida MO, Davis IS, Lopes AD. Biomechanical differences of foot-strike patterns during running: a systematic review with meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2015;45:738-755.
  - 17) Roper JL, Harding EM, Doerfler D, *et al.* The effects of gait retraining in runners with patellofemoral pain: a randomized trial. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2016;35:14-22.
  - 18) Diebal AR1, Gregory R, Alitz C, *et al.* Forefoot running improves pain and disability associated with chronic exertional compartment syndrome. *Am J Sports Med*. 2012;40:1060-1067.
  - 19) Pohl MB1, Buckley JG. Changes in foot and shank coupling due to alterations in foot strike pattern during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008;23:334-341.
  - 20) Peters H, Deschamps K, Matricali GA, *et al.* Foot segmental mobility during subphases of running: comparative study between two striking patterns. *Gait Posture*. 2017;53:127-130.
  - 21) Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the foot posture index. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21:89-98.
  - 22) Wu G, Siegler S, Allard P, *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion: part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *J Biomech*. 2002;35:543-548.
  - 23) Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng*. 1983;105:136-144.
  - 24) Bruening DA, Pohl MB, Takahashi KZ, *et al.* Midtarsal locking, the windlass mechanism, and running strike pattern: a kinematic and kinetic assessment. *J Biomech*. 2018;73:185-191.
  - 25) Breine B, Malcolm P, Frederick EC, *et al.* Relationship between running speed and initial foot contact patterns. *Med Sci Sports Exerc*. 2014;46:1595-1603.
  - 26) Pohl MB, Messenger N, Buckley JG. Forefoot, rearfoot and shank coupling: effect of variations in speed and mode of gait. *Gait Posture*. 2007;25:295-302.
  - 27) Westblad P, Hashimoto T, Winson I, *et al.* Differences in ankle-joint complex motion during the stance phase of walking as measured by superficial and bone-anchored markers. *Foot Ankle Int*. 2002;23:856-863.
  - 28) Williams DS 3rd, McClay IS, Manal KT. Lower extremity mechanics in runners with a converted forefoot strike pattern. *J Appl Biomech*. 2000;16:210-218.
  - 29) Shih Y, Lin KL, Shiang TY. Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? *Gait Posture*. 2013;38:490-494.

# EFFECTS OF FOOT STRIKE PATTERN AND SPEED ON MULTISEGMENT FOOT KINEMATICS IN NORMAL ADULT RUNNING

Hiroki FUJIWARA

Showa University Graduate School of Health Sciences

Daisuke NAKAMURA, Toru NAKABO and Noboru SEKIYA

Department of Physical Therapy, Showa University School of Nursing and Rehabilitation Sciences

**Abstract** — Recently, several research groups have devised new methods that treat a foot as a multisegment structure to capture the foot movement precisely. The model reported by Leardini is thought to be superior in terms of reproducibility and validity. The foot strike pattern during running has attracted attention from researchers of biomechanics, but only a few researchers have studied the effect of the foot strike pattern using a multisegment foot model. In addition, most previous studies that examined foot kinematics during running did not take into consideration the influence of the running speed. Therefore, the purpose of this study was to reveal the effects of the foot strike pattern and speed on foot kinematics during running with Leardini's multisegment foot model. The study included 10 healthy adults. They ran at 2 different speeds (110 and 140 m/min) with rearfoot and forefoot strike. The three-dimensional kinematics of rearfoot, midfoot, and forefoot during running were evaluated. As a result, the effects of the foot strike pattern on the joint angles were detected in all the rotations (dorsiflexion-plantarflexion, inversion-eversion, and adduction-abduction) of model Bp, in dorsiflexion-plantarflexion and adduction-abduction of the model Bm, and in inversion-eversion and adduction-abduction of model Ba during the first half of the stance phase. The effects of speed were detected at the initial contact and toe-off in model Bp, at initial contact in model Ba, and at midstance in model Bm. Some of these results are new findings, and other results support the findings of previous studies, which suggests that these are useful in the accurate evaluation of foot motion during running.

**Key words:** multisegment foot model, foot strike pattern, running speed, foot kinematics

[受付 : 12月14日, 2018, 受理 : 1月8日, 2019]