

運動力学解析に特化した足部モデル開発による  
ドロップジャンプ動作時の足部機能解明

埼玉県立大学大学院  
保健医療福祉学研究科  
博士論文

2022 年 3 月

2191005

松本 優佳

## 目次

要旨 .....	4
1 章 序論 .....	6
1.1 本研究の背景と目的 .....	6
1.2 ヒト足部の構造的特徴 .....	7
1.3 動作中における足部運動学分析 .....	8
1.4 スポーツ障害/傷害と足部 .....	9
1.5 ドロップジャンプ動作における足部運動学 .....	10
1.6 動作中における足部運動力学分析 .....	12
1.7 本論文の構成 .....	15
2 章 マルチセグメントフットモデルにおける運動学的妥当性・ 信頼性の評価 .....	17
2.1 概要 .....	17
2.2 方法 .....	18
2.2.1 マルチセグメントフットモデル .....	20
2.2.2 足部模擬模型を用いた実験 .....	23
2.2.3 足部モデルの生体への適用 .....	25
2.2.4 解析 .....	27
2.3 結果 .....	32
2.3.1 足部模擬模型を用いた実験結果 .....	32
2.3.2 生体に適用した実動作の計測結果 .....	37
2.4 考察 .....	44
2.4.1 3-segment foot model の運動学的妥当性 .....	44

2.4.2 実動作計測における 3-segment foot model の運動的特徴	45
2.4.3 研究限界 .....	47
<b>3 章 足部の詳細な運動学・運動力学解析が可能なマルチセグメントフットモデルの構築と歩行動作への適用 .....</b>	<b>48</b>
3.1 概要 .....	48
3.2 方法 .....	49
3.2.1 モデル .....	49
3.2.2 慣性パラメーター .....	57
3.2.3 対象 .....	57
3.2.4 実験手順 .....	58
3.2.5 解析 .....	59
3.3 結果 .....	73
3.4 考察 .....	83
3.4.1 足部モデルの妥当性 .....	83
3.4.2 歩行中の足底腱膜の力学的寄与 .....	84
3.4.3 研究限界 .....	85
<b>4 章 ドロップジャンプ動作における足部運動学・運動力学の解明</b>	<b>87</b>
4.1 概要 .....	87
4.2 方法 .....	88
4.2.1 対象 .....	88
4.2.2 実験手順 .....	89
4.2.3 解析 .....	90

4.2.4 統計学的分析 .....	95
4.3 結果 .....	95
4.3.1 ドロップジャンプ動作における足部ダイナミクスの性 差 .....	95
4.3.2 ドロップジャンプ動作の push-off の強さと足部ダイナ ミクスとの関係 .....	107
4.4 考察 .....	112
4.4.1 ドロップジャンプ動作における足部ダイナミクスの性 差 .....	112
4.4.2 ドロップジャンプ動作の push-off に関与する力学的要 因 .....	114
4.4.3 研究限界 .....	116
5 章 総合的考察 .....	118
5.1 構築モデルの有用性 .....	118
5.2 動作中の足部機能 .....	120
5.3 今後の課題と展望 .....	122
6 章 結論 .....	124
参考文献 .....	126
発表論文 .....	144

## 要旨

ヒトの足部は、他の霊長類と比較しても非常に特異的な構造をしており、それゆえに、歩行やスポーツ動作といったさまざまな動作を効率的に達成している。しかし足部は軟組織に覆われているために、動作中の足部内の運動は未解明であった。これまでの動作解析研究においても、足部は一つの剛体として扱われてきたが、2000年代に入り足部を3～4つの剛体として分けたマルチセグメントフットモデルが提唱され、ブレイクスルーとなった。筆者らは、一般的に広く用いられている足部モデルを用いて、歩行よりも力発揮を要するドロップジャンプ動作の運動学を調査し、健常な足部構造であっても足部運動に性差が存在すること、また足部アーチの運動がジャンプの高さに影響する可能性を示唆した。しかし、足部内の運動を発生させる力学的要因については、足部モデルの限界により解明に至らなかった。

本論文では、足部の運動学だけでなく運動力学的解析にも特化した新たな足部モデルを作成するために、まずは足部を3つの剛体に分けた際の運動学の妥当性と信頼性について、足部模擬モデルを用いて調査し、生体にも適用することで運動学的特徴を検出した。その結果、運動学的解析に有効な妥当性と信頼性を有しており、動的タスクにおいても有用であることが証明された。

次に、足部CTデータを用いて、足底腱膜の影響を考慮した足部力学モデルを構築した。本モデルを健常成人の歩行動作に適用した結果、足部内で生じる関節モーメントを推定することに成功し、push-off時の足部内関節モーメントに寄与する足底腱膜の張力を定量化できた。

最後に、構築した足部モデルを健常成人におけるドロップジャンプ動作に適用した。その結果、足部ダイナミクスにおける性差が確認され、足部傷害/障害に関わりうる力発揮パターンを明らかにした。また、ドロップジャンプ動作の **push-off** に関与する力学的要因を明らかにした。

本論文では、動作中に足部内部で生じている力について、より解剖学的に正確な足部モデルを構築し、健常成人における歩行やより力発揮が要求されるドロップジャンプ動作に適用することで、構築した足部モデルの妥当性を示しただけでなく、動作中における足部機能を解明することができた。健常な足部であっても、動作中に足部内部で生じる傷害/障害リスクや、足部の安定化機構について、非侵襲的な評価が可能となったことは、予防的な理学療法介入において非常に有用性の高い知見である。

## 1章 序論

### 1.1 本研究の背景と目的

ヒトは直立二足歩行が可能となった唯一の生物であり，他の霊長類にはない特異的な足部構造を有することで，効率的な直立歩行を達成している．足部構造は筋や腱，靱帯によって支持されているが，動作中に生じる大きなストレスや，局所的に反復して生じるストレスによって，その構造・機能は破綻し，足部傷害/足部障害が生じ得る．

足部傷害/障害は，社会の高齢化，生活様式の欧米化，スポーツの普及などの影響で増加の一途を辿っているが，足部に着目した動作研究は長らく発展してこなかった．これは，足部が軟組織に覆われているが故に詳細な運動計測が困難であったためである．そのため，動作解析においても足部はひとつの剛体として扱われ，動作中における足部内の運動は未解明であったが，近年では，足部の詳細な運動解析が可能なマルチセグメントフットモデル [1-3] が一般化されつつあり，足部研究の発展の一助となっている．

足部運動学については，小児期 [4] や高齢期 [5] など年齢による影響や，性別 [6] の影響，さらに外反母趾 [7] や扁平足 [8] など足部変形疾患による影響が明らかになる一方で，その運動を生じさせる力学的要因については十分な検証がされていない．そこで，本研究では，動作時の足部の詳細な運動学・運動力学分析が可能な新たなマルチセグメントフットモデルを開発し，実動作の計測を行うことで，動作中の足部機能の解明をするこ

とを目的とした．さらに，動作中の足部内で生じている力学的作用が明らかになれば，足部機能の解明だけでなく，足部傷害/障害の発生機序の解明に繋がりうるため，足部傷害/障害に対する効果的治療や，初発・再発予防を目指すリハビリテーション分野に重要な知見を与えることが期待される．

## 1.2 ヒト足部の構造的特徴

ヒト足部は 28 個の骨，33 の小さな関節で構成されており，特徴的なアーチ構造を有している．足部アーチ構造は，内側縦アーチ・外側縦アーチ・横アーチで構成される 3 次元的な構造を呈しており，“衝撃吸収”と“硬化して力発揮の土台となる”という 2 つの相反した機能を有し，動作時に構造体としての剛性を変化させることで，様々な動作課題を効率良く達成している．足部アーチ構造は，筋，腱，靱帯によって支持されている．内側縦アーチを支持する筋には，後脛骨筋，前脛骨筋，長母趾屈筋，長腓骨筋，母趾外転筋などが挙げられる．また，足底腱膜も足部縦アーチの主要な支持機構の一つであり，アーチ構造の機能に大きく寄与している．足底腱膜が荷重により受動的に伸張することで，アーチを平坦化させて衝撃を吸収する (truss mechanism) [9] 一方で，足趾の伸展に伴って足底腱膜が巻き上げられて緊張し，アーチが高くなることで，足部は構造的に安定し，力が発揮しやすくなる (windlass mechanism) [10]とされている．しかし，歩行中における足底腱膜による安定化機構については仮説にとどまっており，生体における実歩行中の足底腱膜の動態を観察した報告はない．

### 1.3 動作中における足部運動学分析

足部の特徴的な構造が動作に寄与している可能性は論じられてきた [9-11] が、実際の動作中の足部運動は計測が困難であるために明らかになっていない。これは足部の構造が複雑であるだけでなく、足部が軟組織に覆われていることが影響している。足部内の骨運動を捉える方法として、骨に **bone-pin** を挿入する方法がある [12,13] が、侵襲を伴うという倫理的問題に加え実動作の再現性が明らかにされていない。2 方向 X 線の透視画像に 3 次元足部骨モデルをマッチングすることで、3 次元足部骨格運動を再構築する方法もある [14,15] が、足部骨のマッチングは困難であり、小さな骨の挙動までは明らかになっていない。

非侵襲的に実動作計測ができる方法として、三次元動作解析装置を用いた動作分析があるが、足部はひとつの剛体として扱われてきた。しかし、2000 年ごろから足部をいくつかのセグメントに分けて足部運動を分析する”マルチセグメントフットモデル”が提唱され始め、足部を機能的に 2 つから 6 つの剛体に分けた足部モデルが提案されてきた [1,3,16-18]。各足部モデルは、剛体の定義方法や追跡マーカーの位置によって、算出される足部角度が異なるために、信頼性・妥当性の検討や、モデル間の比較 [19]、モデルの改良 [20] が活発に行われてきた。しかし、これらは生体に適用して検討されており、皮膚によるアーチファクトの誤差の影響も含んだ検討となっている。また計測・計算精度の低下が生じやすい大きな角度範囲では検討されていない。

現在一般化されつつあるモデルの一つに、Leardini らが提唱

しているモデル [1,20] (以下, Rizzoli Model) があるが, Rizzoli Model は, 足部を母趾, 前足部, 中足部, 後足部の 4 つの剛体に定義したモデルであり, 各セグメントを水平面上における三角形として定義するため, 足部の回内外の運動を捉えるのに優れ, 臨床的に応用しやすいモデルとされている. Rizzoli Model を用いて, 歩行動作時の足部運動学を調査した先行研究では, 扁平足患者においては足趾の伸展が小さくなることが報告されており, 前方推進力の低下との関連を論じている [8]. ここで扁平足患者は, 後脛骨筋の機能不全 [21] や, 足部内在筋である母趾外転筋の筋力低下 [22] が原因とされているが, 歩行中の足部運動に対応した筋発揮パターンは明らかになっていない. その一方で, 歩行の蹴り出しについては, より強く **push-off** を行った場合に, 通常の **push-off** よりも足趾の伸展が小さくなり, 足部内在筋の活動が増大することが報告されている [23]. このように, 足部の運動学解析のみでは, その運動を生じさせている要因が明らかにできないために, 足部機能を詳細に評価することができない.

#### 1.4 スポーツ障害/傷害と足部

足部の障害はスポーツの普及によって年々増加傾向にあり, 本邦においても下肢関節の中では最も高い障害部位とされている [24]. またアスリートがスポーツの中断をする理由としては, 膝関節に次いで足関節・足部における障害が大多数を占める [25]. ここで, 足部の障害は女性の方が男性よりも約 2 倍高い [26] とされているが, これは, 女性は男性よりも関節弛緩性が

高いこと [27,28], またアーチスティフネスが低いこと [29] が影響しているのではないかと考えられている. アーチスティフネスというのは, 足部アーチモビリティ (Foot arch mobility: FAM) とも言われているもので, 荷重 (体重の 10% から 90%) によってアーチ高 (足長の 50% 地点の高さ) がどの程度低下するかを計測することで, 足部の剛性を評価する指標である [30]. アーチスティフネスに関しては, 性別だけでなく, 年齢 [31] や人種 [32] などによっても異なるとされており, 一定の見解はない. 最近では日本人の健常若年者においてはアーチスティフネスに性差はないと報告されている [33]. しかし, Rizzoli モデルを用いた足部運動学解析において, 日本人の健常若年者のランニング動作では, 女性のほうが男性よりもショパール関節の可動性が高いことが報告されている [6]. アーチスティフネスは静的な足部剛性を表すが, 動作中には, 床からの受ける力の大きさ・方向, 作用点の位置にも影響を受ける. 有限要素法を用いた走行動作の調査では, Forefoot striker (接地を前足部から行う者) の方が Rearfoot striker (接地を後足部から行う者) の方が, 足部アーチが大きく低下したと報告している [34]. このように, 動作中における足部の可動性, ないし剛性を評価するには, より詳細な足部の運動学・運動力学解析が必要となる.

### 1.5 ドロップジャンプ動作における足部運動学

ドロップジャンプ動作は台上から着地した直後に垂直跳躍を行う動作である. そのため, 足部に対しては, 着地時に”衝撃吸収”が, 反対に跳躍時には”硬化して力発揮の土台になる”ことが,

歩行よりも短時間にかつ多大に要求される動作である．急激な減速を伴い下肢関節に大きな衝撃がかかるため，下肢靱帯損傷のようなスポーツ急性外傷につながりやすい動作とされており [35,36]，スポーツ分野で本動作における動作分析などの研究が進められている．しかし，膝関節 [37-39] や足関節 [40]，股関節 [37] といった大関節に着目した研究が多く，最初に接地する足部に着目した研究はほとんど行われていない．ドロップジャンプ動作では，下腿三頭筋の予備的緊張が弾性効率を高めることで，ジャンプパフォーマンスに影響することが報告されている [41] が，足部が構造体として安定していなければ，床を押す力として効率的に伝達するには不十分である．静的な足部構造に着目した研究では，低アーチ者の歩行やジャンプにおいて垂直方向の力発揮の減少が報告されている [42] が，動作中の足部運動とパフォーマンスとの関連は報告されていない．

そこで，筆者 [43] はドロップジャンプ動作における足部運動を明らかにすることを目的とし，Rizzoli Model を用いて調査を行った．その結果，足部単一モデルでは，Rizzoli Model よりも足関節の背屈運動を約 10 度過大評価し，また中後足部の回内外運動を評価困難であるという問題点を明らかにした．さらに，女性の方が男性よりも接地初期におけるアーチ運動が大きく，アーチ運動とジャンプ高との間に有意な負の相関関係を確認した．着地時の足部アーチの低下は，足部軟組織，下腿内側に対するストレスが大きくなると報告されている [44] ことから，足部の静的構造に問題がなくても，女性においてはダイナミックな動作時に足部の軟組織や下腿内側面の損傷を引き起こしやすい可能

性が示唆された．また，足部アーチが高い者の方が垂直方向の力を発揮しやすいとされている [42] が，本研究においては，静的な足部構造に関係なく，動作中の足部アーチ運動を制御することがジャンプパフォーマンスに影響する可能性を示唆した．いくつかの先行研究においては，ワイヤ電極を用いた筋電図学的解析により，強い **push-off** を行う歩行 [23] やランニング動作 [45] において，足底腱膜などの受動的な要因よりも足部内在筋のような能動的な要因による足部運動の制御が働く可能性を示唆している．しかし，本研究のように足部の運動学的解析のみでは，生じた足部運動が受動的な要因によって生じているのか，能動的な要因によって生じているのかを判別することは困難である．使用した **Rizzoli** モデルを力学的解析まで応用するには，1) 足部を分割した際の詳細な外力計測が困難なこと，2) 分割された足部の慣性パラメータが不明であること，の 2 点に限界があり，動作中の足部運動力学については未解明のままである．

## 1.6 動作中における足部運動力学分析

足部の運動制御機構には筋，腱，靱帯がありこれらの機構については様々な先行研究が行われてきた．ワイヤ電極を用いて動作中の足部内在筋活動を調査した先行研究 [45] では，歩行よりもランニングなどの力学的要求が大きい動作において足部内在筋がより運動制御に働くと報告している．しかし，侵襲を伴うワイヤ電極の使用は動作の再現に疑問が残るだけでなく，足部が床に強く接地した際のアーチファクトの影響を取り除くことができない．非侵襲的な手法として，マルチセグメントフットモデ

ルを逆動力学分析まで拡張しているモデル [46,47] もいくつかあるが、数少ないのが現状である。これは、足部の構造が複雑であるために、各足部分節に生じる外力の計測が困難であること、また各足部分節の慣性パラメーターが明らかになっていないことに起因している。

逆動力学計算を行う場合、外力の計測は一般的に床反力計を用いて行うが、中足部のような小さな部位に作用する外力を計測することは困難である。先行研究においては、足圧分布計と床反力を併用し、計測された床反力を圧分布に応じて分配するといった比例仮定を用いることで、中足部などの小さな剛体に生じる外力を推定している [48]。しかし、比例仮定による外力推定には誤差が生じる [49] ため、外力からの影響を大きく受ける足部には不十分な手法であると考ええる。

実測した外力を用いて逆動力学計算を行うために、中足部を簡略化して足部を 3 つの剛体に定義した足部モデルも存在する [46,47] が、慣性パラメーターについては詳細な計算手法が記述されていないものが多い。精度の高い慣性パラメーターを扱うことで、より解剖学的に正確な関節モーメントを算出することが可能となるが、Deschamps ら [48] は足趾、前足部、後足部の質量を足部の全質量の 10%, 60%, 30% と任意に決定し、Havanan [50] の数学モデルを適用して質量中心や慣性モーメントを算出している。また Saraswat ら [46] は足趾、前足部、後足部を円柱に近似して算出しているが、足部の厚みや高さは一定でないために不十分であると考えられる。足部全体の慣性パラメーターにおいて、身体部分を厚さ 2 cm の楕円板の集合体として数学

モデル化して算出した報告があるが、足部の形状は他の部位と比較して複雑であることから、部分長や質量を用いた推定の妥当性が低いことを報告している [51]. 慣性パラメーターの測定については、屍体標本を用いた直接法 [52] や、生体標本を用いた間接法 [53], 数学モデルを用いた方法 [54]があり、順に有効性が高いとされている. 一般的に動作解析で使用される身体部分慣性係数は、有効性の高いとされる直接法や間接法にて算出されたものを扱っているが、足部については一つの剛体として扱っており、足部を分割して算出したものはない. また現在では倫理上、直接法による慣性パラメーターの測定はできないため、放射線照射法や MRI, CT を用いた間接法による測定方法が最も精度が高く有望な方法と考えられる.

加えて、足部には足底腱膜が存在し、歩行の蹴り出し時には体重の 1~2 倍の張力を発揮することが、屍体足を用いた計測や有限要素法を用いた計測によって報告されている [55-57]. 足底腱膜の発揮する張力が床反力の発生に寄与しているならば、足部内部モーメントの推定にも影響を及ぼすと考えられる. しかしながら、先行研究で提案されている足部力学モデルは足底腱膜の張力の影響を考慮していない. そのため、算出された足部関節モーメントが、受動的な要素によるものか能動的な要素によるものかを判別することはできない. 足部以外の部分であれば、算出された関節モーメントについて、筋電図学的解析と組み合わせることで、靱帯や腱などの受動的な要素によって発生したものなのか、筋などの能動的な要素によって発生したもののかを判別することが可能である. しかしながら、足部内部の筋活

動を調査することは侵襲を伴う方法を要するために困難である。また足底腱膜は歩行時に 8-17%のエネルギーコストを節約するとされる [58-60] が、その一方で、足底腱膜に負担が大きく生じることは、足底腱膜炎 [61] などの障害発症に関与すると報告がある。これらのことから、動作中における足底腱膜の伸長変化と、足底腱膜の発揮する張力が足部内部関節モーメントに及ぼす影響を非侵襲的な方法で明らかにすることは、動作の効率性と障害予防/進行予防の 2 つの観点から介入すべき対象を評価する理学療法においては重要であると考えられる。

## 1.7 本論文の構成

以上の背景を踏まえ、本論文では運動力学解析に特化した足部モデル開発によるドロップジャンプ動作時の足部機能解明について述べる。

本論文は全 6 章で構成されている。

第 1 章は序論であり、本論文の目的とその意義について述べる。また、ヒト足部の構造的特徴や、動作中における足部運動学・運動力学分析について過去の先行研究を紹介し、本研究の位置づけについて述べる。

第 2 章では、運動力学解析に応用するにあたって、外力計測に適した足部モデルとして、先行研究を参考に 3 つの剛体に定義した後足部の剛体定義条件が異なる 2 つの足部モデルを用意する (3-segment foot model1, 3-segment foot model2)。2 つの 3-segment foot model, および 4 つの剛体に定義された既存の足部モデル (Rizzoli model, 4-segment foot model) について、足部

模擬模型を用いることで、スキンアーチファクトの影響を取り除いた剛体定義方法のみに起因した各マルチセグメントフットモデルの運動学的妥当性・信頼性を、計測・計算精度の低下が生じうる-90 度から 90 度の範囲で評価する。また生体にも適用し、4-segment foot model と比較することで、3-segment foot model を用いた場合に算出される足部運動学の特徴を検出する。取得したデータを第 3 章で構築する足部力学モデルに向けた予備的データとする。

第 3 章では、足部 CT データを用いてより解剖学的に正確な慣性パラメーターを算出し、また足底腱膜の張力の影響を考慮することで、足部のより詳細な運動学・運動力学解析が可能なマルチセグメントフットモデルを構築する。構築した足部モデルを歩行動作への適用することで、モデルの妥当性を検討する。

第 4 章では、第 3 章で構築した足部モデルをドロップジャンプ動作に適用し、ドロップジャンプ動作時の足部運動学・運動力学における性差を調査することで、女性特有の傷害/障害発症要因について考察する。また、跳躍に影響を及ぼす足部運動・運動力学を調査することで、ドロップジャンプ動作時の足部安定化機構について考察する。

第 5 章は総合的考察である。本研究で得られた歩行時、およびドロップジャンプ動作時の足部運動学・運動力学に関する知見を整理し、本研究で構築した足部モデルの有用性と動作中の足部機能を考察する。また今後の課題と展望を述べる。

第 6 章は結論である。

## 2章 マルチセグメントフットモデルにおける運動学的妥当性・信頼性の評価

### 2.1 概要

本章では 3-segment foot model における運動学的妥当性・信頼性について述べる．いくつかの一般化されたマルチセグメントフットモデルが存在し，3 つから 4 つの剛体として足部を定義しているが，その定義方法は様々である．広く用いられている Rizzoli model [1,20] は足部を 4 つの剛体に定義しているが，足部の運動力学解析に拡張するにあたっては，外力計測に適応するために，中足部を簡略化した 3-segment foot model を使用することが適していると考えられる．本章では，いくつか報告されている 3-segment foot model を参考に，後足部の定義方法が異なる 2 つの 3-segment foot model を定義した．2 つの 3-segment foot model と 4-segment foot model について，足部模擬模型を用いることで，剛体定義方法の違いによるマルチセグメントフットモデルにおける運動学的妥当性・信頼性の違いを，測定・計算精度が低くなりうる  $-90$  度から  $90$  度範囲で定量的に示すことを目的とした．また，生体に適用し，動作速度や足部の可動範囲が異なる実動作を計測し，3-segment foot model と 4-segment foot model の運動学データを比較することで，3-segment foot model によって算出される運動学データの特徴を示すことを目的とした．中足部の可動性は非常に小さいため，3-segment foot model は，最大誤差が生じうる  $90$  度変化時であっても，4-segment foot model と同等あるいは許容範囲内に収まる運動学

的妥当性を有すこと，また，実動作における足部の機能評価をする上で，4-segment foot model と同等あるいは許容範囲内に収まる足部運動学パターンを示すことを仮説として検証を行った．取得したデータは，3 章で構築する足部力学モデル構築に向けた運動学データの予備的なデータとした．

## 2.2 方法

足部を 3 つの剛体に分けたマルチセグメントフットモデルを提案し，足部模擬模型と生体に適用して 2 つの実験を行った．実験手順は図 1 に示す．以下の小項目では，実験手法について詳しく説明する．

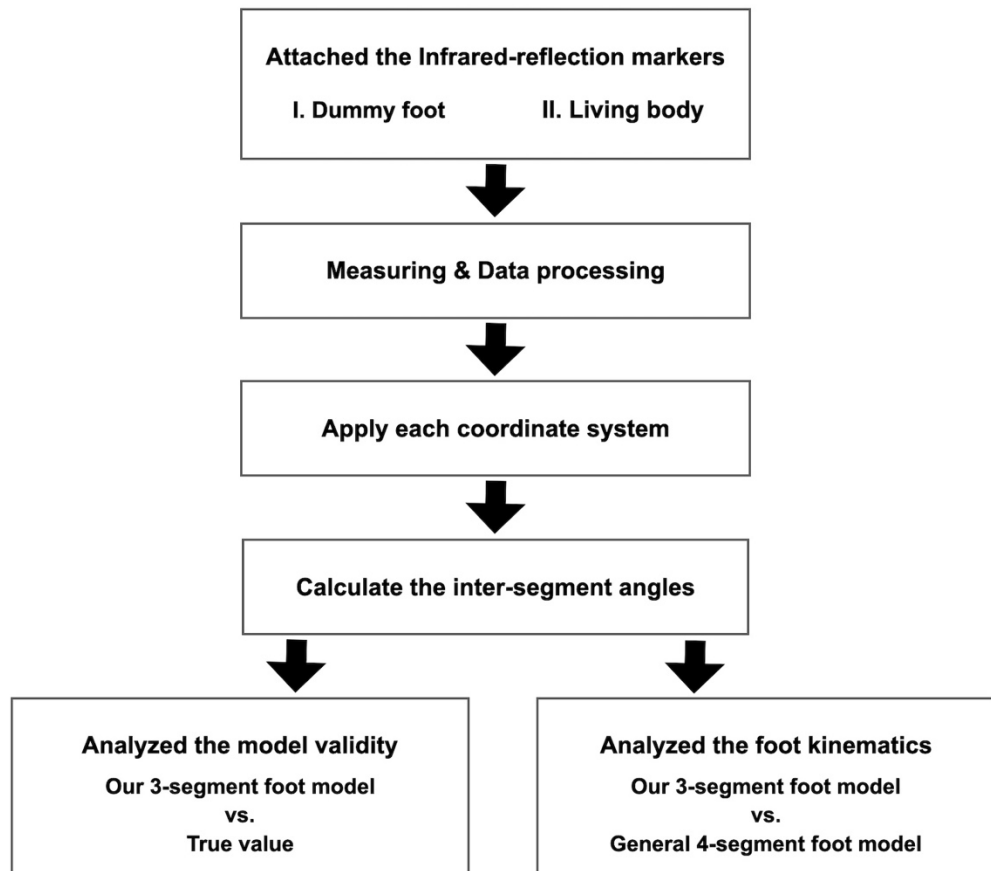


図 1. 実験手順

### 2.2.1 マルチセグメントフットモデル

本研究では，足部を 3 つの剛体に定義した 3-segment foot model1, 3-segment foot model2, および一般的な 4-segment foot model として Rizzoli model [1,20] の 3 つのマルチセグメントフットモデルを使用した．3-segment foot model1 は，下腿（脛骨と腓骨）と，3 つの足部剛体から構成される．具体的には，(1) 遠位・近位指骨を含む母趾，(2) 5 つの中足骨，外側・中間・内側楔状骨を含む前足部，(3) 舟状骨，立方骨，踵骨，距骨を含む後足部である．マーカーの位置と剛体定義については表 1，表 2，および図 2 (左)に示す．3-segment foot model2 は後足部の剛体定義が関節角度に与える影響を検証するために，3-segment foot model1 における後足部のみ表 1，図 2 (右)の通り定義した．4-segment foot model は，(1) 遠位・近位指骨を含む母趾，(2) 5 つの中足骨を含む前足部，(3) 舟状骨，立方骨，外側・中間・内側楔状骨を含む中足部，(4) 踵骨，距骨を含む後足部である．

表 2. マーカー貼付位置

Name	Description
PM	Dorso-medial aspect of the first proximal phalanx head
FMH	Dorso-medial aspect of the first metatarsal head
SMH	Dorso-medial aspect of the second metatarsal head
VMH	Dorso-lateral aspect of the fifth metatarsal head
FMB	Dorso-medial aspect of the first metatarsal base
SMB	Dorso-medial aspect of the second metatarsal base
VMB	Dorso-lateral aspect of the fifth metatarsal base
TN	Most medial apex of the navicular bone
ST	Most medial apex of the sustentaculum tali
PT	Lateral apex of the peroneal tubercle
CA	Superior apex of calcaneus
HE	Apex of calcaneal tuberosity
ANKL	Distal apex of the lateral malleolus
ANKM	Distal apex of the medial malleolus
TT	Most anterior prominence of the tibial tuberosity
HF	Most proximal apex of the head of the fibula
ID	Midpoint between TN and VMB
IM	Midpoint between ANKM and ANKL

表 1. 各足部剛体を定義する主軸と平面

Segment	Long axis	Plane
Hallux	FMH to PM	FMH, PM, VMH (Transverse)
Forefoot	ID to SMH	ID, FMH, VMH (Transverse)
Rearfoot1	CA to ID	CA, TN, VMH(Transverse)
Rearfoot2	HE to ID	HE, ID, CA (Sagittal)
Shank	IM to TT	ANKM, ANKL, HF (Frontal)

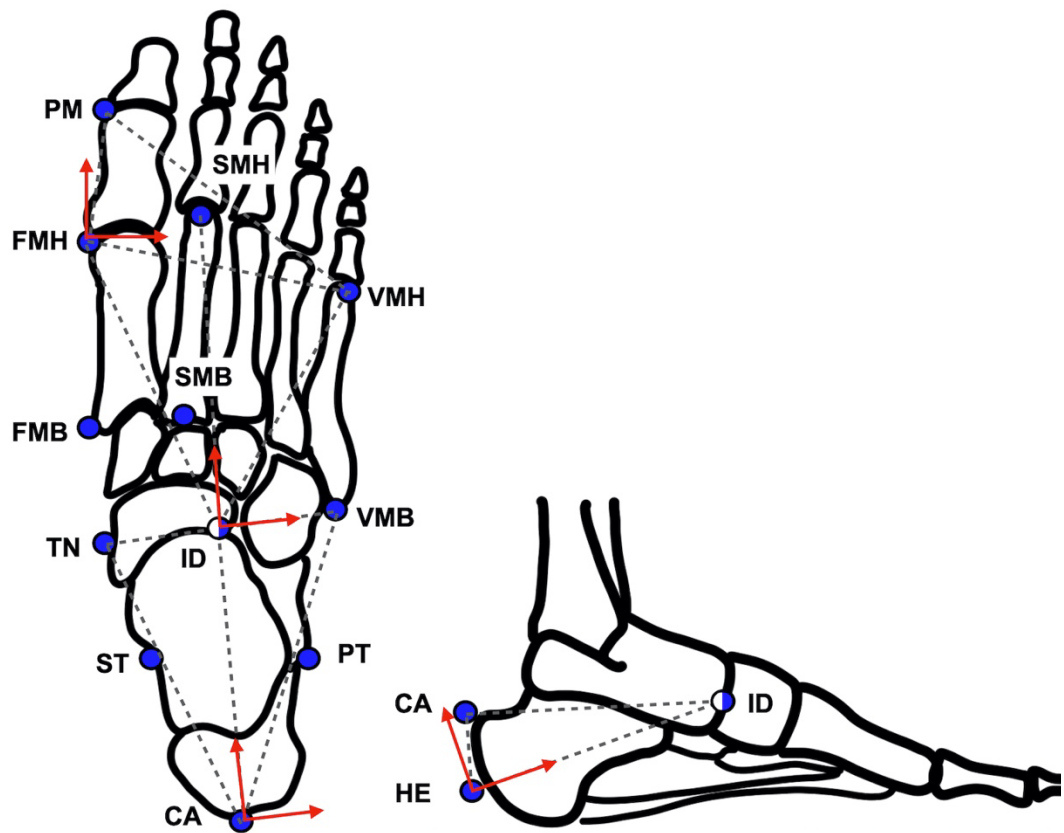


図 2. マーカーの位置，各セグメント平面（点線），およびこれらの平面上の 1 次軸と 3 次軸（赤実線矢印）を示す．後足部セグメントについては水平面（左）と矢状面（右）という 2 つの平面条件にて定義．

### 2.2.2 足部模擬模型を用いた実験

足部を 3 つの剛体に分割した場合の剛体間角度の真値を算出するために、足部模擬模型を作成した。詳細は以下の小項目で述べる。

#### 2.2.2.1 足部模擬模型

発泡スチロール製の足部模擬模型を作成し、3 つの剛体に分割した。各剛体の形状は、(1) 足趾（高さ 3 cm、幅 8 cm、長さ 5.5 cm）、(2) 前足部（高さ 5 cm、幅 8 cm、長さ 9.5 cm）、(3) 後足部（高さ 5 cm、幅 6.5 cm、長さ 7.5 cm）とした。

#### 2.2.2.2 実験プロトコル

足部模擬模型に赤外線反射マーカ（直径 9.5 mm）を表 2 の通りに貼付した。足部模擬模型において、第 1 中足骨頭の背内側、第 2 中足骨頭の背内側、第 5 中足骨頭の背外側、第 5 中足骨基底部の背外側、舟状骨の最内側頂点など、2 つのセグメントに共通するマーカは、それぞれの剛体に重複して貼付したため、計 17 個の赤外線反射マーカを取り付けた。足部模擬模型を点 o、点 x、点 z の 3 つの赤外反射マーカが取り付けられた台の上に載せた。各台の座標系については、X 軸を点 o と点 x を結ぶベクトルとし、Y 軸を x 軸と点 o と点 z を結ぶベクトルが直交する軸とした。足趾と後足部の載った台を、全平面上 -90 度から 90 度の範囲内で、約 5 度ずつ動かして各剛体間角度を計測した（図 3）。

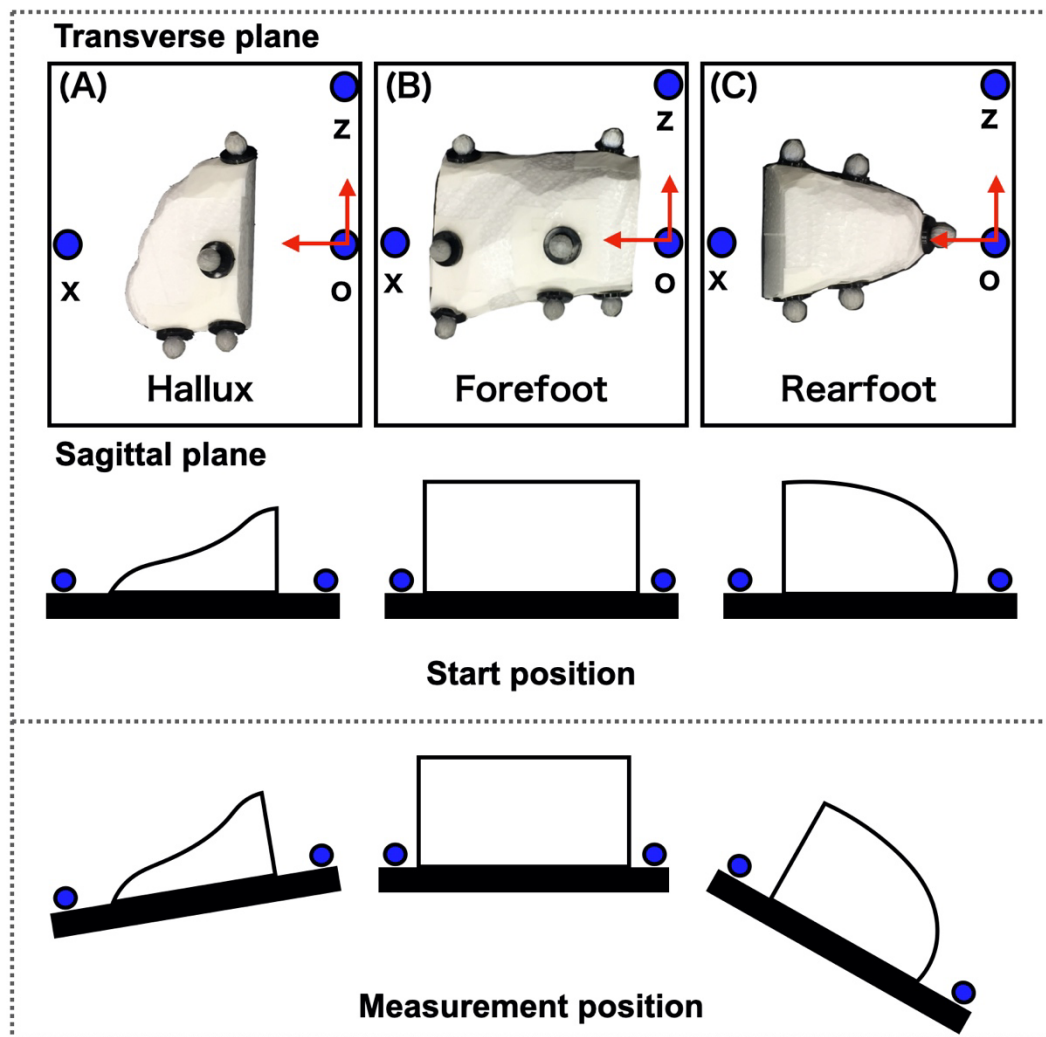


図 3. 計測略図．足部模擬模型の 3 つの剛体をそれぞれ台に載せた．台には 3 つの赤外線反射マーカ（点 o，点 x，点 z）を取り付けた．台 A と台 B の相対的角度を前足部に対する外反母趾（Met\_Hal）の角度，台 B と台 C の相対的角度を後足部に対する前足部（Cal\_Met）の角度と対応し，それぞれの関節角度の真値とした．測定位置はすべての平面において -90 度から 90 度とした．

### 2.2.3 足部モデルの生体への適用

3-segment foot model を実動作に適用できるか生体に適用して検証した．詳細は以下の小項目で述べる．

#### 2.2.3.1 被験者

定期的にトレーニングやスポーツを行っていない健常成人 24 名を募集した．平均年齢 24.1 (標準偏差 (SD) 2.4) 歳，平均身長 172.5 (SD 3.8) cm，平均体重 66.5 (SD 8.1) kg の男性 11 名と，平均年齢 23.1 (SD 0.8) 歳，平均身長 162.5 (SD 4.1) cm，平均体重 53.8 (SD 3.8) kg の女性 13 名が本研究に参加した．カーフレイズ，歩行，ドロップジャンプに影響を及ぼす可能性のある整形外科的，神経学的，または筋骨格系の疾患の既往歴がある場合は参加者を除外した．すべての参加者は，ヘルシンキ宣言に従って，研究の目的とリスクについての詳細な説明を受け，書面によるインフォームド・コンセントを得た．本研究は，埼玉県立大学の人体実験倫理委員会の承認を得た（承認番号 29508）．

#### 2.2.3.2 実験プロトコル

赤外線反射マーカー（直径 14 mm と 9.5 mm）を Plug-in Gait Full-body Ai model, およびマルチセグメントフットモデル（表 2）に従って被験者の 65 個のランドマークに取り付けた（図 4）．具体的には，両側の前頭部，後頭部，肩峰，上腕外側，肘関節外側，前腕外側，尺骨茎状突起，橈骨茎状突起，第 2 中手骨頭，上前腸骨棘，後上腸骨棘，大腿外側，膝関節外側，脛骨粗面，腓骨頭，下腿外側，外果，内果，母趾末節骨底，第 1 中足骨頭，第 1 中

足骨底，第 2 中足骨頭，第 2 中足骨底，第 5 中足骨頭，第 5 中足骨底，舟状骨，載距突起，腓骨結節，踵骨，アキレス腱付着部と，第 7 頸椎棘突起，胸骨柄，剣状突起，右肩甲骨，第 10 胸椎棘突起である．参加者は次の 3 つの動的タスクを行った．(1) 両脚での踵上げ（以下，カーフレイズ），(2) 快適速度の歩行，(3) 高さ 40cm の台からのドロップジャンプである．ドロップジャンプは台から着地した後すぐに垂直跳躍を行う課題である．被験者は快適なタイミングで課題を開始した．各被験者は，5 回続けてカーフレイズ課題を行い，歩行課題を 3 回，ドロップジャンプを 7 回行った．各課題の間には十分な休息をとり，疲労を確認しながら課題を行った．なお，測定前には各課題について十分な練習を行った．

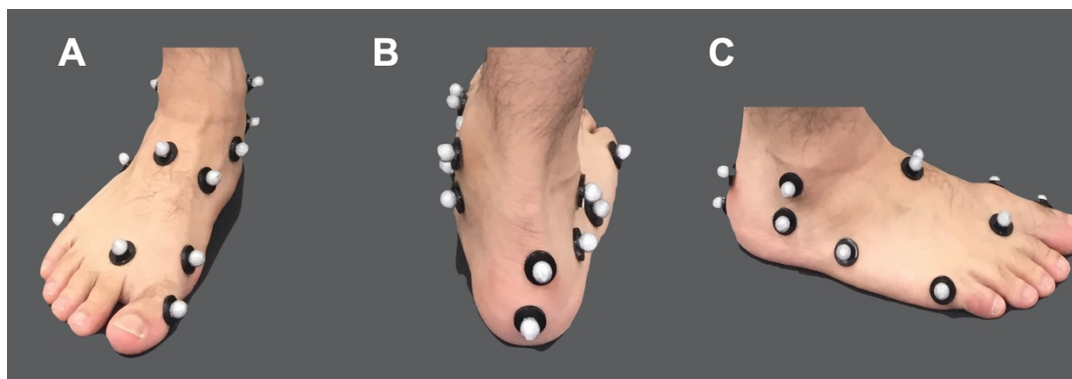


図 4. 赤外線反射マーカーを装着した右足を前面 (A)，後面 (B)，外側面 (C) を示す．

#### 2.2.4 解析

足部模擬模型を用いた実験および、生体に適用した実動作計測の解析についての詳細を以下の小項目で述べる．

##### 2.2.4.1 データ収集

赤外線反射マーカの軌跡は，17 台の赤外線カメラを搭載した 3 次元動作解析システム（Vicon Nexus 2.2.10, Vicon, Oxford, UK）を用いて 100Hz で収集した．（使用した赤外線反射マーカの寸法・質量，および赤外線カメラの仕様についてはそれぞれ図 5，表 3 を参照）．すべてのデータは，Vicon Workstation v4.5 ソフトウェアを用いて同期させ，オフライン解析用に保存した．

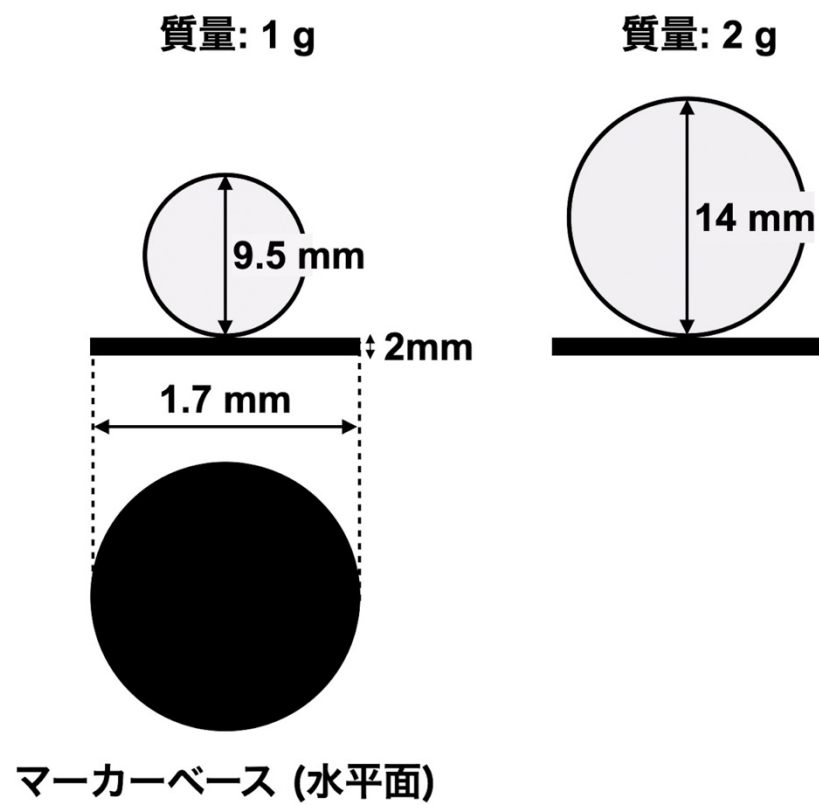


図 5. 赤外線反射マーカーの寸法・質量

表 3. 赤外線カメラ (Vantage V8) の仕様

解像度 (メガピクセル)	8
フルフレーム計測周波数 (fps): ノーマルモード	260
ハイスピードモード時の計測周波数 (fps) と解像度 (メガピクセル)	910 (2.2)
スタンダードレンズの画角 FOV (H × V)°	61.8 × 47.3
ワイドレンズ時の画角FOV (H × V)°	—
最大計測周波数 (fps)	2000
カメラ内部演算処理	有
2Dトラッキング機能	有
電源供給	POE + 24W
レンズタイプ	12.5 mm
カメラ遅延速度	5.5 ms
ストロボタイプ	IR (850 nm)/NIR (780 nm)
シャッタータイプ	Global
接続タイプ	Cat5e/RJ45-RJ45
ファームウェア更新	有
カメラ本体サイズ (mm) (H × W × D)	166.2 × 125 × 13.41
カメラ本体重量 (kg)	1.6

#### 2.2.4.2 データ解析

マーカーの軌跡は，動作軌跡以外の不要なノイズを除去するために，4 次のゼロ位相バターワースローパスフィルタを用いてフィルタリング処理を行なった．カットオフ周波数は，カーブレイズ，歩行動作において 6 Hz，ドロップジャンプ動作においては 12 Hz とした．運動解析システムソフトウェア (Visual 3D, C-motion, Germantown, MD) を用いて，3 次元剛体間角度を算出した．Rizzoli model に基づく関節角度名の略語を表 4 に示す．オイラー角は，Z 軸，X 軸，Y 軸の順に回転させて算出した．International Society of Biomechanics (ISB) の定義 [62,63] に準じて，Z 軸周りの回転を dorsi-/plantar-flexion (Df/Pf)，X 軸周りの回転を eversion/inversion (Ev/Inv)，Y 軸周りの回転を abduction/adduction (Abd/Add) とした．台の角度は，対応する 3 次元剛体間角度の真値とし，台 A と台 B の相対的な角度を前足に対する母趾 (Met\_Hal) の角度，台 B と台 C の相対的な角度を後足部に対する前足部 (Cal\_Met) の角度とした (図 3)．生体実測計測において，関節角度は，動作中の関節角度変化に着目するために，15 秒間の静止立位時の関節角度の平均値から差し引いた．また，動的課題中のピーク値を抽出した．

表 4. 関節角度名の定義

Angle name	Definition
Met_Hal	Hallux relative to forefoot
Cal_Met	Forefoot relative to rearfoot
Sha_Cal1	Rearfoot1 relative to shank
Sha_Cal2	Rearfoot2 relative to shank

#### 2.2.4.3 統計学的分析

各足部モデルの関節角度の標準的妥当性 [64] は、各足部モデルの関節角度と真値との間でピアソンの相関分析を用いて検討した。また、各足部モデルの関節角度に系統的誤差があるかどうかについては、各足部モデルの関節角度と真値との間で **Bland-Altman** 解析 [65] を用いて検討した。生体計測における 3-segment foot model と 4-segment foot model の関節角度の平均値およびピーク値については、対応のある *t*-test を用いて比較検討を行なった。

## 2.3 結果

### 2.3.1 足部模擬模型を用いた実験結果

3-segment foot model1, および 3-segment foot model2 に従って計算された関節角度は, Pearson の相関分析 (図 6, 図 7) の結果より, Met\_Hal の外転角度 ( $r = 0.48$ ) を除いて真値と強い正の相関があった ( $r > 0.8, p < 0.01$ ). また, Bland-Altman 分析 (図 8, 図 9) の結果, Met\_Hal の回内角度と Cal\_Met の外転角度には系統的誤差は確認されなかった. 他の平面上の関節角度には一定の系統誤差が確認されたが, Cal\_Met の回内角度以外は一致限界の範囲内であった. また, 3-segment foot model1, および 3-segment foot model2 で示された相関係数や系統誤差における一定限界範囲の結果は同程度であった.

4-segment foot model に従って計算された関節角度は, Pearson の相関分析 (図 6, 図 7) の結果より, Met\_Hal の外転角度と Cal\_Met の背屈角度は真値と正の相関があった (それぞれ  $r = 0.43, p = 0.035, r = 0.57, p = 0.032$ ). Cal\_Met の外転角度は真値と弱い負の相関があった ( $r = -0.15, p = 0.48$ ). 他の平面上の関節角度は, 真値と強い正の相関があった (すべて  $r > 0.9, p < 0.01$ ). また, Bland-Altman 解析により, Met\_Hal の回内角度には系統誤差がないことが示された (図 8, 図 9). 一方で, Cal\_Met の回内角度には比例誤差があり, 他の平面上の関節角度には固定誤差が確認された. これらは Cal\_Met の回内角度を除いて一致限界の範囲内であった.

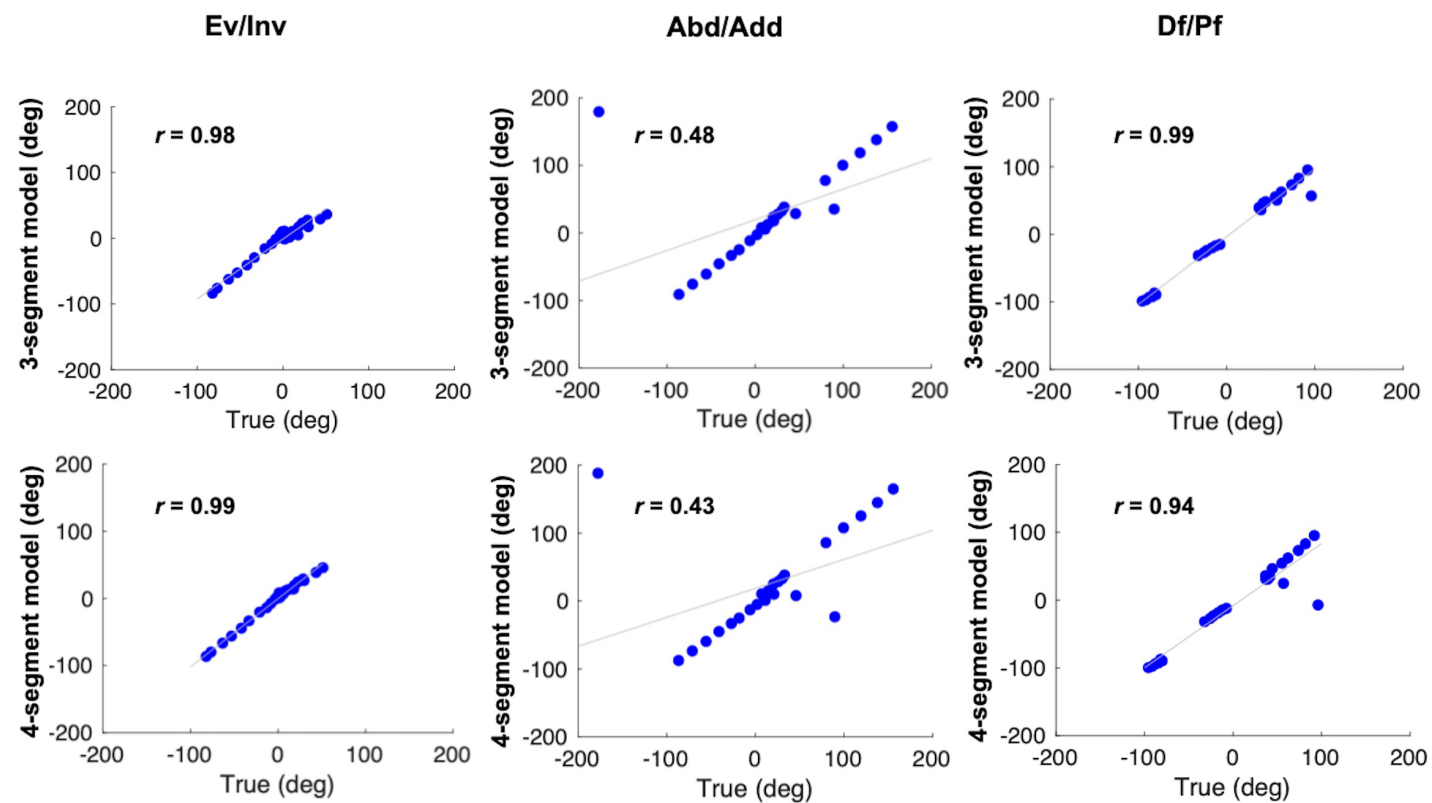


図 6. ピアソンの相関分析を用いた一変量解析. 左から右に, 前額面, 水平面, 矢状面での前足部に対する母趾の角度を示す. 真値と, 3-segment model (上段) と 4-segment model (下段) の 2 つのモデルによる計算値との相関を評価した.

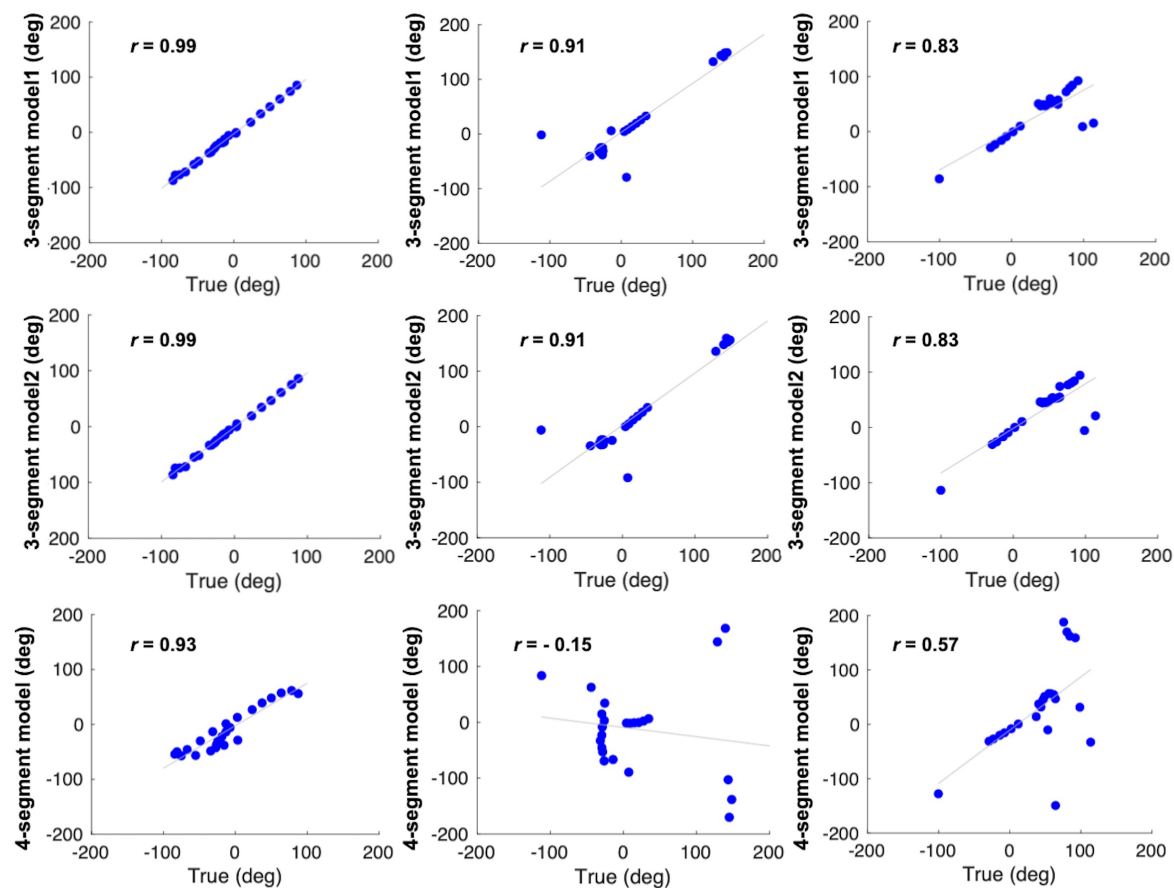


図 7. ピアソンの相関分析を用いた一変量解析. 左から右に, 前額面, 水平面, 矢状面での後足部に対する前足部の角度を示す. 真値と, 3-segmet model1 (上段), 3-segmet model2 (中段), 4-segment model (下段) の 3 つのモデルによる計算値との相関を評価した.

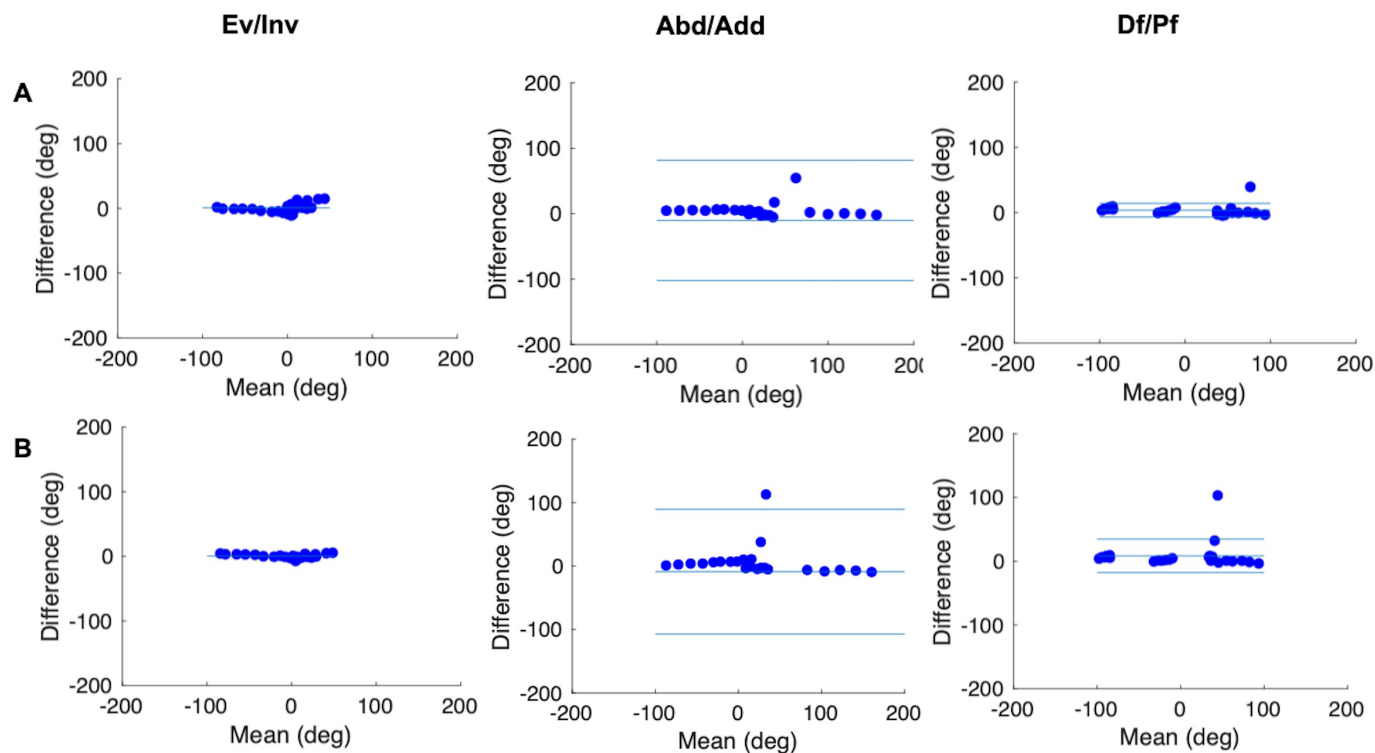


図 8. Bland-Altman 分析. 前足部に対する母趾の角度について真値と 2 つのモデルに基づいて算出した角度との差を示す. 3-segment model (A) と 4-segment model (B) の 2 つのモデルの平均値に対する差を示す. 系統誤差も比例誤差もない場合は平均値を示す (青実線). 系統誤差, あるいは比例誤差がある場合は, 平均値 (3 本の青色実線の中央の 1 本) と一致限界 (3 本の青色実線のうち外側の 2 本) を示す.

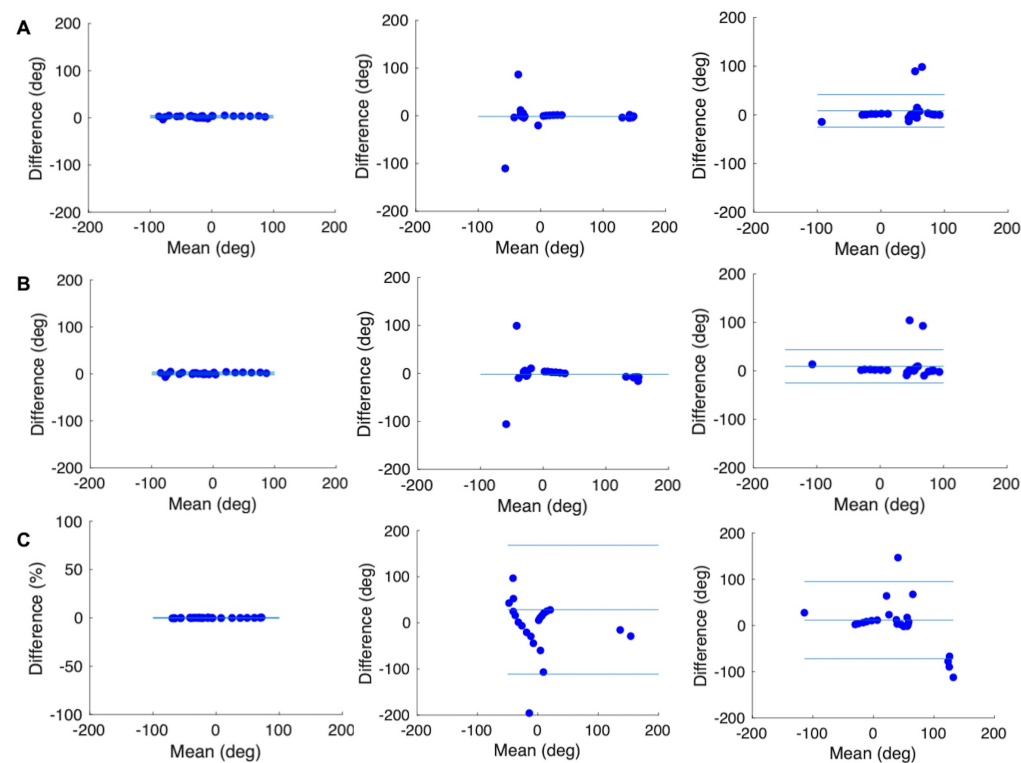


図 9. Bland-Altman 分析. 後足部に対する前足部の角度について真値と 3 つのモデルに基づいて算出した角度との差を示す. 3-segment model1 (A) と 3-segment model2 (B), 4-segment model (C) の 3 つのモデルの平均値に対する差を示す. 系統誤差も比例誤差もない場合は平均値を示す (青実線). 系統誤差, あるいは比例誤差がある場合は, 平均値 (3 本の青色実線の中央の 1 本) と一致限界 (3 本の青色実線のうち外側の 2 本) を示す.

### 2.3.2 生体に適用した実動作の計測結果

静止立位時の関節角度については，3-segment foot model<sup>1,2</sup>と 4-segment foot model 間に差はなかった．カーフレイズ，歩行，ドロップジャンプ時の時間的パターンをそれぞれ（図 10～図 12）に示す．すべての動的タスクにおいて，両モデルで算出される足部運動学的パターンは類似していた．また，各カーフレイズとドロップジャンプ動作における関節角度のピーク値を表 5，表 6 に示した．カーフレイズ時において，Met\_Hal の回内角度と Sha\_Cal1 の背屈角度の最大値は，3-segment foot model の方が 4-segment foot model よりもそれぞれ 3.8 度，0.5 度有意に大きかった ( $p < 0.01$ )．一方で，Sha\_Cal1 の回内角度の最大値と Sha\_Cal1 の回内角度と背屈角度の最小値は，4-segment foot model よりも 3-segment foot model の方がそれぞれ 0.2 度，2.3 度，5.8 度有意に小さかった ( $p < 0.01$ )．

ドロップジャンプ動作において，Met\_Hal の回内角度の最大値と，Cal\_Met1，Cal\_Met2 の外転角度，および背屈角度の最小値は 4-segment foot model よりも 3-segment foot model の方がそれぞれ 2.7 度，6.9 度，3.0 度，6.9 度，6.1 度有意に大きかった ( $p < 0.01$ )．一方で，Cal\_Met1，Cal\_Met2 の背屈角度，Sha\_Cal1 の回内角度の最大値は，4-segment foot model に比べて 3-segment foot model ではそれぞれ 3.9 度，2.6 度，3.0 度有意に小さかった ( $p < 0.01$ )．また，動的課題時の前額面，水平面，矢状面における 3-segment foot model のピーク値は，平均して，それぞれ 2.7 度，2.9 度，4.8 度の標準偏差内に収まった．一方，4-segment foot model の動的課題時におけるピーク値は，前額面，

水平面，矢状面において，平均して，それぞれ 2.7 度，3.5 度，5.2 度の標準偏差内に収まった．

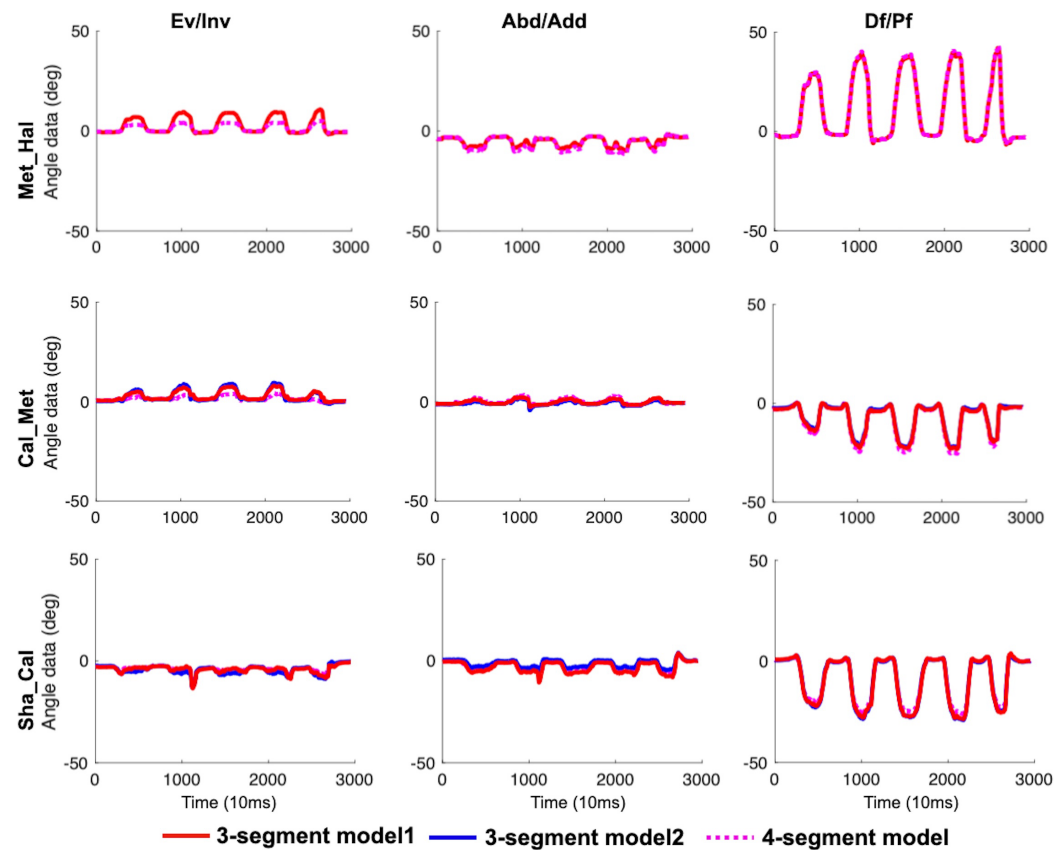


図 10. カーフレイズ時の関節角度の時間的パターンを左から前額面，水平面，矢状面の順に示す ( $n = 1$ ). 3-segment foot model1 (赤実線), 3-segment foot model2 (青実線), 4-segment foot model (桃色点線) を示す. 上段から順に 3 つの関節角度 (Met\_Hal, Cal\_Met, Sha\_Cal) を示している.

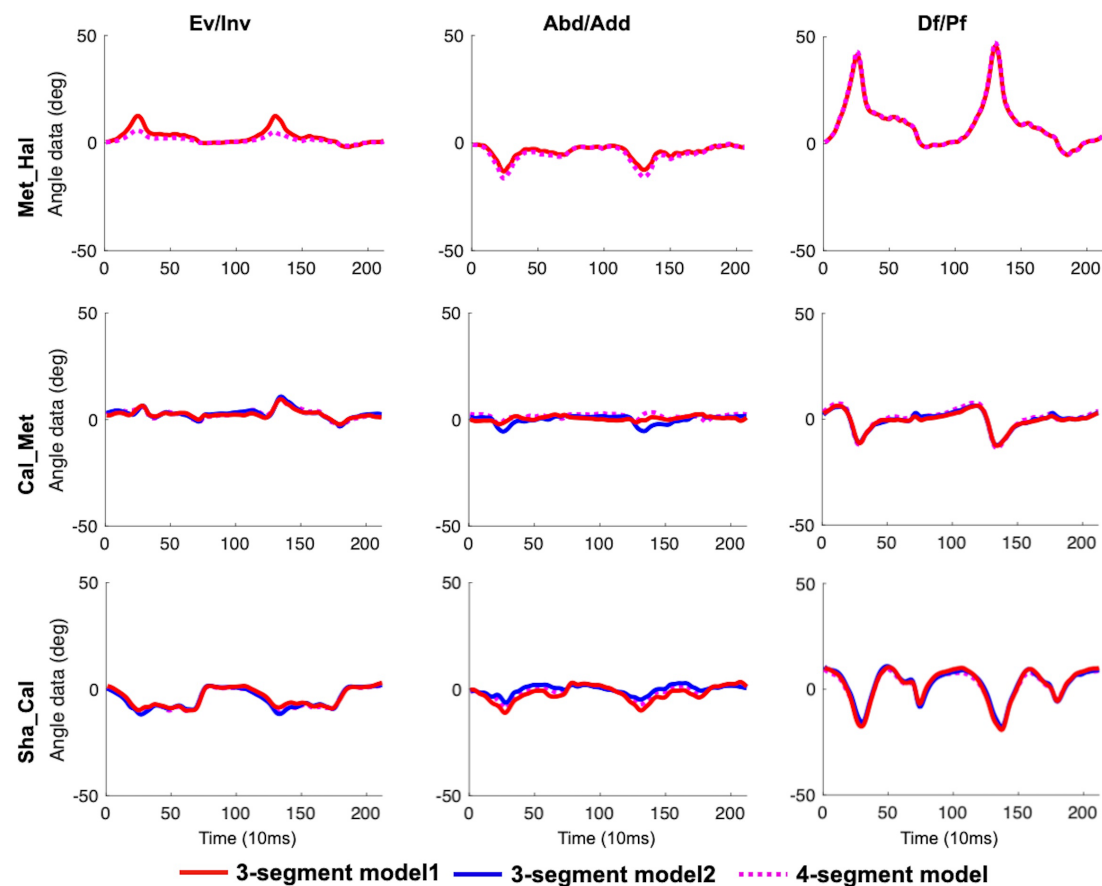


図 11. 歩行時の関節角度の時間的パターンを左から前額面，水平面，矢状面の順に示す ( $n = 1$ ). 3-segment foot model1 (赤実線), 3-segment foot model2 (青実線), 4-segment foot model (桃色点線) を示す. 上段から順に 3 つの関節角度 (Met\_Hal, Cal\_Met, Sha\_Cal) を示している.

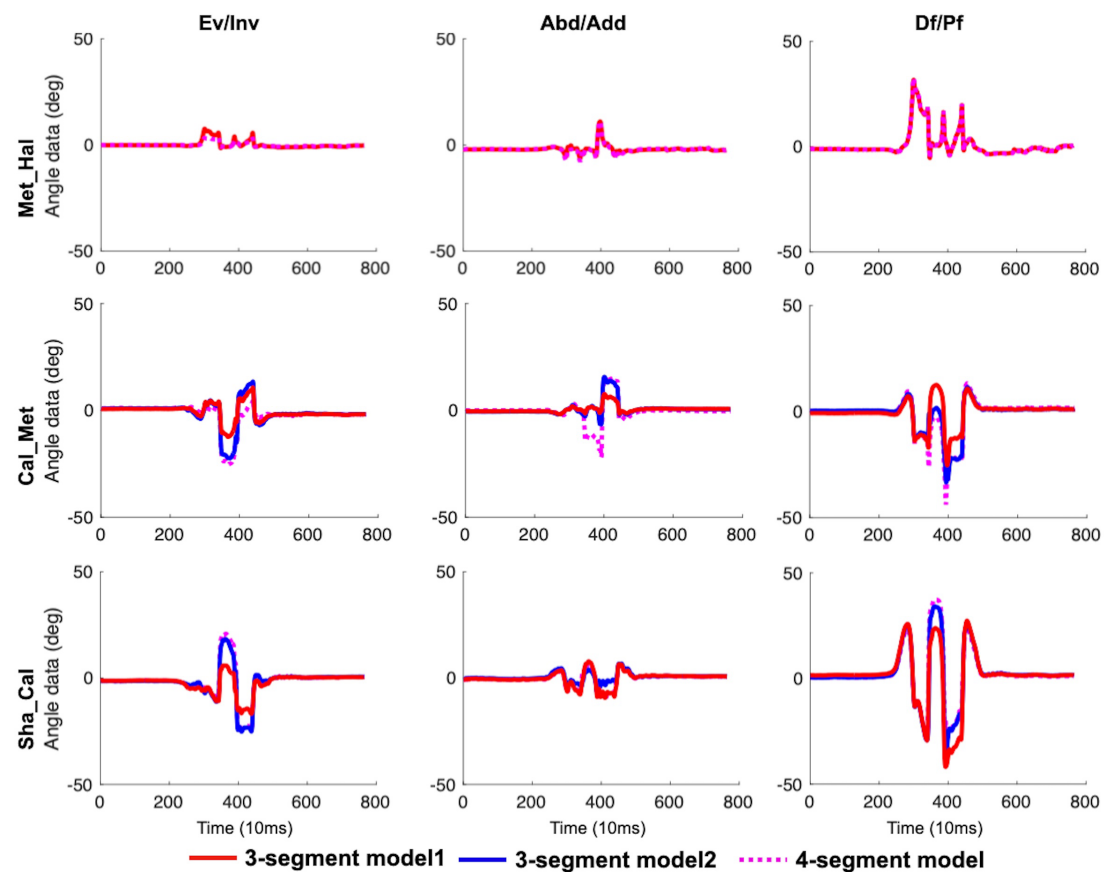


図 12. ドロップジャンプ動作時の関節角度の時間的パターンを左から前額面，水平面，矢状面の順に示す ( $n = 1$ ). 3-segment foot model1 (赤実線), 3-segment foot model2 (青実線), 4-segment foot model (桃色点線) を示す. 上段から順に 3 つの関節角度 (Met\_Hal, Cal\_Met, Sha\_Cal) を示している.

表 5. 3-segment foot model で算出した関節角度における動作中のピーク値

	Calf-raise/Maximum (SD), Minimum (SD)			Drop-jump/Maximum (SD), Minimum (SD)		
	Ev/Inv	Abd/Add	Df/Pf	Ev/Inv	Abd/Add	Df/Pf
Met_Hal	7.5 (1.9)*, -1.3 (0.8)	3.1 (3.1), -8.4 (4.2)	37.6 (7.7), -6.5 (4.0)	5.5 (1.8)*, -1.6 (0.6)	6.1 (2.5), -4.4 (2.6)	26.6 (4.9), -6.9 (3.9)
Cal_Met1	6.2 (3.0), -2.3 (2.3)	3.6 (2.2), -3.0 (1.8)	2.5 (1.4), -16.8 (6.0)	4.1 (2.1), -7.1 (2.5)	2.8 (1.4), -3.7 (1.5)*	11.1 (1.9)*, -17.5 (5.1)*
Cal_Met2	6.0 (3.0), -3.9 (3.1)	2.4 (1.8), -6.7 (6.3)	2.2 (1.3), -17.2 (5.4)	4.6 (2.8), -9.8 (4.6)	4.0 (2.5), -7.6 (2.3)*	12.4 (3.3)*, -17.9 (4.2)*
Sha_Cal1	1.4 (1.8)*, -11.6 (5.2)*	2.0 (1.7), -14.6 (5.9)	6.1 (2.6)*, -35.9 (6.9)*	2.7 (2.3)*, -10.7 (3.3)	7.1 (2.4), -12.1 (3.7)	27.6 (5.4), -36.5 (5.8)
Sha_Cal2	1.3 (1.3), -12.6 (5.4)	2.4 (1.3), -8.9 (4.4)	6.5 (3.1), -32.7 (6.5)	5.3 (3.6), -11.4 (3.5)	7.3 (2.3), -8.6 (3.8)	26.1 (5.2), -35.6 (7.0)

\* 4-segment foot model と比較して、ピーク値に有意な差があった ( $p < 0.01$ ).

表 6. 4-segment foot model で算出した関節角度における動作中のピーク値

unit: deg.

	Calf-raise/Max (SD), Min (SD)			Drop-jumpMax/(SD), Min (SD)		
	Ev/Inv	Abd/Add	Df/Pf	Ev/Inv	Abd/Add	Df/Pf
Met_Hal	3.7 (1.5), -1.1 (0.8)	3.6 (4.2), -9.3 (5.1)	38.4 (7.7), -6.6 (4.0)	2.8 (1.1), -1.4 (0.69)	6.4 (2.5), -5.2 (2.8)	27.1 (5.0), -6.9 (3.9)
Cal_Met	5.1 (3.8), -3.6 (3.6)	2.9 (2.5), -4.4 (2.7)	3.1 (1.7), -21.2 (7.1)	4.7 (2.5), -8.2 (4.1)	3.7 (3.1), -10.6 (5.2)	15.0 (4.1), -24.4 (6.9)
Sha_Cal	1.6 (2.2), -9.3 (4.1)	1.9 (1.5), -11.6 (5.3)	5.6 (2.4), -30.1 (6.2)	5.7 (4.1), -10.3 (3.4)	7.2 (2.4), -10.7 (4.1)	25.7 (5.3), -32.8 (7.9)

## 2.4 考察

### 2.4.1 3-segment foot model の運動学的妥当性

3-segment foot model の妥当性と系統誤差を、3次元動作解析を用いた足部模擬モデルの計測を行い、真値と比較することで定量化した。ピアソンの相関分析の結果、3-segment foot model に基づいて計算されたほとんどの関節角度は、真値と強い正の相関が確認された。Met\_Hal の外転角度は、弱い正の相関を示したが、関節角をオイラー角で計算しているため、ジンバルロック [66,67] の影響を受けていた可能性がある。しかし、ジンバルロックはオイラー角算出時の 2 回目に回転させる軸が 90 度を超える場合に生じうるため、生体に適用する場合には問題ないと考えられる。

系統誤差については、Bland-Altman 分析を用いて検討したが、3-segment foot model は、ほとんどの 3 次元回転角度で固定誤差が確認された。ゼロ校正を行うためには、固定誤差値が必要である。しかし、真値自体の測定精度については今回検討されていないため、ゼロ校正は行わなかった。また固定誤差のある 3 次元回転角度のほとんどが一致限界の範囲内であったため、3-segment foot model を生体に適用しても、統計学的には問題ないと言える。そうであるとはいえ、3-segment foot model を用いた分析を行う場合、ある一点の数値を扱うよりかは、運動方向や変位量を検討するといった分析の方が有効であると考えられる。

3-segment foot model と 4-segment foot model の運動学的妥当性については、Met\_Hal の回内角度の相関係数（それぞれ  $r = 0.98$ ,  $r = 0.99$ ）を除いては、3-segment foot model の方が高い相

関係数を示したが，どちらも非常に高い正の相関を示した．また系統誤差について，3-segment foot model と 4-segment foot model で，ほとんどの角度で固定誤差を有するという結果は一致しており，その一致限界範囲については 3-segment foot model の方が小さかった．これらのことから，3-segment foot model は 4-segment foot model とほとんど同等，あるいはそれ以上の高い運動学的妥当性を有していると考えられる．なお，3-segment foot model については後足部の定義を変更した 2 つのモデルで検証を行なったが，ほとんど同等の結果であった．そのため，後足部の定義はどちらであっても運動学的妥当性に大きく影響しないと考えられた．

#### 2.4.2 実動作計測における 3-segment foot model の運動的特徴

3-segment foot model における実動作計測時の運動学的特徴を 4-segment foot model と比較することで検証した．静止立位時の関節角度にモデル間で有意な差は見られなかったが，動作中における一部の 3 次元回転角度のピーク値について，3-segment foot model1 では 0.2 度～6.9 度，3-segment foot model2 では 2.6 度～6.1 度，4-segment foot model と有意な差が見られた．マルチセグメントフットモデルのモデル間の違いを検討した先行研究では，運動パターンとピーク値に有意な差があり，これらの差は剛体仮定を用いるマーカーの位置に依存することが報告されている [68]．3-segment foot model1,2 は 4-segment foot model に比べて中足部が含まれていないため，後足部に対する前足部の可動域が減衰していたと推定される．また，3-

segment foot model1 では、後足部の追跡マーカーが 4-segment foot model よりも遠位に多く配置されていたため、下腿に対する後足部の可動域が拡大したと考えられる。一方で、3-segment foot model2 では、後足部の追跡マーカーは 4-segment foot model よりも近位に多く配置されていたため、後足部の下腿に対する可動域と、4-segment foot model との間に有意な差は見られなかったと考えられる。

また、4-segment foot model のピーク値の標準偏差が 5.2 度であったのに対し、3-segment foot model1,2 のピーク値の標準偏差は 4.8 度以内に収まっていた。これまでの研究では、健常成人の歩行分析において、4-segment foot model の動作中の関節角度は標準偏差 7 度以内であったことが報告されている [1,20]。本研究の結果は、先行研究の結果と同程度であったと言える。5 度という関節角度は、可動範囲の小さい足部関節運動の計測に大きな影響を与えるかもしれない。しかし、4-segment foot model を使用することで、歩行だけでなく、着地 [69] やランニング動作 [6] においても臨床的・生体力学的知見と対応した結果が報告されており、足部機能の評価に寄与することが示唆されている。そのため、本研究で定義し直した 3-segment foot model についても、一般的に広く使用されている 4-segment foot model と時間的パターンが同じであったことから、3 次元動作解析を用いた足部の運動学分析に有用であると考えられた。

今回、3-segment foot model を生体に適用して実動作計測における関節角度変位を 4-segment foot model と比較分析することで、3-segment foot model の運動学的特徴の検出が可能だった。

足部のように小さな角度変化を扱うような動作解析を行う場合には、剛体の定義方法によって生じるモデル特性を理解することがより重要であるだろう。

#### 2.4.3 研究限界

本研究では、3-segment foot model の妥当性について足部模擬模型を用いて検討したが、3-segment foot model を生体に適用した場合、皮膚アーチファクトが測定値に影響を与える可能性がある [70,71]. 3次元動作解析における皮膚アーチファクトは、大腿部で 31mm [72]、脛部で 23mm [73] と報告されている。また、歩行時の蹴り出し時にも、足関節が最大底屈したときに、中足部で 16 mm、後足部で 12 mm の皮膚アーチファクトが発生することが報告されている [70]。さらに、マルチセグメントフットモデルを用いた皮膚アーチファクトの検証では、横足根関節とリスフラン関節の角度の約 70% が約 5 度の誤差を示すことが報告されている [74]。このような影響や誤差を考慮して測定値を慎重に扱う必要があるだろう。

本研究では、足部模擬模型を載せた台間の 3次元回転角度を真値として扱ったが、真値の測定精度を検討していないため、整合性に限界がある。しかし、本研究は足部模擬模型を用いることで、生体計測で生じる皮膚のアーチファクトを取り除き、また測定や計算の精度が低くなりうる大きな角度範囲で、詳細な角度設定のもと検証が可能になったため、剛体の定義方法によって生じる運動学的妥当性のモデル間の違いを定量的に評価することが可能となった。

### 3章 足部の詳細な運動学・運動力学解析が可能なマルチセグメントフットモデルの構築と歩行動作への適用

#### 3.1 概要

本章では、運動学だけでなく運動力学解析にも特化したマルチセグメントフットモデルを構築し、歩行の動作計測の結果から、モデル妥当性、足部内の足底腱膜の寄与について述べる．先行研究では足部力学モデルについてはいくつか報告 [46,75,76] があるが、解剖学的正確性には疑問が残る．具体的には、一般に動作解析で用いられる身体部分慣性係数は、屍体や生体から直接的、ないし間接的に算出された精度の高いものを扱っているが、先行研究における分割された足部の慣性パラメーターは、数学モデルという精度の低い方法で算出されている．そのため、解剖学的精度、および他の身体部位との整合性が不十分である．また、既存の足部力学モデルでは、足底腱膜が考慮されていない．足底腱膜は歩行の蹴り出し時に体重の 1.5 倍の張力を発揮する [56] ため、足部の関節モーメント推定に影響を及ぼしうることが予想される．足部の力発揮に貢献しうる足底腱膜や、筋の活動を調査するには侵襲を要するため、算出された関節モーメントが能動的な要素によるものか受動的な要素によるものかを判別できる足部モデルを構築することは、動作の効率性や障害要因を評価する理学療法分野では重要である．本研究では、より解剖学的に正確なモデルを構築するために、足部 CT データからモデルを作成して慣性パラメーターを算出する．また、足底腱膜を先行研究に従って内外側に 2 本の線形バネモデルとして導入す

る．歩行動作に適用し，足底腱膜を導入したモデルと導入しないモデルでの計算結果を比較することで，歩行中の足部内部関節モーメント，および足底腱膜の力学的寄与について妥当性を評価することを目的とする．構築モデルは，歩行の **push-off** 時に足底腱膜が寄与する関節モーメントを定量化する能力を有すると仮説を立てて検証を行った．

### 3.2 方法

#### 3.2.1 モデル

解剖学的に正確なマルチセグメントフットモデルを構築するために，成人男性（42 歳，72kg，172 cm）の足部のコンピュータ断層撮影（Computed Tomography; CT）データを入手した．そして，セグメンテーションソフトウェア（Analyze 9.0, Biomedical Imaging Resource, Mayo Clinic, Rochester, MN, USA）を用いて，足の表面と骨格の 3 次元表面モデルを作成した（図 14）．CT 撮影は，解像度  $0.316\text{ mm} \times 0.316\text{ mm} \times 0.25\text{ mm}$  (A)，および  $0.507\text{ mm} \times 0.507\text{ mm} \times 0.25\text{ mm}$  (B) の 2 条件で行い，(A) を用いて個々の骨モデルを作成し，(B) の骨格にマッチングした．具体的には，CT 断層画像に閾値処理を行った後，骨表面を抽出，骨を分離し，3 次元骨格モデルを作成した（図 13 上段）．足部は，広く用いられている解剖学的な骨指標に付けられた反射マーカ位置 [1] (表 2) に基づいて，3 つの連続した剛体（指節部; Phalanx, 前足部; Forefoot, 後足部; Hindfoot）として表現した（図 14A）．下腿（Shank）と Hindfoot の関節（足関節; Ankle joint），Hindfoot と Forefoot の関節（横足根関節;

Midtarsal joint), Forefoot と Phalanx の関節 (中足趾節間関節; Metatarsophalangeal joint; MTP joint) は, それぞれ外果と内果 (ANKL と ANKM), 舟状骨結節 (TN) と第 5 中足骨底 (VMB), 第 1 中足骨頭と第 5 中足骨頭 (FMH と VMH) の中点とした. 3 つのセグメントの座標系は以下のように定義した. Hindfoot の  $y$  軸と  $z$  軸は, それぞれ踵骨の上点 (CA), 下点 (HE) と Midtarsal joint で定義される平面の法線ベクトルと, CA と HE を結ぶ軸とした (式 1~3). Forefoot の  $y$  軸と  $z$  軸は, それぞれ TN と VMB を結ぶ軸と, TN, VMB, MTP joint で定義される平面の法線ベクトル (式 6~8), Phalanx の  $y$  軸と  $z$  軸は, FMH と VMH を結ぶ軸と, FMH, VMH, 第 1 近位指節骨頭 (PM) で定義される平面の法線ベクトルとした (式 11~13).

$$\mathbf{z}_H = \frac{\mathbf{p}_{CA} - \mathbf{p}_{HE}}{|\mathbf{p}_{CA} - \mathbf{p}_{HE}|} \quad (1)$$

$$\mathbf{x}'_H = (\mathbf{p}_{TN} + \mathbf{p}_{VMB})/2 - \mathbf{p}_{CA} \quad (2)$$

$$\mathbf{y}_H = \frac{\mathbf{z}_H \times \mathbf{x}'_H}{|\mathbf{z}_H \times \mathbf{x}'_H|} \quad (3)$$

$$\mathbf{x}_H = \mathbf{y}_H \times \mathbf{z}_H \quad (4)$$

$$\mathbf{M}_H = [\mathbf{x}_H \quad \mathbf{y}_H \quad \mathbf{z}_H] \quad (5)$$

$$\mathbf{y}_F = \frac{\mathbf{p}_{TN} - \mathbf{p}_{VMB}}{|\mathbf{p}_{TN} - \mathbf{p}_{VMB}|} \quad (6)$$

$$\mathbf{x}'_F = (\mathbf{p}_{FMH} + \mathbf{p}_{VMH})/2 - (\mathbf{p}_{TN} + \mathbf{p}_{VMB})/2 \quad (7)$$

$$\mathbf{z}_F = \frac{\mathbf{x}'_F \times \mathbf{y}_F}{|\mathbf{x}'_F \times \mathbf{y}_F|} \quad (8)$$

$$\mathbf{x}_F = \mathbf{y}_F \times \mathbf{z}_F \quad (9)$$

$$\mathbf{M}_F = [\mathbf{x}_F \quad \mathbf{y}_F \quad \mathbf{z}_F] \quad (10)$$

$$\mathbf{y}_P = \frac{\mathbf{p}_{FMH} - \mathbf{p}_{VMH}}{|\mathbf{p}_{FMH} - \mathbf{p}_{VMH}|} \quad (11)$$

$$\mathbf{x}'_P = \mathbf{p}_{PM} - \mathbf{p}_{FMH} \quad (12)$$

$$\mathbf{z}_P = \frac{\mathbf{x}'_P \times \mathbf{y}_P}{|\mathbf{x}'_P \times \mathbf{y}_P|} \quad (13)$$

$$\mathbf{x}_P = \mathbf{y}_P \times \mathbf{z}_P \quad (14)$$

$$\mathbf{M}_P = [\mathbf{x}_P \quad \mathbf{y}_P \quad \mathbf{z}_P] \quad (15)$$

ここで,

$i$  節 (Phalanx, Forefoot, Hindfoot: P, F, H)

$landmark$  骨指標 (略称は表 2 参照)

$\mathbf{p}_{landmark}$  骨指標に貼付した反射マーカの位置ベクトル

$\mathbf{x}_i$   $i$  節に定義された  $x$  軸ベクトル

$\mathbf{y}_i$   $i$  節に定義された  $y$  軸ベクトル

$\mathbf{z}_i$   $i$  節に定義された  $z$  軸ベクトル

$\mathbf{x}'_i$   $y_i$  軸ベクトルないし  $z_i$  軸ベクトルと平面を作成するために  $i$  節に定義された  $x'$  軸ベクトル

$\mathbf{M}_i$   $i$  節に定義された節座標系の正規直交基底の行列

さらに、足底腱膜 (plantar aponeurosis; PA) を内側 (PA1) と外側 (PA2) に Hindfoot と Phalanx を中足骨底面の経由点を介して結ぶ 2 本の線形バネとして導入した (図 15A). 足底腱膜の起始 (origin), 経由点 (via point), 停止 (insertion) の位置座標は CT データから抽出した. 2 本の PA は踵骨隆起を origin

とし, PA1 と PA2 の via point, および insertion はそれぞれ, 第 1 中足骨頭底部・第 1 趾の基節骨基部底部, 第 4 中足骨頭底部・第 4 趾の基節骨基部底部とした.

固有の被験者に適用するために, CT データから抽出した origin, via point, insertion の位置座標をそれぞれ Hindfoot, Forefoot, Phalanx の部材座標系 (原点はそれぞれ HE, VMB, FMH) で記述し (式 16~18), ANKL と VMH を結ぶ線分比でスケーリングした. 部材座標系で定義された PA の付着点は, 部材座標系を用いて絶対座標系に変換した (式 19~21).

$${}^H\mathbf{r}_{origin} = (\mathbf{M}_H)^T(\mathbf{p}_{origin} - \mathbf{p}_{HE}) \quad (16)$$

$${}^F\mathbf{r}_{via\ point} = (\mathbf{M}_F)^T(\mathbf{p}_{via\ point} - \mathbf{p}_{VMB}) \quad (17)$$

$${}^P\mathbf{r}_{insertion} = (\mathbf{M}_P)^T(\mathbf{p}_{insertion} - \mathbf{p}_{VMH}) \quad (18)$$

$$\mathbf{p}_{origin} = \mathbf{M}_H {}^H\mathbf{r}_{origin} + \mathbf{p}_{HE} \quad (19)$$

$$\mathbf{p}_{via\ point} = \mathbf{M}_F {}^F\mathbf{r}_{via\ point} + \mathbf{p}_{VMB} \quad (20)$$

$$\mathbf{p}_{insertion} = \mathbf{M}_P {}^P\mathbf{r}_{insertion} + \mathbf{p}_{VMH} \quad (21)$$

ここで,

$i$  節 (Phalanx, Forefoot, Hindfoot: P, F, H)

landmark 骨指標 (略称は表 2 参照)

${}^i\mathbf{r}_{insertion}$   $i$  節の節座標系で記述した PA の停止の位置ベクトル

${}^i\mathbf{r}_{via\ point}$   $i$  節の節座標系で記述した PA の経由点の位置ベクトル

${}^i\mathbf{r}_{via\ point}$   $i$  節の節座標系で記述した PA の起始の位置ベクトル

$\mathbf{p}_{insertion}$  PA の停止の位置ベクトル

$\mathbf{p}_{via\ point}$	PA の経由点の位置ベクトル
$\mathbf{p}_{origin}$	PA の起始の位置ベクトル
$\mathbf{p}_{landmark}$	骨指標に貼付した反射マーカの位置ベクトル
$\mathbf{M}_i$	i 節に定義された節座標系の正規直交基底の行列

PA の長さは origin から via point (origin to via point), via point から insertion (via point to insertion) までの長さの和として算出した (式 22). また静止立位時の PA 長を自然長とした. また, 足部は内側縦アーチの方が外側縦アーチよりも高く, 距骨下関節の軸の向きが約 23 度内側に傾いており, 動作中は内側方向の足部変形が大きくなることから, 足底腱膜についても内側の方が外側よりも発達していると考えられるため, 内側 PA1 の横断面積が 2/3, 外側 PA2 の横断面積が 1/3 であると仮定した. PA の張力は, (式 23) のように求められるが, 先行研究では, 歩行の蹴り出し時に, PA 長は自然長の 107%であり [77,78], 体重の 1.5 倍の張力を発揮する [56] と報告していることから, PA1, PA2 のバネ定数をそれぞれ (式 24, 25) のように算出した. PA の insertion, via point, origin にそれぞれ作用する張力ベクトルは, それぞれ (式 26~28) のように定義した (概念図は図 15B を参照).

$$L_{PAi} = |\mathbf{p}_{insertioni} - \mathbf{p}_{via\ pointi}| + |\mathbf{p}_{via\ pointi} - \mathbf{p}_{origini}| \quad (22)$$

$$f_{PAi} = k_i(L_{PAi} - L_{0PAi}) \quad (23)$$

$$k_1 = (9.8)(1.5BW)(2/3) / (0.07L_{0PA1}) \quad (24)$$

$$k_2 = (9.8)(1.5BW)(1/3) / (0.07L_{0PA2}) \quad (25)$$

$$\mathbf{f}_{insertion}^{PAi} = f_{PAi} \frac{\mathbf{p}_{via point i} - \mathbf{p}_{insertion i}}{|\mathbf{p}_{via point i} - \mathbf{p}_{insertion i}|} \quad (26)$$

$$\mathbf{f}_{origin}^{PAi} = f_{PAi} \frac{\mathbf{p}_{via point} - \mathbf{p}_{origin}}{|\mathbf{p}_{via point} - \mathbf{p}_{origin}|} \quad (27)$$

$$\mathbf{f}_{via point}^{PAi} = (-\mathbf{f}_{insertion}^{PAi}) + (-\mathbf{f}_{origin}^{PAi}) \quad (28)$$

ここで,

$i$  PA 番号 (内側が 1, 外側が 2)

$L_{PAi}$  PAi の長さ

$\mathbf{p}_{insertion i}$  PAi の停止の位置ベクトル

$\mathbf{p}_{via point i}$  PAi の経由点の位置ベクトル

$\mathbf{p}_{origin i}$  PAi の起始の位置ベクトル

$f_{PAi}$  PAi の張力

$k_i$  PAi のバネ定数

$BW$  身体質量

$L_{0PAi}$  PAi の自然長

$\mathbf{f}_{insertion}^{PAi}$  PAi の insertion に作用する張力ベクトル

$\mathbf{f}_{via point}^{PAi}$  PAi の via point に作用する張力ベクトル

$\mathbf{f}_{origin}^{PAi}$  PAi の origin に作用する張力ベクトル

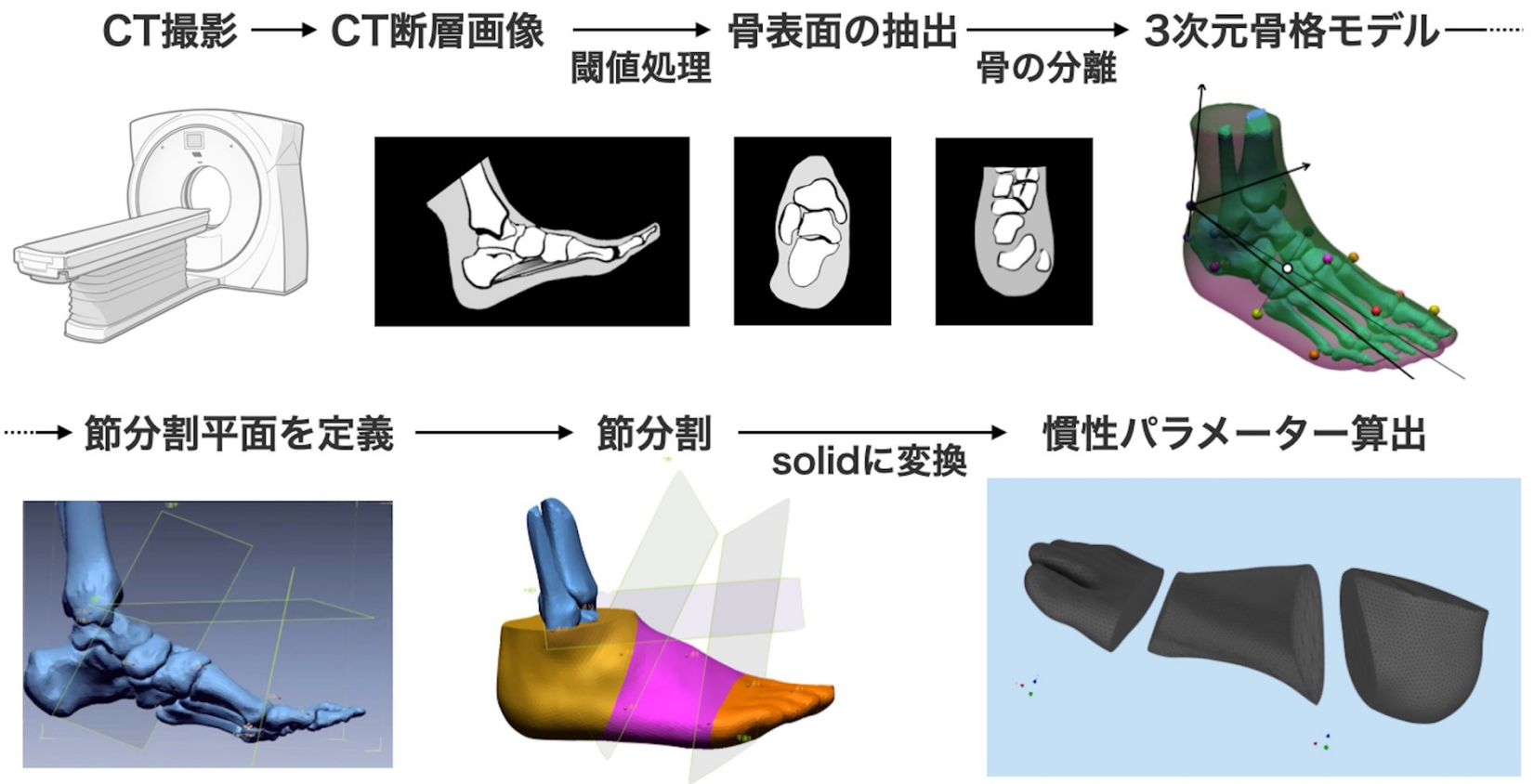


図 13. 3次元骨格モデルの作成（上段）から慣性パラメーターの算出（下段）までの手順概要

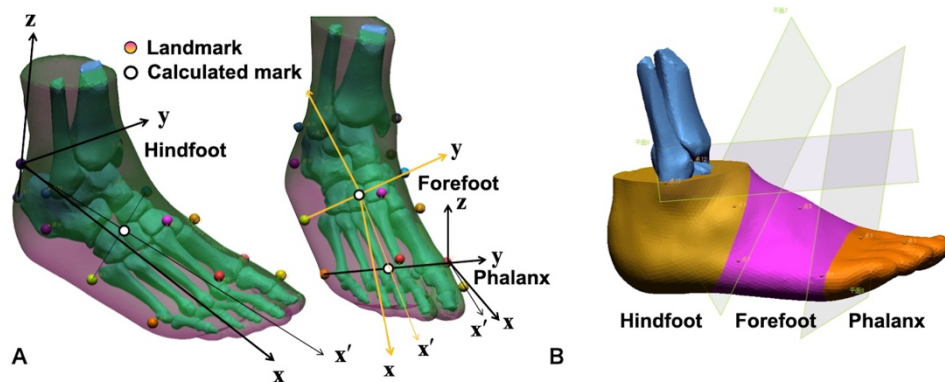


図 14. 足部座標系定義 (A), 足部分節定義 (B).

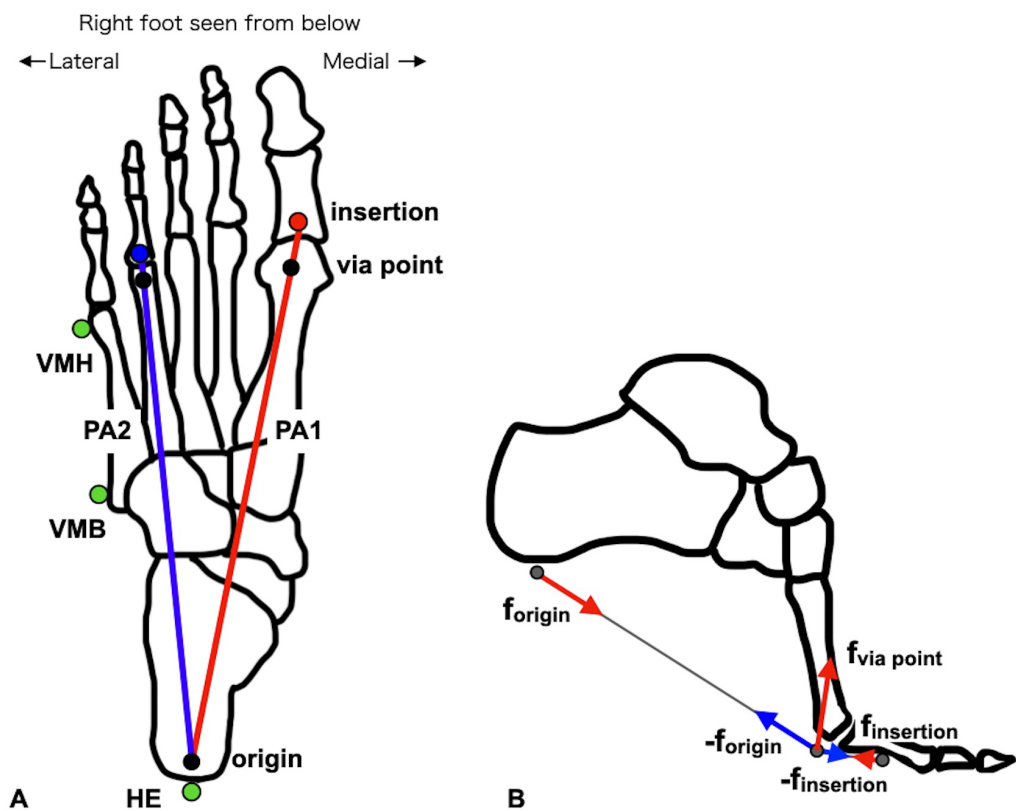


図 15. 足底腱膜のモデル概念図 (A). 歩行蹴り出し時における足底腱膜の張力ベクトル概念図 (B). 赤矢印は作用する力, 青矢印は反力を示す.

### 3.2.2 慣性パラメーター

慣性パラメーター（各セグメントの質量，質量中心位置，質量中心に関する慣性テンソル）を計算するために，足の表面を ANKL および ANKM, TN および VMB, FMH および VMH を通る平面によってセグメントに分割した（図 14B）. したがって，Hindfoot, Forefoot, Phalanx の各セグメントは，それぞれ踵骨・距骨・立方骨・舟状骨，楔状骨・第 1~5 中足骨，第 1~5 指節骨に対応する．各セグメントの慣性パラメーターは，CAD ソフトウェア（Autodesk Inventor Professional, Autodesk, USA）を用いて，セグメント組成は均質で  $1.1\text{g/cm}^3$  の密度 [79] であると仮定して算出した．手順については図 13 下段参照．

被験者固有の足部モデルを作成するために，セグメント質量は足部全体の質量で，質量重心位置はセグメントの長軸を表す線分長で，慣性テンソルはセグメント質量の  $5/3$  乗で正規化した．足部全体の質量は体重の  $0.0145$  倍 [52] として算出した．Phalanx, Forefoot, Hindfoot の長軸は，それぞれ FMH と PM を結ぶ線分の  $2$  倍，Midtarsal joint と MTP joint を結ぶ線分，CA と Midtarsal joint を結ぶ線分とした．

### 3.2.3 対象

対象は健常成人男性  $10$  名とした．著明な足部・下肢変形があるもの，また整形外科的，神経学的，筋骨格系，いずれかの疾患既往歴があるものは対象から除外した．すべての参加者は，ヘルシンキ宣言に従って，研究の目的とリスクについての詳細な説明を受け，書面によるインフォームド・コンセントを得た．本研

究は，埼玉県立大学の人体実験倫理委員会の承認を得た（承認番号 29508）．

#### 3.2.4 実験手順

赤外線反射マーカー（直径 14 mm と 9.5 mm）を Plug-in Gait Full-body Ai model, およびマルチセグメントフットモデル（表 2）に従って被験者の 65 個のランドマークに取り付けた（図 4）．被験者は歩行動作を快適速度にて行い，4 枚の床反力計（前後左右に 2 枚ずつ設置）のうち右側前後 2 枚の床反力計を右足部の Midtarsal joint が踏み分けるように，つまり足趾，前足部が前方の床反力計（床反力計 1）に，後足部が後方の床反力計（床反力計 2）に接地するように歩行を行なった（図 16）．被験者は 3 試行の課題動作を行い，試行間には十分な休息をとった．

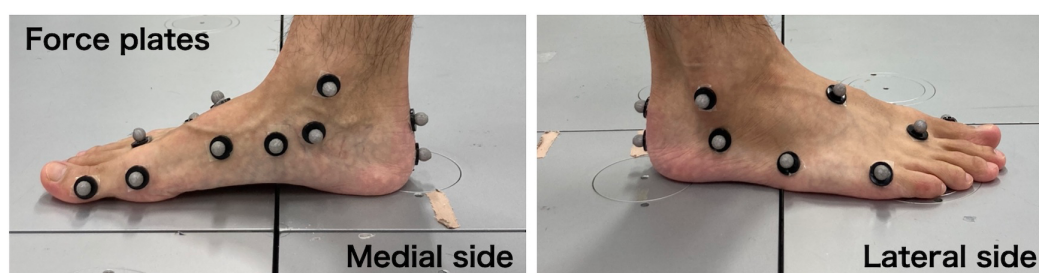


図 16. 歩行課題における右足部の接地条件．足趾，前足部が前方の床反力計に，後足部が後方の床反力計に接地するように歩行させた．

### 3.2.5 解析

#### 3.2.5.1 データ収集

赤外線反射マーカの軌跡は、20 台の赤外線カメラを搭載した 3 次元動作解析システム (Vicon Nexus 2.2.10, Vicon, Oxford, UK) を用いて 100Hz で収集した。4 枚の床反力は、サンプリング周波数 1000 Hz で収集した。すべての計測データは、Vicon Workstation v4.5 ソフトウェアを用いて時間同期させ、オフライン解析用に保存した。

#### 3.2.5.2 データ解析

データ解析は、MATLAB 2021a (The MathWorks, Natick, MA, USA) を用いて行った。マーカの軌跡と床反力データは、4 次のゼロ位相バターワースローパスフィルタを用いてフィルタリング処理を行なった。カットオフ周波数 10 Hz とした。床反力データは 1000 Hz で収集したため、100 Hz にダウンサンプリングすることで、運動学的データと同一周波数とした。解析区間は右足部接地条件が達成された 1 歩行周期とし、100%時間正規化を行った。分析には、各被験者 3 試行分の平均値を代表値として扱った。

MTP joint, Midtarsal joint の関節角度は z-x-y 系, Ankle joint の関節角度は y-x-z 系のオイラー角で求めた。詳細は以下の通りである。まず、z-x-y 系のオイラー角についてである。 ${}^{i+1}\mathbf{R}_i$  が、z, x, y 軸の順番の回転変換であるとする、次式のように記述できる ( $i = P, F$ )。

$${}^{i+1}\mathbf{R}_i = \mathbf{R}_z \mathbf{R}_x \mathbf{R}_y \quad (29)$$

$$\begin{aligned} &= \begin{bmatrix} \cos\psi & -\sin\psi & 0 \\ \sin\psi & \cos\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & -\sin\theta \\ 0 & \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\phi & 0 & \sin\phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\phi & 0 & \cos\phi \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} c\psi c\phi - s\psi s\theta s\phi & -s\psi c\theta & c\psi s\phi + s\psi s\theta c\phi \\ s\psi c\phi + c\psi s\theta s\phi & c\psi c\theta & s\psi s\phi - c\psi s\theta c\phi \\ -c\theta s\phi & s\theta & c\theta c\phi \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \end{aligned}$$

i 節の座標系  $\mathbf{M}_i$  から i+1 節の座標系  $\mathbf{M}_{i+1}$  への回転行列  ${}^{i+1}\mathbf{R}_i$  を求め、関節角度のオイラー角  $\Psi_i \ \Theta_i \ \Phi_i$  を求める ( $i = P, F$ ).

$$\mathbf{M}_P = \mathbf{M}_F {}^F\mathbf{R}_P \quad (30)$$

$$\therefore {}^F\mathbf{R}_P = (\mathbf{M}_F)^T \mathbf{M}_P$$

$$\Theta_P = \arcsin(r_{32}) \quad (31)$$

$$\Phi_P = \arctan \frac{-r_{31}/\cos\Theta_P}{r_{33}/\cos\Theta_P} \quad (32)$$

$$\Psi_P = \arctan \frac{-r_{12}/\cos\Theta_P}{r_{22}/\cos\Theta_P} \quad (33)$$

$$\mathbf{M}_F = \mathbf{M}_H {}^H\mathbf{R}_F \quad (34)$$

$$\therefore {}^H\mathbf{R}_F = (\mathbf{M}_H)^T \mathbf{M}_F$$

$$\Theta_F = \arcsin(r_{32}) \quad (35)$$

$$\Phi_F = \arctan \frac{-r_{31}/\cos\Theta_F}{r_{33}/\cos\Theta_F} \quad (36)$$

$$\Psi_F = \arctan \frac{-r_{12}/\cos\Theta_F}{r_{22}/\cos\Theta_F} \quad (37)$$

次に,  $y$ - $x$ - $z$  系のオイラー角についてである.  ${}^{i+1}\mathbf{R}_i$  が,  $y, x, z$  軸の順番の回転変換であるとする, 次式のように記述できる ( $i = H$ ).

$$\begin{aligned} {}^{i+1}\mathbf{R}_i &= \mathbf{R}_y \mathbf{R}_x \mathbf{R}_z \quad (38) \\ &= \begin{bmatrix} \cos\phi & 0 & \sin\phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\phi & 0 & \cos\phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & -\sin\theta \\ 0 & \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\psi & -\sin\psi & 0 \\ \sin\psi & \cos\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} c\phi c\psi + s\phi s\theta s\psi & -c\phi s\psi + s\phi s\theta c\psi & s\phi c\theta \\ c\theta s\psi & c\theta c\psi & -s\theta \\ -s\phi c\psi + c\phi s\theta s\psi & s\phi s\psi + c\phi s\theta c\psi & c\phi c\theta \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \end{aligned}$$

$i$  節の座標系  $\mathbf{M}_i$  から  $i+1$  節の座標系  $\mathbf{M}_{i+1}$  への回転行列  ${}^{i+1}\mathbf{R}_i$  を求め, 関節角度のオイラー角  $\Psi_i \ \Theta_i \ \Phi_i$  を求める ( $i = H$ ).

$$\mathbf{M}_H = \mathbf{M}_S {}^S\mathbf{R}_H \quad (39)$$

$$\therefore {}^S\mathbf{R}_H = (\mathbf{M}_S)^T \mathbf{M}_H$$

$$\Theta_H = \arcsin(-r_{23}) \quad (40)$$

$$\Phi_H = \arctan \frac{r_{13}/\cos\Theta_H}{r_{33}/\cos\Theta_H} \quad (41)$$

$$\Psi_H = \arctan \frac{-r_{21}/\cos\Theta_H}{r_{22}/\cos\Theta_H} \quad (42)$$

ここで,

$i$  節 (Phalanx, Forefoot, Hindfoot, Shank: P, F, H, S)  
 関節 ( $i$  節の近位関節が  $i$ )

左上の添字はその値が添字の座標系で表現されていることを示す. 左上の添字がない場合は絶対座標系で表現されていることを示す.

関節モーメントは Newton-Euler 法に基づいた逆動力学分析により算出した (図 17~図 19, 式 43~48). 算出された関節モーメントは, 近位の節座標系で記述し (式 49, 51, 53), 関節角度を算出した軸周りの関節モーメントを求めた (式 50, 52, 54). 関節モーメントは, 受動的に発生する PA の張力ベクトルを導入した関節モーメント (With PA) と, 導入しない関節モーメント (Without PA) の 2 条件で算出した. ここで, 右足部に作用する力, つまり前後 2 枚の床反力ベクトルが作用するセグメントについて, 床反力計 1 が出力する床反力ベクトルについては, VMH と FMH を結ぶベクトルと, VMH と床反力計 1 が出力する COP を結ぶベクトルを定義して (式 55, 57), COP とセグメントの位置関係から, Phalanx に作用する場合 (A), Forefoot に作用する場合 (B) を判別した (式 56, 58). 床反力計 2 が出力する床反力ベクトルについては, VMB と TN を結ぶベクトルと, VMB と床反力計 2 が出力する COP を結ぶベクトルを定義して (式 59, 60), COP とセグメントの位置関係から, Forefoot に作用する場合 (C),

Hindfoot に作用する場合 (D) を判別した (式 61, 62) (概念図は図 20 を参照). 算出した 2 条件の関節モーメントについて, 1 歩行周期中の最大値と最小値を算出した.

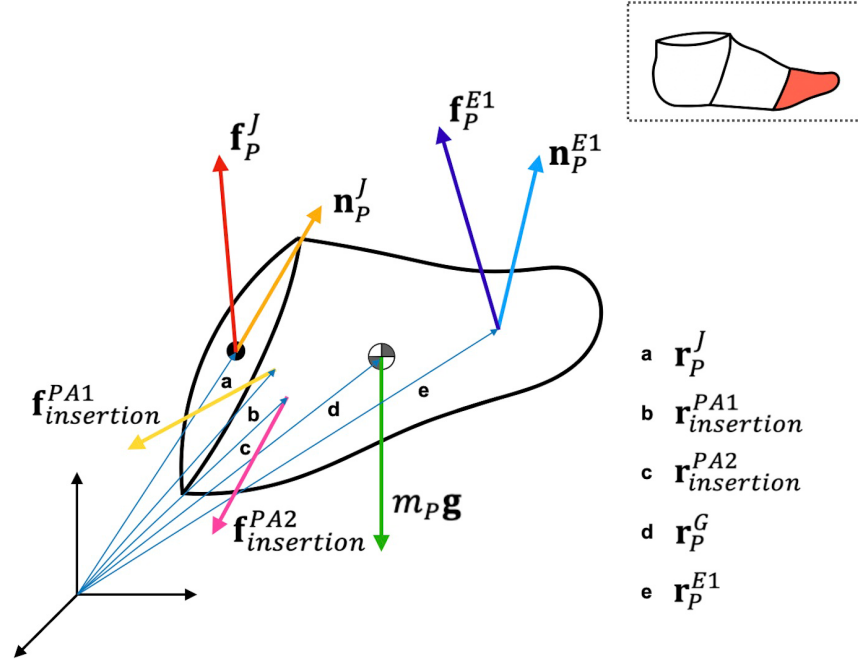


図 17. Phalanx における自由体図．式 44 にある記号と対応する．

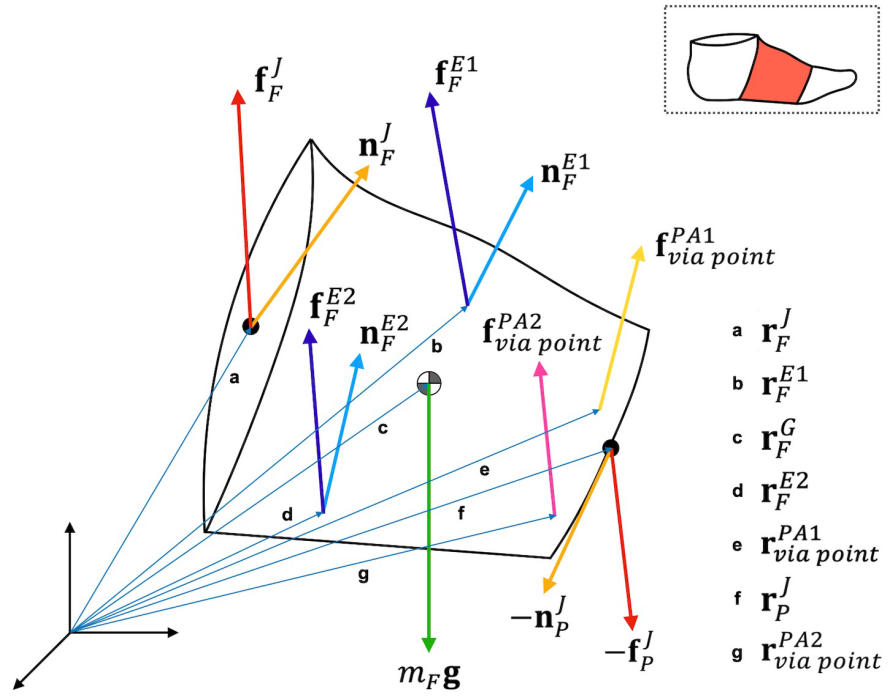


図 18. Forefoot における自由体図．式 46 にある記号と対応する．

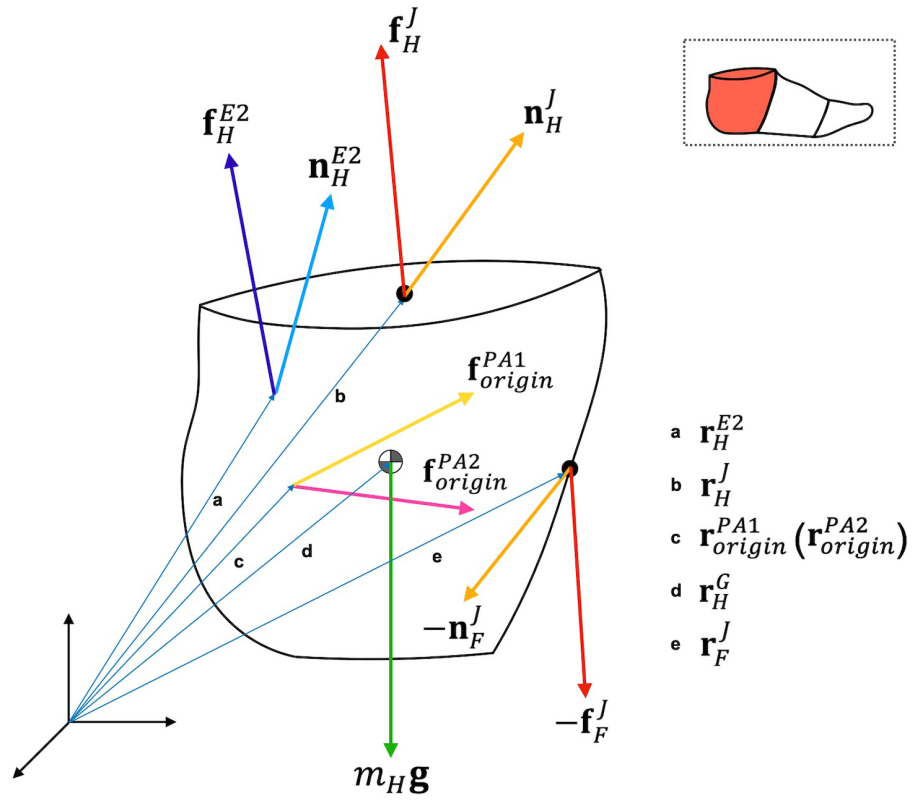


図 19. Hindfoot における自由体図．式 48 にある記号と対応する．

$$m_P \ddot{\mathbf{r}}_P^G = \mathbf{f}_P^J + \mathbf{f}_P^{E1} + \mathbf{f}_{insertion}^{PA1} + \mathbf{f}_{insertion}^{PA2} + m_P \mathbf{g} \quad (43)$$

$$\mathbf{M}_P \{ {}^P \boldsymbol{\omega} \times ({}^P \mathbf{I} {}^P \boldsymbol{\omega}) + {}^P \mathbf{I} {}^P \dot{\boldsymbol{\omega}} \} \quad (44)$$

$$\begin{aligned} &= \mathbf{n}_P^J + (\mathbf{r}_P^J - \mathbf{r}_P^G) \times \mathbf{f}_P^J \\ &+ (\mathbf{r}_P^{E1} - \mathbf{r}_P^G) \times \mathbf{f}_P^{E1} + \mathbf{n}_P^{E1} \\ &+ (\mathbf{r}_{insertion}^{PA1} - \mathbf{r}_P^G) \times \mathbf{f}_{insertion}^{PA1} \\ &+ (\mathbf{r}_{insertion}^{PA2} - \mathbf{r}_P^G) \times \mathbf{f}_{insertion}^{PA2} \end{aligned}$$

$$m_F \ddot{\mathbf{r}}_F^G = \mathbf{f}_F^J + (-\mathbf{f}_P^J) + \mathbf{f}_F^{E1} + \mathbf{f}_F^{E2} + \mathbf{f}_{via\ point}^{PA1} + \mathbf{f}_{via\ point}^{PA2} + m_F \mathbf{g} \quad (45)$$

$$\mathbf{M}_F \{ {}^F \boldsymbol{\omega} \times ({}^F \mathbf{I} {}^F \boldsymbol{\omega}) + {}^F \mathbf{I} {}^F \dot{\boldsymbol{\omega}} \} \quad (46)$$

$$\begin{aligned} &= \mathbf{n}_F^J + (-\mathbf{n}_P^J) + (\mathbf{r}_F^J - \mathbf{r}_F^G) \times \mathbf{f}_F^J + (\mathbf{r}_P^J - \mathbf{r}_F^G) \times (-\mathbf{f}_P^J) \\ &+ (\mathbf{r}_F^{E1} - \mathbf{r}_F^G) \times \mathbf{f}_F^{E1} + \mathbf{n}_F^{E1} + (\mathbf{r}_F^{E2} - \mathbf{r}_F^G) \times \mathbf{f}_F^{E2} + \mathbf{n}_F^{E2} \\ &+ (\mathbf{r}_{via\ point}^{PA1} - \mathbf{r}_F^G) \times \mathbf{f}_{via\ point}^{PA1} \\ &+ (\mathbf{r}_{via\ point}^{PA2} - \mathbf{r}_F^G) \times \mathbf{f}_{via\ point}^{PA2} \end{aligned}$$

$$m_H \ddot{\mathbf{r}}_H^G = \mathbf{f}_H^J + (-\mathbf{f}_F^J) + \mathbf{f}_H^{E2} + \mathbf{f}_{origin}^{PA1} + \mathbf{f}_{origin}^{PA2} + m_H \mathbf{g} \quad (47)$$

$$\mathbf{M}_H \{ {}^H \boldsymbol{\omega} \times ({}^H \mathbf{I} {}^H \boldsymbol{\omega}) + {}^H \mathbf{I} {}^H \dot{\boldsymbol{\omega}} \} \quad (48)$$

$$\begin{aligned} &= \mathbf{n}_H^J + (-\mathbf{n}_F^J) + (\mathbf{r}_H^J - \mathbf{r}_H^G) \times \mathbf{f}_H^J + (\mathbf{r}_F^J - \mathbf{r}_H^G) \times (-\mathbf{f}_F^J) \\ &+ (\mathbf{r}_H^{E2} - \mathbf{r}_H^G) \times \mathbf{f}_H^{E2} + \mathbf{n}_H^{E2} \\ &+ (\mathbf{r}_{origin}^{PA1} - \mathbf{r}_H^G) \times \mathbf{f}_{origin}^{PA1} + (\mathbf{r}_{origin}^{PA2} - \mathbf{r}_H^G) \times \mathbf{f}_{origin}^{PA2} \end{aligned}$$

こ こ で,

$i$  節 (Phalanx, Forefoot, Hindfoot: P, F, H)

関節 (i 節の近位関節が i)

PA の付着点 (insertion, via point, origin)

$m_i$  i 節の質量

$\mathbf{r}_i^G$  i 節の重心位置ベクトル

$\mathbf{g}$  重力加速度ベクトル

$\mathbf{M}_i$	i 節に定義された節座標系の正規直交基底の行列
$\mathbf{I}_i$	i 節の重心周りの慣性テンソル
$\boldsymbol{\omega}_i$	i 節の角速度ベクトル
$\mathbf{r}_i^J$	i 節の近位関節の位置ベクトル
$\mathbf{r}_i^{E1}$	床反力計 1 が i 節に作用する外力の作用点への位置ベクトル
$\mathbf{r}_i^{E2}$	床反力計 2 が i 節に作用する外力の作用点への位置ベクトル
$\mathbf{r}_i^{PA1}$	PA1 の付着点 i の位置ベクトル
$\mathbf{r}_i^{PA2}$	PA2 の付着点 i の位置ベクトル
$\mathbf{f}_i^J$	i 節の i 関節に作用する関節反力ベクトル
$\mathbf{n}_i^J$	同関節モーメントベクトル
$\mathbf{f}_i^{E1}$	床反力計 1 が i 節に作用する外力ベクトル
$\mathbf{n}_i^{E1}$	同外モーメントベクトル
$\mathbf{f}_i^{E2}$	床反力計 2 が i 節に作用する外力ベクトル
$\mathbf{n}_i^{E2}$	同外モーメントベクトル
$\mathbf{f}_i^{PA1}$	PA1 が付着点 i に作用する張力ベクトル
$\mathbf{f}_i^{PA2}$	PA2 が付着点 i に作用する張力ベクトル

左上の添字はその値が添字の座標系で表現されていることを示す．左上の添字がない場合は絶対座標系で表現されていることを示す．

$${}^F\mathbf{n}_P^J = (\mathbf{M}_F)^T \mathbf{n}_P^J \quad (49)$$

$${}^F\mathbf{n}_P^J = \tau_{Pz} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} + \tau_{Px} \begin{bmatrix} \cos\Psi_P \\ \sin\Psi_P \\ 0 \end{bmatrix} + \tau_{Py} \begin{bmatrix} -\sin\Psi_P \cos\Theta_P \\ \cos\Psi_P \cos\Theta_P \\ \sin\Theta_P \end{bmatrix} \quad (50)$$

$$\therefore \begin{bmatrix} \tau_{Pz} \\ \tau_{Px} \\ \tau_{Py} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & \cos\Psi_P & -\sin\Psi_P \cos\Theta_P \\ 0 & \sin\Psi_P & \cos\Psi_P \cos\Theta_P \\ 1 & 0 & \sin\Theta_P \end{bmatrix}^{-1} {}^F\mathbf{n}_P^J$$

$${}^H\mathbf{n}_F^J = (\mathbf{M}_H)^T \mathbf{n}_F^J \quad (51)$$

$${}^H\mathbf{n}_F^J = \tau_{Fz} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} + \tau_{Fx} \begin{bmatrix} \cos\Psi_F \\ \sin\Psi_F \\ 0 \end{bmatrix} + \tau_{Fy} \begin{bmatrix} -\sin\Psi_F \cos\Theta_F \\ \cos\Psi_F \cos\Theta_F \\ \sin\Theta_F \end{bmatrix} \quad (52)$$

$$\therefore \begin{bmatrix} \tau_{Fz} \\ \tau_{Fx} \\ \tau_{Fy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & \cos\Psi_F & -\sin\Psi_F \cos\Theta_F \\ 0 & \sin\Psi_F & \cos\Psi_F \cos\Theta_F \\ 1 & 0 & \sin\Theta_F \end{bmatrix}^{-1} {}^H\mathbf{n}_F^J$$

$${}^S\mathbf{n}_H^J = (\mathbf{M}_S)^T \mathbf{n}_H^J \quad (53)$$

$${}^S\mathbf{n}_H^J = \tau_{Hy} \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix} + \tau_{Hx} \begin{bmatrix} \cos\Phi_H \\ 0 \\ -\sin\Phi_H \end{bmatrix} + \tau_{Hz} \begin{bmatrix} \sin\Phi_H \cos\Theta_H \\ -\sin\Theta_H \\ \cos\Phi_H \cos\Theta_H \end{bmatrix} \quad (54)$$

$$\therefore \begin{bmatrix} \tau_{Hy} \\ \tau_{Hx} \\ \tau_{Hz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & \cos\Phi_H & \sin\Phi_H \cos\Theta_H \\ 1 & 0 & -\sin\Theta_H \\ 0 & -\sin\Phi_H \cos\Theta_H & \cos\Theta_H \end{bmatrix}^{-1} {}^S\mathbf{n}_H^J$$

ここで,

$i$  節 (Phalanx, Forefoot, Hindfoot, Shank: P, F, H, S)

関節 (i 節の近位関節が i)

$\mathbf{M}_i$  i 節に定義された節座標系の正規直交基底の行列

$\mathbf{n}_i^J$  i 節の i 関節に作用する関節モーメントベクトル

$(\tau_{iz}, \tau_{ix}, \tau_{iy})^T$  i 関節の関節角度を算出した軸周りの関節モーメント (i = P, F)

$(\tau_{iy}, \tau_{ix}, \tau_{iz})^T$     i 節の関節角度を算出した軸周りの関節モーメント (i = H)

$(\theta_i, \phi_i, \psi_i)$     i+1 節（近位節の節座標系）に対する i 節（遠位節の節座標系）のオイラー角

左上の添字はその値が添字の座標系で表現されていることを示す．左上の添字がない場合は絶対座標系で表現されていることを示す．

$$\mathbf{v}_{MP} = \mathbf{p}_{FMH} - \mathbf{p}_{VMH} \quad (55)$$

$$\mathbf{v}_{mid} = \mathbf{p}_{TN} - \mathbf{p}_{VMB} \quad (56)$$

$$\mathbf{a}_{MP} = \mathbf{r}_{cop}^1 - \mathbf{p}_{VMH} \quad (57)$$

$$\mathbf{a}_{mid} = \mathbf{r}_{cop}^2 - \mathbf{p}_{VMB} \quad (58)$$

$$v_{MPx}a_{MPy} - v_{MPy}a_{MPx} \leq 0 \text{ のとき,} \quad (59)$$

$\mathbf{F}^1$ は Phalangeal Segment に作用

$$v_{MPx}a_{MPy} - v_{MPy}a_{MPx} > 0 \text{ のとき,} \quad (60)$$

$\mathbf{F}^1$ は Forefoot Segment に作用

$$v_{midx}a_{midy} - v_{midy}a_{midx} \leq 0 \text{ のとき,} \quad (61)$$

$\mathbf{F}^2$ は Forefoot Segment に作用

$$v_{midx}a_{midy} - v_{midy}a_{midx} > 0 \text{ のとき,} \quad (62)$$

$\mathbf{F}^2$ は Hindfoot Segment に作用

ここで,

$i$  床反力計番号 (前方が 1, 後方が 2)

$landmark$  骨指標 (略称は表 2 参照)

$\mathbf{p}_{landmark}$  骨指標に貼付した反射マーカの位置ベクトル

$\mathbf{r}_{cop}^i$  床反力計  $i$  が出力する center of pressure (COP)

$\mathbf{F}^i$  床反力計  $i$  が出力する床反力ベクトル

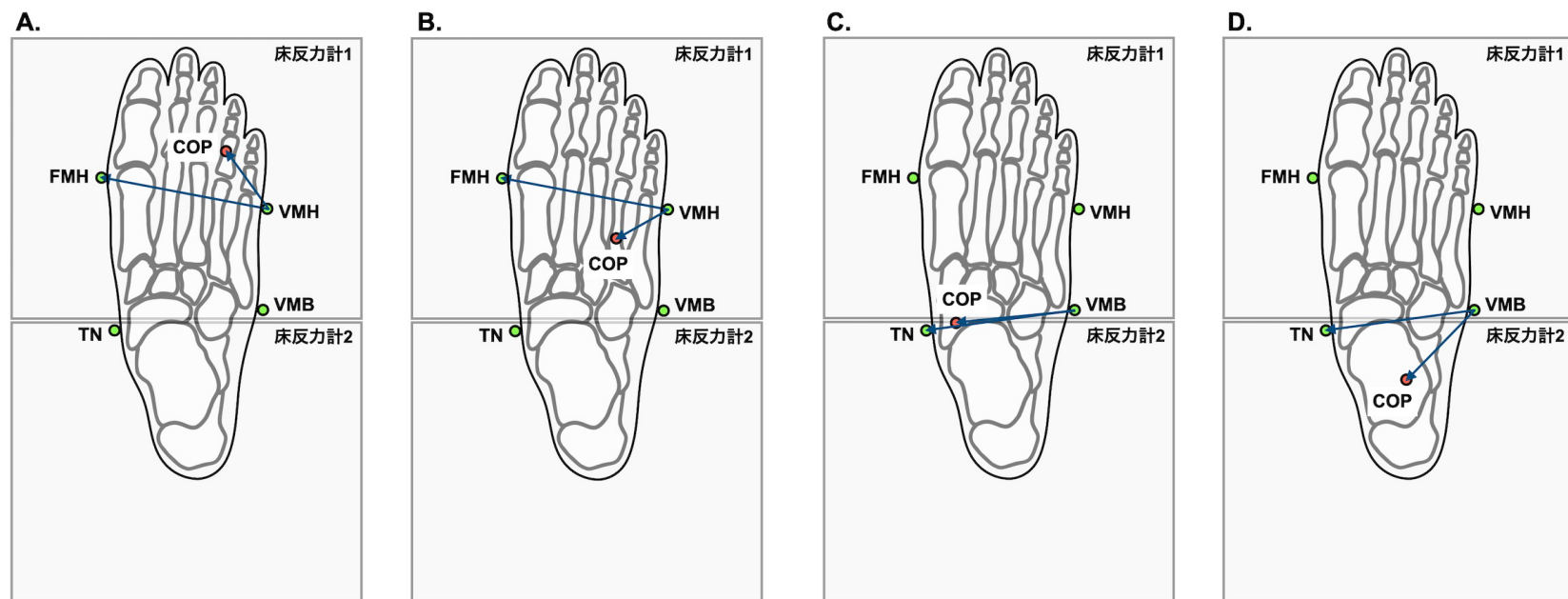


図 20. 外力が作用するセグメントの判別概念図．左から，前方の床反力計 1 が出力する外力が Phalanx に作用する場合 (A), Forefoot に作用する場合 (B), 後方の床反力計 2 が出力する外力が Forefoot に作用する場合 (C), Hindfoot に作用する場合 (D) を示す．

### 3.2.5.3 統計学的分析

関節モーメントの歩行中の最大値と最小値について，コロモゴロフスミノフ検定にて正規性を確認した後，With PA と Without PA の 2 条件間比較を Wilcoxon の符号順位検定にて行なった．有意水準は 5%とした．

## 3.3 結果

モデル構築に用いた成人男性の CT データから算出された各足部剛体の慣性パラメーターを表 7 に示す．全足部質量は 1.12 kg であり，身体質量の 0.015 倍であった．

歩行動作計測に参加した被験者の年齢，身長，体重の平均値と標準偏差は表 8 に示した通りで，歩行速度は平均値  $\pm$  SD で， $1.33 \pm 0.17$  m/s，立脚時間は  $0.63 \pm 0.05$  s であった．

静止立位時の足部関節角度は表 9 の通りであり，非正規分布であった．歩行中の足部関節角度変化は，図 21 に示す．MTP joint は，背屈位で接地，底屈した後に平坦化し，40%歩行周期付近から大きく背屈して 60%歩行周期付近で最大背屈に達した（図 21，上段中央）．Midtarsal joint は，ほぼニュートラル位で接地，背屈した後に平坦化し，50%歩行周期付近から大きく底屈して，60%歩行周期付近で最小底屈に達した（図 21，中段中央）．Ankle joint は，接地後 1 度底屈した後，50%歩行周期付近まで背屈し，最大背屈に達した直後大きな底屈運動が確認された（図 21，下段中央）．MTP joint，および Midtarsal joint の回内運動と外転運動は小さいが（図 21，1,2 段左から 1,3 番目），Ankle joint では，接地後に回内した後，徐々に回外し，60%歩行周期付近で

ピークを迎えた（図 21，下段左側）。また，水平面上では，接地後ほとんど変化はないが，50%歩行周期付近に内転し，60%歩行周期付近でピークを迎えた（図 21，下段右側）。

静止立位時の PA1, PA2 の origin to insertion, origin to via point, via point to insertion それぞれの長さの被験者平均値と標準偏差，および CT データから算出したモデル値を表 9 示す。モデル値において，PA1, PA2 の origin to via point は origin to insertion のそれぞれ 0.85 倍，0.9 倍の長さであった。歩行中の足底腱膜の長さ，および張力変化は，図 22 に示す。全体像として 2 回の伸長ピークが確認された。具体的には，0-10%歩行周期で一度伸長し，減衰して平坦化した後，40%歩行周期付近から伸長して，50-55%歩行周期で最大伸長を迎えた後に短縮した（図 22, 3 段目）。また PA1（内側足底腱膜）と PA2（外側足底腱膜）を比較すると，PA1 の方がその伸長率は大きかった（図 22, 3 段目左右の比較）。PA の伸長の詳細は，origin to via point において，0-10%歩行周期で一度伸長し，減衰して平坦化した後，50-55%歩行周期で短縮した（図 22, 1 段目）。一方，via point to insertion は origin to via point とは反対に，0-10%歩行周期で一度短縮し，減衰して平坦化した後，45-60%歩行周期で伸長した（図 22, 2 段目）。発揮される最大張力は PA1 で  $0.45 \pm 0.2$  N/kg, PA2 で  $0.14 \pm 0.07$  N/kg であった。

歩行中における With PA, および Without PA の 2 条件で算出した関節モーメント変化，および最大値，最小値については，図 23，および表 11 に示す。全体像として With PA, Without PA のどちらにおいても，MTP-, Midtarsal-, Ankle joint では 50-60%

歩行周期で底屈モーメント，外転モーメント，前額面では，Midtarsal joint において回外モーメント，Ankle joint において回内モーメントが発揮された．一方 MTP joint の前額面では，With PA では回外モーメント，Without PA では回内モーメントが発揮された（図 23, 1 段目左）．またピーク値についてモデル間比較をすると，最大値において，MTP joint の背屈モーメント，外転モーメント，Midtarsal joint の背屈モーメントで With PA の方が Without PA よりも有意に増大し（すべて  $p = 0.0020$ ），その一方で MTP joint の回内モーメントは有意に減少していた（ $p = 0.0020$ ）．最小値において，MTP joint の底屈モーメント，内転モーメント，Midtarsal joint の回外モーメント，底屈モーメントは With PA の方が Without PA よりも有意に減少し（それぞれ， $p = 0.0020$ ,  $p = 0.037$ ,  $p = 0.039$ ,  $p = 0.0020$ ），その一方で MTP joint の回外モーメントは有意に増大した（ $p = 0.0059$ ）．

表 7. 各足部剛体の慣性パラメーター

Foot segment	Segment mass, kg	Relative foot segment mass, %	Relative COM position, %	Relative inertial tensor about the COM, arbitrary unit					
				lxx	lyx	lyy	lzx	lzy	lzz
Phalanx	0.161	14.4	43.6	$2.55 \times 10^{-3}$	$-0.428 \times 10^{-3}$	$1.43 \times 10^{-3}$	$-0.220 \times 10^{-3}$	$-0.0507 \times 10^{-3}$	$3.38 \times 10^{-3}$
Forefoot	0.476	42.4	41.9	$1.40 \times 10^{-3}$	$-0.000748 \times 10^{-3}$	$1.73 \times 10^{-3}$	$-0.0510 \times 10^{-3}$	$-0.117 \times 10^{-3}$	$2.20 \times 10^{-3}$
Hindfoot	0.484	43.2	55.4	$1.54 \times 10^{-3}$	$0.00986 \times 10^{-3}$	$1.84 \times 10^{-3}$	$-0.195 \times 10^{-3}$	$-0.155 \times 10^{-3}$	$1.48 \times 10^{-3}$

表 8. 被験者情報

Characteristic (n = 10)	Mean	SD
Age, years	23 .9	3 .0
Height, m	1 .72	5 .1
Body weight, kg	62 .8	8 .2
Gait speed, m/s	1 .33	0 .17
Stance time, s	0 .63	0 .05

表 9. 安静立位時の足部関節角度

Joint name	Frontal plane		Sagittal plane		Transverse plane	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
MTP	9 .46	2.8	- 1 .06	4.4	19 .4	2.9
Midtarsal	- 14 .6	7.8	4 .07	7.4	- 7 .61	2.2
Ankle	2 .53	9.6	- 5 .96	5.2	- 4 .71	5.3

n = 10, unit: °

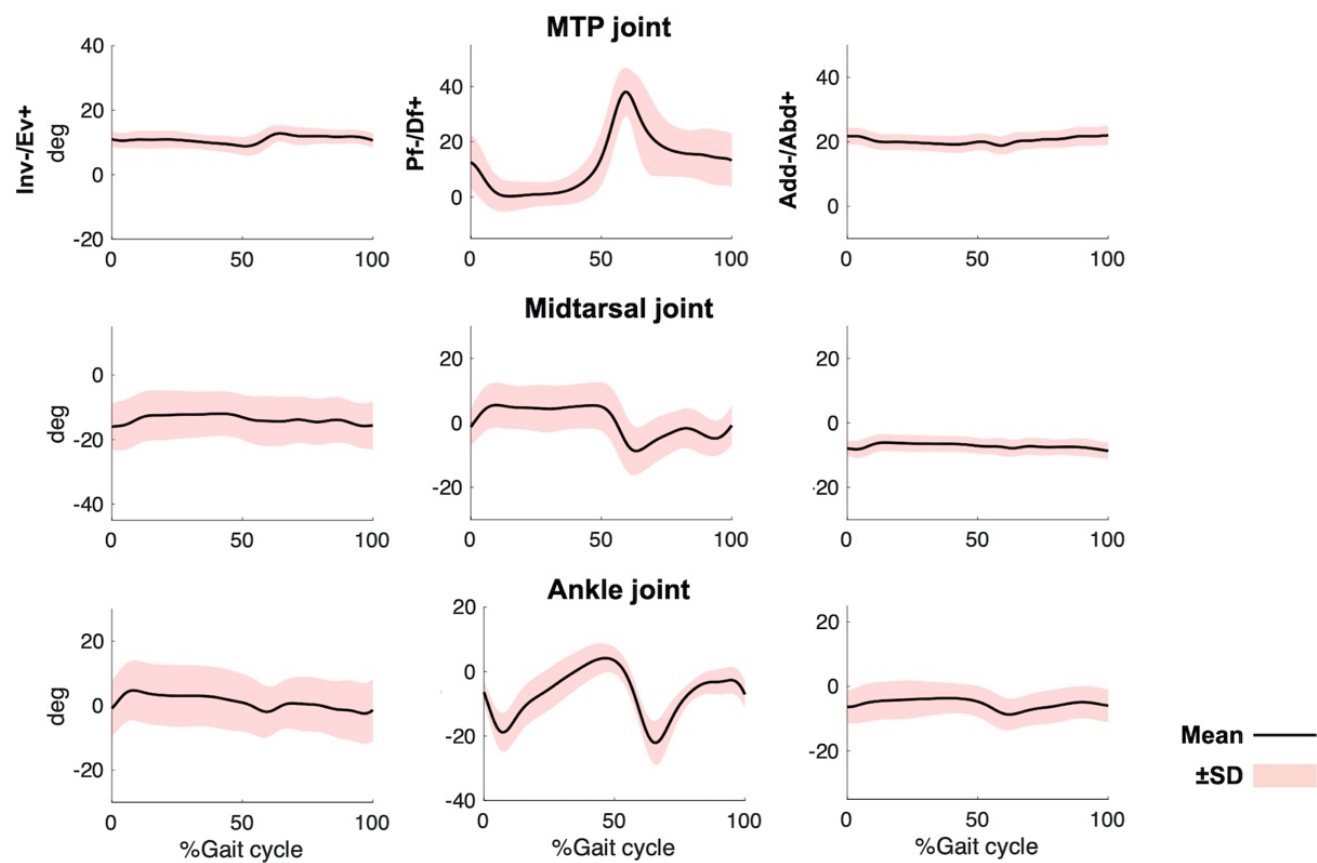


図 21. 1 歩行周期の足部関節角度変化. 実線は平均値,  $\pm$ 標準偏差を赤色範囲で示す. 上段から順に, MTP joint, Midtarsal joint, Ankle joint, 左から右に, 回内角度, 背屈角度, 外転角度の時間的变化を示す.

表 10. 足底腱膜の自然長

		Natural length, m		
		Mean	SD	Model
<i>Medial PA</i>				
	Origin to insertion	0.171	0.0072	( 0.165 )
	Origin to via point	0.148	0.0059	( 0.140 )
	Via point to insertion	0.0227	0.0042	( 0.0250 )
<i>Lateral PA</i>				
	Origin to insertion	0.163	0.0063	( 0.151 )
	Origin to via point	0.145	0.0054	( 0.136 )
	Via point to insertion	0.0180	0.0031	( 0.0147 )
n = 10				

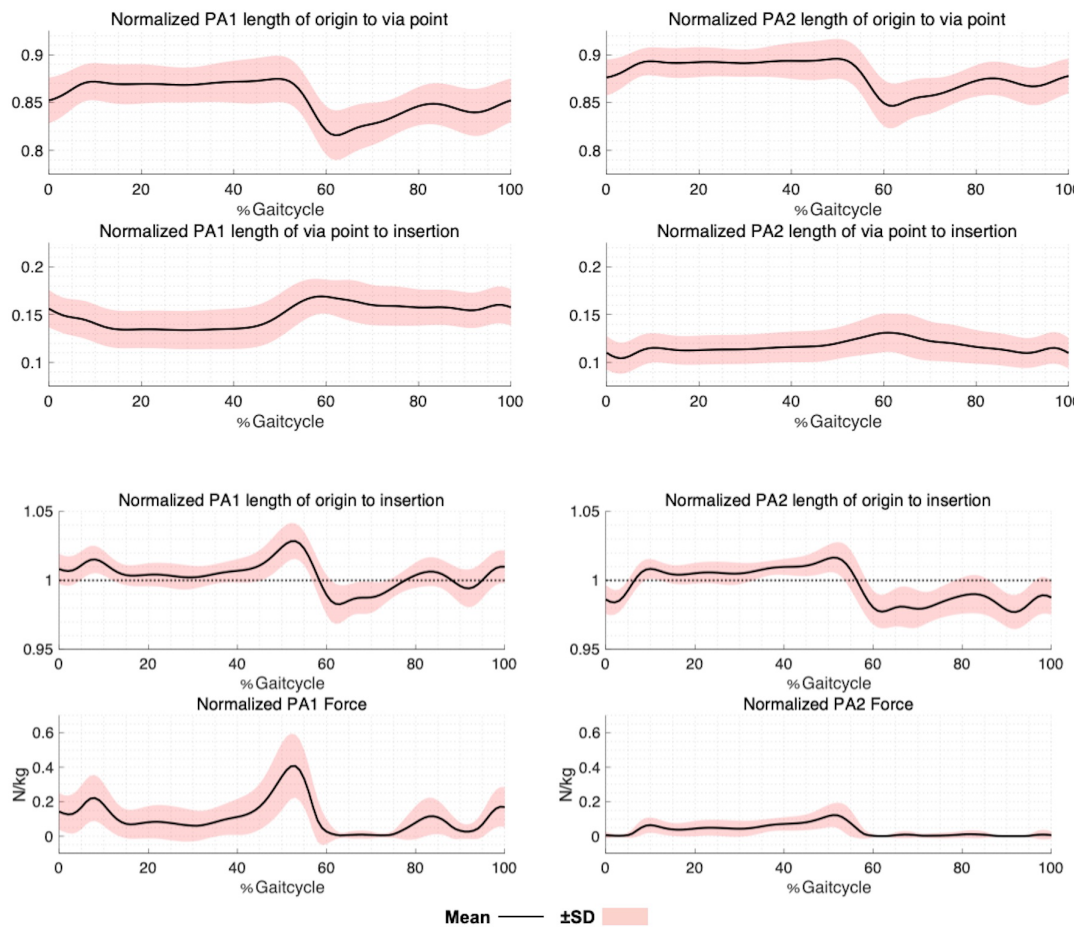


図 22.1 歩行周期の足底腱膜の長さ，張力変化．実線は平均値，±標準偏差を赤色範囲である．内側の足底腱膜（PA1）を左側，外側の足底腱膜（PA2）を右側に示す．それぞれ足底腱膜の自然長を 1 として上段から順に起始から経由点までの長さ変化，経由点から停止までの長さ変化，起始から停止までの長さ変化（点線は自然長）を示す．最下段は，体重で正規化された足底腱膜の張力変化を示す．

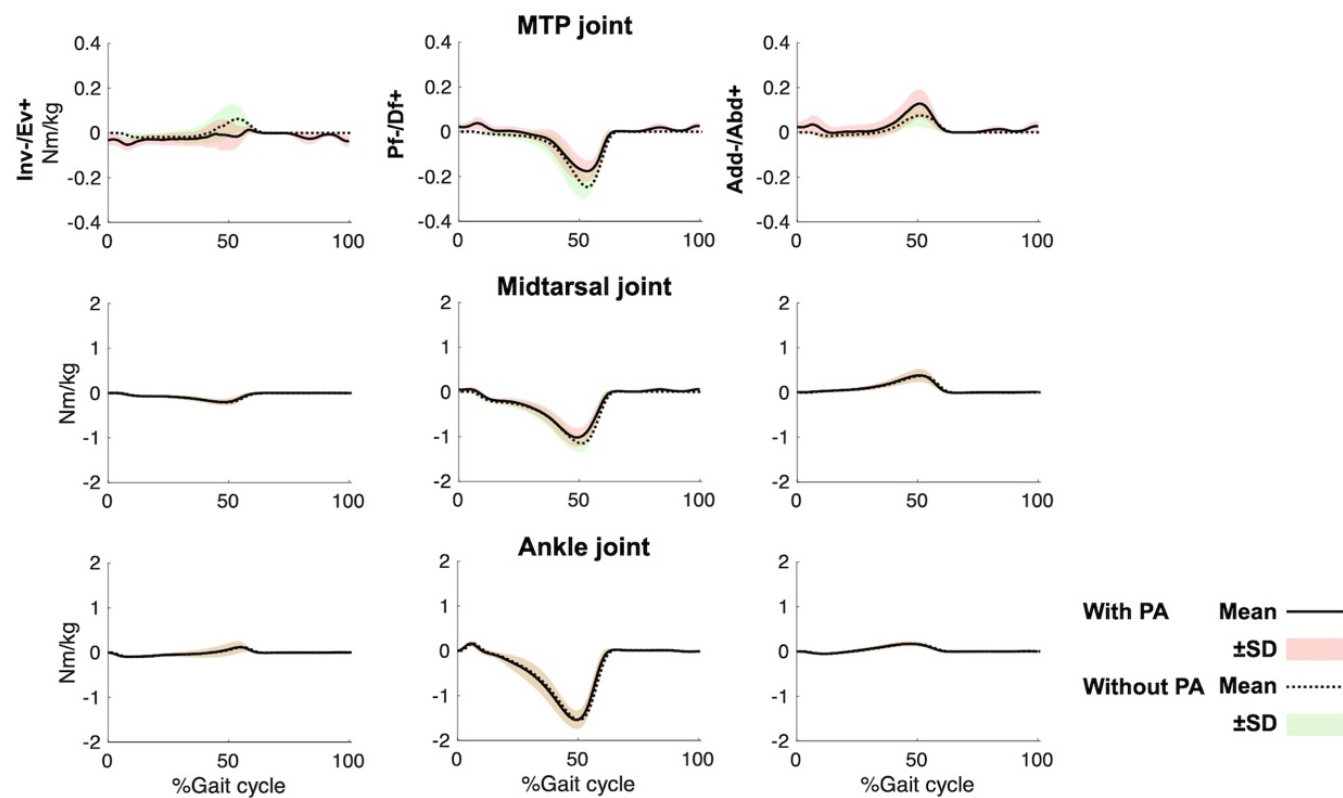


図 23. 1 歩行周期の関節モーメント変化. 受動的に発生する PA の張力ベクトルを導入した関節モーメント (With PA) の平均値を実線,  $\pm$ 標準偏差を赤色範囲で示す. PA の張力ベクトルを導入しない関節モーメント (Without PA) の平均値を点線,  $\pm$ 標準偏差を緑色範囲で示す. 上段から順に, MTP joint, Midtarsal joint, Ankle joint, 左から右に, 回内モーメント, 背屈モーメント, 外転モーメントの時間的变化を示す.

表 11. 1 歩行周期の関節モーメントにおける最大値と最小値の 2 条件間比較

			Maximum value				Minimum value					
			With PA		Without PA		<i>p</i> -value	With PA		Without PA		<i>p</i> -value
			Mean	SD	Mean	SD		Mean	SD	Mean	SD	
<i>MTP joint</i>												
moment, Nm/kg	x		0.0358	0.030	0.0766	0.047	0.0020	-0.0784	0.026	-0.0475	0.032	0.0059
	y		0.0463	0.021	0.00228	0.00052	0.0020	-0.188	0.035	-0.257	0.036	0.0020
	z		0.143	0.054	0.0858	0.040	0.0020	-0.0172	0.011	-0.0218	0.0099	0.037
<i>Midtarsal joint</i>												
moment, Nm/kg	x		0.0092	0.015	0.00662	0.012	-	-0.211	0.069	-0.217	0.067	0.0039
	y		0.103	0.043	0.0142	0.0027	0.0020	-1.05	0.19	-1.18	0.18	0.0020
	z		0.397	0.14	0.389	0.14	-	-0.00809	0.0035	-0.00671	0.0019	-
<i>Ankle joint</i>												
moment, Nm/kg	x		0.150	0.13	0.150	0.13	-	-0.104	0.026	-0.104	0.026	-
	y		0.173	0.046	0.173	0.046	-	-1.58	0.18	-1.58	0.18	-
	z		0.178	0.059	0.178	0.059	-	-0.0548	0.023	-0.0548	0.023	-

n = 10

### 3.4 考察

#### 3.4.1 足部モデルの妥当性

まず，足部関節角度については先行研究の歩行データ [1,20,47] とほとんど一致していた．

足部関節モーメントについて，慣性パラメーターをより解剖学的に算出しているものや，PA の影響を考慮して算出している先行研究はないため，関節モーメントの大きさについて詳細な比較はできないが，先行研究と同程度の関節モーメント値を示し，MTP joint, Midtarsal joint, Ankle joint のすべての平面上で各関節モーメントパターンは一致していた [75,76]．

足底腱膜の長さについては，先行研究 [56] では第 1 趾の PA は第 4 趾の PA よりも約 13 mm 大きいと報告しており，本研究で作成したモデルにおいても内側 PA1 は外側 PA2 よりも 14 mm 長く，先行研究と類似した結果であった．長さ変化については，接地初期に 1 度伸長し，立脚後期の push-off 時に最大伸長を迎えるというパターンは先行研究 [56,80] と類似しており，また，origin to via point, via point to insertion の長さ変化と，それぞれ Midtarsal joint, MTP joint の底背屈運動にも連動しており，歩行 push-off 時，Midtarsal joint の底屈に伴って origin to via point の長さは減少し，MTP joint の背屈に伴って via point to insertion の長さは増大した．本研究では足趾の屈曲について母趾の背屈角度しか捉えていないが，第 1～5 趾の運動を捉えた先行研究では，足趾の伸展は第 1 趾がほとんどを担う [80] とされ，内側 PA1 の伸長率が外側 PA2 より大きい点についても先行研究 [56,80] と類似していた．一方で，立脚中期における足底腱膜の

伸長率は先行研究 [56] よりも本研究において 0.005~0.02 小さく、より自然長に近く平坦であった。そのため、立脚中期に発揮される足底腱膜の張力についても、先行研究 [56] より 0.3 N/kg 程度小さかった。これは先行研究では足底腱膜の自然長を荷重せずに算出しているのに対し、本研究では静止立位時の長さとしていることに起因している可能性がある。しかし、先行研究 [55,56] のように立脚中期に足底腱膜の張力が発揮される場合、立脚中期にも MTP joint に背屈モーメントが大きく発揮されることが予想されるため、筋電図学的な歩行解析 [81] と異なる結果となる。

これらのことから、本研究で構築した足部モデルは、先行研究の足部力学モデルや、足底腱膜モデルよりも、より解剖学的・生体力学的に正確な関節モーメントを算出できたと考えられる。

#### 3.4.2 歩行中の足底腱膜の力学的寄与

歩行中の足部関節モーメントについて、Without PA の関節モーメントを 100%とすると、足底腱膜は MTP joint の回内、底屈、内転モーメントにそれぞれ 53%, 27%, 21%, Midtarsal joint の回内、底屈モーメントにそれぞれ 11%, 2.8%寄与していることが明らかになった。足底腱膜は、支持された 3 次元足部アーチの主要構造の 1 つであり、歩行時の押し出しに必要なエネルギーの 8%~17%に寄与することが報告されている [58-60]。しかし、足底腱膜が作用する足部セグメント、および回転方向は説明されていない。動作中における足底腱膜の張力はエネルギーを節約するための戦略となるが、足底腱膜に繰り返し過負荷がかか

ると、足底筋膜炎を引き起こす可能性がある [61]. また足部内在筋の筋力低下や機能障害は、扁平足 [22] や外反母趾 [82] などの原因となりうる. 本モデルを用い足部の動作解析を行うことで、発生した足部関節モーメントが受動的な要素によるものか能動的な要素によるものかを判別できるため、障害発生につながりうるような、動作中における足底腱膜や足部内在筋の活動を侵襲なく、より詳細に評価できると考えられる.

### 3.4.3 研究限界

本研究において、いくつかの手法的限界が存在する.

まず、三次元動作解析においては、必ず皮膚と骨との間に生じるスキナーチファクトが存在する. 微細な運動を行う足部関節においては大きな影響を与えることが予想されるが、動的精度が平均して 0.017 mm という計測精度の高いカメラを 20 台使用し（動作計測には最低 6 台必要と言われている）、一般的なフィルタリング処理を行うことで、先行研究と一致したデータを検出することが可能であった. ここで、本計測におけるマーカ一位置のデータ収集は、サンプリング周波数 100 Hz を用いたが、速い動作計測に適したハイスピードカメラを用いることで、より詳細にマーカ一の運動を捉えることが可能になるかもしれない.

また、本研究ではモデル構築において、健常成人男性の 1 足を用いている. モデル足の質量は Dempster が報告した値 [52] と類似していたため、一般的な足部と判断したが、足部の形状には個人差がある. そのため、健常成人以外の足部変形があるものに

適用する場合には，マーカーの位置座標等からフィッティングし直す等の工夫が必要である．先行研究 [46,76] では慣性パラメーターを円柱等の数理モデルに置き換えているため，先行研究と比較すれば，より解剖学的な形状を反映したモデルであると考えられる．

さらに，本研究で行ったモデル計算にはいくつかの先行研究を元に計算値を仮定して分析を行なった．足底腱膜の自然長やバネ定数，横断面積の内外側への分配は，屍体足の計測結果 [55,77,78] や足底腱膜の長さ変化から逆動力学的に求められた張力等の結果 [56,80] から決定している．足底腱膜の長さ・張力変化について，立脚初期と後期は先行研究 [56,80] と類似していた．立脚中期は，先行研究 [55,56] よりも長さ・張力変化が小さく，これは自然長の算出方法に起因していると考えられた．しかし，足底腱膜の発揮する張力を導入して関節モーメントを算出した場合には，歩行分析に適応することで，生体力学的に説明のつく妥当な結果となったと考えられる．

生体内で足底腱膜の張力を直接測定することは難しいため，検証には限界があるが，今回提案した新しい足部モデルは，どうさ中における足底腱膜と足部の機能と力学的効果を明らかにするための有用なツールとなるだろう．

## 4章 ドロップジャンプ動作における足部運動学・運動力学の解明

### 4.1 概要

本章では、3章で構築した足部モデルをドロップジャンプ動作にも適用し、足部運動学・運動力学における性差を述べた後、跳躍に影響を及ぼす足部運動学・運動力学について述べる。足部傷害/障害の発症率は女性の方が男性よりも2倍高い [26]。女性の関節弛緩性の高さ [28] やアーチスティネスの低さ [29] が影響していると考えられているが、最近の研究では日本人の健常若年者においてはアーチスティフネスに性差はないと報告がある [33]。一方で、マルチセグメントフットモデルを用いた先行研究では、ランニング動作における女性の中足部の過可動性を報告している [6]。動作中における足部の剛性は、床反力の大きさや方向、作用点といった全身的な動作戦略の違いに影響を受けるため、全身動作中における足部のダイナミクスを評価することが、足部傷害/障害の発症リスク要因の検討につながると考えられる。特にドロップジャンプ動作は、下肢靭帯損傷のようなスポーツ急性外傷につながりやすい動作とされており、動作解析研究が進められているが、膝関節、股関節、足関節といった大関節に着目されており、足部といった小関節には着目されていない。ドロップジャンプ動作において、足部には、“衝撃吸収” と “力発揮” が多大に要求される動作である。先行研究では女性は足関節優位、男性は股関節優位に衝撃吸収量を行うと報告されている [83] が、最初に接地する足部における評価は行われていない。

また，動作中の蹴り出し（push-off）について，歩行では windlass mechanism [10] で足部の力発揮機能を説明されることが多いが，近年では強い push-off 歩行時には足趾の伸展が減少し，足部内在筋の活動が増大したとワイヤ筋電計を用いて報告している [23]．しかし，侵襲を伴う手法であるだけでなく，動作の再現度やアーチファクトの影響に疑問が残る．本研究では，3 章で構築した足部を用いることで，ドロップジャンプ動作における足部ダイナミクスの性差と衝撃吸収と力発揮に影響を与える足部機能を解明することを目的とした．3 章で構築した足部モデルは，成人男性 1 名の足部 CT データを用いて構築している．足部の形状について，足長，足囲，アーチ高は，女性の方が男性よりも小さいことが報告されている [84] が，座標定義が大きくことなるような著明な足部変形を有しているわけではないこと，また足部以外の身体部位における慣性パラメーターは男性被験者から算出されたものであるが，ある程度一貫した動作戦略の違いが報告されている [83,85] ことから，構築モデルを女性にも適用できると判断した．構築モデルを用いることで，非侵襲的にドロップジャンプ動作時の足部運動学・運動力学における性差を定量化できること，また，push-off の大きさに関与する力学的要因について，受動的要素と能動的要素を分けて定量化ができることを仮説として検証を行った．

## 4.2 方法

### 4.2.1 対象

健康成人男性 10 名（年齢  $25.7 \pm 5.6$  歳，身長  $1.70 \pm$

0.044 m, 体重  $60.0 \pm 6.8$  kg), 女性 10 名 (年齢  $22.8 \pm 3.7$  歳, 身長  $1.61 \pm 0.054$  m, 体重  $55.1 \pm 7.5$  kg) とした. 著明な足部・下肢変形があるもの, またドロップジャンプ動作に影響のあるような整形外科的, 神経学的, 筋骨格系, いずれかの疾患既往歴があるものは対象から除外した. すべての参加者は, ヘルシンキ宣言に従って, 研究の目的とリスクについての詳細な説明を受け, 書面によるインフォームド・コンセントを得た. 本研究は, 埼玉県立大学の人体実験倫理委員会の承認を得た (承認番号 29508).

#### 4.2.2 実験手順

赤外線反射マーカー (直径 14 mm と 9.5 mm) を Plug-in Gait Full-body Ai model, およびマルチセグメントフットモデル (表 2) に従って被験者の 65 個のランドマークに取り付けた (図 4). また, 表面筋電計 (Delsys Trigno Wireless System; DELSYS, Boston, MA, USA) を下腿筋群, 前脛骨筋 (Tibial anterior muscle; TA), 腓腹筋内側頭 (Medial head of gastrocnemius muscle; MG), ヒラメ筋 (Soleus; SO), 長腓骨筋 (Peroneus Longus; PL), 長母趾伸筋 (Extensor hallucis longus; EHL), 長趾屈筋・長母趾屈筋群 (Flexor digitorum longus and flexor hallucis longus; FDHL) について, SNIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle) [86], および足部における筋電図学的解析を行なった先行研究 [81] に従って貼付した.

被験者は 30 cm 台からのドロップジャンプ動作 (台から両脚

で落下した後，すぐに垂直跳躍をする動作）を行った．4 枚の床反力計（前後左右に 2 枚ずつ設置）のうち右側前後 2 枚の床反力計を右足部の **Midtarsal joint** が踏み分けるように，つまり足趾，前足部が前方の床反力計（床反力計 1）に，後足部が後方の床反力計（床反力計 2）に接地するように着地を行なった（図 16）．被験者は計測前に動作課題の練習を十分に行った．課題動作は 3 試行行い，試行間には十分な休息をとった．

#### 4.2.3 解析

##### 4.2.3.1 データ収集

赤外線反射マーカの軌跡は，20 台の赤外線カメラを搭載した 3 次元動作解析システム（**Vicon Nexus 2.2.10**, **Vicon**, **Oxford**, **UK**）を用いて 100Hz で収集した．4 枚の床反力，および筋活動データは，サンプリング周波数 1000 Hz で収集した．すべての計測データは，**Vicon Workstation v4.5** ソフトウェアを用いて時間同期させ，オフライン解析用に保存した．

##### 4.2.3.2 データ解析

データ解析は，**MATLAB 2021a** (**The MathWorks**, **Natick**, **MA**, **USA**) を用いて行った．マーカの軌跡と床反力データは，カットオフ周波数 12 Hz で 4 次のゼロ位相バターワースローパスフィルタを用いてフィルタリング処理を行なった．床反力データは 1000 Hz で収集したため，100 Hz にダウンサンプリングすることで，運動学的データと同一周波数とした．

解析区間は右足部接地区間とし，床反力鉛直成分（**Ground**

reaction force of Z-component; GRFz) の最大値にて着地相 (Landing phase), 跳躍準備相 (Jump preparation phase) とした。GRFz が最大となる時点を 25%地点になるように, 右足部接地区間を 100%時間正規化した (図 24)。分析には, 各被験者のジャンプ高が最も大きかった試行を代表値として扱った。

ドロップジャンプのパフォーマンスを評価する指標として, ジャンプ高, 接地時間, GRFz 最大値, 跳躍準備相における単位時間あたりの GRFz 積分値, 右足部の圧力中心 (Center of pressure; COP) を算出した。ジャンプ高は, 垂直跳躍時の重心 (Center of mass; COM) の高さの最大値から離地時の COM 高さを引いた値とした (図 25)。ここで用いた COM は Plug-in Gait Full-body Ai model を適用して Vicon Nexus 2.10.2 (Vicon, Oxford, UK) 上で算出された値である。GRFz は体重で正規化して最大値, および跳躍準備相における単位時間あたりの積分値を算出した。ドロップジャンプ動作のジャンプ高は, 初速度によって決まり, 初速度は跳躍準備相における床反力積分値に依存する。本研究では, 効率的に push-off を達成しているかを評価するため, 跳躍準備相における単位時間あたりの GRFz 積分値を push-off の大きさの指標として扱った。COP は, GRFz が最大値に達した時の前後成分について算出した。

足部関節角度, 足底腱膜の長さ・張力, 関節モーメントの算出方法については 3 章と同様の方法 (3.2.5.2 データ解析, 59 頁) で算出した。足部以外の下肢関節, 足部を一つの剛体とした時の足関節 (Ankle joint (foot entire)), 膝関節 (Knee joint), 股関節 (Hip joint), の関節角度と関節モーメント, および体幹 (胸

郭; Thorax) の剛体角度は, Plug-in-Gait Full-body Ai model を適用して Vicon Nexus 2.10.2 (Vicon, Oxford, UK) 上で算出された値を用いた. ただし, Plug-in-Gait Full-body Ai model において, 足関節, 膝関節, 股関節の外転・外旋角度についての算出精度は担保されていないため, 膝関節, 股関節, 体幹の角度について, 動作中の解析には矢状面のデータを分析に用いた. 関節角度については, 動作中の関節運動に着目するために安静立位時の関節角度平均値で減算した値を用いて分析を行なった.

ドロップジャンプ動作における各相において, 足部・下肢・体幹の関節ないし剛体角度, 足底腱膜の長さ, 足部・下肢の関節モーメントについて, 各相におけるピーク値 (最大値, 最小値) とピークタイミングを抽出した. また, 足底腱膜の張力については, 各相における積分値を算出した.

筋活動データは, DC オフセット除去をした後, 4 次のゼロ位相バターワースバンドパスフィルタを用いてフィルタリング処理を行なった. カットオフ周波数は 20-450 Hz とした. 二乗平均平方根 (RMS) を算出し, 4 次のゼロ位相バターワースローパスフィルタ (カットオフ周波数 12 Hz) でフィルタリングして平滑化した. 各筋の RMS 値は, 解析区間 (右足部接地区間) における RMS 値の最大値で正規化した. 正規化された RMS 値は, 各相で積分し, 筋活動量 (Muscle activities) として扱った.

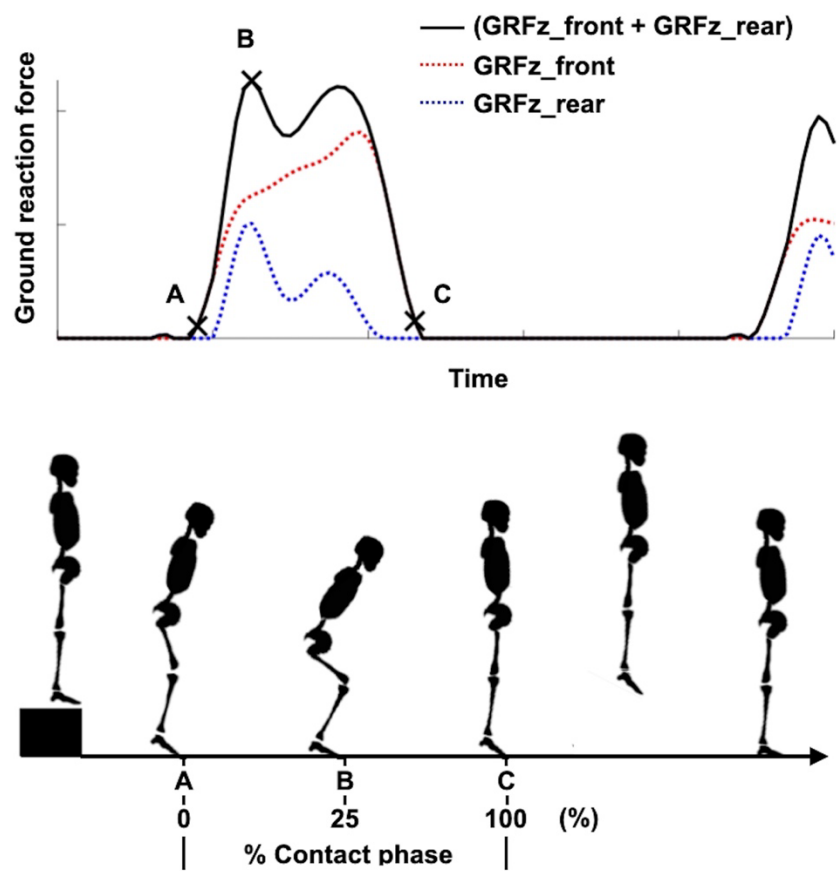


図 24. 床反力鉛直成分による解析区間の定義.

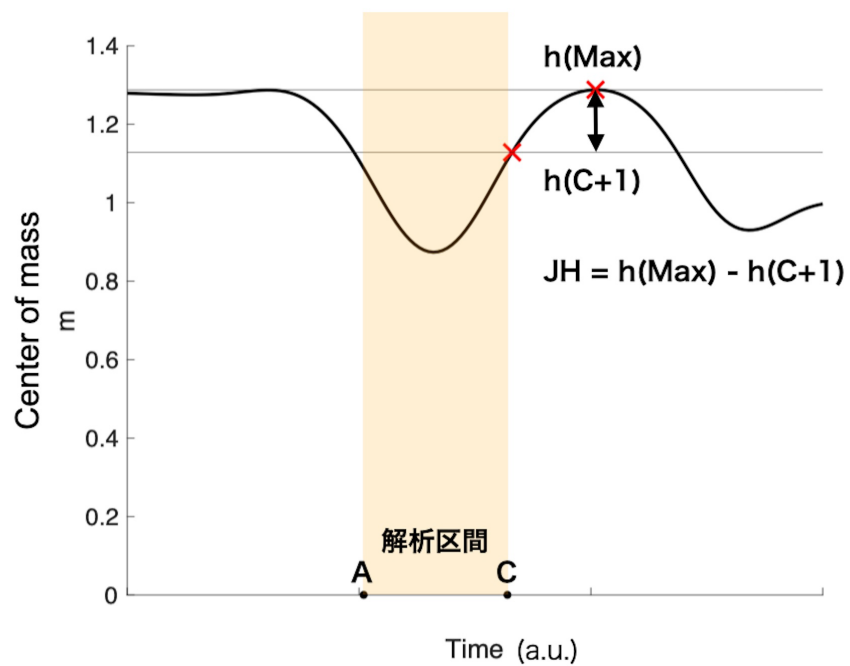


図 25. ジャンプ高の算出方法.

COM の高さ変化 (h) より、台から着地後の垂直跳びのジャンプ高 (Jump height : JH) を算出した.

#### 4.2.4 統計学的分析

まず，算出されたデータについて，コロモゴロフスミノフ検定を用いて正規性の確認を行なった後，性差の有無を Wilcoxon の順位和検定にて検証した（有意水準 5%）．また，跳躍準備相における単位時間あたりの GRFz 積分値と，各相における足部関節（MTP-, Midtarsal-, Ankle joint）の底屈モーメント，下肢関節（Ankle-, Knee-, Hip joint）の伸展モーメント，足底腱膜の張力積分値との関係を，全被験者，性別ごと（男性，女性）の 3 条件について Spearman の順位相関分析を用いて検討した．

### 4.3 結果

#### 4.3.1 ドロップジャンプ動作における足部ダイナミクスの性差

ドロップジャンプ動作におけるパフォーマンス指標の結果は表 12 に示す．ジャンプ高，接地時間，GRFz の最大値，インパルスに性差はなかったが，GRFz が最大の時の COP は女性の方が男性よりも有意に前方に位置していた（ $p < 0.01$ ）．

安静立位時の足部関節，下肢関節，体幹角度の平均値，標準偏差は表 13 に示す．足部関節の全平面上の角度において性差は確認されなかった．下肢関節では股関節の外旋角度が女性の方が有意に小さく（ $p = 0.015$ ），また外転角度は女性の方が有意に大きかった（ $p = 0.019$ ）．

ドロップジャンプ動作における足関節角度変化は図 26 に示す．全体として，回内外運動，および内外転運動は運動範囲が小さかったが，底背屈運動は，最も運動範囲が大きく，MTP joint では背屈位で接地した後，30-40%接地区間までは底屈し，再び

背屈して 80-90%接地区間で最大背屈を迎えた。Midtarsal joint, および Ankle joint では、底屈位で接地した後、30-40%接地区間までは背屈、60-70%接地区間では底屈する運動パターンが確認された。性別間で比較すると、跳躍準備相における MTP joint の最大背屈角度は女性の方が男性よりも有意に増大し ( $p = 0.012$ ), 最大背屈角度を迎えるタイミングは女性の方が有意に遅かった ( $p = 0.041$ )。加えて、Ankle joint の最大背屈角度を迎えるタイミングは女性の方が有意に早く迎えた ( $p = 0.041$ )。

ドロップジャンプ動作における足底腱膜の長さ・張力変化は図 27 に示す。全体像として、接地後、GRFz が最大となる 25%接地区間まで伸長し、平坦化した後、70%接地区間付近で短縮した(図 27, 3 段目)。また内側 PA1 と外側 PA2 を比較すると伸長率に著明な違いはなかった。PA の伸長の詳細は、origin to via point の長さ変化が origin to insertion とほとんど一致しており、via point to insertion の長さ変化は、接地後と離地前にそれぞれ 0.01 程度短縮、伸長するが、ほとんど変化がなかった。性別間で比較すると、内側 PA1 の跳躍準備相における減衰が早く、最大伸長のタイミングが女性の方が有意に早かった ( $p = 0.0093$ )。

ドロップジャンプ動作における足部関節モーメント変化は、図 28 に示す。全体像として、回内・外転モーメントは非常に小さかったが、底屈モーメントは比較的大きく、MTP joint では着地相において底屈モーメントを発揮し、跳躍準備相において再度底屈モーメントを発揮して 60-70%接地区間で最大底屈モーメントに達した(図 28, 上段中央)。Midtarsal joint, Ankle joint

では、接地後底屈モーメントを発揮しており、50-70%接地区間で最大底屈モーメントに達して減衰した（図 28, 2,3 段中央）。ピーク値を性別間で比較すると、着地相において、Midtarsal joint の最大底屈モーメントは女性の方が男性よりも有意に増大した ( $p = 0.036$ )。また、跳躍準備相において、Midtarsal joint, Ankle joint の最大底屈モーメントを迎えるタイミングは女性の方が有意に早く迎えた（それぞれ、 $p = 0.0049$ ,  $p < 0.001$ ）。

ドロップジャンプ動作における下肢・体幹角度変化、および下肢関節モーメントは図 29に示す。全体像として、Knee joint, および Hip joint は接地後屈曲し、40-50%接地区間で最大屈曲角度を迎えた後、伸展した（図 29, 上段左から 2,3 番目）。Thorax は、ほとんど変化がなかったが、前傾位であった（図 29, 上段左から 4 番目）。また、関節モーメントについては、Knee joint は接地後伸展モーメントを発揮し、25-30%接地区間で最大伸展モーメントを迎えて、90%接地区間付近で屈曲モーメントを発揮した（図 29, 2 段左から 2 番目）。Hip joint は着地相において、接地後 1 度屈曲モーメントを発揮した後、伸展モーメントを発揮した。跳躍準備相において、1 度屈曲モーメントを発揮した後、伸展モーメントを発揮して減衰した（図 29, 2 段左から 3 番目）。性別間で比較すると、関節角度変化については、跳躍準備相における Knee joint, Hip joint の最大背屈角度を迎えるタイミングは女性の方が男性よりも有意に早く迎えた（それぞれ、 $p = 0.0081$ ,  $p = 0.025$ ）。関節モーメントについては、着地相における Hip joint の最大屈曲モーメント、および最大伸展モーメントは女性の方が男性よりも有意に小さかった（それぞれ、 $p = 0.012$ ,  $p = 0.019$ ）。

ドロップジャンプ動作における筋活動変化，筋活動量については，それぞれ図 30，図 31 に示す．着地相においてヒラメ筋，長腓骨筋の活動量が女性の方が男性よりも有意に増大し（それぞれ， $p = 0.036$ ， $p = 0.043$ ），また跳躍準備相における長腓骨筋の活動量においても女性の方が有意に増大した（ $p < 0.001$ ）．

表 12. ドロップジャンプ動作におけるパフォーマンスの性差

Data	Male (n = 10)		Female (n = 10)		<i>p</i> -value
	Mean	SD	Mean	SD	
Mean jump height, cm (SD)	17.8	( 5.2 )	14.7	( 3.6 )	0.17
Mean contact time, s (SD)	0.29	( 0.03 )	0.27	( 0.03 )	0.12
Mean peak GRFz, N·kg <sup>-1</sup> (SD)	19.2	( 1.9 )	20.6	( 3.4 )	0.44
Mean impulse, N·kg <sup>-1</sup> ·s <sup>-1</sup> (SD)	0.13	( 0.008 )	0.13	( 0.02 )	0.08
Mean COP in A/P direction, m (SD)	0.025	( 0.03 )	0.06	( 0.01 )	<0.01

表 13. 安静立位時の足部・下肢関節，体幹角度の性差

Joint name	Frontal plane				Sagittal plane				Transverse plane			
	Male		Female		Male		Female		Male		Female	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
MTP	7.35	3.0	9.47	2.0	-5.22	4.5	-2.99	2.9	18.6	5.5	17.1	3.1
Midtarsal	-11.2	6.7	-14.1	5.0	5.55	4.0	8.04	5.6	-6.51	4.5	-5.69	3.1
Ankle	0.222	6.9	2.75	5.5	-9.54	3.5	-10.2	7.9	-3.20	3.8	-0.722	3.7
Knee	2.53	2.1	0.00	2.8	-3.99	3.4	-2.86	4.5	-11.5	5.5	3.65	7.8
Hip	-3.89*	3.1	0.13*	4.0	1.4	7.7	-3.82	7.0	-1.00*	2.3	-16.2*	5.9
Pelvis	-0.50	2.5	0.579	1.8	8.36	5.9	11.0	4.2	-0.991	2.3	-2.43	4.1
Thorax	-0.50	1.6	0.683	1.4	-0.679	4.8	-4.43	2.5	-1.00	2.3	-1.43	2.4

Male (n = 10), Female (n = 10), unit: °

\*  $p < 0.05$

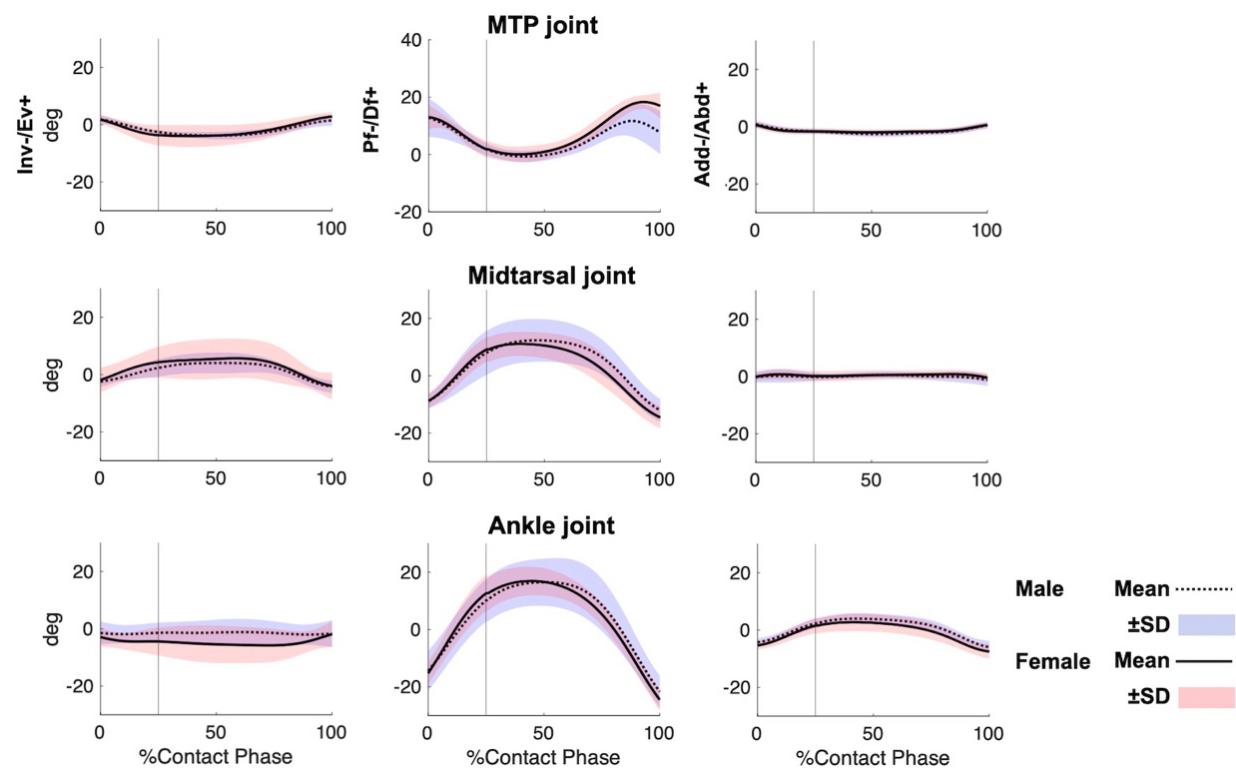


図 26. ドロップジャンプ動作における足部関節角度変化の性差. 男性の平均値を点線,  $\pm$ 標準偏差を青色範囲で, 女性の平均値を実線,  $\pm$ 標準偏差を赤色範囲で示す. 上段から順に, MTP joint, Midtarsal joint, Ankle joint, 左から右に, 回内角度, 背屈角度, 外転角度の時間的变化を示す. また床反力鉛直成分が最大となる 25%Contact phase を縦実線にて示している.

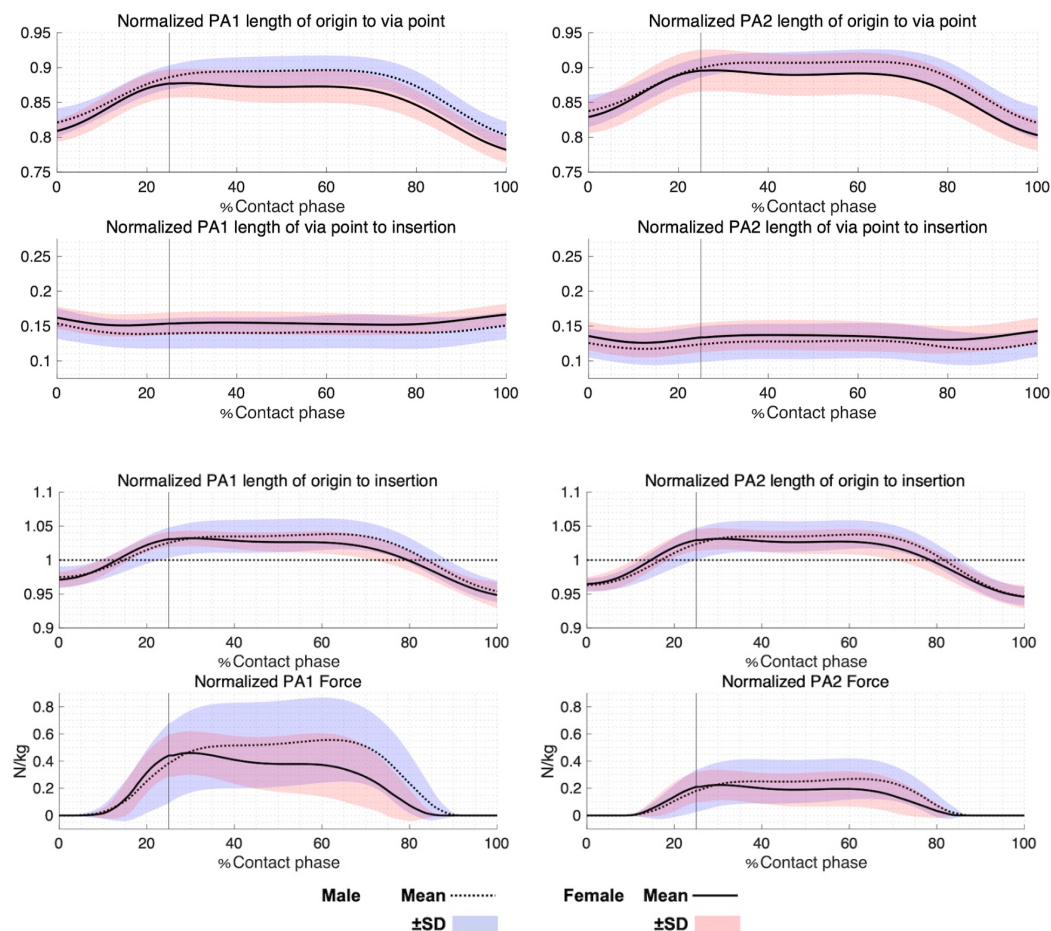


図 27. ドロップジャンプ動作における足底腱膜の長さ，張力変化の性差．男性の平均値を点線，±標準偏差を青色範囲で，女性の平均値を実線，±標準偏差を赤色範囲で示す．内側の足底腱膜（PA1）を左側，外側の足底腱膜（PA2）を右側に示す．それぞれ足底腱膜の自然長を 1 として上段から順に起始から経由点までの長さ変化，経由点から停止までの長さ変化，起始から停止までの長さ変化（点線は自然長）を示す．最下段は，体重で正規化された足底腱膜の張力変化を示す．

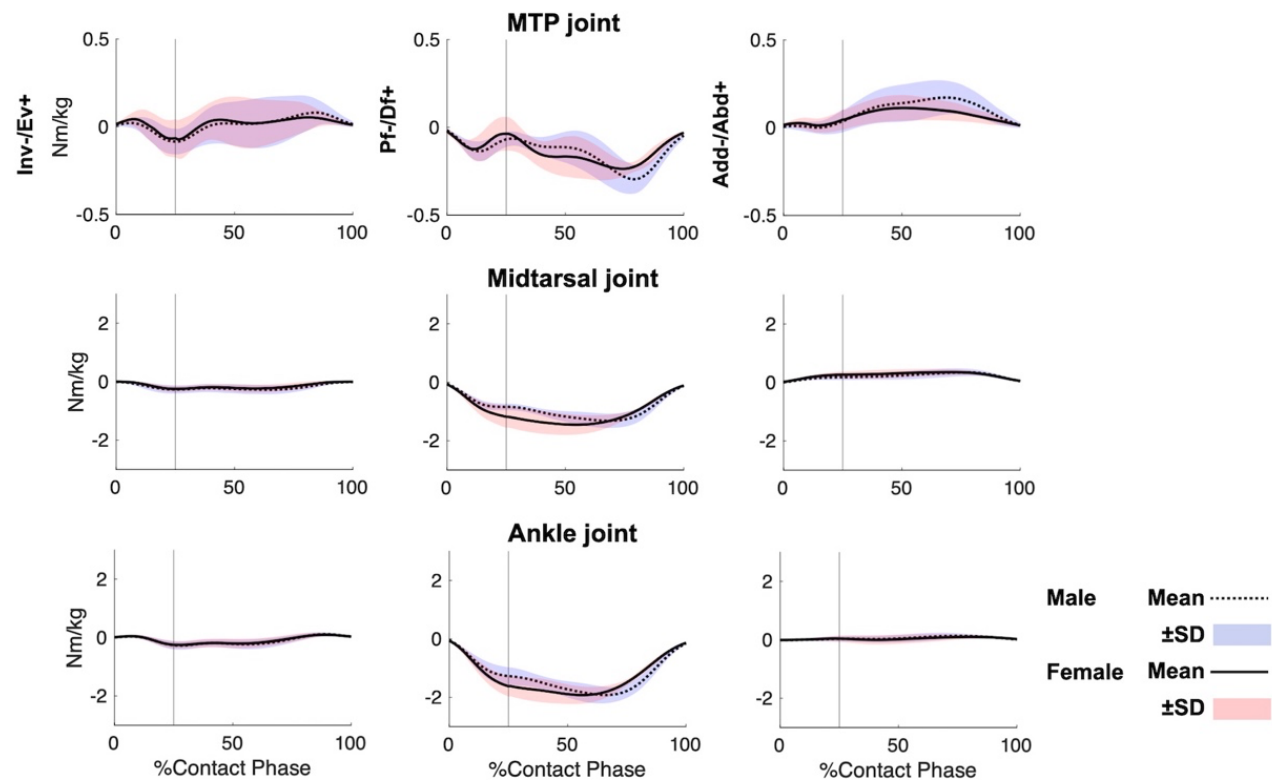


図 28. ドロップジャンプ動作における足部関節モーメント変化の性差. 男性の平均値を点線, 土標準偏差を青色範囲で, 女性の平均値を実線, 土標準偏差を赤色範囲で示す. 上段から順に, MTP joint, Midtarsal joint, Ankle joint, 左から右に, 回内モーメント, 背屈モーメント, 外転モーメントの時間的变化を示す. また床反力鉛直成分が最大となる 25%Contact phase を縦実線にて示している.

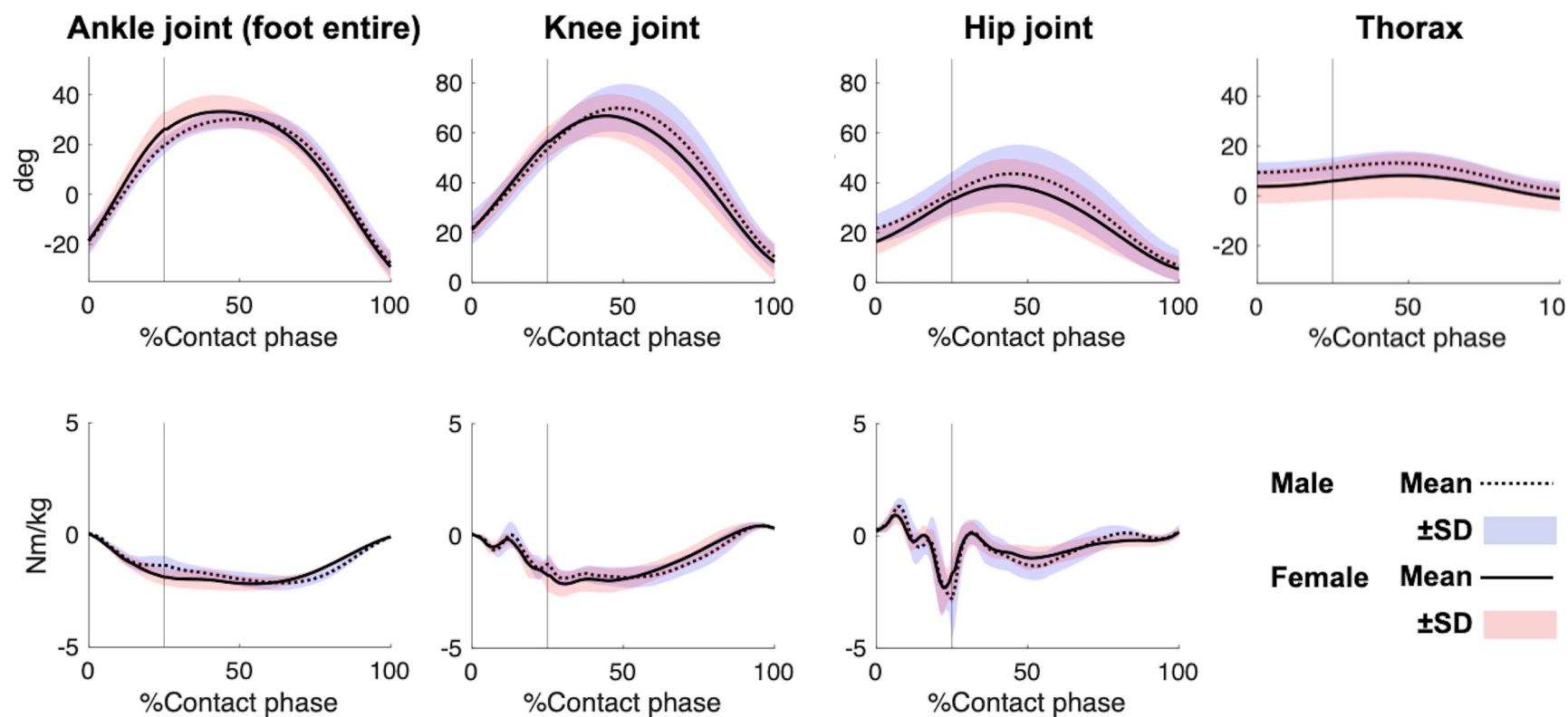


図 29. ドロップジャンプ動作における下肢関節・体幹の角度変化の性差（上段）。下肢関節モーメント変化の性差（下段）。男性の平均値を点線，±標準偏差を青色範囲で，女性の平均値を実線，±標準偏差を赤色範囲で示す。左から順に，Ankle joint (foot entire), Knee joint, Hip joint, Thorax を示す。また床反力鉛直成分が最大となる 25%Contact phase を縦実線にて示している。

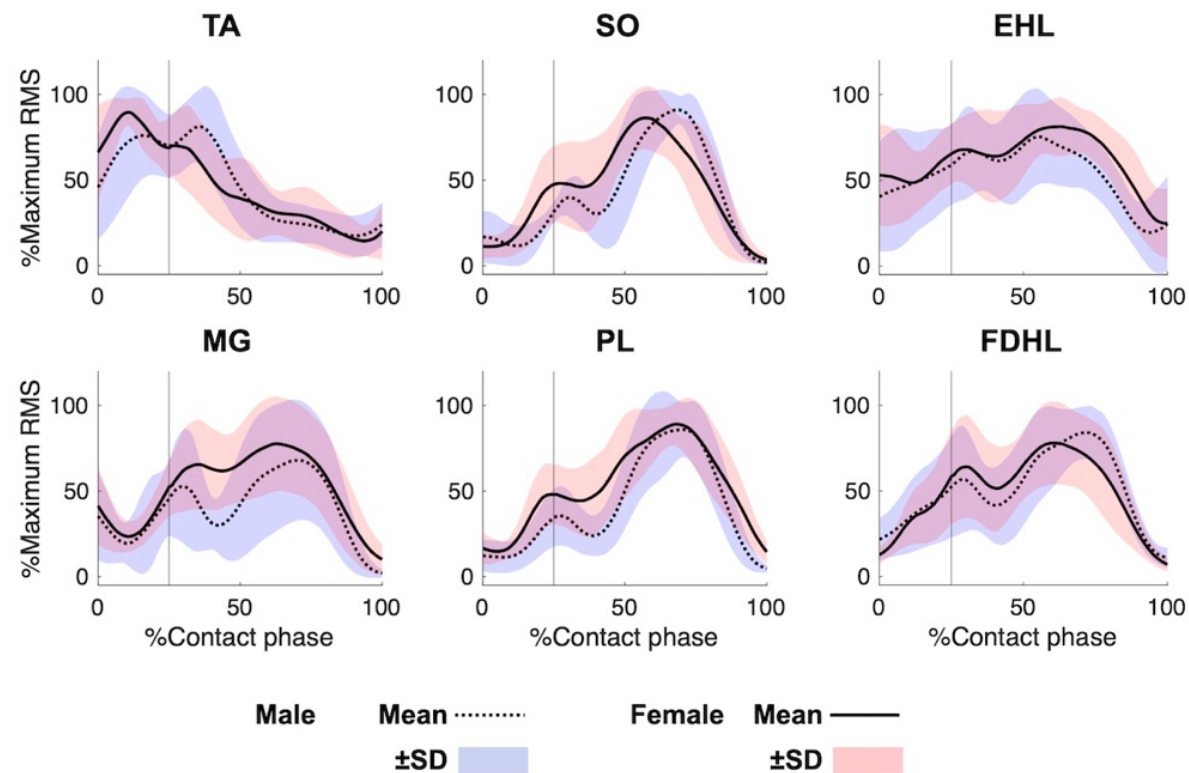


図 30. ドロップジャンプ動作における筋活動変化の性差. 男性の平均値を点線,  $\pm$ 標準偏差を青色範囲で, 女性の平均値を実線,  $\pm$ 標準偏差を赤色範囲で示す. 上段, 左から順に, 前脛骨筋, ヒラメ筋, 長母趾伸筋, 腓腹筋, 長腓骨筋, 長趾屈筋群を示す. また床反力鉛直成分が最大となる 25%Contact phase を縦実線にて示している.

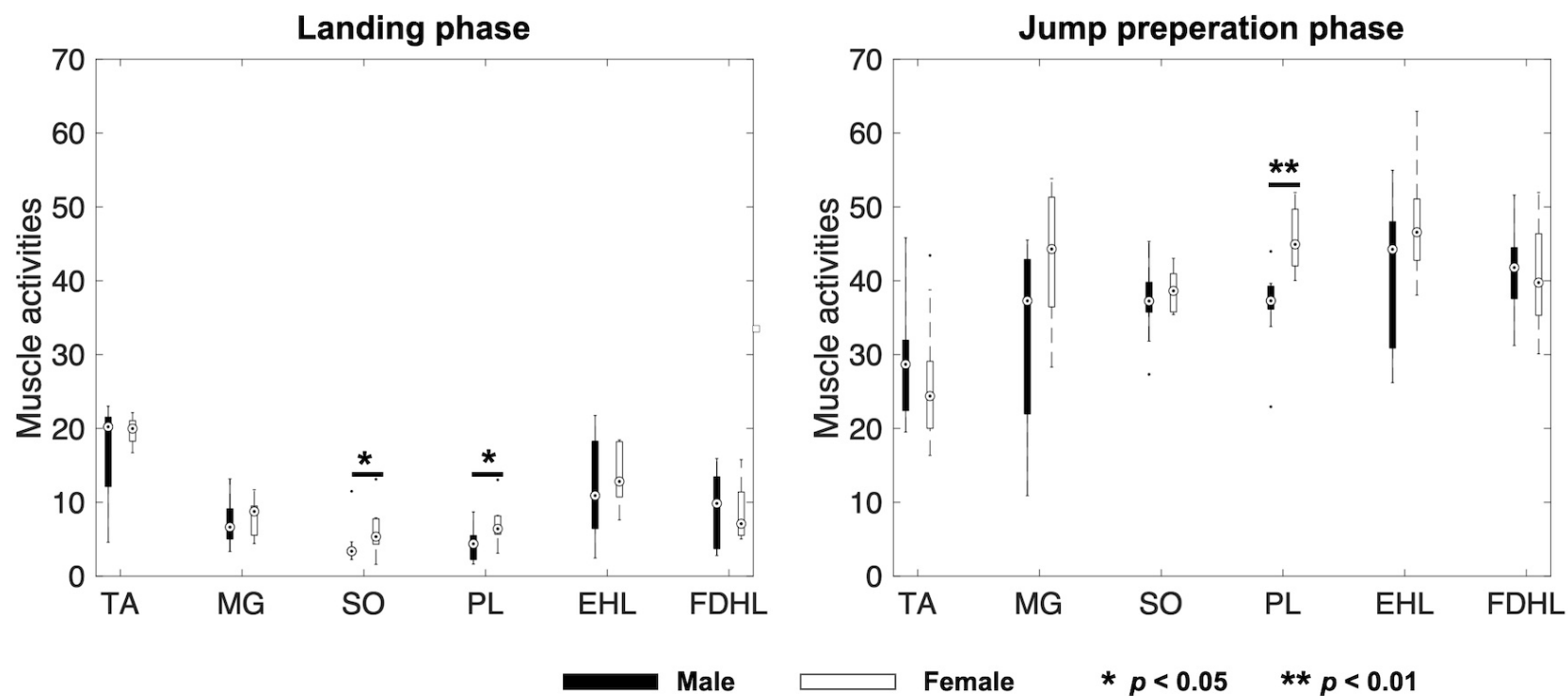


図 31. ドロップジャンプ動作の着地相（左），跳躍準備相（右）における筋活動量の性差．男性は黒色，女性は白色の箱ひげ図で示す．各相において，左から，前脛骨筋，腓腹筋，ヒラメ筋，長腓骨筋，長母趾伸筋，長趾屈筋群である．

#### 4.3.2 ドロップジャンプ動作の push-off の強さと足部ダイナミクスとの関係

まず、ドロップジャンプ動作の跳躍準備相における単位時間あたりの GRFz 積分値と、足部関節 (MTP joint, Midtarsal joint, Ankle joint) の底屈モーメント最大値との相関分析の結果を図 32 に示す。着地相については、女性において、Midtarsal joint と Ankle joint の底屈モーメント最大値について、それぞれ有意な強い正の相関があった ( $r = 0.77, p = 0.0099$ ;  $r = 0.78, p = 0.0078$ )。また、全被験者においても、Midtarsal joint と Ankle joint の底屈モーメント最大値について、それぞれ有意な正の相関があった ( $r = 0.59, p = 0.0060$ ;  $r = 0.53, p = 0.0016$ )。跳躍準備相についても、女性において、Midtarsal joint と Ankle joint の底屈モーメント最大値について、それぞれ有意な強い正の相関があった ( $r = 0.87, p = 0.0011$ ;  $r = 0.93, p < 0.001$ )。また、全被験者においても、Midtarsal joint と Ankle joint の底屈モーメント最大値について、それぞれ有意な強い正の相関があった ( $r = 0.74, p < 0.001$ ;  $r = 0.76, p < 0.001$ )。

次に、ドロップジャンプ動作の跳躍準備相における単位時間あたりの GRFz 積分値と、下肢関節 (Ankle joint (foot entire), Knee joint, Hip joint) の伸展モーメント最大値との相関分析の結果を図 33 に示す。着地相については、女性において、Ankle joint (foot entire) の底屈モーメント最大値について、有意な強い正の相関があった ( $r = 0.76, p = 0.0011$ )。また、全被験者においては、Ankle joint (foot entire), Knee joint の底屈/伸展モーメント最大値について、それぞれ有意な正の相関があった ( $r =$

0.46,  $p = 0.040$ ;  $r = 0.45$ ,  $p = 0.048$ ). 跳躍準備相についても, 女性において, Ankle joint (foot entire) の底屈モーメント最大値について, 有意な非常に強い正の相関があった ( $r = 0.93$ ,  $p < 0.001$ ). また, 全被験者においても, Ankle joint (foot entire) の底屈/伸展モーメント最大値については, 強い正の相関があり ( $r = 0.72$ ,  $p < 0.001$ ), Knee joint の伸展モーメント最大値については, 有意な正の相関があった ( $r = 0.48$ ,  $p = 0.034$ ).

ここで, 単位時間あたりの GRFz 積分値と Ankle joint の底屈モーメントとの関係性について, 3 章で作成したマルチセグメントフットモデルを用いて算出した Ankle joint と Plug-in Gait Full-body Ai model を用いて算出した Ankle joint (entire) とでは, 同程度の正の相関関係を示したが, 足部を一つの剛体として定義した Ankle joint (entire) の結果の方が, 底屈モーメントを過大に評価していた (図 32, 右側と図 33, 左側).

最後に, ドロップジャンプ動作の跳躍準備相における単位時間あたりの GRFz 積分値と足底腱膜の張力積分値との相関分析の結果は図 34 に示す. これら項目については, 有意な相関関係はなかった.

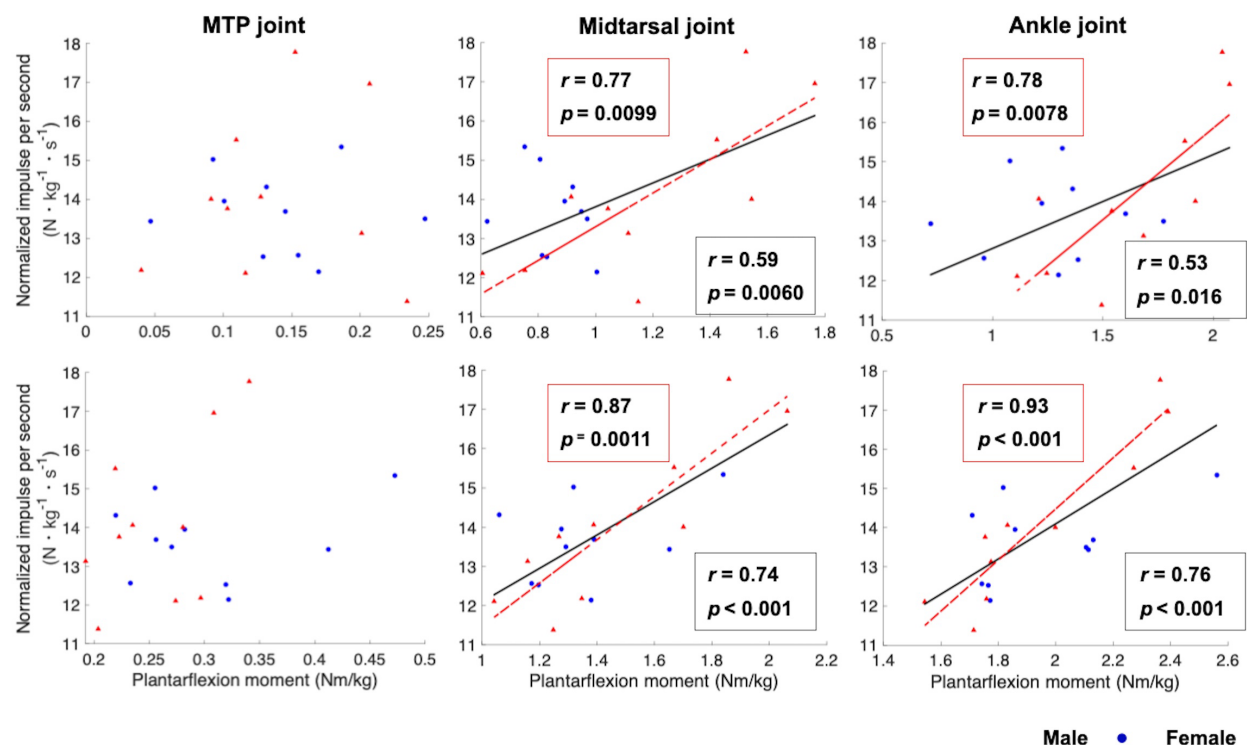


図 32. ドロップジャンプ動作の跳躍準備相における単位時間あたりの GRFz 積分値と足部関節の底屈モーメント最大値（左から，MTP joint, Midtarsal joint, Ankle joint）との相関分析の結果．上段に着地相，下段に跳躍準備相の項目結果を示す．男性は青丸，女性は赤三角で表し，有意に相関があったもの（黒実線：全被験者，青点線：男性，赤点線：女性）を示す．相関係数， $p$  値を示す枠線は相関の直線の色と対応している．

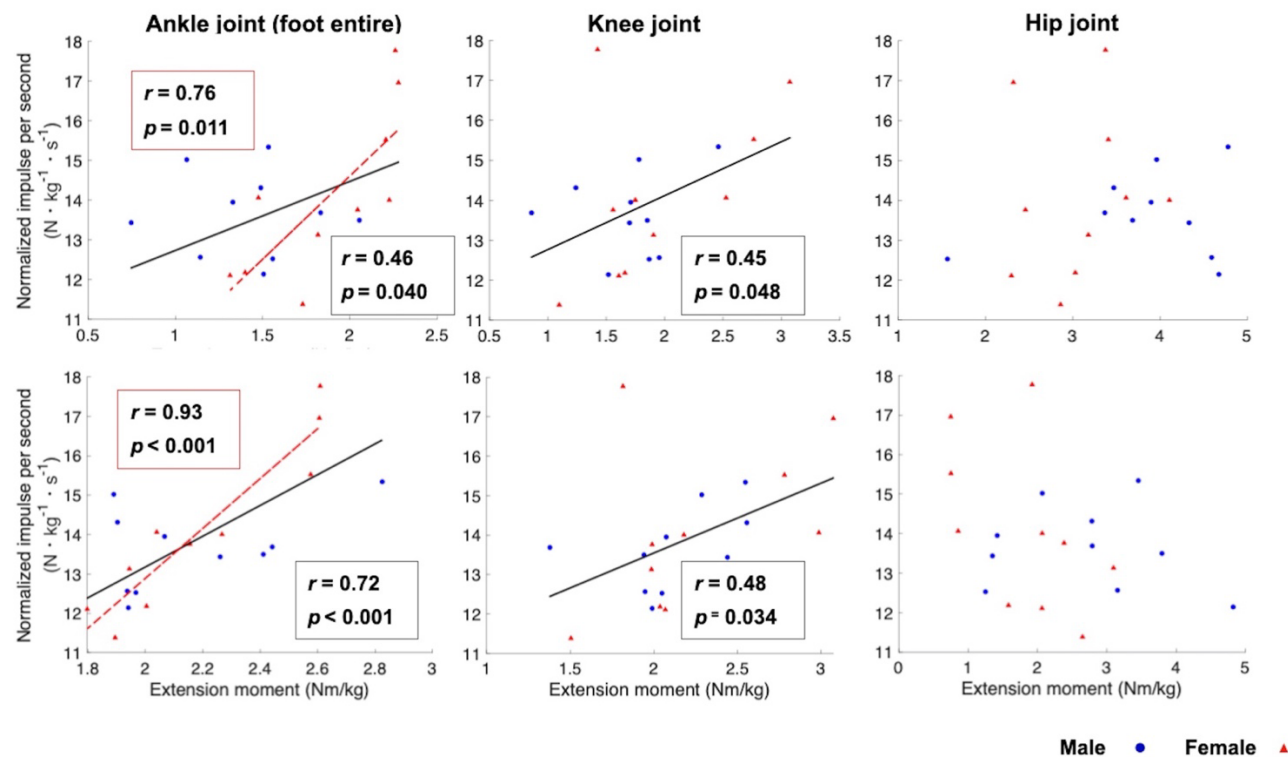


図 33. ドロップジャンプ動作の跳躍準備相における単位時間あたりの GRFz 積分値と下肢関節の伸展モーメント最大値（左から, Ankle joint (foot entire), Knee joint, Hip joint）との相関分析の結果. 上段に着地相, 下段に跳躍準備相の項目結果を示す. 男性は青丸, 女性は赤三角で表し, 有意に相関があったもの（黒実線: 全被験者, 青点線: 男性, 赤点線: 女性）を示す. 相関係数,  $p$  値を示す枠線は相関の直線の色と対応している.

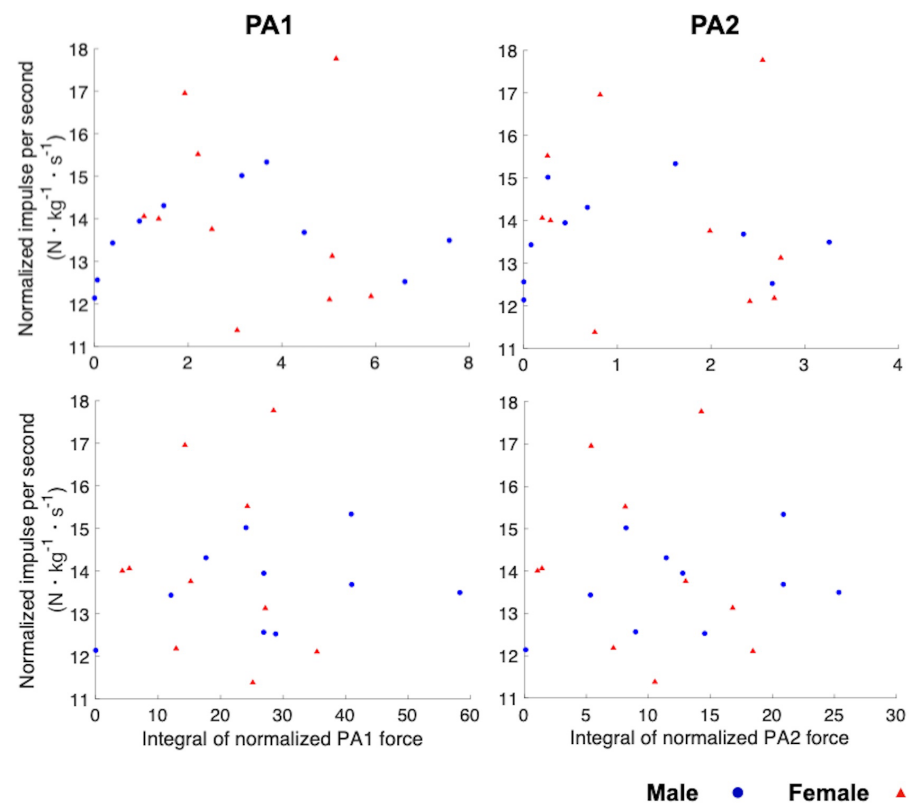


図 34. ドロップジャンプ動作の跳躍準備相における単位時間あたりの GRFz 積分値と PA の張力積分値（左から，PA1, PA2）との相関分析の結果．上段に着地相，下段に跳躍準備相の項目結果を示す．男性は青丸，女性は赤三角で表し，有意に相関があったもの（黒実線：全被験者，青点線：男性，赤点線：女性）を示す．相関係数， $p$  値を示す枠線は相関の直線の色と対応している．

#### 4.4 考察

本研究では，3 章で開発した足部モデルを用いることで，ドロップジャンプ動作における足部ダイナミクスの性差を明らかにしただけでなく，push-off の強さ，つまり跳躍準備相における単位あたりの GRFz 積分値に關与しうる力学的な要因を明らかにした．以下，小項目にて詳細を述べる．

##### 4.4.1 ドロップジャンプ動作における足部ダイナミクスの性差

関節弛緩性は男性よりも女性の方が高く [27,28],ランニング動作では女性の中足部における過可動性 [6] が報告されている．また，アーチスティフネスは男性よりも女性の方が低いことが報告されている [29] が，人種や年齢によっても異なるとされる [87]．日本人の健常若年者においては，アーチスティフネスに性差はないとも報告がある [33]．

本研究では，Midtarsal joint の関節運動に性差は認められなかったが，女性の方が男性よりも Midtarsal joint の底屈モーメントを発揮していた．加えて，女性は着地相において，ヒラメ筋と長腓骨筋の活動が増大していた．まず，着地相における GRFz が最大となる地点において，女性は男性よりも COP が前方に位置するドロップジャンプの動作パターンを示したことから，女性は男性よりも Midtarsal joint に大きな回転が生じる動作パターンをとることが明らかとなった．また，女性の着地相で活動量が増大したヒラメ筋や長腓骨筋は足関節の底屈，回内に作用し，長腓骨筋においては，後脛骨筋と共同的に働いて中足部の回内外を制御するとされる．本研究では，深部筋である後脛骨筋は測

定が困難なため対象としていないが、Midtarsal joint および Ankle joint の回内外運動に性差がないことを踏まえると、女性では着地相においてヒラメ筋、長腓骨筋だけでなく、後脛骨筋の活動も増大していたと予想できる。

これらのことから、女性において、先行研究 [6] で報告されている中足部の関節弛緩性があるかは判断できないが、ドロップジャンプ動作の着地相において、女性は男性よりも Midtarsal joint に大きな負荷がかかる運動パターンをとり、下腿筋群、足底筋群が Midtarsal joint の運動を制御するような筋発揮パターンをとることが明らかとなった。

有限要素法を用いた先行研究 [34] では、ランニング動作において、Forefoot striker (前足部から接地する走行法) は Rear foot striker (後足部から接地する走行法) に比べてアーチ高が減少し、足底結合組織と足底腱膜にかかるストレスが増加することが報告されている。つまり、ドロップジャンプ動作は後足部から接地するようなランニング動作よりも足底腱膜や足部軟部組織に生じるストレスが大きいことが予想される。さらに、女性は男性よりも足部の前方から外力が作用し、足部を扁平化させる回転モーメントに対して、ヒラメ筋や長腓骨筋、後脛骨筋の活動が増大していたが、女性に多い内側脛骨ストレス症候群 (Medial Tibial Stress Syndrome; MTSS) は、ヒラメ筋や後脛骨筋の伸長ストレスが原因で生じ、内側縦アーチの低下、後足部の回内角度の増大など、足部の静的なマルアライメントが危険因子だと言われている [88,89]。

これらのことから、本研究で認められた女性の着地時の動作

パターンや筋発揮パターンは、GRFz がピークに達する時に足底、および下腿後面の筋群に大きな伸長ストレスを与えうるため、静的な足部構造に問題がない場合でも、足底の軟部組織の傷害/障害や、MTSS の発症に関与する可能性が示唆された。健常足であっても、動作中の足部ダイナミクスを評価することによって、傷害/障害に関与しうる要因を検討することが可能であった。傷害/障害リスクを評価する上では、静的な足部形状だけでなく、動作中の足部ダイナミクスを評価する重要性を示した。

#### 4.4.2 ドロップジャンプ動作の push-off に関与する力学的要因

歩行の push-off については、windlass mechanism [10] による足部の安定化機能が長い間唱えられてきたが、最近の研究では、通常の push-off よりも強く push-off すると、足趾の伸展が減少し、母趾外転筋、短趾屈筋といった足部内在筋の活動が増大することが報告されている [23]。また歩行よりも力発揮の要求が高いランニング動作においても、母趾外転筋、短趾屈筋、足底方形筋といった足部内在筋の活動が大きくなることが報告されている [45]。

ドロップジャンプ動作においては、足底腱膜の張力積分値は跳躍準備相における単位時間あたりの GRFz 積分値に有意な相関関係はなかった。ドロップジャンプ動作は、日常生活動作である歩行と比較すると、より大きな力発揮が要求されるだけでなく、ランニングなどの前方へ推進していく動作とは異なり、上方へ身体重心を持ち上げる動作である。そのため、ドロップジャンプ動作では、歩行の push-off 時のように MTP joint が大きく背屈

し、足底腱膜の張力を増大させる戦略をとらないと考えられる。その一方で、Midtarsal joint, Ankle joint の底屈モーメントは跳躍準備相における単位時間あたりの GRFz 積分値に有意な正の関係性があった。これらの結果から、ドロップジャンプ動作における push-off は、足底腱膜の巻き上げによる windlass mechanism による安定化、力発揮を図るというよりかは、Midtarsal joint の安定化に作用する足部内在筋、外在筋が関与していたと考えられる。

ドロップジャンプ動作における push-off の大きさと、足部内在筋や外在筋による足部を安定化させる機構との関連性は、男性被験者よりも、女性被験者の方が強く関連しており、また着地相、跳躍準備相のどちらにおいても女性被験者で関連性が高かった。本結果は、単位時間あたりの GRFz 積分値について、男性の方が女性よりもばらつきが少なかったこと、また女性におけるドロップジャンプ動作は、男性と比較して足部・足関節の底屈筋群の活動優位にジャンプを行なっていることに起因していると考えられる。先行研究 [83] では、関節パワーの指標を用いて、ドロップジャンプ動作において、女性は足関節優位に、男性は股関節優位に衝撃吸収を行なっていると報告している。これは女性の股関節伸展筋力の低下が影響していると示唆しているが、本研究においても、着地相の股関節伸展モーメントは男性よりも女性の方が有意に小さかった。つまり、女性は股関節伸展筋群の筋力を補うために足関節の底屈筋群だけでなく、足部の底屈筋群の活動も優位に発揮する戦略を取ることが本研究結果から明らかになった。これらのことから、男性よりも女性の方が足部

の安定化が求められるため、push-off の大きさとの関連性も高かったと考えられる。

また、足部を一つの剛体として定義した Ankle joint (entire) では、足部を 3 つの剛体に分けて定義した足部力学モデルよりも底屈モーメントを過大評価していたが、底屈モーメントを算出するための要素である、慣性パラメータ（質量、COM、慣性テンソル）が、一つの足部分であるために大きいこと、また足底腱膜の影響を考慮していないことが原因であると考えられる。本研究の結果より、足関節よりも遠位の足部の安定化が動作の効率的な力発揮に関与しうることを踏まえると、足部を一つの剛体として定義したモデルを用いた動作分析、動作評価は、パフォーマンスに関与しうる力学的要因を誤認、ないし過大に評価する可能性が示唆された。荷重下の動作解析において、膝関節、股関節、足関節といった大関節だけでなく、構築した足部モデルを用いて足部の詳細な評価を行う有用性を示した。

#### 4.4.3 研究限界

本研究には手法的限界がいくつかある。まず、モデルの適用範囲についてである。本研究で用いた足部モデルは成人男性の足部を基に作成している。足部の形状については、個体差もあるが、性差も存在する [90]。本研究における対象は健常成人の足部であり、安静立位時の足部角度に性差は見られなかった。また女性における足底腱膜の長さ変化についても、足部運動学と大きく逸脱した結果は認められなかった。そのため、本モデルは健常成人において性別に関係なく使用し、足部運動学・足底腱膜の長さ

変化・足部運動力学を扱うことが可能だったと考える．

また，三次元動作解析には皮膚と骨との誤差であるスキナーチファクトが必ず生じる．動的な足部の骨の位置変化を正確に捉える手法として，bone pin を挿入し，ピンの先の反射マーカより各関節角度を計算する方法 [12,13] もあるが，多大な侵襲を伴う．本研究においては，運動範囲の小さい回内・外転運動において，統計学的な差を検出することができなかったが，矢状面の運動においては，非侵襲的な方法を用いて，足部機能に関わる運動の統計学的な差を検出することが可能だった．

## 5章 総合的考察

本論文は、足部を足趾、前足部、後足部の3つの剛体に分けて、足部CTデータを基に足底腱膜と各剛体の慣性パラメーターを組みこんだ足部モデルを構築し、三次元動作解析装置を用いた関節運動計測と床反力計計測を組み合わせた逆動力学解析により、ドロップジャンプ動作における足部機能の解明に迫った。

### 5.1 構築モデルの有用性

本研究では、足部運動学・運動力学解析に特化した足部モデルを構築した。足部運動学については、模擬模型を用いた計測を行うことで、3-segment foot model と 4-segment foot model における運動学的妥当性を定量化した。3-segment foot model は広く用いられている 4-segment foot model とほとんど同程度、あるいはそれ以上に高い妥当性を有していることを示した。また、生体に適用した場合であっても、3-segment foot model 運動学パターンは、足部機能を評価するにあたって許容できる範囲内で 4-segment foot model と一致しており、本計測法に適合させた 3-segment foot model による足部運動計測の妥当性が支持された。

さらに、より解剖学的に正確な足部運動力学モデルを構築するために、健常成人男性の足部CTデータを用いて慣性パラメーターの算出、および足底腱膜の付着点を抽出した。また逆動力学計算を行うにあたって、座標定義、オイラー角の算出方法についても再検討した。その結果、足部モデルを構成する各セグメントの質量分布を解剖学的により正確なものとするとともに、解剖学的走行を再現した足底腱膜をモデル内に組み込めるようになった。

足部内部の力の計測には、上下肢・体幹で用いられるような表面筋電計を用いることができず、侵襲を伴うワイヤ電極や針筋電計を用いる必要がある。そのため、非侵襲的に推定可能な足部力学モデルが有用であるが、これまで提案されてきた足部力学モデル [46,75] は、足部を分割した慣性パラメーターの解剖学的精度が低く、また足底腱膜の伸長変化と発生する張力については、考慮されていなかった。本研究では足底腱膜の緊張変化の影響を足部モデルに組み込むことで、動作中の足部に発生する関節モーメントを、受動要素と能動要素とを区別して推定可能とし得る可能性が支持された。

足部内部で生じる運動と力を”非侵襲的に”推定できることは、臨床現場に応用するにあたって重要な点である。足部傷害/障害は、動作中に足部内で生じる局所的、ないし反復的なストレスによって生じるが、観察的に評価することは不可能である。静的な足部アーチと、下肢関節障害との関連 [88,91] や、動作パフォーマンスとの関連 [42,69] については多く報告されており、臨床現場においても足部の静的な構造評価を一般的に行う。しかしながら、動作中に生じる足部の構造的変化を捉えることは足部が軟組織に覆われているために困難である。本モデルは、動作中における足部運動だけでなく、運動を生じさせる力学的要因を明らかにすることができるため、臨床現場にも応用することで、足部傷害/障害の発生・進行機序の解明や、治療介入の効果検証に寄与するデータを示すことが可能になると考える。

## 5.2 動作中の足部機能

本研究では、構築した足部力学モデルを用いて、歩行動作、およびドロップジャンプ動作の実験計測を行った。その結果、歩行においては、**windlass mechanism** [10] で説明される足底腱膜の伸長変化と、足底腱膜の発揮する張力が足部関節モーメントに与える影響を定量化し得る可能性が支持された。

また、足部傷害/障害の多い女性について、ドロップジャンプ動作時の足部ダイナミクスの性差を検出することが可能だった。これまで、足部構造や運動学的な性差は報告されてきた [6,90,92,93] が、足部内部で生じる関節モーメントにおける性差については未解明であった。本モデルを用いることで、足部内関節に生じる大きな回転に対し、足部内在筋や外在筋の力学的制御パターンがどのように変化するかを示すことができた。さらに、足部接地中期に足底腱膜が発揮する張力は、歩行の **push-off** 時に発揮する張力と同程度であったが、**push-off** の強さとの関連性は低く、一方で、**push-off** の強さは **Midtarsal joint**, **Ankle joint** の底屈モーメントの大きさと関連性が高いことが示唆された。

動作中の足部機能については、**windlass mechanism** [10] について説明されてきたが、ヒトの実動作計測で足部の骨運動と足底腱膜の動態が実証されているわけではない。近年では、足部内在筋の侵襲的な計測や足底腱膜のモデル化を用いることで、**windlass mechanism** が歩行 [23] や歩行よりも力発揮要求の高いランニング動作 [45] などどのように寄与しているか検証されてきた。しかし、ドロップジャンプ動作においては、膝前十

字靱帯の損傷との関連から膝関節に着目した研究が多く[36,39], 足部については着目されてこなかった. ドロップジャンプ動作は上方へ推進力を生み出す動作であり, 足趾ないし前足部から接地するため, より足部の安定化と, 力発揮が要求される動作である. 本研究では, 構築した足部モデルを用いることで, 歩行動作とドロップジャンプ動作の **push-off** における, 足底腱膜と足底腱膜以外の力学的要因との関連性を非侵襲的に定量化することが可能となっただけでなく, 女性特有の障害発症要因の一つとも示唆できる足部ダイナミクスを評価し得る可能性が支持された.

動作中における足部ダイナミクスが性別によって変化すること, また足部の安定化機構が課題動作によって変化することを明らかにできたことは, より”個々の患者に合わせた”効果的な治療, ないし予防的な介入をするにあたって, 非常に重要な知見である. 臨床現場において, 同じ疾患を有している患者であっても, 全く同じ理学療法介入をすることが効果的であるとは限らない. 特に足部は他の身体部位と比較しても形状の個別性が高い部位である. 足部の形状だけでなく, 年齢, 性別, 求められる動作課題, 変形や疾患の進行によって, 治療介入を選択することで, 疾患の発症・進行予防, 動作パフォーマンスの向上を実現できると考える. 本研究では日常的にスポーツの行っていない者を対象としたが, 本研究で構築したモデルをアスリートや高齢者, 有疾患者など対象の幅を広げることで, 動作中の足部機能や足部傷害/障害の発症に関連する新たな知見を得られるため, 幅広い臨床現場で応用可能なデータを示すことが可能になると考える.

### 5.3 今後の課題と展望

本研究にはいくつかの課題が残されている。

まず、構築したモデルの適用範囲を評価していないことである。本モデルは一般的な健常成人男性の足部を用いてモデル構築を行った。実際に健常若年者、男女に適用したが、足部形状の個人差が慣性パラメーターや足底腱膜の伸長変化にどの程度影響を与えるかについては評価していない。足部形状は個人差が存在するが、進行した外反母趾や扁平足では定義される座標が一般的な足部と大きく異なることが予想される。慣性パラメーターに関しては、足部の質量は小さいため、算出結果に大きな影響を与えないかもしれないが、足底腱膜の付着点に関しては、位置を正しく捉えられない可能性が大きい。今後は、適用範囲の評価をするだけでなく、変形を伴う足部にモデル形状をどのようにフィッティングするかを検証する必要がある。

次に、モデル計算に用いた値は仮定値である点をあげる。足底腱膜の自然長やバネ定数は個人差が存在するだけでなく、筋腱の弾性は荷重や運動量によって日内変化する [94]。また足部の形状、構造が変化した扁平足や凹足では、足底腱膜の動態や発揮される張力は一般的な足部とは異なることが予想される。足底腱膜については、近年、超音波エラストグラフィ法 [95] を用いることで筋腱の弾性変化を評価することが可能となっている。今後は、変形した足部のバネ定数の仮定についても検討する必要がある。

以上の通り本研究ではモデル適応における課題を残すものの、

本研究においては、健常若年者における動作中の足部内部で生じる関節モーメントと足底腱膜の張力の寄与を非侵襲的に評価できたことは非常に新規的である。従来のように、足部を一つの剛体として扱った場合には、パフォーマンスや、傷害/障害に関与しうる足部の評価が困難であるだけでなく、足関節に生じるモーメントが過大に評価されるため、介入すべき対象を誤ってしまう可能性もある。また、足底腱膜の影響を考慮されていない足部力学モデルを用いた場合では、足部の内在的に生じる力学的要因が腱によるものなのか、筋によるものなのかを詳細には明らかにできない。本研究において開発した新たな足部力学モデルを用いて動作中の足部ダイナミクスを評価することで、一般的な足部形状であっても、傷害/障害発症に起因しうる女性特有の力学的要因を示唆できたこと、また動作中の足部機能を解明できたことは、予防的な理学療法介入につながるため、高い有用性を保持していると考ええる。今後は、本モデルを基盤として、変形足にも適用できる足部モデルを構築し、足部障害の進行予防や治療に寄与する基礎的知見を集積するために、実動作計測や介入研究を実施する予定である。動作中の足部ダイナミクス評価に基づいたインソールや医療靴の開発・処方にも応用できる有益なデータを示すことができる可能性があると考ええる。

## 6章 結論

本研究では、まず、3つの剛体に分割した足部モデルについて、足部模擬模型を用いた計測で運動学的な妥当性の検証を行い、次に、足部運動力学解析にも特化した足部モデルを構築し、歩行動作およびドロップジャンプ動作計測を行うことで、力学的特性から動作中の足部機能を明らかにすることを試みた。その結果、以下の結論を導いた。

- (1) 足部模擬模型による検証を行うことで、3-segment foot model の運動学的妥当性を支持する結果が得られた。
- (2) 3-segment foot model は、広く用いられている 4-segment foot model と共通する運動学パターンが検出された。
- (3) 足部 CT データに基づく解剖学的形状を反映させたモデルを用いることで、生体により近い慣性パラメーターを用いるとともに、足底腱膜をモデル内に組み込むことが可能となった。
- (4) 本モデルを用いた歩行動作解析において、足底腱膜は push-off 時に最も伸長し、MTP joint の回内・底屈・内転モーメント、Midtarsal joint の底屈モーメントに寄与するメカニズムを定量化し得る可能性が支持された。

(5) 本モデルを用いたドロップジャンプ動作解析において、静的構造に性差が認められない場合であっても、動作中の足部ダイナミクスの性差を定量化し得る可能性が支持された。

(6) ドロップジャンプ動作における push-off の強さは、Midtarsal joint, および Ankle joint の底屈モーメントとの関連性が強いことが示唆された。

このように、本研究の一連の結果は本モデルの将来性を支持するものであり、今後の更なる研究により足部関節運動異常の定量評価法の確立につながることが期待される。

## 参考文献

1. Leardini, A.; Benedetti, M.G.; Berti, L.; Bettinelli, D.; Nativio, R.; Giannini, S. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture* **2007**, *25*, 453–462, doi:10.1016/j.gaitpost.2006.05.017.
2. Simon, J.; Doederlein, L.; McIntosh, A.S.; Metaxiotis, D.; Bock, H.G.; Wolf, S.I. The Heidelberg foot measurement method: Development, description and assessment. *Gait Posture* **2006**, *23*, 411–424, doi:10.1016/j.gaitpost.2005.07.003.
3. Carson, M.C.; Harrington, M.E.; Thompson, N.; O'Connor, J.J.; Theologis, T.N. Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: A repeatability analysis. *J. Biomech.* **2001**, *34*, 1299–1307, doi:10.1016/S0021-9290(01)00101-4.
4. Deschamps, K.; Staes, F.; Peerlinck, K.; Van Geet, C.; Hermans, C.; Matricali, G.A.; Lobet, S. 3D Multi-segment foot kinematics in children: A developmental study in typically developing boys. *Gait Posture* **2017**, *52*, 40–44, doi:10.1016/j.gaitpost.2016.11.022.
5. Arnold, J.B.; Mackintosh, S.; Jones, S.; Thewlis, D. Differences in foot kinematics between young and older adults during walking. *Gait Posture* **2014**, *39*, 689–694, doi:10.1016/j.gaitpost.2013.09.021.
6. Takabayashi, T.; Edama, M.; Nakamura, M.; Nakamura,

- E.; Inai, T.; Kubo, M. Gender differences associated with rearfoot, midfoot, and forefoot kinematics during running. *Eur. J. Sport Sci.* **2017**, *17*, 1289–1296, doi:10.1080/17461391.2017.1382578.
7. Kim, E.J.; Shin, H.S.; Takatori, N.; Yoo, H.J.; Cho, Y.J.; Yoo, W.J.; Lee, D.Y. Inter-segmental foot kinematics during gait in elderly females according to the severity of hallux valgus. *J. Orthop. Res.* **2020**, *38*, 2409–2418, doi:10.1002/jor.24657.
  8. Shin, H.S.; Lee, J.H.; Kim, E.J.; Kyung, M.G.; Yoo, H.J.; Lee, D.Y. Flatfoot deformity affected the kinematics of the foot and ankle in proportion to the severity of deformity. *Gait Posture* **2019**, *72*, 123–128, doi:10.1016/j.gaitpost.2019.06.002.
  9. Kirby, K.A. Longitudinal arch load-sharing system of the foot. *Rev. Española Podol.* **2017**, *28*, e18–e26, doi:10.1016/j.repod.2017.03.003.
  10. Hicks, J.H. The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch. *J. Anat.* **1954**, *88*, 25–30.
  11. Elftman, H. The transverse tarsal joint and its control. *Clin. Orthop.* **1960**, *16*, 41–46.
  12. Stacoff, A.; Nigg, P.D. sc. nat. B.M.; Reinschmidt, C.; Bogert, A.J. van den; Lundberg, A.; Stüssi, P.D. phil. nat. E.; Denoth, D. sc. nat. J. Movement Coupling at the Ankle During the Stance Phase of Running:

- <http://dx.doi.org/10.1177/107110070002100309> **2016**, *21*, 232–239, doi:10.1177/107110070002100309.
13. Arndt, A.; Westblad, P.; Winson, I.; Hashimoto, T.; Lundberg, A. Ankle and subtalar kinematics measured with intracortical pins during the stance phase of walking. *Foot ankle Int.* **2004**, *25*, 357–364, doi:10.1177/107110070402500514.
  14. Koo, S.; Lee, K.M.; Cha, Y.J. Plantar-flexion of the ankle joint complex in terminal stance is initiated by subtalar plantar-flexion: A bi-planar fluoroscopy study. *Gait Posture* **2015**, *42*, 424–429, doi:10.1016/j.gaitpost.2015.07.009.
  15. Chen Wang, M.D.; Geng, X.; Wang, S.; Xin Ma, M.D.; Xu Wang, M.D.; Jiazhang Huang, M.D.; Chao Zhang, M.D.; Li Chen, M.S.; Yang, J.; Wang, K. In vivo kinematic study of the tarsal joints complex based on fluoroscopic 3D-2D registration technique. *Gait Posture* **2016**, *49*, 54–60, doi:10.1016/j.gaitpost.2016.06.009.
  16. Panero, E.; Gastaldi, L.; Rapp, W. Two-Segment Foot Model for the Biomechanical Analysis of Squat. *J. Healthc. Eng.* **2017**, *2017*, doi:10.1155/2017/9652948.
  17. Mits, S. De; Segers, V.; Woodburn, J.; Elewaut, D.; Clercq, D. De; Roosen, P. A clinically applicable six-segmented foot model. *J. Orthop. Res.* **2012**, *30*, 655–661, doi:10.1002/JOR.21570.

18. Kim, H.; Kipp, K. Number of Segments Within Musculoskeletal Foot Models Influences Ankle Kinematics and Strains of Ligaments and Muscles. *J. Orthop. Res.* **2019**, *37*, 2231–2240, doi:10.1002/jor.24394.
19. Nicholson, K.; Church, C.; Takata, C.; Niiler, T.; Chen, B.P.J.; Lennon, N.; Sees, J.P.; Henley, J.; Miller, F. Comparison of three-dimensional multi-segmental foot models used in clinical gait laboratories. *Gait Posture* **2018**, *63*, 236–241, doi:10.1016/j.gaitpost.2018.05.013.
20. Portinaro, N.; Leardini, A.; Panou, A.; Monzani, V.; Caravaggi, P. Modifying the Rizzoli foot model to improve the diagnosis of pes-planus: Application to kinematics of feet in teenagers. *J. Foot Ankle Res.* **2014**, *7*, 1–7, doi:10.1186/s13047-014-0057-2.
21. Myerson, M.S. Adult acquired flatfoot deformity: treatment of dysfunction of the posterior tibial tendon. *Instr. Course Lect.* **1997**, *46*, 393–405.
22. Headlee, D.; Leonard, J.; Hart, J.; Ingersoll, C.; Hertel, J. Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2008**, *18*, 420–425, doi:10.1016/J.JELEKIN.2006.11.004.
23. Farris, D.J.; Birch, J.; Kelly, L. Foot stiffening during the push-off phase of human walking is linked to active muscle contraction, and not the windlass mechanism. *J.*

- R. Soc. Interface* **2020**, *17*, 20200208,  
doi:10.1098/rsif.2020.0208.
24. スポーツ安全協会；日本体育協会 スポーツ外傷・障害予防  
ガイドブック；2017；
  25. Withnall, R.; Eastaugh, J.; Freemantle, N. Do shock  
absorbing insoles in recruits undertaking high levels of  
physical activity reduce lower limb injury? A  
randomized controlled trial. *J. R. Soc. Med.* **2006**, *99*,  
32–37, doi:10.1258/jrsm.99.1.32.
  26. Frisch, A.; Seil, R.; Urhausen, A.; Croisier, J.L.; Lair,  
M.L.; Theisen, D. Analysis of sex-specific injury  
patterns and risk factors in young high-level athletes.  
*Scand. J. Med. Sci. Sports* **2009**, *19*, 834–841,  
doi:10.1111/j.1600-0838.2008.00860.x.
  27. Shultz, S.J.; Shimokochi, Y.; Nguyen, A.D.; Schmitz,  
R.J.; Beynnon, B.D.; Perrin, D.H. Measurement of  
varus-valgus and internal-external rotational knee  
laxities in vivo - Part II: Relationship with anterior-  
posterior and general joint laxity in males and females.  
*J. Orthop. Res.* **2007**, *25*, 989–996,  
doi:10.1002/jor.20398.
  28. Wilkerson, R.D.; Mason, M.A. Differences in men’s and  
women’s mean ankle ligamentous laxity. *Iowa Orthop. J.*  
**2000**, *20*, 46–48.
  29. Zifchock, R.A.; Davis, I.; Hillstrom, H.; Song, J. The

- effect of gender, age, and lateral dominance on arch height and arch stiffness. *Foot Ankle Int.* **2006**, *27*, 367–372, doi:10.1177/107110070602700509.
30. Williams, D.S.; McClay, I.S. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: Reliability and validity. *Phys. Ther.* **2000**, *80*, 864–871, doi:10.1093/PTJ/80.9.864.
  31. Scott, G.; Menz, H.; Newcombe, L. Age-related differences in foot structure and function. *Gait Posture* **2007**, *26*, 68–75, doi:10.1016/J.GAITPOST.2006.07.009.
  32. Lee, Y.C.; Wang, M.J. Taiwanese adult foot shape classification using 3D scanning data. *Ergonomics* **2015**, *58*, 513–523, doi:10.1080/00140139.2014.974683.
  33. Takabayashi, T.; Edama, M.; Inai, T.; Nakamura, E.; Kubo, M. Effect of Gender and Load Conditions on Foot Arch Height Index and Flexibility in Japanese Youths. *J. Foot Ankle Surg.* **2020**, *59*, 1144–1147, doi:10.1053/J.JFAS.2020.03.019.
  34. Chen, T.L.W.; Wong, D.W.C.; Wang, Y.; Lin, J.; Zhang, M. Foot arch deformation and plantar fascia loading during running with rearfoot strike and forefoot strike: A dynamic finite element analysis. *J. Biomech.* **2019**, *83*, 260–272, doi:10.1016/j.jbiomech.2018.12.007.
  35. Boden, B.P.; Dean, C.S.; Feagin, J.A.; Garrett, W.E. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury.

- Orthopedics* **2000**, *23*, 573–578, doi:10.3928/0147-7447-20000601-15.
36. Shimokochi, Y.; Shultz, S.J. Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *J. Athl. Train.* 2008, *43*, 396–408.
  37. Tsai, L.C.; Ko, Y.A.; Hammond, K.E.; Xerogeanes, J.W.; Warren, G.L.; Powers, C.M. Increasing hip and knee flexion during a drop-jump task reduces tibiofemoral shear and compressive forces: implications for ACL injury prevention training. *J. Sports Sci.* **2017**, *35*, 2405–2411, doi:10.1080/02640414.2016.1271138.
  38. Ishida, T.; Koshino, Y.; Yamanaka, M.; Ueno, R.; Taniguchi, S.; Samukawa, M.; Saito, H.; Matsumoto, H.; Aoki, Y.; Tohyama, H. The effects of a subsequent jump on the knee abduction angle during the early landing phase. *BMC Musculoskelet. Disord.* **2018**, *19*, doi:10.1186/s12891-018-2291-4.
  39. Paz, G.A.; Maia, M. de F.; Farias, D.; Santana, H.; Miranda, H.; Lima, V.; Herrington, L. Kinematic analysis of knee valgus during drop vertical jump and forward step-up in young basketball players. *Int. J. Sports Phys. Ther.* **2016**, *11*, 212–9.
  40. Fukashiro, S.; Kurokawa, S.; Hay, D.C.; Nagano, A. Comparison of Muscle-Tendon Interaction of Human M. Gastrocnemius Between Ankle- and Drop-Jumping. *Int.*

- J. Sport Heal. Sci.* **2005**, *3*, 253–263,  
doi:10.5432/ijshs.3.253.
41. Komi, P. V Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *J. Biomech.* **2000**, *33*, 40351.
  42. Prapavessis, H.; McNair, P.J. Effects of instruction in jumping technique and experience jumping on ground reaction forces. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **1999**, *29*, 352–356, doi:10.2519/jospt.1999.29.6.352.
  43. Sekiguchi, Y.; Kokubun, T.; Hanawa, H.; Shono, H.; Tsuruta, A.; Kanemura, N. Foot Kinematics of Impact Absorption and Force Exertion During Depth-Jump Using a Multi-segment Foot Model. *J. Med. Biol. Eng.* **2020**, *40*, 757–765, doi:10.1007/s40846-020-00560-5.
  44. Williams, D.; McClay, I.; Hamill, J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* **2001**, *16*, 341–347, doi:10.1016/S0268-0033(01)00005-5.
  45. Kelly, L.A.; Lichtwark, G.; Cresswell, A.G. Active regulation of longitudinal arch compression and recoil during walking and running. *J. R. Soc. Interface* **2015**, *12*, doi:10.1098/rsif.2014.1076.
  46. Saraswat, P.; MacWilliams, B.A.; Davis, R.B.; D'Astous, J.L. Kinematics and kinetics of normal and planovalgus feet during walking. *Gait Posture* **2014**, *39*, 339–345,

- doi:10.1016/j.gaitpost.2013.08.003.
47. Bruening, D.A.; Cooney, K.M.; Buczek, F.L. Analysis of a kinetic multi-segment foot model. Part I: Model repeatability and kinematic validity. *Gait Posture* **2012**, *35*, 529–534, doi:10.1016/j.gaitpost.2011.10.363.
  48. Kevin, D.; Maarten, E.; Dirk, D.; Matricali, G.A.; Wuite, S.; Filip, S. Estimation of foot joint kinetics in three and four segment foot models using an existing proportionality scheme: Application in paediatric barefoot walking. *J. Biomech.* **2017**, *61*, 168–175, doi:10.1016/j.jbiomech.2017.07.017.
  49. Bruening, D.A.; Cooney, K.M.; Buczek, F.L.; Richards, J.G. Measured and estimated ground reaction forces for multi-segment foot models. *J. Biomech.* **2010**, *43*, 3222–3226, doi:10.1016/j.jbiomech.2010.08.003.
  50. Hanavan, E.P. A mathematical model of the human body. *AMRL-TR. Aerosp. Med. Res. Lab.* **1964**, 1–149.
  51. 阿江通良; 湯海鵬; 横井孝志 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定. *バイオメカニズム* **1992**, *11*, 23–33, doi:10.3951/BIOMECHANISMS.11.23.
  52. Dempster, W.T. The anthropometry of body action. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* **1955**, *63*, 559–585, doi:10.1111/j.1749-6632.1955.tb32112.x.
  53. De Leva, P. Adjustments to zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters. *J. Biomech.* **1996**, *29*,

- 1223–1230, doi:10.1016/0021-9290(95)00178-6.
54. Jensen, R.K. Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *J. Biomech.* **1978**, *11*, 349–358, doi:10.1016/0021-9290(78)90069-6.
  55. Erdemir, A.; Hamel, A.J.; Fauth, A.R.; Piazza, S.J.; Sharkey, N.A. Dynamic Loading of the Plantar Aponeurosis in Walking. *J. Bone Jt. Surg. - Ser. A* **2004**, *86*, 546–552, doi:10.2106/00004623-200403000-00013.
  56. Caravaggi, P.; Pataky, T.; Goulermas, J.Y.; Savage, R.; Crompton, R. A dynamic model of the windlass mechanism of the foot: Evidence for early stance phase preloading of the plantar aponeurosis. *J. Exp. Biol.* **2009**, *212*, 2491–2499, doi:10.1242/jeb.025767.
  57. Giddings, V.; Beaupré, G.; Whalen, R.; Carter, D. Calcaneal loading during walking and running. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2000**, *32*, 627–634, doi:10.1097/00005768-200003000-00012.
  58. Ker, R.; Bennett, M.; Bibby, S.; Kester, R.; Alexander, R. The spring in the arch of the human foot. *Nature* **1987**, *325*, 147–149, doi:10.1038/325147A0.
  59. Kim, W.; Voloshin, A.S. Role of plantar fascia in the load bearing capacity of the human foot. *J. Biomech.* **1995**, *28*, 1025–1033, doi:10.1016/0021-9290(94)00163-X.
  60. Stearne, S.M.; McDonald, K.A.; Alderson, J.A.; North,

- I.; Oxnard, C.E.; Rubenson, J. The Foot's Arch and the Energetics of Human Locomotion. *Sci. Rep.* **2016**, *6*, 1–10, doi:10.1038/srep19403.
61. Wearing, S.C.; Smeathers, J.E.; Urry, S.R.; Hennig, E.M.; Hills, A.P. The Pathomechanics of Plantar Fasciitis. *Sport. Med.* **2006**, *36*, 585–611, doi:10.2165/00007256-200636070-00004.
  62. Wu, G.; Siegler, S.; Allard, P.; Kirtley, C.; Leardini, A.; Rosenbaum, D.; Whittle, M.; D'Lima, D.; Cristofolini, L.; Witte, H.; 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, doi:10.1016/S0021-9290(01)00222-6.
  63. Grood, E.; Suntay, W. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J. Biomech. Eng.* **1983**, *105*, 136–144, doi:10.1115/1.3138397.
  64. Brookshaw, M.; Sexton, A.; McGibbon, C.A. Reliability and validity of a novel wearable device for measuring elbow strength. *Sensors (Switzerland)* **2020**, *20*, 1–16, doi:10.3390/s20123412.
  65. Martin Bland, J.; Altman, D.G. STATISTICAL METHODS FOR ASSESSING AGREEMENT BETWEEN

TWO METHODS OF CLINICAL MEASUREMENT.

*Lancet* **1986**, *327*, 307–310, doi:10.1016/S0140-6736(86)90837-8.

66. Ang, M.H.; Tourassis, V.D. Singularities of Euler and Roll-Pitch-Yaw Representations. *IEEE Trans. Aerosp. Electron. Syst.* **1987**, *AES-23*, 317–324, doi:10.1109/TAES.1987.310828.
67. Siemens, M.; Hancock, J.; Siminovitch, D. Beyond Euler angles: Exploiting the angle-axis parametrization in a multipole expansion of the rotation operator. *Solid State Nucl. Magn. Reson.* **2007**, *31*, 35–54, doi:10.1016/j.ssnmr.2006.12.001.
68. Magalhães, F.A.; Souza, T.R.; Araújo, V.L.; Oliveira, L.M.; Silveira, L. de P.; Ocarino, J. de M.; Fonseca, S.T. Comparison of the rigidity and forefoot – Rearfoot kinematics from three forefoot tracking marker clusters during walking and weight-bearing foot pronation-supination. *J. Biomech.* **2020**, *98*, doi:10.1016/j.jbiomech.2019.109381.
69. Powell, D.W.; Long, B.; Milner, C.E.; Zhang, S. Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks. *Hum. Mov. Sci.* **2011**, *30*, 105–114, doi:10.1016/j.humov.2010.08.015.
70. Shultz, R.; Kedgley, A.E.; Jenkyn, T.R. Quantifying skin

- motion artifact error of the hindfoot and forefoot marker clusters with the optical tracking of a multi-segment foot model using single-plane fluoroscopy. *Gait Posture* **2011**, *34*, 44–48, doi:10.1016/j.gaitpost.2011.03.008.
71. Peters, A.; Galna, B.; Sangeux, M.; Morris, M.; Baker, R. Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: A systematic review. *Gait Posture* **2010**, *31*, 1–8, doi:10.1016/j.gaitpost.2009.09.004.
  72. Stagni, R.; Fantozzi, S.; Cappello, A.; Leardini, A. Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: A study on two subjects. *Clin. Biomech.* **2005**, *20*, 320–329, doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.11.012.
  73. Leardini, A.; Chiari, A.; Della Croce, U.; Cappozzo, A. Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture* **2005**, *21*, 212–225, doi:10.1016/j.gaitpost.2004.05.002.
  74. Nester, C.; Jones, R.K.; Liu, A.; Howard, D.; Lundberg, A.; Arndt, A.; Lundgren, P.; Stacoff, A.; Wolf, P. Foot kinematics during walking measured using bone and surface mounted markers. *J. Biomech.* **2007**, *40*, 3412–

- 3423, doi:10.1016/j.jbiomech.2007.05.019.
75. Bruening, D.A.; Cooney, K.M.; Buczek, F.L. Analysis of a kinetic multi-segment foot model part II: Kinetics and clinical implications. *Gait Posture* **2012**, *35*, 535–540, doi:10.1016/j.gaitpost.2011.11.012.
  76. MacWilliams, B.A.; Cowley, M.; Nicholson, D.E. Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. *Gait Posture* **2003**, *17*, 214–224, doi:10.1016/S0966-6362(02)00103-0.
  77. Kogler, G.F.; Veer, F.B.; Verhulst, S.J.; Solomonidis, S.E.; Paul, J.P. The effect of heel elevation on strain within the plantar aponeurosis: In vitro study. *Foot Ankle Int.* **2001**, *22*, 433–439, doi:10.1177/107110070102200513.
  78. Kogler, G.F.; Veer, F.B.; Solomonidis, S.E.; Paul, J.P. The influence of medial and lateral placement of orthotic wedges on loading of the plantar aponeurosis: An in vitro study. *J. Bone Jt. Surg. - Ser. A* **1999**, *81*, 1403–1413, doi:10.2106/00004623-199910000-00005.
  79. Winter, D.A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 2nd ed*; New York: Wiley, 1990; ISBN 978-0-470-39818-0.
  80. Caravaggi, P.; Pataky, T.; Günther, M.; Savage, R.; Crompton, R. Dynamics of longitudinal arch support in relation to walking speed: Contribution of the plantar

- aponeurosis. *J. Anat.* **2010**, *217*, 254–261,  
doi:10.1111/j.1469-7580.2010.01261.x.
81. Zelik, K.E.; La Scaleia, V.; Ivanenko, Y.P.; Lacquaniti, F. Coordination of intrinsic and extrinsic foot muscles during walking. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2015**, *115*, 691–701, doi:10.1007/s00421-014-3056-x.
  82. Arinci İncel, N.; Genç, H.; Erdem, H.R.; Yorgancioglu, Z.R. Muscle Imbalance in Hallux Valgus. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* **2003**, *82*, 345–349,  
doi:10.1097/01.PHM.0000064718.24109.26.
  83. Romanchuk, N.J.; Del Bel, M.J.; Benoit, D.L. Sex-specific landing biomechanics and energy absorption during unanticipated single-leg drop-jumps in adolescents: implications for knee injury mechanics. *J. Biomech.* **2020**, *113*, 110064,  
doi:10.1016/j.jbiomech.2020.110064.
  84. 市川将; 楠見浩行 人の足と形態変化. バイオメカニズム学会誌 **2019**, *43*, 89–94.
  85. Weinhandl, J.T.; Irmischer, B.S.; Sievert, Z.A. Sex differences in unilateral landing mechanics from absolute and relative heights. *Knee* **2015**, *22*, 298–303,  
doi:10.1016/J.KNEE.2015.03.012.
  86. The SENIAM Recommendations for sensor locations on individual muscles. <http://www.seniam.org/>.
  87. Song, J.; Choe, K.; Neary, M.; Zifchock, R.A.; Cameron,

- K.L.; Tropa, M.; Hannan, M.T.; Hillstrom, H.  
Comprehensive biomechanical characterization of feet in USMA cadets: Comparison across race, gender, arch flexibility, and foot types. *Gait Posture* **2018**, *60*, 175, doi:10.1016/J.GAITPOST.2017.12.001.
88. Bennett, J.E.; Reinking, M.F.; Pluemer, B.; Pentel, A.; Seaton, M.; Killian, C. Factors contributing to the development of medial tibial stress syndrome in high school runners. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **2001**, *31*, 504–510, doi:10.2519/jospt.2001.31.9.504.
  89. Raissi, G.R.D.; Cherati, A.D.S.; Mansoori, K.D.; Razi, M.D. The relationship between lower extremity alignment and Medial Tibial Stress Syndrome among non-professional athletes. *BMC Sport. Sci. Med. Rehabil.* **2009**, *11*, 1–8, doi:10.1186/1758-2555-1-11.
  90. Wunderlich, R.; Cavanagh, P. Gender differences in adult foot shape: implications for shoe design. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2001**, *33*, 605–611, doi:10.1097/00005768-200104000-00015.
  91. Bandholm, T.; Boysen, L.; Haugaard, S.; Zebis, M.K.; Bencke, J. Foot Medial Longitudinal-Arch Deformation During Quiet Standing and Gait in Subjects with Medial Tibial Stress Syndrome. *J. Foot Ankle Surg.* **2008**, *47*, 89–95, doi:10.1053/j.jfas.2007.10.015.

92. Takabayashi, T.; Edama, M.; Inai, T.; Kubo, M. Sex-related differences in coordination and variability among foot joints during running. *J. Foot Ankle Res.* **2018**, *11*, doi:10.1186/s13047-018-0295-9.
93. Lee, D.Y.; Seo, S.G.; Kim, E.J.; Kim, S.J.; Lee, K.M.; Choi, I.H. Inter-segmental motions of the foot in healthy adults: Gender difference. *J. Orthop. Sci.* **2016**, *21*, 804–809, doi:10.1016/J.JOS.2016.07.025.
94. Hunter, I.W.; Kearney, R.E. Invariance of ankle dynamic stiffness during fatiguing muscle contractions. *J. Biomech.* **1983**, *16*, 985–991, doi:10.1016/0021-9290(83)90099-4.
95. Barr, R.G.; Nakashima, K.; Amy, D.; Cosgrove, D.; Farrokh, A.; Schafer, F.; Bamber, J.C.; Castera, L.; Choi, B.I.; Chou, Y.H.; et al. WFUMB Guidelines and Recommendations for Clinical Use of Ultrasound Elastography: Part 2: Breast. *Ultrasound Med. Biol.* **2015**, *41*, 1148–1160, doi:10.1016/J.ULTRASMEDBIO.2015.03.008.

## 謝 辞

本論文の主査，副査としてご指導賜りました本学保健医療福祉学部理学療法学科 西原賢教授，山崎弘嗣教授，獨協医科大学 埼玉医療センター 栃木祐樹准教授に心より感謝申し上げます．

本研究は本学在学生を対象とした実験計測でありましたが，新型コロナウイルスが猛威を振るう中で実験にご協力いただきました被験者の方々に心より御礼申し上げます．

本研究における足部モデルの構築は東京大学大学院理学研究科 荻原直道教授のご協力がなければ為し得ませんでした．足部 CT データの提供，モデル構築，および計算の方法についてご指導を賜りました．心より感謝申し上げます．

また，実験を進めていく上で計測補助をしていただきました，本学博士前期課程 小管倖子さん，解析手法等でアドバイスをいただきました，人間総合科学大学保健医療学部リハビリテーション学科 塙大樹先生に御礼申し上げます．

所属研究室の皆様には学部3年生の頃から約7年間，計測や解析の手法等，多くのことをご教授いただき，大変感謝しております．臨床と研究を両立する諸先生方と切磋琢磨し合いながら，本研究を為し得たことは幸甚の至りです．

最後に，本論文は本学保健医療福祉学部健康福祉学科 北畠義典教授と本学保健医療福祉学部理学療法学科 国分貴徳准教授，本学保健医療福祉学部理学療法学科 金村尚彦教授のご指導のもと作成されました．先生方から終始ご指導ご鞭撻を頂きましたこと，また，暖かくそして辛抱強く見守ってくださったことに深い感謝の意を表して謝辞と致します．

## 発表論文

### 1. **Foot Kinematics of Impact Absorption and Force Exertion During Depth-Jump Using a Multi-segment Foot Model.**

Yuka Sekiguchi, Takanori Kokubun, Hiroki Hanawa, Hitomi  
Shono, Ayumi Tsuruta, Naohiko Kanemura

*Journal of Medical and Biological Engineering* 40(5): 757-765,  
2020

[DOI: <https://doi.org/10.1007/s40846-020-00560-5>]



## Foot Kinematics of Impact Absorption and Force Exertion During Depth-Jump Using a Multi-segment Foot Model

Yuka Sekiguchi<sup>1</sup> · Takanori Kokubun<sup>2</sup> · Hiroki Hanawa<sup>3</sup> · Hitomi Shono<sup>1</sup> · Ayumi Tsuruta<sup>1,4</sup> · Naohiko Kanemura<sup>2</sup>

Received: 30 April 2020 / Accepted: 10 August 2020 / Published online: 14 August 2020  
 © Taiwanese Society of Biomedical Engineering 2020

### Abstract

**Purpose** To determine the foot kinematics of the depth-jump in healthy adults. We examined the usefulness of a multi-segment foot model for a movement that requires impact absorption and force exertion on the foot.

**Methods** Twenty healthy adults (ten men, ten women) performed a depth-jump from a 40-cm height box on to force plates. We analyzed foot motion on the landing and jump preparation phases using the Rizzoli Foot Model.

**Results** A pattern of foot motion was observed during the depth-jump. Although there were no differences of the foot structure at the static standing position with respect to sex, the maximum angle of the medial longitudinal arch (MLA) in the landing phase was significantly greater in women than in men ( $p=0.017$ ). The maximum angle of the MLA in the landing phase was strongly negatively correlated with the jump height ( $r=-0.6$ ,  $p=0.05$ ).

**Conclusions** By using a multi-segment foot model, it was possible to observe a common foot motion pattern among subjects, even during a quick movement such as the depth-jump. We suggest that motion analysis using the multi-segment foot model will be useful in evaluating the foot functions of impact absorption and force exertion during a dynamic movement such as the depth-jump.

**Keywords** Kinematics · Standing position · Physical exertion · Foot · Movement · Motion

### 1 Introduction

The human foot has a complex structure not observed in other animals that makes it possible for humans to walk upright bipedally. The arch structure of the human foot has two conflicting functions: one is absorbing impact by flexibly deforming and the other is a foundation for exerting force by increasing rigidity. Various motion tasks are achieved efficiently by a change in the foot shape during movement. The foot arch structure is supported by muscles, tendons, and ligaments. However, foot structure breaks down in the

presence of repeated heavy impact, increasing the likelihood of disorder or injury [1].

To determine risk factors for injury, investigations of body structure and motion characteristics have been conducted by analyzing motions that are most likely to cause injuries. Many studies have focused on large joints of the lower extremities, such as the hip [2], knee [2–4], and ankle [5] joints; however, few studies have investigated the movement of the small joints of the foot. This is because the human foot consists of 28 bones and 33 small joints and is a very complex structure. For these reasons, until recently, body motion has been analyzed by treating the foot as a rigid body; in fact, in research on foot structure, many studies have focused on static alignment [6, 7]. In recent years, a multi-segment foot model (MFM) [8–10] that allows for a detailed motion analysis of the foot has been proposed, which has helped advance foot research. Among the various MFMs, the Rizzoli Foot Model, developed by Leardini et al. [10], was designed to capture inversion and eversion in more detail. Nevertheless, few models have investigated dynamic foot motion during sports-related movements.

✉ Naohiko Kanemura  
 kanemura-naohiko@spu.ac.jp

<sup>1</sup> Graduate Course of Health and Social Services, Graduate School of Saitama Prefectural University, Saitama, Japan

<sup>2</sup> Department of Health and Social Services, Saitama Prefectural University, 820 Sannomiya, Koshigaya, Saitama 343-8540, Japan

<sup>3</sup> Department of Rehabilitation, Faculty of Health Science, University of Human Arts and Sciences, Saitama, Japan

<sup>4</sup> Ageo Futatsumiya Clinic, Saitama, Japan

The depth-jump is a task in which the individual makes a vertical jump up immediately after free landing jumped off the top of a box. To accomplish the task, the foot requires two contradictory functions: it deforms and absorbs impact upon landing, and it hardens and becomes a foundation for exerting force for jumping. This dynamic motion also causes a rapid deceleration and heavy impact on the joints, which is likely to cause acute sports injuries such as ligament injuries of the leg [11, 12]. Many studies of this movement have been conducted. Nevertheless, there are no reports that investigated the structural changes of the foot that actually contacts the ground during a depth-jump.

Therefore, in this study, we aimed to measure the foot kinematics of the depth-jump in healthy adults. We examined the usefulness of a multi-segment foot model for movement that requires impact absorption and force exertion on the foot.

## 2 Methods

### 2.1 Participants

Participants included 20 healthy adults (ten men, ten women) without training or sports regularly. Participants were excluded if they had a history of orthopedic, neurological, and/or musculoskeletal disorders likely to affect their depth-jump. Participants provided written informed consent following a detailed explanation of the study's purpose and risks involved. The experimental procedures used in the study complied with the Declaration of Helsinki and were approved by the Ethics Committee on Human Experimentation at Saitama Prefectural University (No. 29508).

### 2.2 Experimental Protocol and Measurement

Participants performed a depth-jump task, which entailed a high vertical jump on both feet immediately after dropping from a 40-cm-high box. Subjects began the task with a comfortable timing and sufficiently practiced the task prior to measurement. Each participant performed the task seven times with sufficient rest between trials. We excluded from our analysis trials for which data were missing due to problems with the measuring equipment.

Four force plates (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Switzerland) collected kinetic data. The box was placed on the two rear force plates, and the ground reaction forces (GRFs) of the right and left foot were measured using the two force plates in the front. The kinetic signals were sampled at a rate of 1000 Hz.

Infrared-reflecting markers (diameters 14 and 9.5 mm) were attached to 65 landmarks on the subjects, according to the Vicon Plug-in-Gait Full-body AI and Rizzoli Foot



**Fig. 1** Measurement setting. To focus on the foot, six of the 17 cameras used for measurement were placed around the feet

**Table 1** Definition of abbreviations of the angle names

Angle name	Definition
Met-Hal	Hallux relative to forefoot
Mid-Met	Forefoot relative to midfoot
Cal-Met	Forefoot relative to rearfoot
Cal-Mid	Midfoot relative to rearfoot
Sha-Cal	Rearfoot relative to shank
Sha-Foo	Foot relative to shank
MLA	Medial longitudinal arch

Models [13] specified the Vicon Vero System with six cameras focusing on the foot motion. Trajectories of surface markers were collected using the Vicon Nexus 2.2.7, a three-dimensional (3D) motion analysis system (Vicon, Oxford, UK) with 17 infrared cameras at 100 Hz. Six of the cameras were focused on the feet and placed around the feet (Fig. 1).

The following kinematic data were calculated using software on a 3D motion analysis applying the Plug-In Gait full-body Ai model: center of mass (COM). Foot measures were defined as six segments: (1) shank, (2) foot (entire foot), (3) rearfoot, (4) midfoot, (5) forefoot, and (6) hallux. The 3D inter-segment rotations and medial longitudinal arch angle were calculated using motion analysis system software (Visual 3D, C-motion, Germantown, MD). Table 1 shows the definition of abbreviations for angle names.

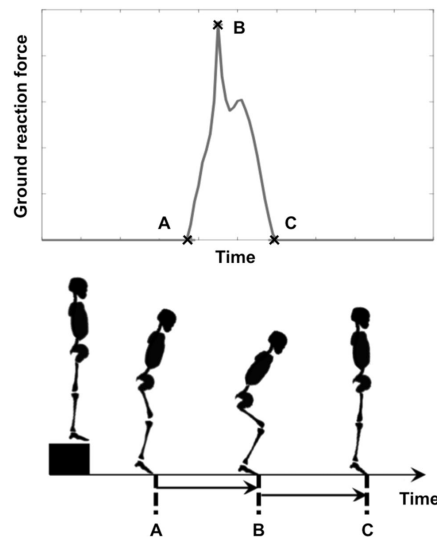
All data were synchronized using Vicon Workstation v4.5 software and saved for offline analysis. We analyzed all data using MATLAB 2017a (The MathWorks, Natick, MA, USA).

## 2.3 Data Analysis

The ground reaction force data were resampled at 100 Hz to obtain the same frequency as that of the kinematic data. The foot contact section of the task was divided into two phases: landing and jump preparation. For this study, we classified the phases according to the peak timing of the ground reaction force Z-component to extract the foot motion that contributes to impact absorption and force exertion. The start of the first phase, the second phase, and the end of the second phase defined the point that the ground reaction force was generated, reached its peak, and disappeared, respectively (Fig. 2).

The jump height was defined as the value obtained by subtracting the COM height at the time of toe-off from the maximum value of COM height during vertical jump. The toe-off was defined as the point one frame after the end of the second phase.

The ability to absorb impact and that to exert force were evaluated using the cumulative trapezoidal integral of the ground reaction force Z (vertical) component of the landing and jumping preparation phases, respectively. The higher the ability to absorb impact, the smaller the value. Conversely, the higher the ability to exert power, the larger the value.



**Fig. 2** Definition of phase in depth-jump by GRF vertical component. The foot contact section was divided into two phases: landing (A to B) and jump preparation (B to C). The GRF was generated (A), reached the peak max (B), and disappeared (C)

The jumping height is subjected to the initial velocity and depends on the impulse. Therefore, we investigated the relationship between these abilities and the jump height.

The joint angles were analyzed from the ground contact section of the right foot. To focus on the joint motion during depth-jump, the joint angles were subtracted from the mean of the joint angles during static standing position for stable 15 s. Displacement data were filtered using a zero-phased lag, fourth-order Butterworth filter with a cutoff frequency of 6 Hz. To investigate the temporal pattern of the joint angles, the time of each phase was normalized as 100%. The mean angle of the depth-jump trials for each subject was used as a representative value. Additionally, we extracted the following variables of the joint angle in each phase: the displacement amount, peak value, and peak timing. To test for sex differences and the foot motion that affected the impact absorption and jump, we compared these variables between sexes and calculated the correlation coefficient between these variables and jump height.

## 2.4 Statistical Analysis

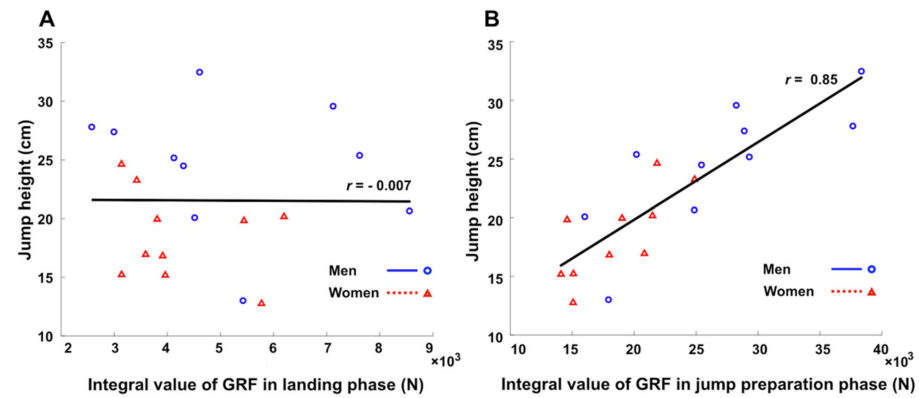
The relationship of the joint angle with the jump height was examined using Spearman's rank correlation coefficient. The correlation coefficients  $r < |0.4|$ ,  $|0.4| \leq r < |0.7|$  and  $|0.7| \leq r$  were considered weak, moderate, and strong correlations, respectively. Sex differences were examined using Wilcoxon rank sum test, with a significance level of 5% ( $p < 0.05$ ).

## 3 Results

The mean  $\pm$  standard deviation of age, height, weight, and the jump height of all subjects were  $24.1 \pm 2.2$  years,  $166.8 \pm 5.9$  cm,  $60.3 \pm 9.9$  kg, and  $21.5 \pm 5.6$  cm, respectively (Table 2). Mean  $\pm$  standard deviation of the integral value of the ground reaction force Z (vertical) component in the landing and jump preparation phases of all subjects were  $47.1 \times 102 \pm 16.5 \times 102$  N and  $22.6 \times 103 \pm 71.4$  N, respectively. Between the jump height and the ability to absorb impact, a weak negative correlation was observed ( $r = -0.007$ ,  $p = 0.98$ ). Alternatively, the ability to exert force had a strong positive correlation with the jump height ( $r = 0.85$ ,  $p < 0.05$ ) (Fig. 3).

Table 3 shows the means and standard deviations of the joint angles in all planes at a static standing position of all subjects. Figures 4, 5 and 6 show the temporal pattern during the depth-jump. The pattern of foot motion was observed during the depth-jump.

In the sagittal plane (Fig. 4), the Met-Hal was plantarflexed in the landing phase and was dorsiflexed in the jump preparation phase. The other joints of the foot were dorsiflexed from the landing phase to the first half of the jump



**Fig. 3** The relationship between jump height and integral value of GRF in each phase. The integral value of GRF in the landing phase is an evaluation index of the ability to absorb impact (a) and that in the jump preparation phase is an evaluation index of the ability to

exert force (b). The higher the ability to absorb impact, the smaller the value. Conversely, the higher the ability to exert power, the larger the value. Scatter plot and trendlines show the male (circle, solid line) and female (triangle, dotted line) relationships separately

**Table 2** Participant characteristics

Characteristic	Male (n = 10)	Female (n = 10)
Mean age, years (SD)	24.8 (2.9)	23.3 (0.8)
Mean height, cm (SD)	171.2 (2.7)	162.5 (4.8)
Mean body weight, kg (SD)	67.2 (8.4)	53.5 (5.7)
Mean jump height, cm (SD)	24.6 (5.5)	18.5 (3.8)

Although there was no sex difference in the joint angles at the static standing position, the maximum angle of the MLA in the landing phase was significantly higher in men than in women ( $8.7 \pm 4.4^\circ$  and  $4.8 \pm 3.1^\circ$ , respectively;  $p = 0.017$ ) (Fig. 7a). The maximum angle of the MLA in the landing phase was strongly negatively correlated with the jump height ( $r = -0.6$ ,  $p = 0.05$ ) (Fig. 7b).

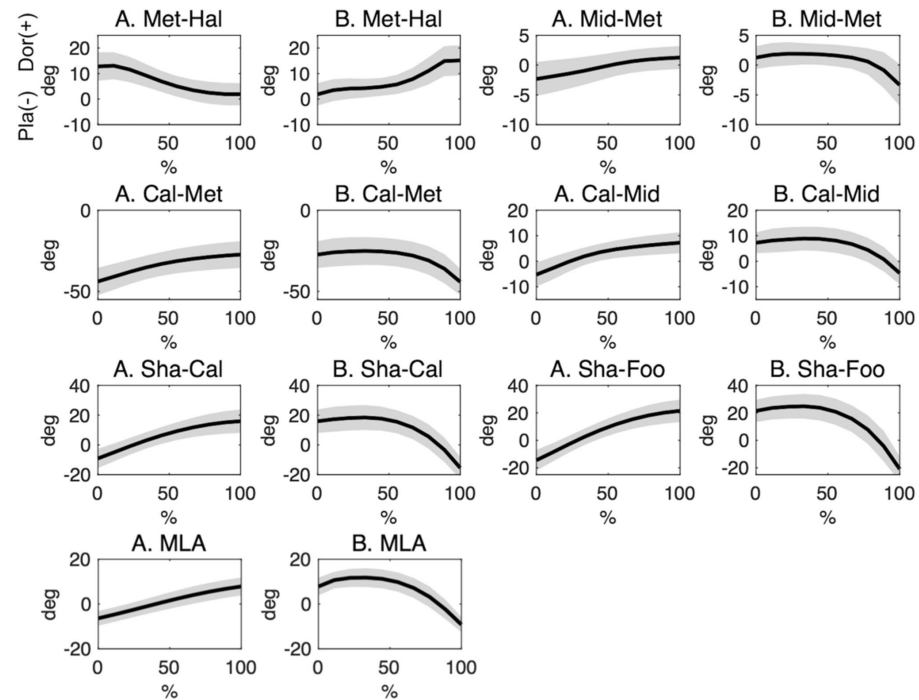
preparation phase; after reaching a peak, they were plantar-flexed. The MLA angle increased from the landing phase to the first half of the jump preparation phase; after reaching a peak, it decreased.

In the frontal plane (Fig. 5), the Mid-Met, Cal-Met, and Sha-Foo were inverted from the landing phase to the first half of the jump preparation phase; after reaching a peak, they were everted. Conversely, the Met-Hal, Cal-Mid, and Sha-Cal were everted from the landing phase to the first half of the jump preparation phase; after reaching a peak, they were inverted.

In the transverse plane (Fig. 6), there was almost no change in the angle of the hallux relative to the forefoot or the forefoot and midfoot relative to the rearfoot. In the transverse plane (Fig. 6), there was almost no change in the angle of the Met-Hal, Cal-Met, and Cal-Mid. The Mid-Met was adducted from the landing phase to the first half of the jump preparation phase; after reaching a peak, it was abducted. Conversely, the Sha-Cal and Sha-Foo were abducted from the landing phase to the first half of the jump preparation phase; after reaching a peak, they were adducted.

#### 4 Discussion

Using the multi-segment foot model, we observed foot motion that contributes to impact absorption and force exertion, confirmed during landing and walking, even during depth-jump. In the landing phase, the mid- and rear-foot was everted and the MLA decreased. It has been reported that this foot motion was also observed during the landing [14] and the initial-contact to mid-stance phases of walking movements [10, 13]. The pronation of the talocalcaneal joint makes the axes of motion of the talonavicular joint and the calcaneocuboid joint parallel to each other, increasing the flexibility of the foot [15]. Furthermore, when the MLA is decreased, the entire foot becomes structurally unstable, which helps absorb the impact on the foot [16]. In contrast, in the jump preparation phase, the mid- and rear-foot were inverted, the hallux was dorsiflexed, and the MLA was increased. It has reported that this foot motion was observed in the terminal stance phase of walking movements [10, 13]. The supination of the talocalcaneal joint intersects the axes of motion of the talonavicular joint and the calcaneocuboid



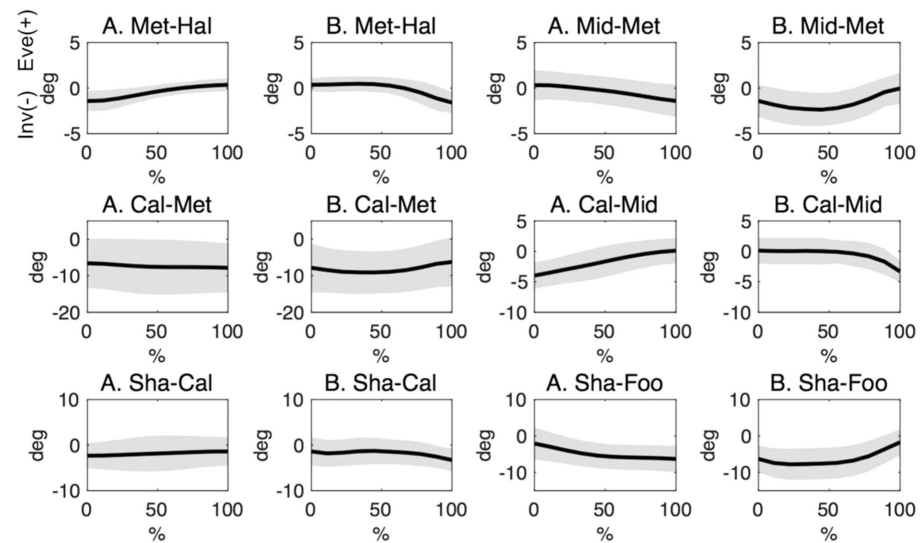
**Fig. 4** The temporal pattern on sagittal plane in the right foot during depth-jump. The six joints angle and one planer angle were analyzed (Hal-Met, Mid-Met, Cal-Met, Cal-Mid, Sha-Cal, Sha-Foo, and MLA). Mean (solid line)  $\pm$  standard deviation (grey band) was calculated for 20 subjects. Each column of each joint angle represents motion in each of two phases: impact absorption (a left column) and jump preparation (b right column)

joint, increasing the stability of the foot [15]. When the MLA is increased as the hallux is dorsiflexed, the entire foot becomes structurally stable, helping exert the force on the foot [17]. It is impossible to observe the motion of the talocalcaneal joint, the MLA, and the toe. However, by using the multi-segment foot model, it is possible to confirm the foot motion that contributes to impact absorption and exertion force, even in dynamic and fast movements for healthy adults. Therefore, we propose that the multi-segment foot model is useful for evaluating foot function even in dynamic movements such as sports-related movements.

Our findings suggest that there are sex differences of the MLA in a dynamic task but not in a static standing position. This difference of displacement is thought to be due to sex differences in terms of joint laxity and arch stiffness. Several studies have reported that joint relaxation is greater in women, both in the whole body and in the feet [18–20]. It

was also reported that women have lower arch stiffness than do men [21]. In the present study, there was a significant difference only in the landing phase; by contrast, in the jump preparation phase, a significant difference was probably not detected because of the large variation in the MLA peaks. A low arch creates great strain on the plantar fascia, increasing the risk of microinjury [22]. The results of our study suggest that women have a higher risk of foot soft tissue damage than do men during the depth-jump, even without prior issues with static foot structure. Decreased MLA has also been reported to be associated with ACL damage [23]. For these reasons, our results suggest that the multi-segment foot model is useful in assessing the risk of disability during dynamic movements, even if there is no failure of the foot structure during static standing.

We demonstrated a relationship between jump height and the maximum angle of the MLA in the landing phase.



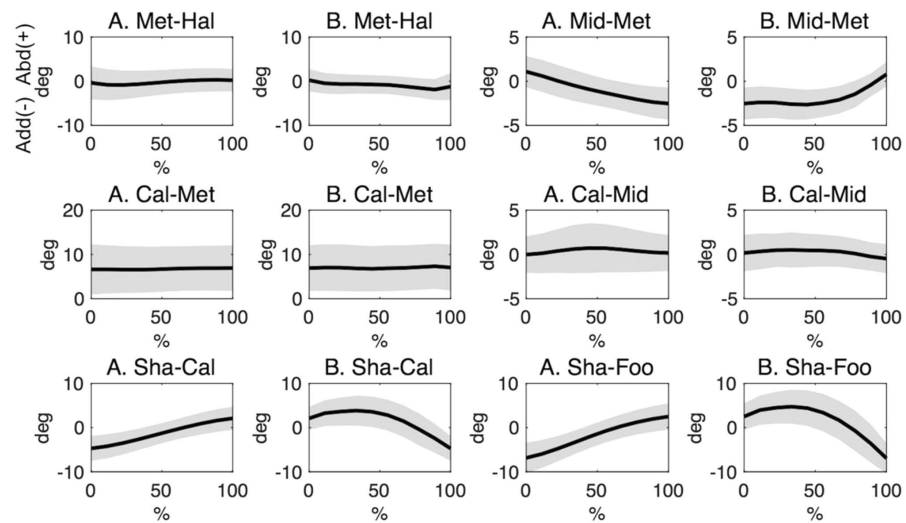
**Fig. 5** The temporal pattern on the frontal plane in the right foot during depth-jump. The six joints angle were analyzed (Hal-Met, Mid-Met, Cal-Met, Cal-Mid, Sha-Cal, and Sha-Foo). Mean (solid line)  $\pm$  standard deviation (grey band) was calculated for 20 subjects.

Each column of each joint angle represents motion in each of two phases: impact absorption (a left column) and jump preparation (b right column)

The structure of the MLA is supported by tendons and muscles. If the support mechanism of the tendon works, the toes dorsiflex to generate plantar fascial tension. However, because the plantarflexion of the hallux occurred during the landing phase, it is difficult to assume that the tendon-supporting mechanism worked. Therefore, we assume that the support mechanism via muscle contraction worked against the descent of the MLA during the landing phase. A previous study indicated that low foot arches were associated with reduced vertical force exertion during walking and jumping [24]. As indicated in another study [5], maintenance of foot rigidity by muscle contraction may work advantageously during the process of restoring and releasing elastic energy by the plantar fascia connected to the Achilles tendon and plantar flexor muscle group. The results of the present study suggest that during depth-jump, controlling the motion of the MLA and increasing foot rigidity is more important for exerting the force to jump higher than for absorbing the impact by increasing the extent of displacement in foot motion. Nevertheless, because muscle activity was not evaluated in this study, it is difficult to evaluate the sources of force involved in motor control of the MLA.

There are several methodological limitations in this study. The optical three-dimensional motion analysis device used in this study can cause skin artifacts between the skin and bone. Therefore, we did not discuss the minute motion of the foot internal joint that occurs within the standard deviation because we believe that its contribution to impact absorption and exert force was not significant. In this study, we performed an analysis focusing on the foot, however, by analyzing the relationship with the proximal joint in detail, we will be able to provide basic data that can contribute to physical therapy such as improvement of exercise performance and prevention of injuries or disorders.

We also did not incorporate a device to investigate muscle activity. Surface electromyography, the standard for measuring muscle activity directly, would prove useful in further investigations. Nevertheless, such measures may prove difficult because the intrinsic muscles of the foot targeted in this study were small and surrounded by numerous tissues. Therefore, we verified the functional role of representative structures indirectly, from foot motion. In this study, we focused on kinematics data, however, by combining it with kinetics analysis, we will be able to analyze force that can be involved in foot motion control in more detail.



**Fig. 6** The temporal pattern on transverse plane in the right foot during depth-jump. The six joints angle were analyzed (Hal-Met, Mid-Met, Cal-Met, Cal-Mid, Sha-Cal, and Sha-Foo). Mean (solid line)  $\pm$  standard deviation (grey band) was calculated for 20 subjects. Each column of each joint angle represents motion in each of two phases: impact absorption (a left column) and jump preparation (b right column)

**Table 3** Joint angles at the static standing position

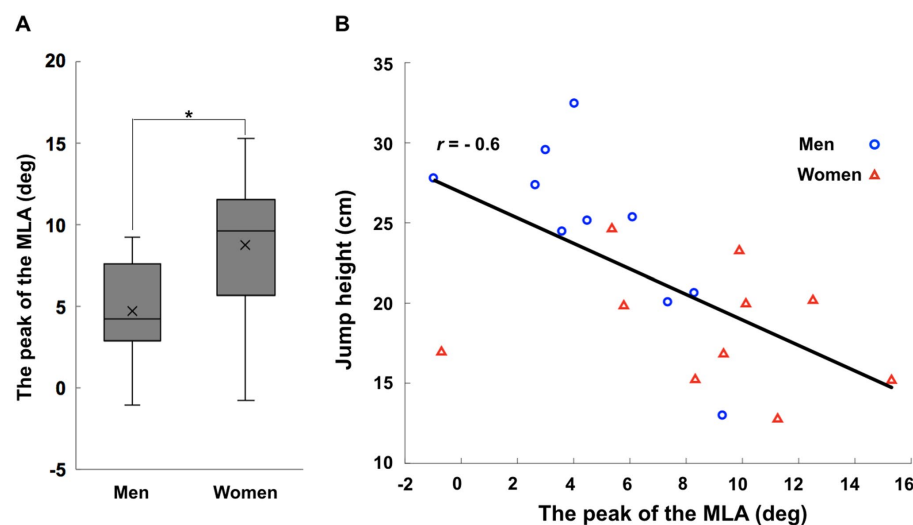
Angle name	Sagittal plane		Frontal plane		Transverse plane	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Met-Hal	37	5	- 3.2	3.2	1.5	4.7
Mid-Met	- 77.1	5.9	- 10.5	4.7	12.2	7.9
Cal-Met	- 35.7	6.2	- 5.8	7.5	10	5.6
Cal-Mid	41.1	9.8	- 1.4	4.8	- 5.1	8.3
Sha-Cal	- 6.1	5.4	- 5.8	6	- 9.4	4.9
Sha-Foo	- 5.2	4.1	- 4.7	2.3	- 5.5	3.7
MLA (men/women)	154.3/155.7	9.9/7.1	-	-	-	-

(n = 20) unit: °

## 5 Conclusions

By using a multi-segment foot model, it was possible to observe a common foot motion pattern among subjects, even during a quick movement such as the depth-jump. We propose that motion analysis using the multi-segment foot model is useful in evaluating the foot functions of impact absorption and force exertion during dynamic

movement such as a depth-jump. Our findings also suggest that motion analysis using the multi-segment foot model is useful for assessing the failure risk during motion that cannot be evaluated using static structures alone. By further expanding the range of subjects and dynamic analysis, it will be possible to elucidate the foot function during movement and the mechanisms of failure occurrence.



**Fig. 7** The between-sex comparison of the maximum angle of MLA in the landing phase (a). (\* $p < 0.05$ ) The relationship between the jump height and maximum angle of MLA in landing phase (b). Scatter

plot and trendlines show the male (circle, solid line) and female (triangle, dotted line) relationships separately

**Author contributions** YS was a major contributor in writing the manuscript, conducted experiments, and performed data analysis. TK, HH, HS, and AT helped with the experiment and data analysis. NK contributed to writing the manuscript. All authors contributed to the study design and interpretation of data, critically revised the manuscript, and approved the final manuscript to be published.

**Funding** The author(s) received no financial support for the research, authorship, and/or publication of this article.

**Data Availability** The datasets during and/or analyzed during the current study available from the corresponding author on reasonable request.

#### Compliance with Ethical Standards

**Conflict of interest** The authors declare they have no competing interests.

**Ethical Approval** The experimental procedures used in the study complied with the Declaration of Helsinki and were approved by the Ethics Committee on Human Experimentation at Saitama Prefectural University (No. 29508).

**Informed Consent** Participants provided written informed consent following a detailed explanation of the handling of personal information in publishing.

#### References

1. Kaufman, K. R., Brodine, S. K., Shaffer, R. A., Johnson, C. W., & Cullison, T. R. (1999). The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *American Journal of Sports Medicine*, 27(5), 585–593. <https://doi.org/10.1177/03635465990270050701>.
2. Tsai, L. C., Ko, Y. A., Hammond, K. E., Xerogeanes, J. W., Warren, G. L., & Powers, C. M. (2017). Increasing hip and knee flexion during a drop-jump task reduces tibiofemoral shear and compressive forces: Implications for ACL injury prevention training. *Journal of Sports Sciences*, 35(24), 2405–2411. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1271138>.
3. Ishida, T., Koshino, Y., Yamanaka, M., Ueno, R., Taniguchi, S., Samukawa, M., et al. (2018). The effects of a subsequent jump on the knee abduction angle during the early landing phase. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 19(1), 379. <https://doi.org/10.1186/s12891-018-2291-4>.
4. Paz, G. A., Maia, MdeF., Farias, D., Santana, H., Miranda, H., Lima, V., & Herrington, L. (2016). Kinematic analysis of knee valgus during drop vertical jump and forward step-up in young basketball players. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 11(2), 212–219.
5. Fukushima, S., Kurokawa, S., Hay, D. C., & Nagano, A. (2005). Comparison of muscle-tendon interaction of human M. gastrocnemius between ankle- and drop-jumping. *International Journal of Sport and Health Science*, 3(Special\_Issue\_2), 253–263. <https://doi.org/10.5432/ijshs.3.253>.
6. Bandholm, T., Boysen, L., Haugaard, S., Zebis, M. K., & Bencke, J. (2008). Foot medial longitudinal-arch deformation during quiet

- standing and gait in subjects with medial tibial stress syndrome. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 47(2), 89–95. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2007.10.015>
7. Bennett, J. E., Reinking, M. F., Pluemer, B., Pentel, A., Seaton, M., & Killian, C. (2001). Factors contributing to the development of medial tibial stress syndrome in high school runners. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 31(9), 504–510. <https://doi.org/10.2519/jospt.2001.31.9.504>
8. Carson, M. C., Harrington, M. E., Thompson, N., O'Connor, J. J., & Theologis, T. N. (2001). Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: A repeatability analysis. *Journal of Biomechanics*, 34(10), 1299–1307. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00101-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00101-4)
9. Simon, J., Doerderlein, L., McIntosh, A. S., Metaxiotis, D., Bock, H. G., & Wolf, S. I. (2006). The Heidelberg foot measurement method: Development, description and assessment. *Gait and Posture*, 23(4), 411–424. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.07.003>
10. Leardini, A., Benedetti, M. G., Berti, L., Bettinelli, D., Nativio, R., & Giannini, S. (2007). Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait and Posture*, 25(3), 453–462. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.017>
11. Boden, B. P., Dean, C. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573–578. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-20000601-15>
12. Shimokochi, Y., & Shultz, S. J. (2008). Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *Journal of Athletic Training*. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.4.396>
13. Portinaro, N., Leardini, A., Panou, A., Monzani, V., & Caravaggi, P. (2014). Modifying the Rizzoli foot model to improve the diagnosis of pes-planus: Application to kinematics of feet in teenagers. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(1), 1–7. <https://doi.org/10.1186/s13047-014-0057-2>
14. Powell, D. W., Long, B., Milner, C. E., & Zhang, S. (2011). Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks. *Human Movement Science*, 30(1), 105–114. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.08.015>
15. ELFTMAN, H. (1960). The transverse tarsal joint and its control. *Clinical Orthopaedics*, 16, 41–46.
16. Kirby, K. A. (2017). Longitudinal arch load-sharing system of the foot. *Revista Española de Podología*, 28(1), e18–e26. <https://doi.org/10.1016/j.repod.2017.03.003>
17. Hicks, J. H. (1954). The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch. *Journal of Anatomy*, 88(1), 25–30.
18. Shultz, S. J., Shimokochi, Y., Nguyen, A. D., Schmitz, R. J., Beynon, B. D., & Perrin, D. H. (2007). Measurement of varus-valgus and internal-external rotational knee laxities in vivo—Part II: Relationship with anterior-posterior and general joint laxity in males and females. *Journal of Orthopaedic Research*, 25(8), 989–996. <https://doi.org/10.1002/jor.20398>
19. Takabayashi, T., Edama, M., Inai, T., & Kubo, M. (2018). Sex-related differences in coordination and variability among foot joints during running. *Journal of Foot and Ankle Research*, 11(1), 1–8. <https://doi.org/10.1186/s13047-018-0295-9>
20. Wilkerson, R. D., & Mason, M. A. (2000). Differences in men's and women's mean ankle ligamentous laxity. *The Iowa Orthopaedic Journal*, 20, 46–48.
21. Zifchock, R. A., Davis, I., Hillstrom, H., & Song, J. (2006). The effect of gender, age, and lateral dominance on arch height and arch stiffness. *Foot and Ankle International*, 27(5), 367–372. <https://doi.org/10.1177/107110070602700509>
22. Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, D. C., Lloyd-Smith, D. R., & Zumbo, B. D. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 36(2), 95–101. <https://doi.org/10.1136/bjsm.36.2.95>
23. de César, P. C., de Alves, J. A. O., & Gomes, J. L. E. (2014). Height of the foot longitudinal arch and anterior cruciate ligament injuries. *Acta Ortopédica Brasileira*, 22(6), 312–314.
24. Prapavessis, H., & McNair, P. J. (1999). Effects of instruction in jumping technique and experience jumping on ground reaction forces. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 29(6), 352–356. <https://doi.org/10.2519/jospt.1999.29.6.352>

2. **Evaluation of the Validity, Reliability, and Kinematic**

**Characteristics of Multi-Segment Foot Models in Motion Capture**





Yuka Sekiguchi, Takanori Kokubun, Hiroki Hanawa, Hitomi  
Shono, Ayumi Tsuruta, Naohiko Kanemura

*Sensors* 20(16): 4415, 2020

[DOI: <https://doi.org/10.3390/s20164415>]

## Article

# Evaluation of the Validity, Reliability, and Kinematic Characteristics of Multi-Segment Foot Models in Motion Capture

Yuka Sekiguchi <sup>1,2</sup> , Takanori Kokubun <sup>3</sup> , Hiroki Hanawa <sup>4</sup> , Hitomi Shono <sup>5</sup>,  
Ayumi Tsuruta <sup>6</sup> and Naohiko Kanemura <sup>3,\*</sup> 

<sup>1</sup> Graduate Course of Health and Social Services, Graduate School of Saitama Prefectural University, Saitama 343-8540, Japan; 2191005s@spu.ac.jp

<sup>2</sup> Research Fellowship for Young Scientists, Japan Society for the Promotion of Science, Tokyo 102-0083, Japan

<sup>3</sup> Department of Health and Social Services, Saitama Prefectural University, Saitama 343-8540, Japan; kokubun-takanori@spu.ac.jp

<sup>4</sup> Department of Rehabilitation, Faculty of Health Science, University of Human Arts and Sciences, Saitama 339-8539, Japan; hiroki\_hanawa@human.ac.jp

<sup>5</sup> Yatsuka Seikeigekanaika, Saitama 343-0028, Japan; 2081304e@spu.ac.jp

<sup>6</sup> Ageo Futatsumiya Clinic, Saitama 362-0017, Japan; 2081307f@spu.ac.jp

\* Correspondence: kanemura-naohiko@spu.ac.jp; Tel.: +81-48-971-0500

Received: 29 June 2020; Accepted: 6 August 2020; Published: 7 August 2020



**Abstract:** This study aimed to evaluate the validity and reliability of our new multi-segment foot model by measuring a dummy foot, and examine the kinematic characteristics of our new multi-segment foot model by measuring the living body. Using our new model and the Rizzoli model, we conducted two experiments with a dummy foot that was moved within a range from −90 to 90 degrees in all planes; for the living body, 24 participants performed calf raises, gait, and drop jumps. Most three-dimensional (3D) rotation angles calculated according to our new models were strongly positively correlated with true values ( $r > 0.8$ ,  $p < 0.01$ ). Most 3D rotation angles had fixed biases; however, most of them were in the range of the limits of agreement. Temporal patterns of foot motion, such as those in the Rizzoli model, were observed in our new model during all dynamic tasks. We concluded that our new multi-segment foot model was valid for motion analysis and was useful for analyzing the foot motion using 3D motion capture during dynamic tasks.

**Keywords:** reproducibility of results; bias; kinematics; foot; optical motion capture

## 1. Introduction

The human foot consists of 26 bones and 33 joints, the fine movements of which make various motion tasks efficient. A detailed grasp of the pronation and supination of the foot is important for evaluating foot function. The functions of the foot are mainly shock absorption and the exertion of power, and the two contradictory functions of the foot occur even while walking. The pronation of the foot has been observed during the initial-contact to mid-stance phases of walking [1,2]. The pronation of the talocalcaneal joint makes the axes of motion of the talonavicular and calcaneocuboid joints parallel to each other, thus increasing the flexibility of the foot [3]. The pronation of the foot has been observed in the terminal phase of walking [1,2]. The supination of the talocalcaneal joint intersects the axes of motion of the talonavicular and calcaneocuboid joints, thus increasing the stability of the foot [3]. In this context, the pronation and supination of the foot contribute to efficient movement. However, the model conventionally used in most motion analyses, e.g., the plug-in-gait model [4], treats the foot as a single segment, and ignores the internal foot motion [5]. Therefore, the inability to capture

performance-related motion is a major limitation. In recent years, the multi-segment foot model was proposed. It is capable of detailed motion analysis and has helped advance foot research. Among various multi-segment foot models, the Oxford foot model [6], the Heidelberg foot measurement method [7], and the Rizzoli foot model proposed by Leardini [1] are currently being used. These multi-segment foot models demonstrated repeatability using various methods [8–10]. They have been applied clinically to patients with cerebral palsy [11,12], flat foot [13,14], hallux valgus [15], and diabetes-related foot deformity [16]. Additionally, the reproducibility of foot bone kinematics and the effect of skin artifact have been evaluated using bone pins [17] and fluoroscopy [18] because the internal joint of the foot motion is very small and complex. However, little has been reported regarding the validity and reliability of the multi-segment foot model.

Using the multi-segment foot model, Dustin [19] reported not only foot kinetics but also kinematics by grounding the foot on two force plates [20]. Dustin's model is defined as a shank and three foot segments; the hallux, forefoot, and rearfoot as the sagittal planes, and it has also been evaluated for repeatability and segment rigidity [19]. Leardini [1] reported foot kinematics using the Rizzoli foot model. The Rizzoli model is defined by a shank and four foot segments: hallux, forefoot, midfoot, and rearfoot [1,2]. This model is able to capture inversion and eversion in more detail because the segments are defined as triangular surfaces in the transverse planes [3,18]. However, on examining foot kinetics using the Rizzoli model, an inter-segment moment or power can only be estimated by combining both data using a force plate and a foot pressure mat [21]. In addition, a study that examined the differences of multi-segment foot models reported that kinematic patterns depend on the location of tracking markers using the rigid-body assumption [22].

Therefore, in order to analyze the foot kinetics and kinematics in the frontal plane in detail during dynamic movements, we created a multi-segment foot model which has three foot segments as the transverse planes by referencing Dustin's foot model [19] and the Rizzoli foot model [1,2]. Regarding the rearfoot, the segment defines two patterns, the transverse and sagittal planes. The first purpose of this study was to validate the reliability of our new multi-segment foot model by measuring a dummy foot with markers attached according to our new model. The second purpose was to examine the kinematic characteristics of our new multi-segment foot model by measuring the living body with markers attached. Our new model that allows the detailed analysis of the foot kinetics and kinematics in the frontal plane during dynamic movements might not only demonstrate foot motor function and disorder mechanism, but also might be able to contribute to the design of braces and artificial limbs that assist foot function.

## 2. Materials and Methods

We proposed a new multi-segment foot model and conducted two experiments by measuring a dummy foot and the living body, respectively. The process flow chart is shown in Figure 1. In the following sections, the materials and methods are described in detail.

### 2.1. Multi-Segment Foot Model

This study used three multi-segment foot models; our new model, our new model\_2, and the Rizzoli model. Our new model consists of a shank that includes the tibia and fibula and three foot segments: (1) the hallux, including distal and proximal phalanx; (2) the forefoot, including the five metatarsal bones; and (3) the rearfoot; including the navicular, lateral, middle, and medial cuneiforms, cuboid, calcaneus, and talus. Marker location and segment reference frames are shown in Tables 1 and 2 and Figure 2A. Second, our new model\_2 has the same rigid segments, marker locations, and segment reference frames as the new model, except for the reference frame of the rearfoot. The reference frame of the Rearfoot is shown in Table 2 and Figure 2B. Third, we used the Rizzoli model [1,2] as a generalized multi-segment foot model.

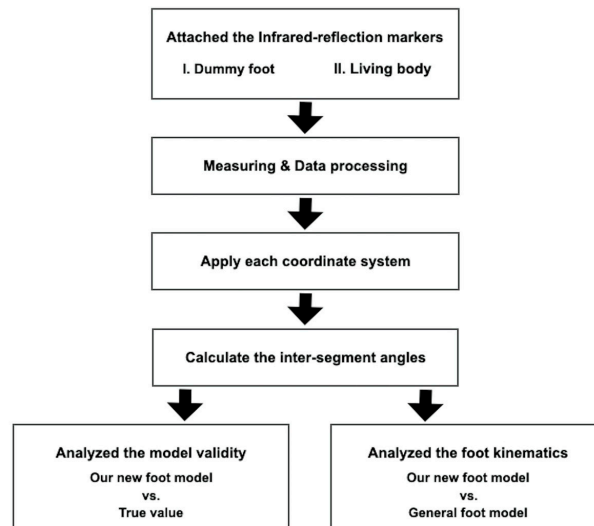


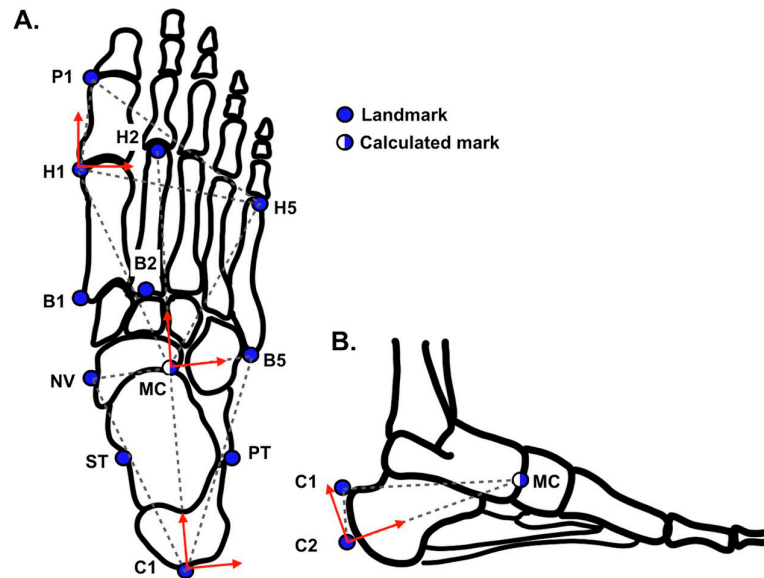
Figure 1. The process flow chart.

Table 1. Marker location of our new model and marker name corresponding to the Rizzoli model.

Name	Description	For the Rizzoli Model
P1	Dorso-medial aspect of the first proximal phalanx head	PM
H1	Dorso-medial aspect of the first metatarsal head	FMH
H2	Dorso-medial aspect of the second metatarsal head	SMH
H5	Dorso-lateral aspect of the fifth metatarsal head	VMH
B1	Dorso-medial aspect of the first metatarsal base	FMB
B2	Dorso-medial aspect of the second metatarsal base	SMB
B5	Dorso-lateral aspect of the fifth metatarsal base	VMB
NV	Most medial apex of the navicular bone	TN
ST	Most medial apex of the sustentaculum tali	ST
PT	Lateral apex of the peroneal tubercle	PT
C1	Superior apex of calcaneus	CA (FCP)
C2	Apex of calcaneal tuberosity	HL (FCD)
LM	Distal apex of the lateral malleolus	LM
MM	Distal apex of the medial malleolus	MM
TT	Most anterior prominence of the tibial tuberosity	TT
HF	Most proximal apex of the head of the fibula	HF
MC	Midpoint between NV and B5	ID
IM	Midpoint between MM and LM	IM

Table 2. Segment reference frames defined by a primary axis, a plane.

Segment	Long Axis	Plane
Hallux	H1 to P1	H1, P1, H5 (Transverse)
Forefoot	MC to H2	MC, H1, H5 (Transverse)
Rearfoot	C1 to MC	C1, NV, B5 (Transverse)
Rearfoot_2	C2 to MC	C2, MC, C1 (Sagittal)
Shank	IM to TT	IM, LM, HF (Frontal)



**Figure 2.** Marker location, segment reference planes (dash triangles), and the primary- and tertiary-axis (red solid arrows) on these planes are shown. Rear-foot segment references in the planes of two conditions; transverse plane (A) and sagittal plane (B).

## 2.2. Dummy Foot

In order to calculate the true value when treating the foot as a rigid-multi-segments, and to examine the validity and reliability of measuring foot motion using our new model, we made a dummy foot of styrene foam and divided it into three segments: (1) the toe with a height of 3 cm, a width of 8 cm, and a length of 5.5 cm; (2) a forefoot with a height of 5 cm, a width of 8 cm, and a length of 9.5 cm; and (3) a rearfoot with a height of 5 cm, a width of 6.5 cm, and a length of 7.5 cm.

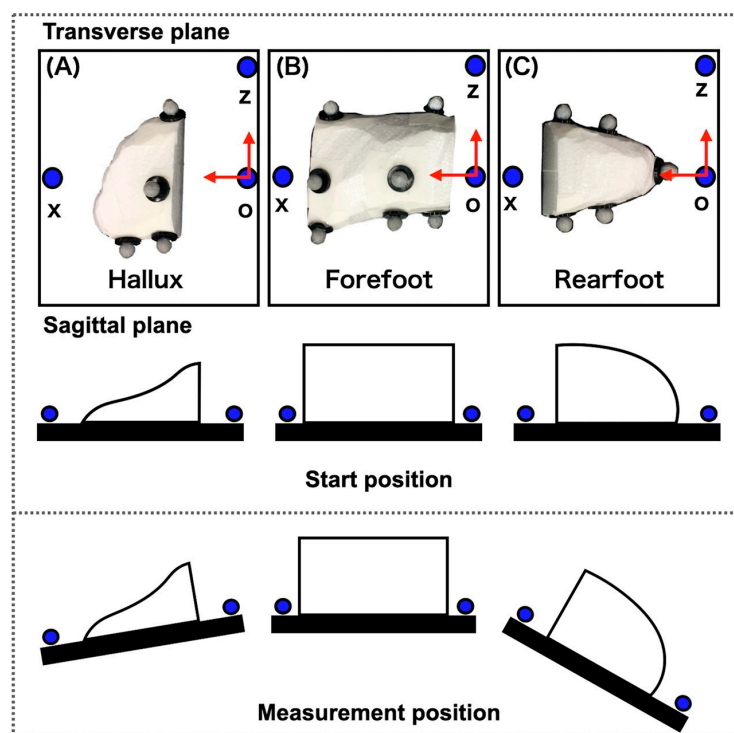
## 2.3. Participants

To examine the kinematic characteristics of our new foot model in vivo with markers attached according to our new model, we recruited 24 healthy adults who were not training or engaging in sports regularly. Eleven men with a mean age of 24.1 (standard deviation (SD) 2.4) years, a mean height of 172.5 (SD 3.8) cm, and a mean weight of 66.5 (SD 8.1) kg, and 13 women with a mean age of 23.1 (SD 0.8) years, a mean height of 162.5 (SD 4.1) cm, and a mean weight of 53.8 (SD 3.8) kg participated in this study. Participants were excluded if they had a history of orthopedic, neurological, and/or musculoskeletal disorders likely to affect their calf raise or drop jump. All participants provided written informed consent following a detailed explanation of the study's purpose and risks involved according to the Declaration of Helsinki. The study was approved by the Ethics Committee on Human Experimentation at Saitama Prefectural University (Approval Number 29,508).

## 2.4. Experimental Protocol of Dummy Foot

Infrared-reflecting markers (diameters 9.5 mm) were attached to 17 landmarks on the dummy foot according to our new foot model. Markers shared across two segments such as the dorso-medial aspect

of the first metatarsal head, dorso-medial aspect of the second metatarsal head, dorso-lateral aspect of the fifth metatarsal head, dorso-lateral aspect of the fifth metatarsal base, and the most medial apex of the navicular bone were attached as markers to each segment in duplicates, because the dummy foot consisted of three separate segments. Each segment of the dummy foot was placed on the plate in which three infrared-reflecting markers (point o, point x, and point z) were attached, such that the coordinate system of the plate could be defined; the X-axis was from point o to point x, the Z-axis was from point o to point z, and the Y-axis was orthogonal to the previous two. Each segment at both ends (the toe and rearfoot) was measured by moving the corresponding plate with them, within a range from  $-90$  to  $90$  degrees in all planes from  $5$  to  $10$  degrees (Figure 3).

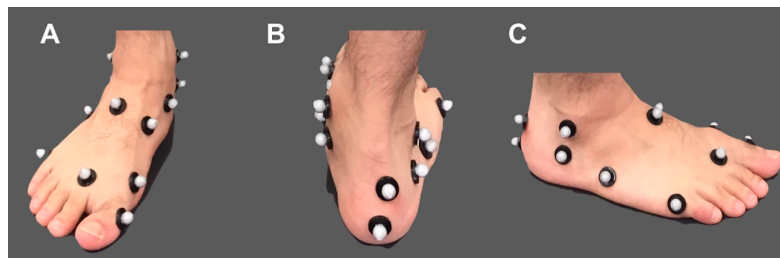


**Figure 3.** Three infrared-reflecting markers (point o, point x, and point z) were attached, respectively, to the three plates that were placed on each dummy foot to calculate the true value. The X and Z axes (red solid arrows) on these plates were shown. Angles for the plates were defined as the true values for the corresponding joint angles; the angle of plate (A) relative to plate (B) corresponded the Hallux relative to forefoot (Met\_Hal) angle and the angle of plate (B) relative to plate (C) corresponded the forefoot relative to rearfoot (Cal\_Met) angle. Measurement positions were from  $-90$  to  $90$  degrees in all planes.

#### 2.5. Experimental Protocol of Living Body

Infrared-reflecting markers (diameters 14 and 9.5 mm) were attached to 65 landmarks on the participants, according to the Vicon plug-in-gait full-body and our new foot model (Figure 4).

The markers were placed on the following land-marks: bilateral forehead, occipital region, acromion, lateral arm, lateral elbow joint, lateral forearm, ulnar styloid, radial styloid, second metacarpal head, superior anterior iliac crest, posterior superior iliac crest, lateral thigh, lateral knee joint, rough tibia, calcaneal head, lateral lower thigh, medial and lateral malleoli, posterior calcaneus, Achilles tendon attachment, sustentaculum tali, peroneal trochlea, navicular tuberosity, the bases of the first, second and fifth metatarsals, head of the first, second and fifth metatarsals, and the proximal phalanx of the hallux, and seventh cervical lumbar spine, sternum, xiphoid, right shoulder blade, and the tenth thoracic spine. Participants performed two dynamic tasks: (1) a calf raise performed by raising the heel as far as possible with both feet standing; (2) gait at a comfortable speed; and (3) a drop jump task that entailed a high vertical jump, immediately after landing on both feet from a jump from a 40 cm-high box. The subjects began the task with a comfortable timing and sufficiently practiced the task before measurement. Each participant performed one trial of five calf raises, three trials of a gait, and seven trials of a drop jump, with sufficient rest between the trials.



**Figure 4.** The right foot which attached the infrared-reflection markers, shown from the front (A), from the back (B), and from the outside (C).

## 2.6. Data Collecting

Trajectories of surface markers were collected using the Vicon Nexus 2.2.10, a three-dimensional (3D) motion analysis system (Vicon, Oxford, UK) with 17 infrared cameras at 100 Hz. All data were synchronized using Vicon Workstation v4.5 software and saved for offline analysis. We analyzed all data using MATLAB 2018a (The MathWorks, Natick, MA, USA).

## 2.7. Data Analysis

Three-dimensional inter-segment rotation angles were calculated using motion analysis system software (Visual 3D, C-motion, Germantown, MD). A joint coordinate system of each segment was defined according to Table 2 for our new model, Figure 3 for the true value in the experiment of a dummy foot, and the literature [1,2] for the Rizzoli model in the experiment of a living body. The Euler angles were calculated by rotating in the Z-, X-, and Y- axes: dorsi-/plantar-flexion (Df/Pf) as the rotation about the Z-axis, eversion/inversion (Ev/Inv) about the X-axis, and abduction/adduction (Abd/Add) about the axis orthogonal to the other two. The angles for the plates were defined as the true values for the corresponding joint angles; the angle of plate A relative to plate B corresponded the Hallux relative to forefoot (Met\_Hal) angle and the angle of plate B relative to plate C corresponded the forefoot relative to rearfoot (Cal\_Met) angle (Figure 3). The joint angles were subtracted from the means of the joint angles during the static standing position for 15 s. Displacement data were filtered using a zero-phased lag, fourth-order Butterworth filter with a cutoff frequency of 6 Hz. We extracted the peak value during the calf raises and drop jumps that were the slowest and fastest movements, respectively, in the dynamic tasks. The definitions of abbreviations for angle names according to the Rizzoli model [1,2] are shown in Table 3.

**Table 3.** The definition of the abbreviations for the angle names.

Angle Name	Definition
Met_Hal	Hallux relative to forefoot
Cal_Met	Forefoot relative to rearfoot
Cal_Met_2	Forefoot relative to rearfoot_2
Sha_Cal	Rearfoot relative to shank
Sha_Cal_2	Rearfoot_2 relative to shank

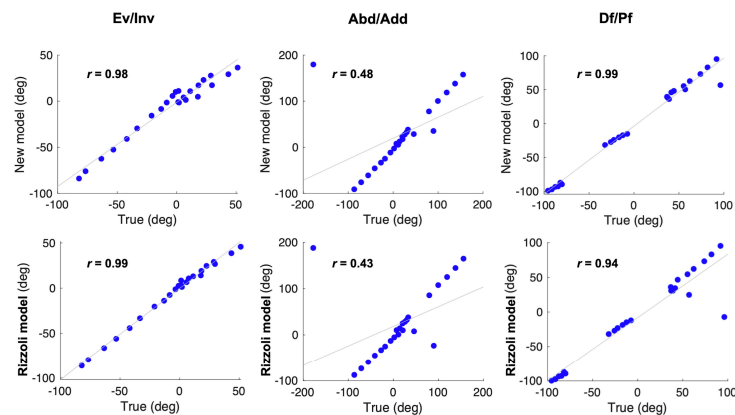
### 2.8. Statistical Analysis

Standard-related validity [23] of the joint angles for each foot model was examined using Pearson's correlation analysis between the joint angles of each foot model and the true value. Determination of whether there was systematic bias of each foot model was examined using Bland–Altman analysis [24] between the joint angles of each foot model and the true value. Comparisons between the mean and peak joint angles of the new models and the Rizzoli model were made using unpaired t-tests, with a significance level of 5%.

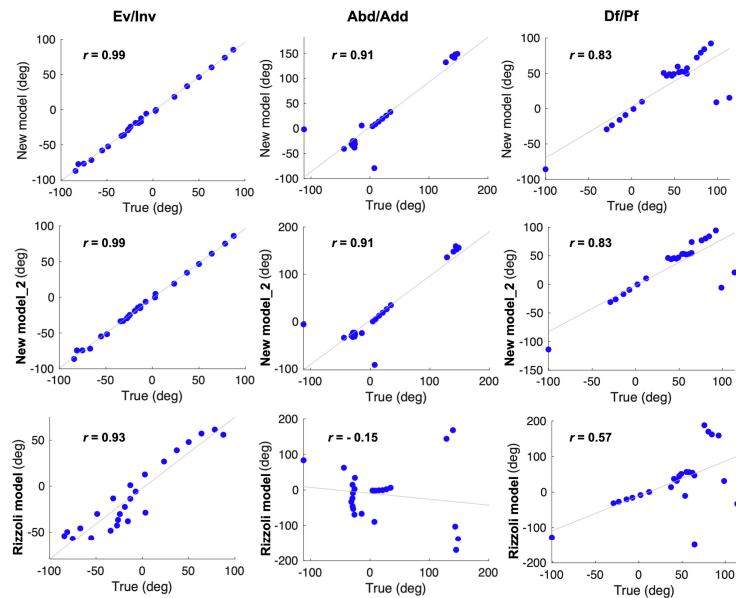
## 3. Results

### 3.1. Experiment of Dummy Foot

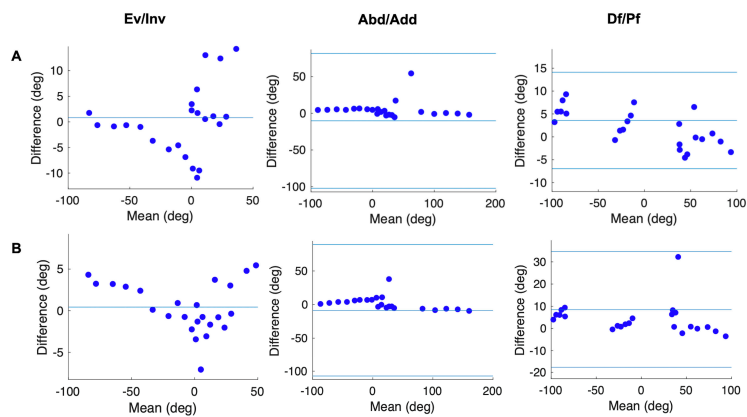
Pearson's correlation analysis (Figures 5 and 6) showed that the joint angles calculated according to our new models were strongly positively correlated with the true values ( $r > 0.8$ ,  $p < 0.01$ ), excluding the Met\_Hal angles in the transverse plane ( $r = 0.48$ ). In addition, in the Bland–Altman analysis (Figures 7 and 8), the Met\_Hal angles in the frontal plane and the Cal\_Met angles in the transverse plane did not have systematic bias. The other joint angles in the other planes had fixed biases; however, they were in the range of the limits of agreement, other than the Cal\_Met angles in the frontal plane.



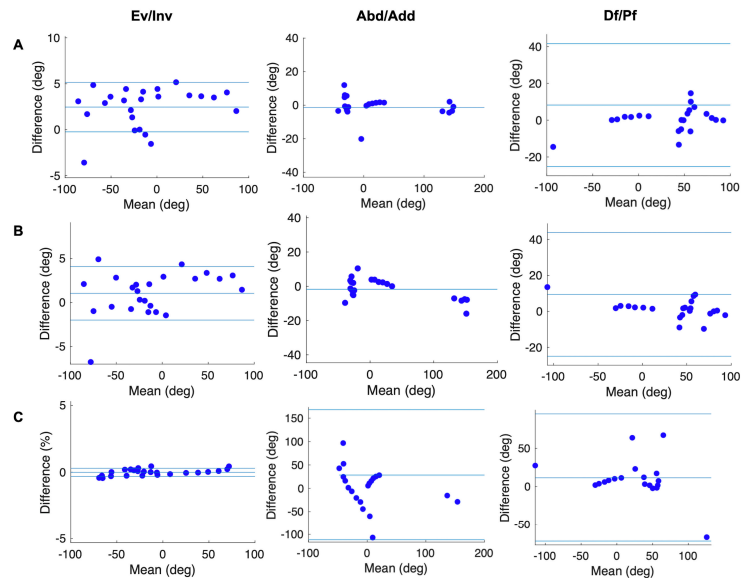
**Figure 5.** Univariate analysis using Pearson's correlation analysis. Left to right, the Met\_Hal angle in the frontal, transverse, and sagittal planes are shown. Correlations were assessed between the true values and the calculated values according to the two models; our new model (first row) and the Rizzoli model (second row).



**Figure 6.** Univariate analysis using Pearson's correlation analysis. Left to right, the Cal\_Met angle in the frontal, transverse, and sagittal planes are shown. Correlations were assessed between the true values and the calculated values according to the three models, respectively; our new model (first row), our new model\_2 (second row), and the Rizzoli model (third row).



**Figure 7.** Bland-Altman plots showing the differences between the true values of Met\_Hal angle and Met\_Hal angle calculated according to the two models: (A) our new model and (B) the Rizzoli model, against their means. When they do not have either a fixed or proportional bias, the mean is shown (one blue solid line). When they have a fixed or proportional bias, the mean (the middle one of three blue solid lines) and limits of agreement are shown (the outer two of three blue solid lines).



**Figure 8.** Bland–Altman plots showing the difference between the true values of the Cal\_Met angle and the Cal\_Met angle calculated according to the three models; (A) our new model, (B) our new model\_2, and (C) the Rizzoli model, against their means. When they do not have either a fixed or proportional bias, the mean is shown (one blue solid line). When they have fixed or proportional biases, the mean (the middle one of three blue solid lines) and limits of agreement are shown (the outer two of three blue solid lines). When they have a proportional bias, the difference (Y-axis) calculates the relative value to the mean (X-axis).

The joint angles were calculated according to the Rizzoli model, and the Pearson's correlation analysis (Figures 5 and 6) showed that the Met\_Hal angles in the transverse plane and the Cal\_Met angles in the sagittal plane were positively correlated with the true values ( $r = 0.43$ ,  $p = 0.035$ ,  $r = 0.57$ ,  $p = 0.032$ , respectively). The Cal\_Met angles in the transverse plane were weakly negatively correlated with the true values ( $r = -0.15$ ,  $p = 0.48$ ). The other joint angles in the other planes were strongly positively correlated with the true values ( $r > 0.9$ ,  $p < 0.01$ ). In addition, the Bland–Altman analysis showed that (Figures 7 and 8) the Met\_Hal angles in the frontal plane did not have systematic biases. On the other hand, the Cal\_Met angles in the frontal plane had a proportional bias, and the other joint angles on the other planes had a fixed bias. These were in the range of the limits of agreement, except the Cal\_Met angles in the frontal plane.

### 3.2. In Vivo Experiment

There were no differences in terms of joint angles in the static standing between our new models and the Rizzoli model. Temporal patterns during calf raise, gait, and drop jump are shown in Figures 9–11, respectively. Temporal patterns of foot motion such as the Rizzoli model were observed in our new model during all dynamic tasks.

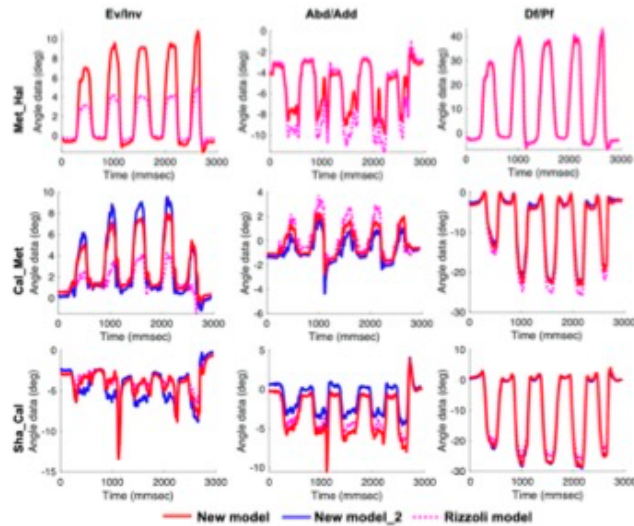


Figure 9. Left to right, the temporal patterns of rotation in the frontal, transverse, and sagittal planes during the calf raise. New model (red solid line), New model\_2 (blue solid line), and the Rizzoli model (pink dot line) are shown. First to third row in order, the three joint angles (Met\_Hal, Cal\_Met, and Sha\_Cal) are shown.

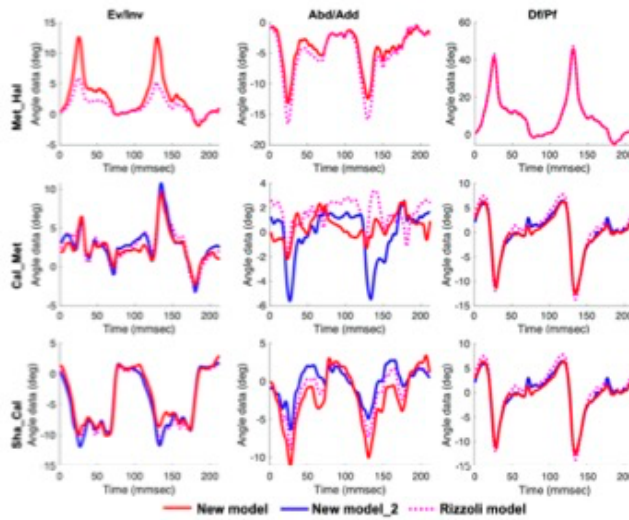


Figure 10. Left to right, the temporal patterns of rotation in the frontal, transverse, and sagittal planes during gait. New model (red solid line), New model\_2 (blue solid line), and the Rizzoli model (pink dot line) are shown. First to third row in order, the three joint angles (Met\_Hal, Cal\_Met, and Sha\_Cal) are shown.

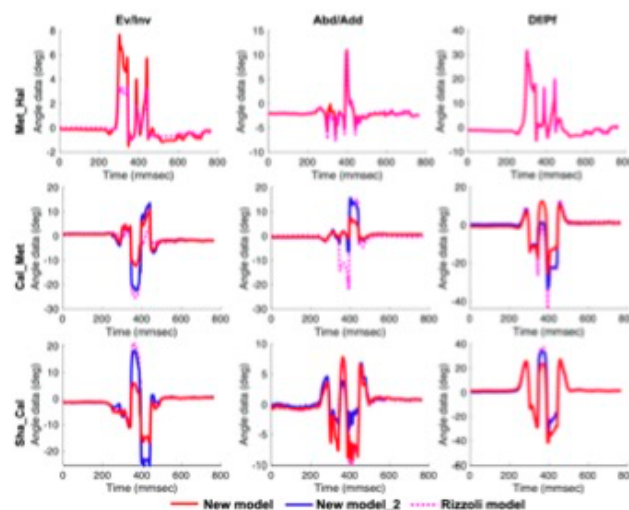


Figure 11. Left to right, the temporal patterns of rotation in the frontal, transverse, and sagittal planes during the drop jump. New model (red solid line), New model\_2 (blue solid line), and the Rizzoli model (pink dot line) are shown. First to third row in order, the three joint angles (Met\_Hal, Cal\_Met, and Sha\_Cal) are shown.

In Tables 4 and 5, the peak joint angles of the dynamic tasks are displayed. During calf raise, the peak maximum joint angles of the Met\_Hal angle in the frontal plane and the rearfoot relative to the shank (Sha\_Cal) angle in the sagittal plane were significantly higher in our new model than in the Rizzoli model ( $p < 0.01$ ). On the other hand, the peak maximum joint angles of the Sha\_Cal angle in the frontal plane and the peak minimum joint angle of the Sha\_Cal angle in the frontal and sagittal planes were significantly lower in our new model than those in the Rizzoli model ( $p < 0.01$ ).

Table 4. Peak angle calculated according to our new model. (Unit: deg.)

	Calf Raise/Maximum (SD <sup>1</sup> ), Minimum (SD)			Drop Jump/Maximum (SD), Minimum (SD)		
	Ev/Inv	Abd/Add	Df/Pf	Ev/Inv	Abd/Add	Df/Pf
Met_Hal	7.5 (1.9) *, −1.3 (0.8)	3.1 (3.1), −8.4 (4.2)	37.6 (7.7), −6.5 (4.0)	5.5 (1.8) *, −1.6 (0.6)	6.1 (2.5), −4.4 (2.6)	26.6 (4.9), −6.9 (3.9)
Cal_Met	6.2 (3.0), −2.3 (2.3)	3.6 (2.2), −3.0 (1.8)	2.5 (1.4), −16.8 (6.0)	4.1 (2.1), −7.1 (2.5)	2.8 (1.4), −3.7 (1.5) *	11.1 (1.9) *, −17.5 (5.1) *
Cal_Met_2	6.0 (3.0), −3.9 (3.1)	2.4 (1.8), −6.7 (6.3)	2.2 (1.3), −17.2 (5.4)	4.6 (2.8), −9.8 (4.6)	4.0 (2.5), −7.6 (2.3) *	12.4 (3.3) *, −17.9 (4.2) *
Sha_Cal	1.4 (1.8) *, −11.6 (5.2) *	2.0 (1.7), −14.6 (5.9)	6.1 (2.6) *, −35.9 (6.9) *	2.7 (2.3) *, −10.7 (3.3)	7.1 (2.4), −12.1 (3.7)	27.6 (5.4), −36.5 (5.8)
Sha_Cal_2	1.3 (1.3), −12.6 (5.4)	2.4 (1.3), −8.9 (4.4)	6.5 (3.1), −32.7 (6.5)	5.3 (3.6), −11.4 (3.5)	7.3 (2.3), −8.6 (3.8)	26.1 (5.2), −35.6 (7.0)

\* Peak angles had a significantly difference compared to the Rizzoli model ( $p < 0.01$ ). <sup>1</sup> Standard deviation.

**Table 5.** Peak angle calculated according to the Rizzoli model. (Unit: deg.)

	Calf Raise/Maximum (SD <sup>1</sup> ), Minimum (SD)			Drop Jump/Maximum (SD), Minimum (SD)		
	Ev/Inv	Abd/Add	Df/Pf	Ev/Inv	Abd/Add	Df/Pf
Met_Hal	3.7 (1.5), −1.1 (0.8)	3.6 (4.2), −9.3 (5.1)	38.4 (7.7), −6.6 (4.0)	2.8 (1.1), −1.4 (0.69)	6.4 (2.5), −5.2 (2.8)	27.1 (5.0), −6.9 (3.9)
Cal_Met	5.1 (3.8), −3.6 (3.6)	2.9 (2.5), −4.4 (2.7)	3.1 (1.7), −21.2 (7.1)	4.7 (2.5), −8.2 (4.1)	3.7 (3.1), −10.6 (5.2)	15.0 (4.1), −24.4 (6.9)
Sha_Cal	1.6 (2.2), −9.3 (4.1)	1.9 (1.5), −11.6 (5.3)	5.6 (2.4), −30.1 (6.2)	5.7 (4.1), −10.3 (3.4)	7.2 (2.4), −10.7 (4.1)	25.7 (5.3), −32.8 (7.9)

<sup>1</sup> Standard deviation.

During the drop jump, the peak maximum joint angles of the Met\_Hal angle in the frontal plane and the peak minimum joint angle of the Cal\_Met angle and the Cal\_Met angle\_2 in the transverse and sagittal planes were significantly higher in our new model than in the Rizzoli model ( $p < 0.01$ ). On the other hand, the peak maximum joint angles of the Cal\_Met angle and the Cal\_Met angle\_2 in the sagittal plane and the Sha\_Cal angle in the frontal plane were significantly lower in our new model than those in the Rizzoli model ( $p < 0.01$ ).

On average, the peak values of our new model during dynamic tasks on the frontal, transverse, and sagittal planes were within the standard deviation of 2.7 degrees, 2.9 degrees, and 4.8 degrees, respectively. In contrast, the peak values of the Rizzoli model during the dynamic tasks on the frontal, transverse, and sagittal planes were within the standard deviation of 2.7 degrees, 3.5 degrees, and 5.2 degrees, respectively.

#### 4. Discussion

##### 4.1. Validity of Our New Multi-Segment Foot Model

The standard-related validities and systematic biases of our new multi-segment foot model were quantified by analyzing a dummy foot using a 3D motion capture system and by defining the true values by calculating the 3D rotation angles of the plates on which it was placed. Pearson's analysis showed that most joint angles calculated according to our new models were strongly positively correlated with the true values. The Met\_Hal angle on the transverse plane had a weaker positive correlation than the other 3D rotation angles; however, this could have been affected by the gimbal lock [25,26] because the joint angle was calculated for the Euler angle.

Systematic bias was examined using the Bland–Altman analysis. Our new models had a fixed bias in most 3D rotation angles. Values including fixed bias are required to perform a zero calibration. However, we could not perform a zero calibration because the measurement accuracy of the true value was not examined. Most of the 3D rotation angles including a fixed bias were within the range of the limits of agreement; therefore, applying our new models to a 3D motion capture did not present statistical difficulties. For a living body, the range of motion of the foot is narrower than that of the major joints. When performing the 3D motion analysis during movements, the range of motion of the foot ranged from −45 to 45 degrees, even for the joints that move relatively large amounts. We concluded that our new multi-segment foot model was valid for the motion analysis of direction or the amount of displacement within the range of motion during dynamic movements. In addition, two segmentation patterns of the rearfoot were examined and they were almost identical. We concluded that the rearfoot had the same validity, even for a difference of segmentation in our new foot model.

In this study, the validity was verified using Pearson's correlation analysis and Bland–Altman analysis for the 3D rotation angles calculated by the Rizzoli model and the true value. We found that the correlation between the dorsiflexion angle of Cal\_Met and the true value was lower than that for the new model, and the abduction angle of Cal\_Met and the true value were negatively correlated. Regarding the Rizzoli model, many studies have reported reproducibility in gait analysis [1,2,10,27].

Leardini proposed the usefulness because it was highly reproducible among the subjects, and consistent with clinical and biomechanical knowledge [1]. We believe that the usefulness of the multi-segment foot model was confirmed by the fact that the truss mechanism [28] and windlass mechanism [29], which are the foot functions that cannot be observed with the single-segment foot model, were confirmed. However, few reports have verified the measurement validity by using a dummy foot as in this study. In the present study, the 3D rotation angle of each plate put on each dummy foot was treated as the true value, and the range of motion was considered from  $-90$  degrees to  $90$  degrees; however, this range of motion does not occur in the living body, despite movement in all planes. Therefore, we presumed that the validity was low even with the generalized Rizzoli model. The statistical results of this study indicated that the Cal\_Met angle in the transverse plane calculated according to the Rizzoli model needs to be treated carefully.

Our new model was more valid in the kinematic analysis than the Rizzoli model. However, skin artifacts could affect the measurement value as the limitation of 3D motion capture after being applied for the living body using our new foot model [18,30]. The skin artifacts in 3D motion capture have been reported at 31 mm in the thigh [31] and 23 mm in the shank [32]. They have also been reported in the toe off phase during walking; when the ankle joint undergoes maximum plantar flexion, the skin artifacts occurred at 16 mm in the midfoot and 12 mm in the hindfoot [18]. In addition, approximately 70% of the angles of the transverse tarsal joint and Lisfranc joint have been reported to show an error of approximately 5 degrees during the verification of the skin artifacts using the foot model [17]. Considering this effect or error, we need to perform more measurement trials and carefully treat measurement values when using our new multi-segment foot model.

#### 4.2. Characteristics of Our New Multi-Segment Foot Model in Measuring Dynamic Tasks

Characteristics of our new multi-segment foot models during dynamic tasks were examined using a 3D motion capture by comparing the 3D rotation angles calculated according to our new models and the Rizzoli model. Unpaired t-tests revealed that the mean 3D rotation angles in static standing and temporal patterns showed no differences; however, the peak value of some 3D rotation angles were significantly different. Moreover, the peak value of our new model was within the standard deviation of 4.8 degrees, while that of the Rizzoli model was within the standard deviation of 5.2 degrees. Previous studies have reported that the joint angle of the Rizzoli model was within a standard deviation of 7 degrees in the gait analysis of healthy young participants [1,2]. It could be said that the results of this study were comparable to those of the previous studies. An angle of 5 degrees might have a significant effect on the joint in the foot with little motion. However, using the Rizzoli model has been reported to correspond to clinical and biomechanical knowledge not only for walking but also for landing [33] and running [34], suggesting that it contributes to the evaluation of foot function. Therefore, we found our new multi-segment foot model to be useful for analyzing foot motion using a 3D motion capture during dynamic tasks, because the temporal pattern was the same as the Rizzoli model that is generally used.

A previous study that examined the differences of multi-segment foot models reported significant differences in the kinematic patterns and peak values, and these differences depended on the location of tracking markers using the rigid-body assumption [22]. Our new model did not include the midfoot compared to the Rizzoli model; therefore, the range of motion of the forefoot relative to the rearfoot, both in our new model and in our new model \_2, is presumed to have been attenuated.

Furthermore, in our new model, the range of motion of the rearfoot relative to the shank appears to have been amplified because the tracking marker of the rearfoot was located more distally than in the Rizzoli model. In contrast, in our new model \_2, the range of motion of the rearfoot relative to the shank and showed no significant differences from the Rizzoli model as with our new model, because more tracking markers of the rearfoot were located proximally than in our new model. Differences observed with the multi-segment foot depended on the location of tracking markers, as in the previous study. We clarified the characteristics by analyzing the dynamic tasks of our new multi-segment foot model. We concluded that it was important to understand the characteristics of the multi-segment foot model

during analysis, because the calculated values changed depending on the method of segmentation. The other multi-segment foot models were not evaluated for validity or reliability in as detailed a fashion as in this study. Moreover, our new model was validated against a general foot model even with dynamic tasks, and results were obtained that were useful for the study of the foot kinematics using motion capture. Compared with other foot models based on these points, we believe that our new multi-segment foot model has a higher degrees of usefulness and versatility and can be applied to examine both foot kinematics and kinetics.

#### 4.3. Methodological Limitations

In this study, the validity of our new multi-segment foot model was investigated using a dummy foot. Measuring a living body, it is difficult to investigate the validity of the 3D rotation angles with a fine angle setting beyond the range of motion of the body. We treated the 3D rotation angles of each plate on which each dummy foot was placed as a true value, however, there is a limit of consistency because true value measurement accuracy was not examined in this study. Nevertheless, we believe that this study is novel because using the dummy foot can be objectively assessed, as the validity of the model itself, as well as the definition of the coordinate axes, calculation, and measurement accuracy. In the future, we will prove the usefulness of the model by evaluating the foot model when it is applied to the kinetics analysis.

In addition, it is a fact that inertial measurement units (IMU) [35,36] or wearable systems [37] have been developed as means of motion analysis. Motion analysis using reflection markers, as in this study, requires a large amount of expensive machinery and time, and also places heavy burdens on the subject; therefore, there is a limit in that it is more difficult to apply in daily life and sports movements than are IMUs or wearable systems. Nevertheless, the foot has less range of motion, and is affected by the impact from the ground and the attachment position of sensors [38]. Therefore, we believe that it is difficult to measure foot kinematics in detail using IMUs. In the future, while accumulating results demonstrating foot kinematics and kinetics using the motion analysis method, such as in this study, it may be possible to develop a simple measurement sensor such as an IMU or wearable system.

#### 5. Conclusions

We defined a new multi-segment foot model that has three foot segments, to analyze foot kinetics and kinematics in the frontal plane in detail during dynamic movements. Using a dummy foot and the living body, we evaluated the validity, reliability and characteristics of our new multi-segment foot model and determined their differences according to segment definition. We confirmed that our new multi-segment foot model was valid for motion analysis for examining motion direction or the amount of displacement within the range of motion during dynamic movements. We found that our new multi-segment foot model was useful for analyzing the foot motion using 3D motion capture during dynamic tasks as well as the Rizzoli model, whether the rearfoot was defined as the transverse or sagittal plane. We concluded that our new multi-segment foot model has a high degree of usefulness and versatility, and could be applied to examine both foot kinematics and kinetics. Our new model might not only demonstrate foot motor function and disorder mechanism, but also might be able to contribute to design of braces and artificial limbs that assist foot function.

**Author Contributions:** Data curation, Y.S.; formal analysis, Y.S.; funding acquisition, Y.S.; investigation, Y.S., H.H., H.S. and A.T.; methodology, Y.S., T.K., H.H. and N.K.; project administration, N.K.; supervision, T.K. and N.K.; visualization, Y.S.; writing—original draft, Y.S.; writing—review and editing, T.K., H.H. and N.K. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** This research was supported by Grant-in-Aid for JSPS Research Fellow 20J14897.

**Acknowledgments:** The authors would like to acknowledge the members of the Fundamental Science lab, Saitama Prefectural University for their assistance.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest.

## References

1. Leardini, A.; Benedetti, M.G.; Berti, L.; Bettinelli, D.; Nativio, R.; Giannini, S. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture* **2007**, *25*, 453–462. [\[CrossRef\]](#)
2. Portinaro, N.; Leardini, A.; Panou, A.; Monzani, V.; Caravaggi, P. Modifying the Rizzoli foot model to improve the diagnosis of pes-planus: Application to kinematics of feet in teenagers. *J. Foot Ankle Res.* **2014**, *7*, 1–7. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
3. Elftman, H. The transverse tarsal joint and its control. *Clin. Orthop.* **1960**, *16*, 41–46.
4. Kadaba, M.P.; Ramakrishnan, H.K.; Wootten, M.E. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J. Orthop. Res.* **1990**, *8*, 383–392. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
5. Pothrat, C.; Authier, G.; Viehweger, E.; Berton, E.; Rao, G. One- and multi-segment foot models lead to opposite results on ankle joint kinematics during gait: Implications for clinical assessment. *Clin. Biomech.* **2015**. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
6. Carson, M.C.; Harrington, M.E.; Thompson, N.; O'Connor, J.J.; Theologis, T.N. Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: A repeatability analysis. *J. Biomech.* **2001**, *34*, 1299–1307. [\[CrossRef\]](#)
7. Simon, J.; Doederlein, L.; McIntosh, A.S.; Metaxiotis, D.; Bock, H.G.; Wolf, S.I. The Heidelberg foot measurement method: Development, description and assessment. *Gait Posture* **2006**, *23*, 411–424. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
8. Stebbins, J.; Harrington, M.; Thompson, N.; Zavatsky, A.; Theologis, T. Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait Posture* **2006**, *23*, 401–410. [\[CrossRef\]](#)
9. Caravaggi, P.; Benedetti, M.G.; Berti, L.; Leardini, A. Repeatability of a multi-segment foot protocol in adult subjects. *Gait Posture* **2011**, *33*, 133–135. [\[CrossRef\]](#)
10. Deschamps, K.; Staes, F.; Bruyninckx, H.; Busschots, E.; Jaspers, E.; Atre, A.; Desloovere, K. Repeatability in the assessment of multi-segment foot kinematics. *Gait Posture* **2012**, *35*, 255–260. [\[CrossRef\]](#)
11. Maurer, J.D.; Ward, V.; Mayson, T.A.; Davies, K.R.; Alvarez, C.M.; Beauchamp, R.D.; Black, A.H. A kinematic description of dynamic midfoot break in children using a multi-segment foot model. *Gait Posture* **2013**, *38*, 287–292. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
12. Maurer, J.D.; Ward, V.; Mayson, T.A.; Davies, K.R.; Alvarez, C.M.; Beauchamp, R.D.; Black, A.H. Classification of midfoot break using multi-segment foot kinematics and pedobarography. *Gait Posture* **2014**, *39*, 1–6. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
13. Kerr, C.M.; Stebbins, J.; Theologis, T.; Zavatsky, A.B. Static postural differences between neutral and flat feet in children with and without symptoms. *Clin. Biomech.* **2015**, *30*, 314–317. [\[CrossRef\]](#)
14. Okamura, K.; Kanai, S.; Fukuda, K.; Tanaka, S.; Ono, T.; Oki, S. The effect of additional activation of the plantar intrinsic foot muscles on foot kinematics in flat-footed subjects. *Foot* **2019**, *38*, 19–23. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
15. Deschamps, K.; Birch, I.; Desloovere, K.; Matricali, G.A. The impact of hallux valgus on foot kinematics: A cross-sectional, comparative study. *Gait Posture* **2010**, *32*, 102–106. [\[CrossRef\]](#)
16. Hastings, M.K.; Woodburn, J.; Mueller, M.J.; Strube, M.J.; Johnson, J.E.; Beckert, K.S.; Stein, M.L.; Sinacore, D.R. Radiographic-directed local coordinate systems critical in kinematic analysis of walking in diabetes-related medial column foot deformity. *Gait Posture* **2014**, *40*, 128–133. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
17. Nester, C.; Jones, R.K.; Liu, A.; Howard, D.; Lundberg, A.; Arndt, A.; Lundgren, P.; Stacoff, A.; Wolf, P. Foot kinematics during walking measured using bone and surface mounted markers. *J. Biomech.* **2007**, *40*, 3412–3423. [\[CrossRef\]](#)
18. Shultz, R.; Kedgley, A.E.; Jenkyn, T.R. Quantifying skin motion artifact error of the hindfoot and forefoot marker clusters with the optical tracking of a multi-segment foot model using single-plane fluoroscopy. *Gait Posture* **2011**, *34*, 44–48. [\[CrossRef\]](#)
19. Bruening, D.A.; Cooney, K.M.; Buczek, F.L. Analysis of a kinetic multi-segment foot model. Part I: Model repeatability and kinematic validity. *Gait Posture* **2012**, *35*, 529–534. [\[CrossRef\]](#)
20. Bruening, D.A.; Cooney, K.M.; Buczek, F.L. Analysis of a kinetic multi-segment foot model part II: Kinetics and clinical implications. *Gait Posture* **2012**, *35*, 535–540. [\[CrossRef\]](#)

21. Kevin, D.; Maarten, E.; Dirk, D.; Matricali, G.A.; Wuite, S.; Filip, S. Estimation of foot joint kinetics in three and four segment foot models using an existing proportionality scheme: Application in paediatric barefoot walking. *J. Biomech.* **2017**, *61*, 168–175. [\[CrossRef\]](#)
22. Magalhães, F.A.; Souza, T.R.; Araújo, V.L.; Oliveira, L.M.; de Silveira, L.P.; de Ocarino, J.M.; Fonseca, S.T. Comparison of the rigidity and forefoot—Rearfoot kinematics from three forefoot tracking marker clusters during walking and weight-bearing foot pronation-supination. *J. Biomech.* **2020**, *98*, 1–7. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
23. Brookshaw, M.; Sexton, A.; McGibbon, C.A. Reliability and validity of a novel wearable device for measuring elbow strength. *Sensors* **2020**, *20*, 3412. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
24. Martin Bland, J.; Altman, D.G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* **1986**, *327*, 307–310. [\[CrossRef\]](#)
25. Ang, M.H.; Tourassis, V.D. Singularities of Euler and Roll-Pitch-Yaw Representations. *IEEE Trans. Aerosp. Electron. Syst.* **1987**, *AES-23*, 317–324. [\[CrossRef\]](#)
26. Siemens, M.; Hancock, J.; Siminovich, D. Beyond Euler angles: Exploiting the angle-axis parametrization in a multipole expansion of the rotation operator. *Solid State Nucl. Magn. Reson.* **2007**, *31*, 35–54. [\[CrossRef\]](#)
27. Deschamps, K.; Staes, F.; Peerlinck, K.; Van Geet, C.; Hermans, C.; Matricali, G.A.; Lobet, S. 3D Multi-segment foot kinematics in children: A developmental study in typically developing boys. *Gait Posture* **2017**, *52*, 40–44. [\[CrossRef\]](#)
28. Kirby, K.A. Longitudinal arch load-sharing system of the foot. *Rev. Esp. Podol.* **2017**, *28*, e18–e26. [\[CrossRef\]](#)
29. Hicks, J.H. The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch. *J. Anat.* **1954**, *88*, 25–30.
30. Peters, A.; Galna, B.; Sangeux, M.; Morris, M.; Baker, R. Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: A systematic review. *Gait Posture* **2010**, *31*, 1–8. [\[CrossRef\]](#)
31. Stagni, R.; Fantozzi, S.; Cappello, A.; Leardini, A. Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: A study on two subjects. *Clin. Biomech.* **2005**, *20*, 320–329. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
32. Leardini, A.; Chiari, A.; Della Croce, U.; Cappozzo, A. Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture* **2005**, *21*, 212–225. [\[CrossRef\]](#)
33. Powell, D.W.; Long, B.; Milner, C.E.; Zhang, S. Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks. *Hum. Mov. Sci.* **2011**, *30*, 105–114. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
34. Takabayashi, T.; Edama, M.; Inai, T.; Kubo, M. Sex-related differences in coordination and variability among foot joints during running. *J. Foot Ankle Res.* **2018**, *11*. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
35. Glowinski, S.; Łosiński, K.; Kowiański, P.; Waśkow, M.; Bryndal, A.; Grochulska, A. Inertial sensors as a tool for diagnosing discopathy lumbosacral pathologic gait: A preliminary research. *Diagnostics* **2020**, *10*, 342. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
36. Hou, Y.R.; Chiu, Y.L.; Chiang, S.L.; Chen, H.Y.; Sung, W.H. Development of a smartphone-based balance assessment system for subjects with stroke. *Sensors* **2020**, *20*, 88. [\[CrossRef\]](#)
37. Qiu, S.; Wang, H.; Li, J.; Zhao, H.; Wang, Z.; Wang, J.; Wang, Q.; Pletteimer, D.; Bärhold, M.; Bauer, T.; et al. Towards wearable-inertial-sensor-based gait posture evaluation for subjects with unbalanced gaits. *Sensors* **2020**, *20*, 1193. [\[CrossRef\]](#)
38. Anwary, A.R.; Yu, H.; Vassallo, M. Optimal Foot Location for Placing Wearable IMU Sensors and Automatic Feature Extraction for Gait Analysis. *IEEE Sens. J.* **2018**, *18*, 2555–2567. [\[CrossRef\]](#)



© 2020 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).