

論文 / 著書情報
Article / Book Information

題目(和文)	足部可動性と動作時の足部運動学・運動力学的動態の関連
Title(English)	
著者(和文)	江沢侑也
Author(English)	Yuya Ezawa
出典(和文)	学位:博士(工学), 学位授与機関:東京科学大学, 報告番号:甲第344号, 授与年月日:2025年3月26日, 学位の種別:課程博士, 審査員:丸山 剛生,佐久間 邦弘,駒田 陽子,室田 真男,高橋 将記,宮崎 祐介
Citation(English)	Degree:Doctor (Engineering), Conferring organization: Institute of Science Tokyo, Report number:甲第344号, Conferred date:2025/3/26, Degree Type:Course doctor, Examiner:,,,,,
学位種別(和文)	博士論文
Type(English)	Doctoral Thesis

学 位 論 文

足部可動性と動作時の足部運動学・運動力学的動態の関連

江 沢 侑 也

東京科学大学

環境・社会理工学院

博士後期課程

2024 年度

目次

要約	1
1. 緒言	4
1.1. 下肢オーバーユース障害	4
1.1.1. 下肢オーバーユース障害の社会的問題	4
1.1.2. 下肢オーバーユース障害の特徴	4
1.1.3. 下肢オーバーユース障害の発症ならびに既往に関連する要因	5
1.2. 足部の解剖と機能	5
1.2.1. 足部の解剖と構造	5
1.2.2. 足部アーチの機能	6
1.3. 足部形態と足部可動性の評価	6
1.3.1. 足部形態における内側縦アーチ高の評価	6
1.3.2. 足部可動性評価と本論文における定義	7
1.4. 足部評価と動作時の下肢動態との関連	8
1.4.1. 足部形態と下肢の運動学的動態の関連	8
1.4.2. Multi-segment foot model と足部運動力学的動態の解析	9
1.5. 本論文の目的	10
2. 内側縦アーチ高ならびに足部柔軟性と足部運動の関連	11
2.1. 内側縦アーチ高ならびに足部柔軟性と歩行動作における足部運動の関連	11
2.1.1. 緒言	11
2.1.2. 方法	11
2.1.3. 結果	14
2.1.4. 考察	19
2.1.5. 結語	20
2.2. 内側縦アーチ高ならびに足部柔軟性と着地動作における足部運動の関連	21
2.2.1. 緒言	21
2.2.2. 方法	22
2.2.3. 結果	23
2.2.4. 考察	27
2.2.5. 結語	29
3. 足部ねじれ剛性の評価方法の検証と、性差ならびに足部形態との関連の検討	30
3.1. 緒言	30
3.2. 方法	31
3.3. 結果	35

3.4. 考察	39
3.5. 結語	40
4. 足部ねじれ剛性と足部運動学・運動力学的動態の関連	41
4.1. 足部ねじれ剛性と動作時の足部運動との関連の検討	41
4.1.1. 緒言	41
4.1.2. 方法	42
4.1.3. 結果	44
4.1.4. 考察	50
4.1.5. 結語	52
4.2. 足部ねじれ剛性と動作時の足部運動力学的動態との関連の検討	53
4.2.1. 緒言	53
4.2.2. 方法	53
4.2.3. 結果	56
4.2.4. 考察	66
4.2.5. 結語	68
5. 総括論議ならびに結論	69
謝辞	71
引用文献	72

要約

1. 緒言

下肢オーバーユース障害は、ランニング競技をはじめとした様々なスポーツ競技において高い割合で認められる疾患である。オーバーユース障害はトレーニング強度や競技パフォーマンスを低下させる要因であり、遷延治癒や再発を繰り返す症例では外科的治療を必要とする場合もあるため、適切に治療および予防することが重要である。オーバーユース障害の発症には、動作時の運動パターンの変化に起因した組織に生じる応力の変化が重要な要素である。足部形態の変化は動作時の下肢運動を変化させる要因であり、オーバーユース障害のリスク因子である可能性が報告されている。しかしながら、足部形態と下肢運動の関連、足部形態とオーバーユース障害の関連には一致した見解が得られておらず、下肢オーバーユース障害と足部形態が関連する詳細なメカニズムは不明である。この理由として、足部機能において重要な要素を担うと考えられている足部可動性を考慮していないことが挙げられる。また、オーバーユース障害の発症には力学的動態の変化が生じていると予測されるが、足部の運動力学的動態に足部形態および足部可動性がどのように関連するかは検討されていない。本研究の目的は、足部可動性と動作時の足部運動学、運動力学的動態の関連を検討し、足部形態がオーバーユース障害の発症ならびに既往と関連するメカニズムの解明に貢献することとした。本論文の各章では、1) 従来の足部形態および足部可動性の評価と動作時の足部運動との関連の検討、2) 足部の力学特性を反映する新たな足部可動性評価方法の検証と、足部力学特性の性差ならびに足部形態との関連の検討、3) 足部の力学特性と動作時の足部運動学的動態ならびに足部運動力学的動態の関連の検討を実施した。これらの研究結果からは、下肢オーバーユース障害の予防、治療、リハビリテーションにおける科学的根拠を提供することが期待される。

2. 内側縦アーチ高ならびに足部柔軟性と足部運動の関連

2.1. 内側縦アーチ高ならびに足部柔軟性と歩行動作における足部運動の関連

健常女性 18 名を対象とし、内側縦アーチ高および足部柔軟性と歩行動作時の足部運動との関連を検討した。歩行動作の解析には 3 次元動作解析装置を使用し、multi-segment foot model を用いて後・中・前足部の運動を算出した。歩行動作は立脚相を立脚初期と立脚後期に分割し、それぞれの相における足部運動のピーク値と変化量を抽出した。内側縦アーチ高ならびに足部柔軟性と足部運動の関連を Pearson の相関係数を用いて検討した。立脚初期では、足部柔軟性が中足部の 3 平面における運動変化量と関連を示した。立脚後期では、足部柔軟性が矢状面における中足部運動変化量と、前額面における後足部運動ピーク値と関連を示した。また、内側縦アーチ高は中足部外転ピーク値と関連を示した。足部柔軟性は、肢位の変化に対する中足部の変化を反映する指標であるため、動作時の衝撃吸収に寄与する中足部運動と関連を示したと考えられる。足部運動の変化量は足部柔軟性とのみ関連したことから、歩行時の足部運動範囲を推測するには足部柔軟性を評価する必要性を示した。

2.2. 内側縦アーチ高ならびに足部柔軟性と着地動作における足部運動の関連

健常成人 38 名（男女各 19 名）を対象とし、内側縦アーチ高および足部柔軟性と着地動作時の足部運動の関連を検討した。着地動作課題は 30cm 台上からの両脚着地動作とし、初期接地から接地後 200msec を解析区間とした。足部運動の解析には 3 次元動作解析装置を使用し、multi-segment foot model を用いて後・中・前足部の運動を算出した。各足部セグメント運動のピーク値ならびに変化量と、内側縦アーチ高ならびに足部柔軟性の関連を Pearson の相関係数を用いて検討した。内側縦アーチ高は後足部最大外反と関連を示した。一方、足部柔軟性は矢状面の中足部運動変化量および前額面の前足部運動変化量との間に関連を認めた。足部形態と足部柔軟性は異なる足部運動との間に関連を認めため、それぞれ個別に評価する必要性が示唆された。しかし、どちらの評価指標も足部運動との相関の程度は弱い相関であったため、足部評価から着地動作時の足部運動を予測するには限界があることが示された。

3. 足部ねじれ剛性の評価方法の検証と、性差ならびに足部形態との関連の検討

健常成人 8 名を対象に、足部ねじれ剛性の計測信頼性を算出した。足部ねじれ剛性の計測には三次元動作解析装置と抵抗トルク計を使用し、後足部に対する前足部の前額面他動運動における単位角度あたりの抵抗トルクとして算出した。足部ねじれ剛性は高い級内相関係数、先行研究と同程度の標準誤差ならびに最小検出変化量を認め、妥当性のある評価方法であることを実証した。その後、健常成人 52 名（男女各 26 名）を対象に、足部ねじれ剛性の性差と、内側縦アーチ高との関連を検討した。性差の検討では、足部ねじれ剛性は女性において有意に低い結果を認めた。内側縦アーチ高と足部ねじれ剛性の関連は性別毎に Spearman の順位相関を用いて検討し、どちらの群においても有意な相関関係は認められなかった。内側縦アーチ高と足部ねじれ剛性は異なる足部の力学特性を反映するため、足部形態と足部ねじれ剛性は分けて評価する必要性を示した。

4. 足部ねじれ剛性と足部運動学・運動力学的動態の関連

4.1. 足部ねじれ剛性と動作時の足部運動との関連の検討

健常女性 28 名を対象に、足部ねじれ剛性と歩行動作ならびに両脚着地動作時の足部運動との関連を検討した。足部ねじれ剛性は、後足部に対する前足部の前額面他動運動時の単位角度あたりの抵抗トルクとして算出した。足部運動の解析には multi-segment foot model を用いて後・中・前足部の運動を算出した。歩行動作では解析相を立脚初期と立脚後期に分割し、それぞれの相におけるピーク値ならびに変化量を抽出した。着地動作では初期接地から膝関節最大屈曲の範囲における足部運動のピーク値ならびに変化量を抽出した。足部ねじれ剛性と足部運動の関連を、Spearman の順位相関を用いて検討した。歩行動作では、ねじれ剛性が低い足部において大きな中足部前額面運動変化量を認めた。着地動作では、足部ねじれ剛性と足部運動は関連を認めなかったものの、運動連鎖を通して下腿の運動に影響する可能性を示唆した。歩行動作では足部の力学特性が足部運動に影響することを示したが、ダイナミックな動作では足部の力学特性が足部運動に与える影響は小さくなることが示された。

4.2. 足部ねじれ剛性と動作時の足部運動力学的動態との関連の検討

健常女性 27 名を対象に、足部ねじれ剛性と歩行動作ならびに両脚着地動作の足部運動力学的動態の関連を検討した。足部の運動力学的動態の解析には、3次元動作解析装置、床反力計、足底圧計を同期して記録した。逆動力学法に準じて、中足部と足関節の関節モーメント、関節パワー、関節の仕事量を算出した。歩行動作ではエネルギー生成ならびに吸収に関連する指標を、一方、着地動作においては、エネルギー吸収に関連する指標を解析対象とした。足部ねじれ剛性と足部運動力学的動態の関連を Spearman の順位相関を用いて検討した。歩行動作ではねじれ剛性が低い足部において中足部での大きなエネルギー生成率を認めた。着地動作ではねじれ剛性が高い足部において中足部ならびに足関節での大きなエネルギー吸収量を認めた。足部機能を効率的に遂行するためには、高い足部ねじれ剛性が必要であることが示唆された。また、ねじれ剛性低い足部は、着地動作において膝・股関節でのエネルギー吸収の要求が高まる可能性を示した。

5. 総括論議ならびに結論

足部形態を反映する指標である内側縦アーチ高は、足部可動性の評価の一つである足部ねじれ剛性と関連を示さなかったことに加え、動作時の足部運動ともほとんど関連を示さなかった。一方で足部可動性は、歩行動作における衝撃吸収ならびに推進力伝達に寄与する足部運動と関連を認めた。着地動作においても足部可動性は衝撃吸収に寄与する足部運動の一部と関連を認めた。これらの結果は、足部の可動性や運動パターンが足部形態に依存するとした従来のコンセプトを支持しない結果であり、足部形態と足部可動性を個別に評価する必要があることを示した。また、歩行動作における足部の運動力学的動態では、ねじれ剛性が低い足部は筋活動によるエネルギー生成の需要を高めることに繋がり、推進力伝達の効率を低下させる可能性を示唆した。一方、着地動作における足部の運動力学的動態では、ねじれ剛性が高い足部において大きなエネルギー吸収を示した。これらの結果は、ねじれ剛性が高い足部が足部におけるエネルギー動態に有利に作用することを示した。本論文における実験はすべてが健常者を対象としたため、オーバーユース障害と足部可動性の関連を直接実証することはできないが、足部の運動学・運動力学的動態には足部の力学特性が重要であることを実証した。下肢オーバーユース障害の治療や予防には、足部可動性を制御することを目的とした治療的介入が有効である可能性を示した。今後はオーバーユース障害の既往者などを対象に含めて研究を継続することで、足部形態および足部可動性が下肢オーバーユース障害にどのように関与するかを解明する一助になると考えられる。

1. 緒言

1.1. 下肢オーバーユース障害

1.1.1. 下肢オーバーユース障害の社会的問題

近年の健康寿命の延伸や、健康に対する関心の高まりとともに、本邦では日常的に運動を行う人口は増加している。Covid-19 の感染拡大も背景にあり、20 歳以上で週に 1 日以上運動を行う人口の割合は 2020 年にピークに達し、59.9%であったと報告されている（スポーツ庁, 2025）。現在はピークよりも減少したものの、2022 年では 52.0%と依然高い水準が報告されている（スポーツ庁, 2025）。特にランニングやウォーキングは手軽に始められる種目であり、ランニングでは 5.4%、ウォーキングでは 36.8%の割合で週に 1 回以上実施されている（笹川スポーツ財団, 2022）。ランニングなどの運動は健康増進に貢献することが実証されており、性別、年齢、体重などに関わらず生活習慣病や若年死の予防に有効であることが示されている（Lee et al., 2017）。しかしながら、運動によってもたらされる影響はポジティブな効果だけではなく、ネガティブな効果も生じる可能性があり、その一つに傷害が挙げられる。ランナーを対象にした傷害調査では、1 年間の調査における傷害の有病率は 54.8%であり、2 人に 1 人は傷害を有すると報告されている（Van Middelkoop et al., 2008）。また、下肢傷害の発生率は 19.4%~79.3%と高く（Gent et al., 2007）、運動の強度、距離、頻度を増加させることは傷害発生の可能性を高めることに繋がる（Lee et al., 2017）。これらの傷害の内訳では 70-80%が下肢のオーバーユース障害であることが報告されている（Kakouris et al., 2021）。下肢オーバーユース障害（以下オーバーユース障害）は、発症機序の特性からランニング競技が注目されることが多いが、他の競技種目においてもオーバーユース障害の有病率は高く、個人競技では 42.0%、チーム競技では 33.0%であった（Franco et al., 2021）。オーバーユース障害は必ずしも競技や運動からの離脱を伴わないものの、ランナーでは 1 年間で 50%の割合でランニングから離脱する障害を経験すると報告されており、障害による疼痛はトレーニング強度や競技パフォーマンスを低下させる要因になると予想される（Fieldes et al., 2010）。また、オーバーユース障害の中でも代表的な疾患である足底筋膜炎、疲労骨折、アキレス腱障害、膝蓋腱障害などの一部の障害は、遷延治癒や再発を繰り返す状態となると手術などの外科的治療を必要とするケースに至ることもある。社会的損失の観点からみた場合、オーバーユース障害は整形外科領域において治療が実施されるが、外来診療における診療科別の内訳で整形外科は内科に次いで 2 番目に高い医療費が生じている（10.2%；厚生労働省, 2023）。以上のことから、スポーツに関連したオーバーユース障害を適切に予防および治療することは、社会的観点、個人的観点においても重要な課題であると考えられる。

1.1.2. オーバーユース障害の特徴

オーバーユース障害の病態は、「症状の緩徐な発生と、反復的なストレスによる微細損傷の蓄積を病因とした機能障害」と定義される。オーバーユース障害の発症には様々な要因が複雑に寄与するが、組織のリモデリング過程における損傷と修復のバランスが崩れることで発症すると考えられている。正常な生理的反応として、組織に応力が加わると微細な損傷が生じるが、十分な休息と時間が確保されることで修復が進行し、組織の適応や強度の向上が促される。しかし、オーバーユース障害は特定の外傷を契機として発症するものではなく、リモデリングは日常生活の中

で常に生じている生理的プロセスであるため、その破綻が発症にどのように寄与するかを明確に定量化することは困難である (Willwacher et al., 2022)。オーバーユース障害の病態の性質から、同じ動作を反復して行うランニング動作や歩行動作が研究場面で着目されることが多いが、ハンドボール、サッカー、バレーボールなどの球技、アイスホッケーやクロスカントリースキーなどの冬季競技、器械体操やダンスといった競技を対象としたオーバーユース障害の疫学調査も報告されており、多くのスポーツ活動においてオーバーユース障害は発症する (Franco et al., 2021; Sobhani et al., 2013)。

1.1.3. オーバーユース障害の発症ならびに既往に関連する要因

オーバーユース障害の発症には、トレーニングなどの過度な量や強度に由来する、身体組織の耐用能や回復能を超えた応力の蓄積と集中が重要な要素であるが、様々な外的要因、内的要因も寄与している (Orejel Bustos et al., 2021)。オーバーユース障害の発症に関連する外的要因には、使用するシューズやトレーニングの容量、強度、期間、頻度などの調節可能な条件と、天候、気温、トレーニングサーフェスなどの調整が困難な条件が挙げられる。一方、内的要因に関しては、調整することができない要因として年齢、性別、身体形態、既往歴の有無があり、調整可能な要因には、BMI、体組成、栄養状態、身体能力に加え、運動パターンなどが挙げられる。オーバーユース障害の予防や治療では、上記の項目のうち、調整ならびに修正可能な要素に対して適切にアプローチすることが重要である。本論文ではバイオメカニクスの要因である運動パターンなどに着目し、議論を展開していく。

オーバーユース障害の発症を捉えるためには、組織に掛かる応力を推定することが必要であるが、これは非常に困難な課題である。組織の応力解析には、筋骨格モデルや有限要素法を用いたシミュレーション解析などが活用されており、発症後の病態評価には X 線画像、CT 画像、MRI 検査、超音波診断装置、骨シンチグラフィなどの画像診断技術が用いられている (Orejel Bustos et al., 2021)。しかし、オーバーユース障害における研究場面で最も重視されているのは、オーバーユース障害に関連するリスク因子を特定することである。オーバーユース障害のリスク因子とされる代表的な要素に、動作時の運動パターンの変化と足部形態の変化が報告されている (Ceyssens et al., 2019; Dowling et al., 2014; Neal et al., 2014; Willwacher et al., 2022)。運動パターンの変化がオーバーユース障害と関連するメカニズムは、関節運動の変化により組織に掛かる応力が変化し、そのストレスの蓄積が傷害の発症に寄与していると考えられている。足部形態に関しても、足部形態の変化は足部ならびに下肢の運動学、運動力学の変化を生じさせることが示されており (Buldt et al., 2013; Bruening et al., 2012)、こうした運動パターンの変化がオーバーユース障害の発症に関与する可能性が指摘されている (Dowling et al., 2014)。足部形態、運動パターンの変化、オーバーユース障害はそれぞれ密接に関連する要因であるため、足部形態を含めた足部の特性が、どのように足部ならびに下肢の運動に関連をするかのメカニズムを解明することは、オーバーユース障害の治療や予防において重要な知見を提供する。

1.2. 足部の解剖と機能

1.2.1. 足部の解剖と構造

足部は足根骨、中足骨、趾節骨を含む計 26 コの骨を含み、多数の関節を構成している。足部は

特徴的な構造としてドーム形状を有しており、内側縦アーチ、外側縦アーチ、横アーチから構成される。これらのアーチ構造を維持するには骨の形態や配列の骨性要素と、関節包、靭帯、筋などの軟部組織性要素が貢献している。特に、内側縦アーチの支持には足底の靭帯の寄与が大きく、足底腱膜、長・短足底靭帯、底側踵舟靭帯がそれぞれ 79.5%、12.5%、8.0%を担うと報告されている (Iaquinto and Wayne, 2010)。足部に関連する筋群は、足部に起始と停止を持つに内在筋と、足部に停止を持つが起始は足部以外である外在筋に分けられる。アーチ構造を動的に支持する代表的な筋群は、内在筋では母趾外転筋、短趾屈筋が挙げられ、外在筋では後脛骨筋、長腓骨筋、長母趾屈筋が挙げられる。足部が多数の関節とドーム形状を有しているために不整地でも安定した移動が可能であり、動的な場面においては体重以上の負荷に耐えることが可能である。

1.2.2. 足部アーチの機能

足部は立位姿勢、歩行や走行などの移動動作において唯一地面に接する身体部位である。足部に求められる機能として、体重または動作による負荷に耐え得る支持性と、移動のために身体が発揮した力を地面に伝達する推進性があるが、これらは互いに拮抗する機能である。足部はアーチ構造を有するため、荷重時にはトラス機能が働くことで力を分散することができる。また、足部のアーチ構造は適度な可動性を有しているため荷重の増加に伴って内側縦アーチ高は低下し (Takabayashi et al., 2020)、足底の軟部組織が伸張することで衝撃吸収に寄与している。一方、歩行に代表される移動場面では、足部は地面を蹴ることによって推進力を獲得するが、これは足部の剛性を高めることによって効率的に行うことが可能となる。足部は足趾が伸展することによって足底腱膜の緊張が高まり、アーチ高が上昇することで剛性が高まる。この機能は足部の windlass 機能と呼ばれる。足部は適度な可動性と適度な剛性といった相反する機能が要求される。こうした機能の破綻は足部の運動学・運動力学的動態の変化を生じさせ、外傷や障害へと繋がる可能性を有していると考えられている。

1.3. 足部形態と足部可動性の評価

1.3.1. 足部形態における内側縦アーチ高の評価

足部形態は個人差が非常に大きく、年齢、人種、性別の影響も受けると報告されている (Redmond et al., 2008; Song et al., 2018; Takabayashi et al., 2020)。足部形態を評価する方法として用いられている絶対的基準は X 線撮影法である。X 線撮影を用いた評価方法は、検者内・検者間信頼性が 0.90 以上と非常に高く、軟部組織の影響を除いた骨性要素の評価が可能である点において非常に優れている (Menz and Munteanu, 2005)。一方、X 線撮影は被爆を伴うため侵襲的な方法であり、撮影機器が必要といった限界も挙げられる。そのため臨床評価としては視診、触診、可動域計測、画像評価、フットプリントなどを用いた様々な方法が考案・報告されてきた。

足部形態の評価方法として広く用いられている指標の一つが内側縦アーチ高である。一般的に、内側縦アーチの高さに応じて低アーチ足、正常足、高アーチ足の 3 タイプに分類されることが多い。内側縦アーチ高の評価方法も多岐にわたるが、研究場面で使用されている代表的な指標は舟状骨高率 (Normalized Navicular Height truncated: 以下 NNHt) もしくはアーチ高率 (Arch Height Index: 以下 AHI) である。これらの評価方法の計測肢位は安静立位とし、NNHt は内側縦アーチの骨配列においてキーストーンである舟状骨の高さを、AHI は内側縦アーチの頂点となる足背の

高さをそれぞれ計測する。アーチ構造の底辺とみなされる踵骨後端から第1中足趾節間関節までの距離で表される切頂足長を計測し、この切頂足長に対する舟状骨粗面の高さまたは足背の高さの比率によって内側縦アーチ高を評価する方法である。NNHtの検者内計測信頼性は級内相関係数 (intraclass correlation coefficients : 以下 ICC) が 0.67-0.98 と中等度から高い結果が報告されている (Menz et al., 2003; Williams and McClay, 2000)。また、X線を用いた舟状骨高率の評価と、臨床評価による舟状骨高率 (NNHt) の妥当性は ICC が 0.75-0.94 と非常に高い結果が認められている (Menz and Munteanu, 2005; Williams and McClay, 2000)。NNHtによる内側縦アーチ高の足部分類では、 0.24 ± 0.04 (平均 ± 1 標準偏差) が正常足に相当し、基準値以下は低アーチ足、基準値以上が高アーチ足に分類される (Cowan et al., 1993)。一方、AHIの検者内計測信頼性は 0.90 以上と非常に高く (Franettovich et al., 2007; Williams and McClay, 2000)、X線による足背高を用いた評価方法との妥当性も 0.84-0.93 と優れた結果が報告されている (McPoil et al., 2008; Williams and McClay, 2000)。AHIを用いた内側縦アーチ高の足部分類では、 0.343 ± 0.03 (平均 ± 1 標準偏差) の範囲が正常足であり、AHIがこの範囲より小さいと低アーチ足、大きいと高アーチ足に分類される (McPoil et al., 2008)。内側縦アーチ高の評価方法に関しては妥当性、信頼性が高く、臨床場面においても有用な評価ツールである。しかしながら、足部に求められる機能において適度な可動性ならび剛性が重要であることを考慮すると、内側縦アーチ高の評価は足部の構造的特徴を捉えることは可能だが、可動性や剛性は反映できないことが限界点に挙げられる。

1.3.2. 足部可動性評価と本論文における定義

足部形態評価は、評価方法の簡便性や足部運動との関連を背景として様々な方法が考案されている。一方、足部可動性の評価方法に関する報告は非常に少ない。研究または臨床場面における足部可動性評価の代表的な指標は、舟状骨をランドマークに使用し、垂直方向の変化量を計測する navicular drop test (以下 NDT) と、水平方向の変化量を計測する navicular drift test が挙げられる。NDTの検者内信頼性は ICC が 0.79-0.95 と中等度から高い信頼性が報告されている (Mueller et al., 1993; Picciano et al., 1993; Shultz et al., 2006)。Navicular drift testに関する研究は非常に少ないが、検者内信頼性に関しては低い ICC (0.46) が報告されている (Vinicombe et al., 2001)。これらの評価方法の手順は簡単であるものの、舟状骨結節の触診技術に強く影響を受けること、足部の一平面のみの可動性を反映することが限界として考えられていた。これらの課題を解決する足部可動性評価として、Foot Mobility Magnitude (以下 FMM) が考案されている (McPoil et al., 2009)。この評価方法は、足背高と足幅をそれぞれ立位と座位で計測し、その変化量の二乗和平方根で算出される。FMMは、足部の垂直方向の可動性と水平方向の可動性を反映する指標であり、検者内信頼性は ICC が 0.91-0.93 と高いことが報告されている (Cornwall and McPoil, 2011)。上記の足部可動性の評価方法は、主に座位と立位で計測が行われる方法であり、肢位の変化に伴う足部ランドマークの変化を指標に用いている。

異なる足部特性を反映する可動性評価に、足部のスティフネス計測がある。スティフネスは足部の硬さ (剛性) も反映する指標であり、加えられた負荷に対する応答としての指標変化量 (例: 関節角度の変化) によって表される。足部のスティフネス評価の一つに、内側縦アーチのスティフネスが報告されている (Zifchock et al., 2017)。この指標は Arch Height Flexibility と呼ばれて

おり、座位と立位で足背高を計測し、足背高の変化量を体重の40%で除した値で算出される。Arch Height Flexibility に関しては、正常値ならびに flexible foot/rigid foot のカットオフ値が報告されている指標であること、足背高の変化量が少ないため体重の影響がより強く反映されることが限界に挙げられる。他の足部のスティフネス評価に、足部ねじれ剛性が挙げられる (Magalhães et al., 2020; Paes et al., 2019)。ねじれ剛性の評価では、足部を他動的に回内外運動させ、後足部に対する前足部の抵抗トルクと角度変位を計測し、単位角度当たりの抵抗値として定義される。しかし、足部ねじれ剛性は新しい評価指標であり、研究ごとに代表値として用いられる数値が異なるという課題もあげられる。

足部可動性の指標には多様な指標が用いられており、現時点ではその厳密な定義は確立されていない。本論文では、「足部可動性」を広義の概念とし、すべての足部可動性指標を含むものとする。さらに座位条件と立位条件のように、肢位の変化による足部指標の変化で算出される可動性を「足部柔軟性」、足部に加わる負荷に対する指標の変化で表される可動性の変化率を「足部スティフネス (剛性)」と定義する。

1.4. 足部評価と動作時の下肢動態との関連

1.4.1. 足部形態と下肢の運動学的動態の関連

足部形態評価が臨床場面または研究場面において広く用いられている理由として、足部形態がオーバーストレス障害の発症や既往と関連を示すことが挙げられる。足部形態の評価である内側縦アーチ高によって下肢傷害の傾向が異なることが報告されている (Williams et al., 2001a)。40名のランニング傷害の既往を有するランナーを対象に、高アーチ群、低アーチ群各20名で傷害パターンの群間比較を行った研究では以下の結果が認められた; i) 高アーチ群では下肢外側部傷害が多く、低アーチ群では下肢内側部傷害が多い、ii) 高アーチ群で骨の傷害、低アーチ群で軟部組織の傷害が多い、iii) 高アーチ群で足部・足関節の傷害、低アーチ群で膝関節の傷害が多い。また、正常足群と比較して、低アーチ足傾向と高アーチ足傾向を含めた足部形態異常群は障害発生・既往において有意に高い関連性を示した報告されている (Tong et al., 2013)。必ずしも足部形態異常がオーバーストレス障害の発症や既往と関連するわけではないが (Dowling et al., 2014)、足部形態はオーバーストレス障害のリスク因子の一つであると考えられている (Murphy et al., 2003)。特に、足部形態と下肢関節疾患の関連においてはオーバーストレス障害との関連を調査した研究が多く報告されている。低アーチ足では足底筋膜炎 (Pohl et al., 2009)、脛骨過労性症候群 (Neal et al., 2014)、膝蓋大腿関節痛症候群 (Barton et al., 2011) の発症リスクが高い結果が認められた。対して、高アーチ足では疲労骨折の発症リスクであったことが報告されている (Matheson et al., 1987)、足底筋膜炎の既往とも関連したと報告されている (Ribeiro et al., 2011)。

足部形態がオーバーストレス障害を含むオーバーストレス障害のリスク因子となるメカニズムとして、足部は足部形態に依存した特有の運動パターンを示すことが挙げられる。歩行動作において、低アーチ群は後足部外反・内転の増大、中足部外反の増大、前足部外転・底屈の増大が認められたと報告された (Buldt et al., 2013)。また、走行動作においても低アーチ足群に後足部外反の増大が生じたとも報告されている (Hollander et al., 2019)。これらの結果から、低アーチ足は動作時に足部運動が増大する傾向を示すことが明らかとなった。これらの運動パターンは脛骨過労性症候群や膝蓋大腿関節痛症候群の既往者が示す動作時の特徴と一致する傾向を示すため (Barton

et al., 2011; Okunuki et al., 2019), 低アーチ足における足部運動の増大が軟部組織への伸張ストレス増大や筋腱複合体への遠心性負荷の増大を引き起こし, これが障害発生メカニズムの一因であると考えられている。低アーチ足で生じる足部運動の増大は, 内側縦アーチ高が低い足部において足部の可動性が高いとする仮説に基づいて考察されることが多い。この仮説は臨床場面においても広く認められたコンセプトである。しかし, 内側縦アーチ高と足部可動性との間には中等度の相関関係が報告されている一方で, 内側縦アーチ高が低くても足部可動性が小さい例も頻繁に認められることから, 内側縦アーチ高と足部可動性は個別に評価する必要性が示唆されている (Cornwall and McPoil, 2011)。しかしながら, 足部可動性が足部運動にどのような影響を及ぼすかを十分に検討した研究は非常に少ないのが現状である。足部可動性と足部運動の関連を検討することは, 足部形態と足部運動の関連, また, 足部形態とオーバーストレス障害の関連に一貫性が欠ける要因を説明する手がかりとなる可能性がある。足部に求められる機能において重要な要素とされる足部可動性が動作時にどのような貢献をするかを明らかにすることは, オーバーストレス障害の発症メカニズムにおいて新たな知見をもたらす可能性があり, この知見はオーバーストレス障害の予防や治療にも寄与できると考えられる。

1.4.2. Multi-segment foot model と足部運動力学的動態の解析

三次元動作解析装置を用いた従来の足部動態の解析は, 足部を単一の剛体セグメントに設定する方法で行われてきた。2000年代以降, 足部を複数のセグメントに設定する multi-segment foot model (以下, MFM) が考案され, 足部内で生じる運動を捉えることが可能となった。MFM を用いた足部運動の計測信頼性は, 健常群, 疾患既往群において高いことが報告されている (Bishop et al., 2012; Leardini et al., 2019)。また, MFM と biplanar videoradiography との妥当性の検討では, 中等度から高い結果が報告されている (Kessler et al., 2019)。現在では, MFM は足部の運動学的解析の標準的な方法であり, 健常者と疾患既往群における差異を検出することができる臨床応用性が認められている (Leardini et al., 2019)。しかしながら, 足部の運動力学的解析は MFM の普及した後も単一セグメントによる解析が中心であった。この理由として, 関節中心点の設定, 身体慣性パラメータの設定, 足圧中心点 (center of pressure: 以下 COP) の算出, 床反力の分割といった方法論的限界が挙げられた。2010年代に入り, これらの問題を解決して MFM を用いた足部の運動力学的解析が考案された (Bruening et al., 2012, Saraswat et al., 2014)。MFM を用いた運動力学的解析によって, これまで見過ごされてきた足部の運動特性を検出することが可能となり, 足部形態や足部運動がどのように力学的負荷に影響を与えるかをより詳細に解析できるようになった。しかし, 足部の運動力学的動態を検証した研究はまだ限られており, どのような要素が足部の力学的動態に影響を与えるかを検証していくことが今後の課題である。

オーバーストレス障害の発症メカニズムにおいては, 正常な運動パターンからの逸脱に伴う組織への応力の変化が重要な要因と考えられている。特に, 軟部組織に生じるオーバーストレス障害では, 主に2種類の応力変化が関与すると推測される。一つは, 高い可動性を有する関節において, 動作時の関節の運動範囲が増大することによる軟部組織の伸張ストレス (tensile stress) が増大することである。もう一つは, 低い可動性を有する関節において, 組織が急激に伸張されることによる歪み率 (strain rate) の増大することである。こうしたストレスの変化を適切に捉えるためには, 従来の足部柔軟性評価のような足部の可動範囲を反映する評価方法では不十分であると考

えられた。足部の抵抗値も反映されるスティフネスを評価し、このスティフネスが動作時の足部の運動力学的動態とどのように関連するかを検討することが、オーバーユース障害の発症メカニズムを理解する上で重要であると考えた。足部形態ならびに足部可動性が、足部運動のみでなく、足部の運動力学的動態に関連することを実証できたならば、オーバーユース障害の治療戦略または予防戦略に新たな知見をもたらすことが期待される。

1.5. 本論文の目的

足部形態に依存してオーバーユース障害が特徴的な傾向を示すこと、足部が特徴的な運動パターンを示すことを背景とし、足部形態評価は臨床場面、研究場面において広く用いられてきた。しかしながら、これらの関連性の背景には足部可動性が影響していることが考察されることが多いものの、実際に足部可動性が足部の運動学ならびに運動力学的動態とどのような関連しているかを検証した研究は少ない。また、障害発生に重要である足部の運動力学的動態を解析した研究も少なく、足部形態や足部可動性と足部に掛かる負荷の関連を検討した研究はない。足部可動性と動作時の足部動態との関連を検討することは、足部形態がオーバーユース障害の発症や既往に影響するメカニズムの一因を解明する上で重要であると考えられる。また、足部形態ならびに足部可動性と足部のより詳細な運動や動作時の負荷との関連を検証することは、足部形態評価の臨床的及び研究的意義をさらに高め、オーバーユース障害の予防とリハビリテーションに貢献することが期待される。

本論文の目的は、足部可動性と動作時の足部運動学、運動力学的動態の関連を検討し、足部形態がオーバーユース障害の発症ならびに既往と関連するメカニズムの解明に貢献することとした。本研究の第2章では、従来から使用されてきた足部形態評価および足部柔軟性評価と動作時の足部の関連を検討することを目的とした。第3章では、足部の力学特性を反映する新たな足部可動性評価として足部ねじれ剛性の評価方法を考案し、その信頼性および妥当性の検証、足部ねじれ剛性と足部形態との関連を検討することを目的とした。第4章では、足部ねじれ剛性と歩行動作および両脚着地動作における足部の運動学・運動力学的動態との関連を検討することを目的とした。第5章は本論文の総括論議ならびに結論であり、本研究のまとめと今後の展望について言及した。

2. 内側縦アーチ高ならびに足部柔軟性と足部運動の関連

2.1. 内側縦アーチ高ならびに足部柔軟性と歩行動作における足部運動の関連

2.1.1. 緒言

歩行動作において、足部は地面に接する唯一の身体部位である。歩行にて足部に求められる機能は、立脚初期では接地に伴う衝撃を吸収し、立脚後期では推進力を効率的に地面へ伝達することである。これらの機能には足部運動とアーチ構造の動態が重要な要素である。足部が衝撃吸収に作用する立脚初期では内側縦アーチが降下する。内側縦アーチの降下に伴って生じる距骨下関節回内位は、ショパール関節の内外側に位置する2つの関節軸が平行となるため足部柔軟性が高くなる肢位と考えられている (Blackwood et al., 2005)。一方、立脚後期では底屈筋群の働きと windlass 機能による内側縦アーチの上昇が起こり、距骨下関節の回外によってショパール関節軸の平行関係が崩れることで足部の剛性が高くなると考えられている (Blackwood et al., 2005)。足部形態評価は動作時の足部動態と関連するため、足部形態評価は内側縦アーチの挙動に関連する後足部・中足部の前額面運動を予測する指標として用いられることも多い (Buldt et al., 2013)。しかしながら、足部形態と動作時の足部動態との関連は未だ議論が残っており、構造的な特徴である足部形態が持つ足部の運動予測能は高くないとも報告されている (Buldt et al., 2015)。その要因の一つとして、足部運動に影響を与えると想定される足部柔軟性を考慮していないことが考えられる。歩行における足部の拮抗した機能は、足部が適度な柔軟性を有することで遂行可能であるが、実際に足部柔軟性が足部の運動学的動態に与える影響を検討した研究は少ない。

内側縦アーチ高を含む足部形態の違いによって、歩行時の足部運動は特徴的な運動パターンを示すことが報告されており、低アーチ足群で足部運動の増大を認める報告が多い (Buldt et al., 2013)。足部の運動学的動態の解析では、立脚相におけるピーク値などの離散値を用いた検討が多く行われている (Levinger et al., 2010)。足部運動に統計学的に有意な差異を認めるタイミングは初期接地時、立脚中期、足尖離地時なども含まれるが (Buldt et al., 2013)、これらの瞬間は足部への荷重、すなわち床反力が小さいタイミングもしくは床反力の変化が少ないタイミングである。立脚初期は初期接地から荷重応答期にかけて床反力の立ち上がりが大きく、足部は床反力の変化に応じて運動することで衝撃を吸収する必要がある。立脚中期から後期にかけては、足部は最大回内位から回外運動をすることで足部の剛性を高め、推進力を地面に効率的に伝達することを求められる。床反力の変化が大きい位相において、足部が適切に運動をすることで足部機能を効率的に発揮することが可能となるが、歩行時の立脚相を区分けして足部運動を解析した研究はほとんどない。

本研究の目的は、健常者の歩行動作を対象とし、内側縦アーチ高と足部柔軟性が歩行時の足部運動に与える影響を立脚相前期と後期に分けて検討することとした。仮説として、足部柔軟性の高い足部において、立脚相前期では内側縦アーチの降下に関連する足部運動と有意な関連を示し、立脚相後期ではアーチの上昇に関連する足部運動と有意な相関を示すこととした。

2.1.2. 方法

i) 対象

健常女性 18 名を対象とした (平均±標準偏差: 年齢 21.8±1.6 歳, 身長 159.8±7.1cm, 体重

51.7±5.3kg). 実験は全例右脚を対象に実施した. なお, 実験参加者の利き脚は 17 名が右脚, 1 名が左脚であり, 利き脚の定義はボールを蹴る脚と定義した. 本研究における対象の包含基準は, 過去に下肢の骨折歴または手術歴を有さないこと, 過去半年以内の整形外科的疾患を有さないこととした. 本研究への参加に先立ち, すべての対象に本研究の趣旨および実験内容について口頭及び書面にて説明し, 書面にてインフォームド・コンセントを得てから実験を実施した. 本研究は倫理委員会の承認を得て実施された.

ii) 実験手順

足部形態評価は内側縦アーチ高を指標とし, AHI を用いて計測した. AHI は計測信頼性, 妥当性の優れた評価指標である (McPoil et al., 2008; Williams and McClay, 2000). AHI の計測は, 対象は裸足となり, 踵と第 2 趾を結ぶ線を平行とした足部位置における安静立位にて実施した. 後足部の後方最突出部から最も長い足趾先端までの全足長を計測した後, 全足長の 50% における位置で足背高を計測した. また, 後足部の後方最突出部から第 1 中足趾節間関節までの距離で定義される切頂足長を計測した. AHI は切頂足長に対する足背高で定義される (McPoil et al., 2008).

足部柔軟性の評価には, FMM を一部改訂して使用した. FMM は ICC が 0.90 以上と計測信頼性が高い評価指標であり, 荷重量の変化による中足部の垂直ならびに左右方向の柔軟性を定量化することができる (McPoil et al., 2009). FMM の計測は AHI を計測後に実施した. 最初に, AHI と同様に, 全足長の 50% における足背高を計測し, 併せて全足長の 50% における足幅も計測した. その後, 対象は椅子座位とし, 足関節底背屈中間位, 下腿が床面に対して垂直となる肢位に設定した. この肢位にて再度足背高ならびに足幅の計測を実施した. FMM は以下の式にて算出した.

$$FMM = \sqrt{(\Delta \text{足背高})^2 + (\Delta \text{足幅})^2}$$

△は立位と椅子座位における各項目の変化量を示す. AHI ならびに FMM の計測はそれぞれ 1 回実施した.

内側縦アーチ高ならびに足部柔軟性評価を行った後, 3 次元動作解析装置を用いて歩行動作計測を実施した. 3 次元動作解析には赤外線カメラ 6 台 (Hawk, Motion Analysis Corporation, USA), 床反力計 1 台 (Type9286, Kistler AG, Switzerland) を使用し, それぞれサンプリング周波数は 200Hz, 1000Hz に設定して, 動作解析ソフト Cortex (ver.6, Motion Analysis Corporation, USA) を用いて記録を行った. 対象の足部と下腿に赤外線反射マーカーを計 17 コ貼付した. 貼付部位は母趾趾節間関節, 第 1・2・5 中足骨頭ならびに中足骨底, 舟状骨結節, 載距突起, 腓骨筋腱結節, 踵骨後面上部ならびに最突出部 (踵骨下部), 内果, 外果, 脛骨粗面, 腓骨頭である (Leardini et al., 2007; 図 2-1). この MFMM は Rizzoli Foot Model (以下 RFM) として広く用いられている足部モデルである (Leardini et al., 2019).

はじめに, 各対象の安静立位時の姿勢を記録した. 安静立位姿勢の定義は, 踵骨マーカーと第 2 中足骨頭マーカーを結ぶ線が平行となる足部の向きで, 両足の幅は肩幅とし, 上肢は胸の前で組んだ姿勢とした. 動作課題は裸足での自由速度歩行とした. 歩行速度ならびに歩幅の調整を行わず, 床反力計の中央付近に右脚が接地することを成功条件とし, 十分に練習を行った後, 成功試行を 3 試行記録した.



図 2-1. 赤外線反射マーカ―貼付位置

iii) データ解析

計測したマーカ―データならびに床反力データは、4次 Butterworth low-pass filter を用いてそれぞれ 8Hz, 50Hz で平滑化を行った。RFM は下腿、後足部、中足部、前足部、母趾の 5 コのセグメントを有するモデルであり、マーカ―データから母趾セグメントを除く 4 コのセグメントを構成した。各セグメントの運動は隣接する近位セグメントに対する遠位セグメントの回転角度として算出した (例：後足部は下腿に対する後足部の回転角度)。各セグメントの局所座標系 (local coordination system : 以下 LCS) は、前後軸を x 軸、上下軸を y 軸、左右軸を z 軸とし、それぞれ前方、上方、外方(右脚基準)を正の方向と設定した。セグメントの回転角度の計算にはカルダン角を使用し、回転順序は z 軸 (底背屈)、x 軸 (内外反)、y 軸 (内外転) とした。セグメント角度の基準肢位は安静立位とし、安静立位時の角度をそれぞれ 0° と設定した。

歩行動作の解析区間は立脚相を対象とし、これは床反力垂直成分が 10N を超える瞬間を踵接地、その後、10N を下回る瞬間を足尖離地として定義した。立脚相はさらに立脚初期と立脚後期へと分割した。立脚初期は初期接地から床反力垂直成分第 1 ピークまでとした。立脚後期は、踵骨下部マーカ―の垂直成分が最低値の 1.5 倍を超す瞬間から床反力前方成分最大値までとした。立脚初期では、各セグメントの初期接地時、床反力垂直成分第 1 ピーク時の角度と、初期接地から床反力垂直成分第 1 ピークまでの変化量を算出した。立脚後期では、各セグメントの最大値、最小値と、最大値から最小値への変化量を算出した。各対象において、成功試行 3 回の平均値を代表値として解析に使用した。

iv) 統計学的解析

算出された各データの正規性は Shapiro-Wilk test を用いて検定を行った。本研究においてはすべての項目で正規性を認めたため、統計学的解析にはパラメトリック手法を用いて実施した。内側縦アーチ高の指標である AHI, 足部柔軟性の指標である FMM と、各セグメントの立脚初期ならびに立脚後期の角度データの関連を、Pearson の積率相関係数を用いて解析を実施した。有意水準は $\alpha=0.05$ とした。統計学的解析は、解析ソフト SPSS ver.27 (IBM, USA) にて実施した。

2.1.3. 結果

AHI の平均±標準偏差は 0.328 ± 0.021 であり、FMM は $11.895\pm 2.095\text{mm}$ であった。各セグメント角度の時系列波形を図 2-2 に示す。また、各セグメント角度の離散値は表 2-1 に示す。AHI は立脚後期中足部外転最大値と有意な相関を認めた ($r=0.60, p=0.01$)。AHI はその他の項目と有意な相関関係を認めなかった。立脚初期において、FMM は初期接地時の中足部底屈角度と有意な相関を認めた ($r=-0.52, p=0.03$)。また、後足部外反変化量 ($r=-0.49, p=0.04$)、中足部背屈変化量 ($r=0.49, p=0.04$)・外反変化量 ($r=-0.55, p=0.02$)・内外転変化量 ($r=0.54, p=0.02$) と有意な相関を認めた。立脚後期において、FMM は後足部外反最大値 ($r=-0.52, p=0.03$) と中足部底背屈変化量 ($r=0.49, p=0.04$) に有意な相関を認めた (表 2-2・2-3, 図 2-3・2-4)。

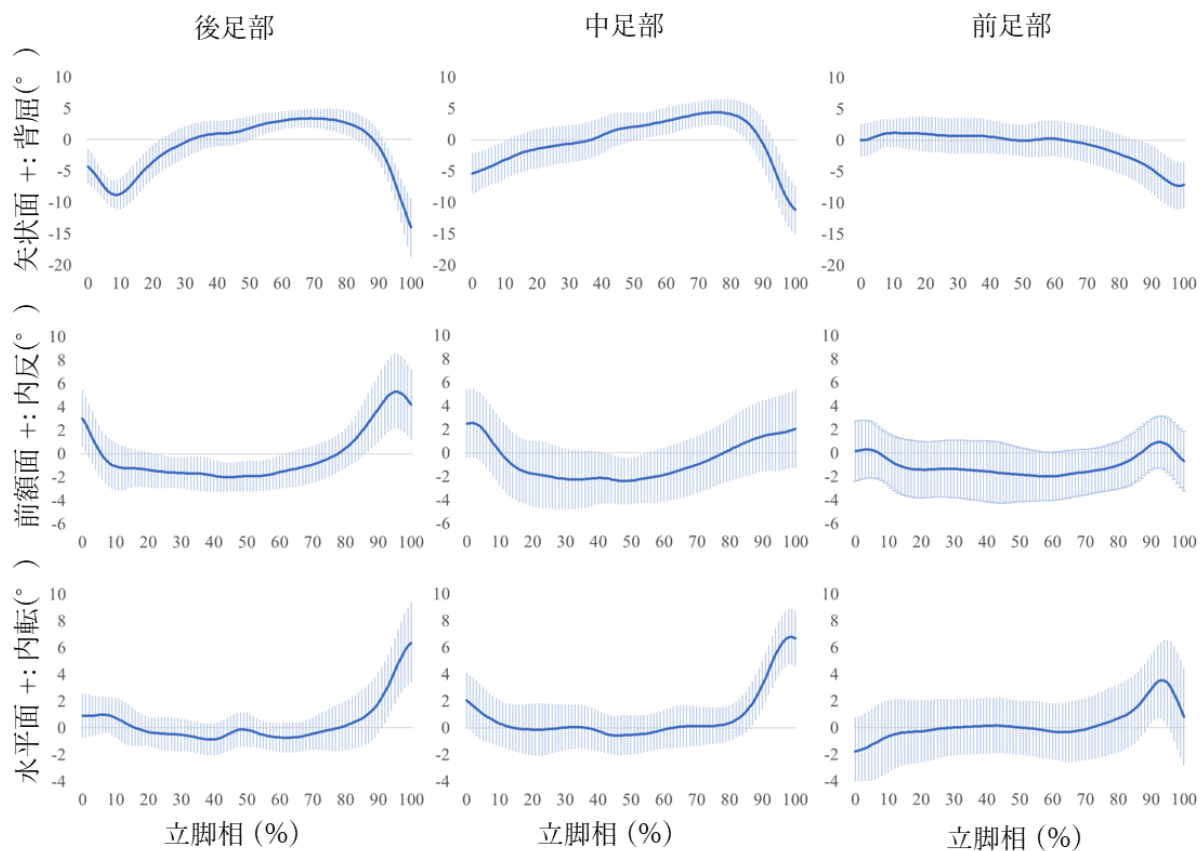


図 2-2: 各セグメント角度の時系列データ。実線はすべての対象の平均値, 網掛け部位は標準偏差を示す。

表 2-1：各セグメント角度の離散値（°）

		立脚初期			立脚後期		
		初期接地時	床反力垂直成分 第1ピーク	変化量	最大値	最小値	変化量
後足部	矢状面	-4.3 ± 2.8	0.5 ± 3.0	4.8 ± 4.6	3.6 ± 2.1	-1.6 ± 4.9	5.5 ± 4.7
	前額面	3.0 ± 2.4	-1.1 ± 1.7	-4.1 ± 2.2	2.7 ± 2.6	-2.5 ± 1.1	5.0 ± 3.2
	水平面	-0.9 ± 1.6	0.1 ± 1.5	1.0 ± 1.5	1.5 ± 0.8	-1.5 ± 1.7	3.1 ± 1.3
中足部	矢状面	-5.4 ± 3.2	1.6 ± 3.7	7.0 ± 4.6	4.3 ± 3.6	-0.1 ± 4.5	5.2 ± 3.7
	前額面	2.5 ± 2.9	-1.4 ± 2.8	-3.8 ± 2.3	1.7 ± 2.8	-2.9 ± 2.0	4.1 ± 2.8
	水平面	-2.1 ± 2.0	0.5 ± 1.6	2.5 ± 1.4	0.9 ± 1.7	-1.8 ± 1.8	3.0 ± 1.1
前足部	矢状面	-0.0 ± 2.6	0.1 ± 3.0	0.1 ± 1.8	1.1 ± 2.7	-3.6 ± 3.6	4.8 ± 2.2
	前額面	0.2 ± 2.6	-1.4 ± 1.9	1.5 ± 1.9	0.5 ± 2.2	-3.1 ± 1.8	3.8 ± 1.1
	水平面	-1.8 ± 1.9	0.0 ± 2.4	1.8 ± 1.8	1.5 ± 2.4	-2.0 ± 2.5	3.2 ± 1.7

※角度：背屈，内反，内旋が正の値

表 2-2 : AHI と足部運動との相関関係

		立脚初期						立脚後期					
		初期接地時		床反力垂直成分 第1ピーク		変化量		最大値		最小値		変化量	
		r値	p値	r値	p値	r値	p値	r値	p値	r値	p値	r値	p値
後足部	矢状面	-0.17	0.51	0.08	0.75	0.15	0.55	-0.17	0.50	-0.08	0.75	0.13	0.62
	前額面	-0.22	0.38	0.11	0.68	0.33	0.18	-0.01	0.97	0.00	0.99	-0.08	0.76
	水平面	0.31	0.22	0.06	0.81	-0.27	0.27	0.40	0.10	0.42	0.09	-0.16	0.54
中足部	矢状面	-0.33	0.18	0.11	0.66	0.32	0.20	-0.41	0.09	-0.21	0.41	0.17	0.51
	前額面	-0.39	0.11	-0.28	0.28	0.16	0.52	-0.22	0.37	-0.33	0.18	-0.27	0.27
	水平面	-0.22	0.38	-0.24	0.35	0.05	0.84	0.60	0.01	-0.34	0.17	0.06	0.83
前足部	矢状面	-0.14	0.60	-0.10	0.68	0.02	0.93	-0.06	0.82	0.01	0.97	0.02	0.94
	前額面	0.16	0.54	0.01	0.98	-0.20	0.43	0.16	0.52	0.35	0.16	0.02	0.95
	水平面	0.00	0.99	-0.02	0.92	-0.02	0.92	0.04	0.87	-0.09	0.73	-0.05	0.83

※太字：統計学的に有意な結果を示す(p < 0.05)

表 2-3 : FMM と足部運動との相関関係

		立脚初期						立脚後期					
		初期接地時		床反力垂直成分 第1ピーク		変化量		最大値		最小値		変化量	
		r値	p値	r値	p値	r値	p値	r値	p値	r値	p値	r値	p値
後足部	矢状面	-0.37	0.14	0.11	0.67	0.29	0.24	0.28	0.26	-0.27	0.27	0.32	0.20
	前額面	0.42	0.08	-0.03	0.90	-0.49	0.04	0.08	0.76	-0.52	0.03	0.28	0.26
	水平面	0.02	0.93	-0.04	0.89	-0.06	0.81	0.22	0.38	-0.09	0.73	0.19	0.45
中足部	矢状面	-0.52	0.03	0.16	0.52	0.49	0.04	0.19	0.46	-0.38	0.12	0.49	0.04
	前額面	0.34	0.17	-0.11	0.68	-0.55	0.02	-0.06	0.8	-0.12	0.64	0.16	0.52
	水平面	-0.35	0.16	0.03	0.89	0.54	0.02	0.13	0.62	-0.13	0.60	0.20	0.43
前足部	矢状面	-0.09	0.72	0.04	0.87	0.20	0.42	0.22	0.38	0.12	0.63	0.03	0.90
	前額面	-0.15	0.56	0.03	0.90	0.22	0.37	0.16	0.54	-0.07	0.77	0.30	0.23
	水平面	-0.05	0.84	0.15	0.56	0.25	0.31	0.11	0.66	0.21	0.41	-0.03	0.92

※太字：統計学的に有意な結果を示す(p < 0.05)

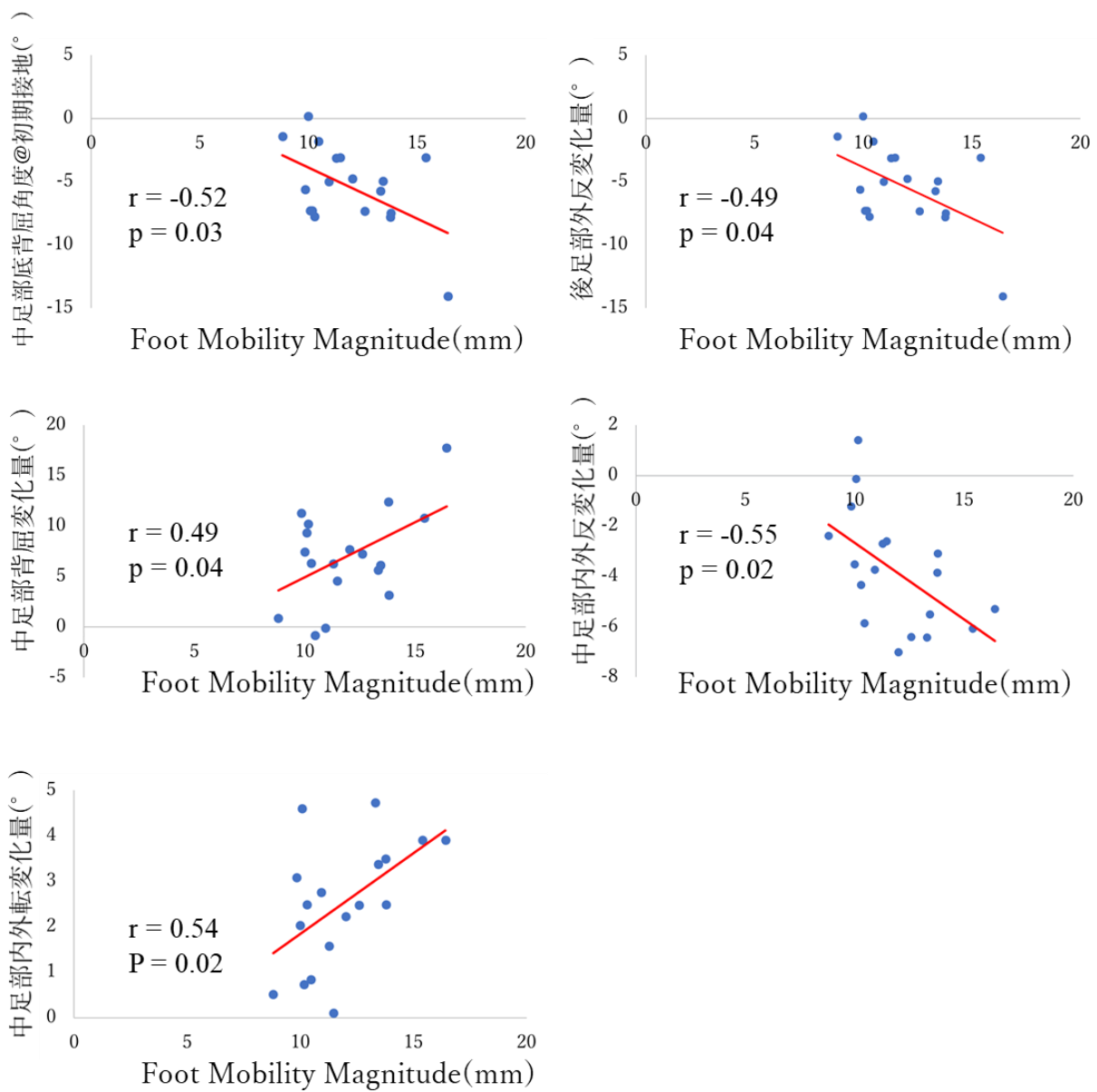


図 2-3: 立脚初期における足部評価と足部運動の散布図. 角度は背屈, 内反, 内転が正の値を示す.

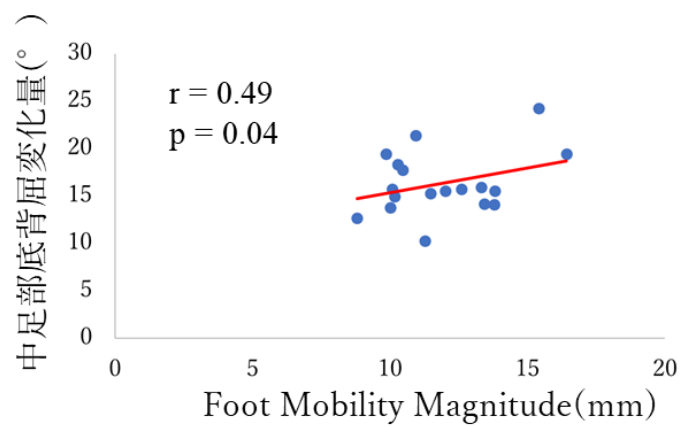
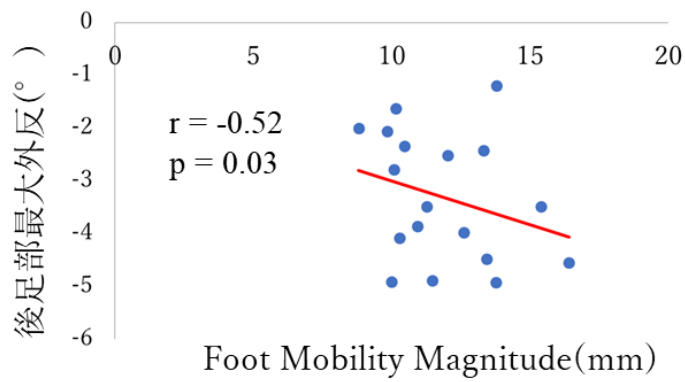
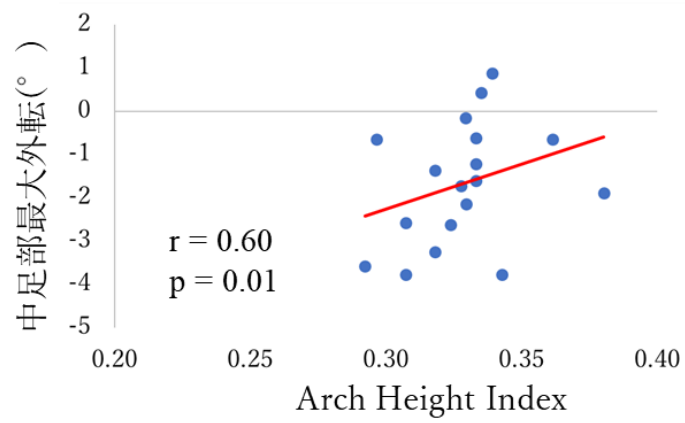


図 2-4: 立脚後期における足部評価と足部運動の散布図. 角度は背屈, 内反, 内転が正の値を示す.

2.1.4. 考察

本研究は、内側縦アーチ高の指標である AHI と足部柔軟性の指標である FMM が歩行時の足部運動と関連するかを検討した。AHI は立脚後期中の足部外転最大値と有意な正の相関を示した。これは、アーチが低い足部において中足部外転が大きかったことを示す。FMM は、立脚初期では中足部の 3 平面における変化量と後足部内外反変化量との有意な相関を認めた。これらの結果は、柔軟性の高い足部で立脚初期における足部運動が大きいことを示す。また、立脚後期においては、FMM は中足部底背屈変化量と後足部外反最大値と有意な相関を認めた。これらの結果は、立脚後期においても柔軟性の高い足部で足部運動が大きかったことを示す。本研究結果は、足部柔軟性が内側縦アーチの挙動に関連する足部運動に関連するとした仮説を支持する結果であった。

歩行動作では初期接地時に踵から接地し、荷重応答期にかけて全足底接地となるタイミングで最も大きな床反力が発生する。この相では内側縦アーチ高が降下することで衝撃を吸収するが、後足部では底屈・外反運動、中足部では背屈・外反・外転運動が生じる (Leardini et al., 2007)。FMM は後足部外反運動、中足部背屈・外反・外転運動の変化量と中等度の相関を示し、柔軟性の高い足部は衝撃吸収に関与する足部運動が大きく生じたことを実証した。この結果は仮説を支持する結果であったが、先行研究の報告とは異なる結果を示した (Buldt et al., 2015)。本研究と先行研究で異なる結果を生む要因として、使用した MFMM が異なることが挙げられる。本研究で用いた MFMM は高い計測信頼性が報告されており、健常者と疾患既往者で差異を検出可能な妥当性があるモデルである (Leardini et al., 2019)。また、本研究における各セグメント運動の時系列データは、同じ MFMM を用いた先行研究と類似したパターンであることを考慮しても、妥当な結果であったと考えられる (Leardini et al., 2007)。FMM は主に中足部の柔軟性を反映する評価指標であり、荷重量の変化に対する足部形態の変化を捉えている。そのため、初期接地後の床反力垂直成分が急激に増大する区間における足部運動と高い相関を示したと考えられる。また、後足部外反は足部の機能において重要な役割を担っており、後足部外反の増大はショパール関節の柔軟性を増加させる (Blackwood et al., 2005)。柔軟性の高い足部では、踵接地後の後足部外反が大きく生じることで衝撃吸収に寄与する中足部運動がさらに大きく生じる相互関係が存在する可能性がある。加えて、FMM は初期接地時の中足部底屈角度とも有意な相関を認め、柔軟性の高い足部は初期接地時に中足部底屈が大きい結果を示した。初期接地時は足部に荷重をしていないタイミングであり、中足部底屈角度の増大は内側縦アーチの高さが保たれている状態を反映していると考えられる。これらの結果から、歩行動作の立脚初期における内側縦アーチの動態ならびに足部運動を捉えるためには、足部柔軟性の評価が有効であることが示された。

立脚後期における足部機能は、降下した内側縦アーチが挙上し、推進力を効率的に地面に伝えることである。立脚後期において、FMM は中足部底背屈変化量と中等度の相関を示し、柔軟性の高い足部で中足部底背屈変化量が大きかった結果を認めた。本研究における立脚後期は踵離地から床反力前方成分最大値で定義した。この相では、アーチが最も降下した状態から COP が前方へ移動するに従って踵離地が生じ、中足趾節間関節の伸展が生じる。足底腱膜が伸張されることによって windlass 機能が作用し、アーチの挙上が起こる。柔軟性の高い足部では降下したアーチの挙上により大きく生じた現象が、中足部底背屈の大きな変化量に反映されたと考えられる。また、柔軟性の高い足部は後足部外反最大値が大きい関連も認めた。後足部外反最大値は立脚後期の前半に生じる (図 2-2)。柔軟性の高い足部における立脚初期の大きな中足部運動と併せて考え

ると、柔軟性の高い足部はより大きなアーチ降下を示したことが後足部の運動に反映されたと考えられる。これらの結果から、柔軟性の高い足部は立脚期における足部アーチの動態がより顕著に生じており、推進力の効率的な伝達に寄与する可能性を示唆した。

AHI は立脚初期における足部運動と有意な相関を認めなかったが、立脚後期において、低い内側縦アーチ高は大きな中足部外転と有意な相関を示した。この結果は先行研究の報告を支持する結果であり、扁平外反足 (plano-valgus foot) は正常足と比較して大きな中足部外転を示したと報告されている (Caravaggi et al., 2018)。中足部外転最大値は立脚後期の前半で生じる (図 2-2)。中足部外転は足部回内を構成する水平面運動であり、立脚中期で足部が最も回内した際の運動を反映したと考えられる。歩行動作における中足部外転の増大は、回内アライメントが発症リスクである脛骨過労性症候群の既往者における特徴的な足部動態であり (Okunuki et al., 2019)、内側縦アーチ高の評価が歩行における足部運動の特徴の一因を捉えるには有用である可能性を示した。しかしながら、本研究で内側縦アーチ高と有意な相関を示した足部運動は過去の報告より少なかった (Buldt et al., 2013)。その理由の一つとして、立脚相の区分けの影響が考えられる。内側縦アーチは立脚中期において最も降下し、足尖離地直前に最も挙上する (Caravaggi et al., 2018)。足部形態との関連が認められる足部運動のピーク値は立脚中期や前遊脚期で生じることが多いため (Buldt et al., 2013)、本研究に用いた解析相の分割では内側縦アーチと足部運動の関連を検出できなかった可能性が考えられた。

AHI は足部運動の変化量と有意な相関を示さなかったが、FMM は後足部ならびに中足部の運動変化量と有意な相関を認めた。内側縦アーチ高と足部柔軟性の関連に関しては、距骨下関節の肢位によるショパール関節軸の向きが寄与する locking mechanism に基づいて、アーチが低い足部で柔軟性が高いと考えられている (Blackwood et al., 2005)。しかしながら、内側縦アーチ高が低い足部において必ずしも高い柔軟性は認められない (Cornwall and McPoil, 2011)。低アーチ足に認められる足部運動の増大は足部柔軟性が高いことに起因すると考察されることが多いが (Buldt et al., 2013)、本研究結果は足部運動の変化量を捉えるためには足部柔軟性自体を評価する必要性を示唆した。

本研究における限界の一つとして、足部の運動力学的動態を検討していないことが挙げられる。足部の重要な機能である衝撃吸収と効率的な力の伝達に関して、足部柔軟性評価は運動学的動態に関しては関連を示したが、実際に力学的動態にどのような影響を与えているかはわからない。他の限界の要因として、低アーチ足または高アーチ足に分類される内側縦アーチや、有症候の柔軟性を示す足部においては、今回認められた結果と異なる足部動態を示す可能性も考えられる。今後は対象の包含基準や運動力学的動態の解析を実施することで、より詳細な足部機能を捉えることが可能であると考えられる。

2.1.5. 結語

本研究は、健常女性を対象に、内側縦アーチ高と足部柔軟性が歩行時の足部運動学的動態に与える影響を検討した。内側縦アーチ高は立脚中期の中足部運動のピーク値と関連を示した。足部柔軟性は、立脚初期では衝撃吸収に寄与するアーチの降下に関する足部運動と関連を示し、立脚後期では windlass 機能によるアーチの挙上と関連する足部運動と関連を示した。動作時の足部機能やアーチ構造の動態を捉えるためには、足部柔軟性を評価する必要性が示された。

2.2 内側縦アーチ高ならびに足部柔軟性と着地動作における足部運動の関連

2.2.1. 緒言

足部形態は個人差が大きく、正常足の足部形態から逸脱した足部変形は動作時の足部運動に影響を与える (Powell et al., 2011; Redmond et al., 2008; Saraswat et al., 2014). 正常パターンから変化した足部運動は上行性の運動連鎖によって膝・股関節といったより上位の関節運動に影響が波及する (Lee et al., 2010; Scattonne Silva et al., 2015). 下肢関節運動の変化は身体の組織に掛かる負荷を変化させる. 力学的負荷の変化が小さいとしても、反復的なストレスの集中は組織の微細損傷を引き起こし、最終的には疲労骨折や腱症といった組織の破綻を生じさせる (Aicale et al., 2018). 正常足から逸脱する足部形態の変形は下肢オーバーユース障害の発症と関連することが報告されており (Barton et al., 2011; Moen et al., 2012; Pohl et al., 2009; Williams et al., 2001a), 重要なリスク因子の一つだと考えられている.

足部形態評価は動作時の足部運動と関連を示すため、足部運動を予測するための指標として用いられている (Buldt et al., 2013). 特に内側縦アーチ高の評価は簡便であるため、整形外科領域またはリハビリテーション領域において普及している. 内側縦アーチ高が低い足部は、歩行時や走行時の足部運動のピーク値や変化量の増大を示すことが報告されている (Buldt et al., 2015; Williams et al., 2001b). こうした足部運動の増大が軟部組織への伸張ストレスを増大させる可能性が示唆されている. 一方、内側縦アーチ高が高い足部は足部運動の減少と (Powell et al., 2011), 高い loading rate ならびに下肢剛性を示すため (Williams et al., 2004), 動作に伴う衝撃力などの力学的ストレスが増大する可能性が示唆されている. 足部形態、足部運動、オーバーユース障害との関連において、足部の運動範囲や衝撃吸収に寄与すると考えられる足部柔軟性は重要な要素の1つであると予想される. しかしながら、足部柔軟性が動作時の足部運動に与える影響を検討した報告は少ない.

足部の動作解析研究では、オーバーユース障害との関連を背景とし、歩行または走行が動作課題として選択されることが多かった. しかし、オーバーユース障害はスポーツ活動に関する他の動作も発症要因であり、その中でも着地動作はスポーツ活動において頻出、かつ、ランニングより大きな衝撃力を生じる動作である (Powell et al., 2016). この大きな衝撃力は下肢全体の協調的な運動によって減衰させる必要がある. 足部に関しては、適度な回内運動とアーチの降下が適切な衝撃吸収機構として機能するが、過度な足部回内やアーチ構造の崩れは異常な下肢運動へと繋がると考えられている. その中でも後足部の外反増大はオーバーユース障害に関連する因子であると実証されている (Becker et al., 2018a; Okunuki et al., 2019). また、着地動作における下肢の運動範囲の変化は下肢障害と関連するとも報告されている (Aerts et al., 2013). しかしながら、着地動作を対象として、足部形態や足部柔軟性が足部運動に与える影響はほとんど検証されていない.

本研究の目的は、健常者を対象とし、足部形態と足部柔軟性が着地動作における足部運動に与える影響を検討することとした. 仮説として、内側縦アーチ高が低い足部は後足部外反と前足部外転の増大を示し、柔軟性が高い足部は足部セグメント運動の大きな変化量を示すことを設定した.

2.2.2. 方法

i) 対象

健常大学生 38 名が本研究に参加し、そのうち女性が 19 名、男性が 19 名であった（平均±標準偏差：年齢 22.0 ± 1.3 歳，身長 166.1 ± 8.9 cm，体重 57.5 ± 8.8 kg）。実験参加者の利き脚は 1 名を除いて右脚であり，利き脚の定義はボールを蹴る脚と定義した。本研究における対象の包含基準は，過去に下肢の骨折歴または手術歴を有さないこと，過去半年以内の整形外科的疾患を有さないこととした。本研究への参加に先立ち，すべての対象に本研究の趣旨および実験内容について口頭及び書面にて説明し，書面にてインフォームド・コンセントを得てから実験を実施した。本研究は倫理委員会の承認を得て実施された。

ii) 足部評価

足部形態の評価には，内側縦アーチ高の指標である NNHt を使用した (Cowan et al., 1993)。NNHt は X 線との妥当性，計測信頼性が中等度から高い結果を示す評価指標である (Williams and McClay, 2000)。NNHt の計測は，対象は裸足となり，踵と第 2 趾を結ぶ線を平行とした足部位置における安静立位で実施した。はじめに，舟状骨粗面の床面からの垂直距離を計測した。後足部の後方最突出部から第 1 中足趾節間関節までの距離で定義される切頂足長を計測した後，舟状骨高を切頂足長で除して NNHt を算出した。足部柔軟性の評価には NDT を使用した (Dicharry et al., 2009)。NNHt を計測後，対象は椅子座位となり，この際の姿勢は下腿が床面に垂直かつ足関節底背屈・内外反中間位と定義した。立位と同様に，椅子座位における舟状骨高を計測し，立位と椅子座位の舟状骨高の差を NDT として算出した。舟状骨高の計測は高い計測信頼性が報告されている (Aboelnasr et al., 2019)。NNHt，NDT は同一の評価者がそれぞれ 3 回計測し，平均値を代表値とした。

iii) 動作解析プロトコル

3次元動作解析には赤外線カメラ 6 台 (Hawk, Motion Analysis Corporation, USA)，床反力計 1 台 (Type 9256, Kistler AG, Switzerland) を使用し，解析ソフト EvaRT (Motion Analysis Corporation, USA) を用いて計測を行った。赤外線カメラ，床反力計のサンプリング周波数はそれぞれ 200Hz，1000Hz とした。赤外線反射マーカーは RFM に準じて貼付した (図 2-1)。RFM は健常群，疾患群において高い計測信頼性が認められている (Bishop et al., 2012, Leardini et al., 2019)。着地動作の計測に先立ち，関節角度基準肢位の立位姿勢を計測した。この立位姿勢は，両足部を平行とし，下腿と踵骨の二等分線が直線状に位置する肢位として定義した。

動作課題は，30cm 台上からの両脚着地動作とした。動作課題の条件として，1) 両脚同時の踏み切り，2) 両脚同時の着地，3) 上方へ飛び上がらないことを各対象に口頭で指示を行った。着地動作は右脚のみが床反力計の中央付近に接地するよう実施した。各対象が安定した着地動作がおこなえるよう十分に練習をした後，成功試行 3 試行の計測を実施した。

iv) データ解析

マーカーデータ，床反力データは 4 次 Butterworth low-pass filter を用いてそれぞれ 12Hz，50Hz でフィルタ処理を行った。マーカーデータから下腿，後足部，中足部，前足部セグメントを構成

した (Leardini et al., 2007). 足部セグメント角度は隣接する近位セグメントに対する遠位セグメントの回転角度として定義し、後足部、中足部、前足部角度を算出した。角度の計算は、矢状面、前額面、水平面の 3 軸の角度を計算し、関節角度基準肢位の角度を中間位と設定した。セグメント角度の計算は Visual 3D (C-Motion Inc., USA) を用いて実施した。

着地動作の初期接地は床反力垂直成分が 10N を超える瞬間と定義し、初期接地から接地後 200ms の範囲を解析区間とした。この解析区間におけるセグメント角度のピーク値（底背屈、内外反、内外転）と、初期接地からピーク値までの変化量を抽出した。セグメント角度のデータは成功試行 3 回の平均値を代表値として解析に使用した。

iv) 統計学的解析

計測した NNHt, NDT, セグメント角度データの正規性は Shapiro-Wilk test を用いて検定した。すべてのデータにおいて正規性を認めたため、パラメトリック手法を用いて統計学的解析を行った。NNHt, NDT と足部セグメント角度データの関連は Pearson の積率相関係数を用いて解析を実施した。有意水準は $\alpha=0.05$ とした。統計学的解析は、解析ソフト SPSS ver.27 (IBM, USA) を用いて実施した。

2.2.3. 結果

NNHt の平均±標準偏差は $22.88 \pm 2.74\%$ であり、NDT は $5.63 \pm 1.81\text{mm}$ であった。セグメント角度の時系列データを図 2-5 に示す。セグメント角度のピーク値と変化量の値は表 2-4 に示す。

内側縦アーチ高 (NNHt), 足部柔軟性 (NDT), 足部運動との相関係数を表 2-5 に示す。NNHt は後足部最大外反との間に有意な負の相関を示した ($r = -0.35, p = 0.03$) (図 2-6)。

NDT は中足部背屈変化量 ($r = 0.36, p = 0.03$), 前足部内反変化量 ($r = 0.36, p = 0.03$) との間に有意な正の相関を示した (図 2-7)。その他の項目に有意な相関関係は認められなかった。

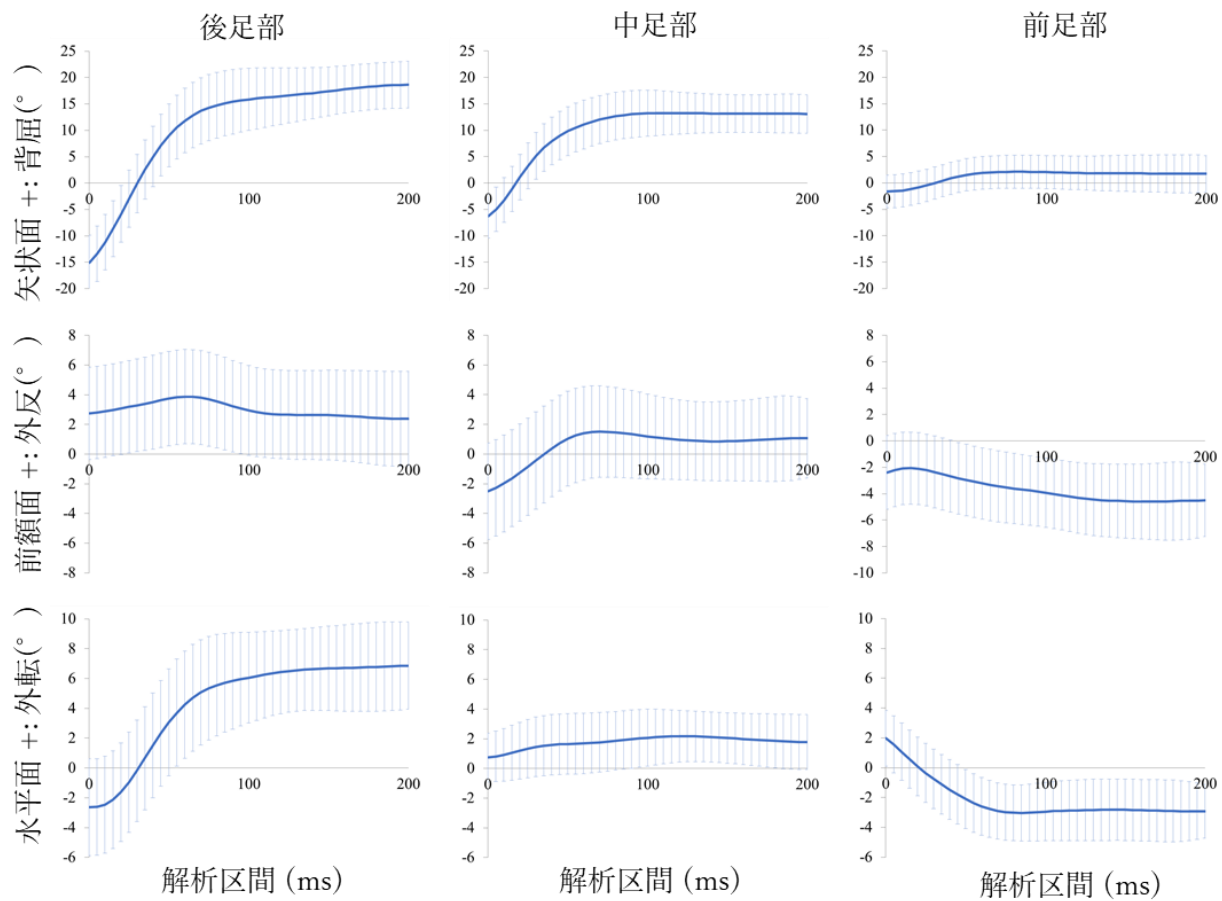


図 2-5: 各セグメント角度の時系列データ。実線はすべての対象の平均値，網掛け部位は標準偏差を示す。横軸の 0ms は初期接地を示す。

表 2-4：初期接地から接地後 200ms におけるセグメント角度のピーク値と変化量

セグメント	運動方向	変化量(°)	ピーク値(°)
後足部	外反	2.3 ± 2.1	5.0 ± 2.0
	内反	2.1 ± 2.0	0.6 ± 3.2
	外転	10.6 ± 2.3	8.8 ± 2.8
	背屈	34.7 ± 4.7	19.7 ± 4.0
中足部	外反	4.8 ± 2.4	2.3 ± 2.5
	外転	2.2 ± 1.2	2.9 ± 2.0
	背屈	20.6 ± 3.5	14.5 ± 3.2
前足部	外反	1.2 ± 1.4	-1.3 ± 2.2
	内反	3.1 ± 2.0	-5.5 ± 2.2
	内転	5.6 ± 1.9	-3.7 ± 1.7
	背屈	4.6 ± 2.8	3.0 ± 2.0

※角度：背屈，外反，外転が正の値

表 2-5：内側縦アーチ高，足部柔軟性と足部運動の相関係数

セグメント	角度	NDT		NNHt	
		変化量	ピーク値	変化量	ピーク値
後足部	外反	-0.16	0.17	-0.25	-0.35*
	内反	0.18	0.14	0.15	-0.22
	外転	0.18	0.12	-0.13	-0.09
	背屈	-0.08	0.09	-0.19	0.14
中足部	外反	0.14	0.18	-0.13	-0.25
	外転	0.03	-0.10	-0.23	-0.03
	背屈	0.36*	0.12	-0.23	-0.20
前足部	外反	-0.17	0.23	-0.05	-0.16
	内反	0.36*	0.01	-0.18	0.04
	内転	0.09	0.04	-0.09	-0.14
	背屈	-0.10	0.04	0.19	0.01

NDT: navicular drop test

NNHt: normalized navicular height truncated

*: 統計学的に有意な相関 (p < 0.05)

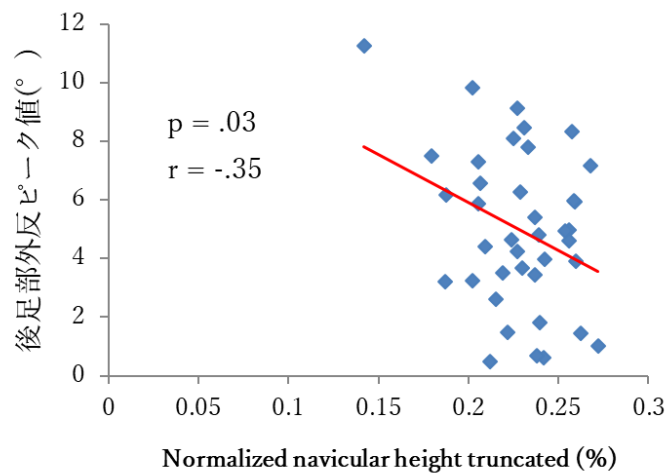


図 2-6：内側縦アーチ高と後足部外反ピーク値の散布図。直線は回帰直線を示す。r は相関係数、p は統計学的 p 値を示す。

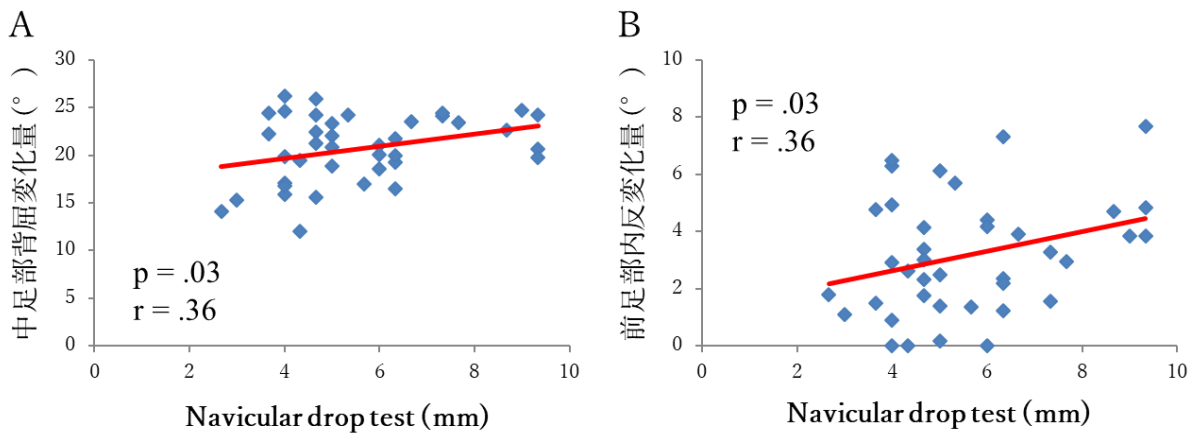


図 2-7：足部柔軟性と中足部背屈変化量 (A)，前足部内反変化量 (B) の散布図。直線は回帰直線を示す。r は相関係数、p は統計学的 p 値を示す。

2.2.4. 考察

足部柔軟性の指標である NDT は、着地動作時の中足部背屈ならびに前足部内反の変化量と正の相関を示した。この結果は、柔軟性の高い足部でより大きな中足部背屈と前足部内反が生じたことを反映している。加えて、内側縦アーチ高の指標である NNHt は着地動作時の後足部外反ピーク値と負の相関を示した。この結果は、内側縦アーチが低い足部において後足部外反最大値がより大きかったこと反映している。これらの結果は本研究の仮説の一部を支持する内容であった。特に注目すべき内容は、内側縦アーチ高と足部柔軟性は異なる足部運動と有意な相関を示したことである。

渉猟した限りでは、着地動作を対象として足部柔軟性と足部運動の関連を実証したのは本研究が初めてである。本研究結果は、大きな足部柔軟性は足部運動の大きな変化量と有意な関連を示した。着地動作では前足部が最初に接地し、接地後は大きな衝撃力を減衰させる必要がある。初期接地直後は主に前足部と中足部が衝撃吸収に機能し、足部における負の仕事は足関節の負の仕事の半分に相当する (Olsen et al., 2019)。そのため、柔軟性が高い足部が前・中足部運動の大きな変化量を示したと考えられる。一方、歩行を対象にした先行研究では、足部柔軟性は前・中足部運動とは関連せず、後足部運動のみと関連したと報告されている (Buldt et al., 2015)。しかし、本研究や先行研究において足部柔軟性と関連を示した足部運動は、いずれも衝撃吸収に作用する足部運動である。足部柔軟性が影響する足部運動は、歩行や着地動作といったように動作の特徴や足部に求められる機能によって異なることが示唆された。

足部柔軟性と着地動作における足部運動との関連の程度は弱い相関であった。そのため、足部柔軟性から着地動作時の足部運動を予測するには限界があると考えられる。着地動作の衝撃吸収相では、最初に距骨下関節の外反と外旋が生じ、続いて足関節背屈、膝と股関節の屈曲が生じる (Fukano et al. 2014)、矢状面における屈曲運動に加えて、膝と股関節は前額面・水平面の運動も含み、特に膝の回旋は比較的大きな運動が生じる (Hogg et al., 2020)。足部は運動連鎖を通じて上位関節の運動に連動した特異的な運動パターンを示すことが報告されている (Koshino et al., 2017)。着地動作における足部運動には多くの要素が影響を与えるため、足部柔軟性の寄与が小さかったと推察できる。一方で、30cm 台上からの両脚着地動作において、内側縦アーチ高は足関節の仕事に影響を与えなかったと報告されていることから (Powell et al., 2016)、足部の柔軟性の程度に関わらず、衝撃吸収に寄与する足部・足関節の機能は頭打ちになっている可能性も考えられた。

後足部の運動は、足部形態と足部運動の関連に関する研究において最も注目されている因子である。歩行や走行の立脚相において、低アーチ足や回内足は後足部外反の増大を示すことが報告されている (Chuter, 2010)。本研究では先行研究と異なり両脚着地動作を動作課題としたが、後足部運動に関しては同様の結果が認められた。後足部外反は内側縦アーチの降下に関連する運動であるため (Kitaoka et al., 2002)、立位において内側縦アーチが低い足部は着地動作でも内側縦アーチの大きな降下を示したと考えられる。しかしながら、その関連の程度は弱い相関 ($r = -0.35$) であり、歩行における足部形態と足部運動の関連の程度 ($r = 0.46 \sim 0.92$) よりも低い値を示した (Buldt et al., 2013)。その要因として、接地方法や筋活動の影響が歩行と異なるためだと考えられた。

内側縦アーチ高の指標である NNHt は、後足部外反を含むセグメント運動の変化量とは関連を

示さなかった。足部・足関節の運動学的動態と足部形態が関連を示すメカニズムとして、アーチが低い足部は足部柔軟性が高いために大きな足部運動を示すと考察されることが多い。足部形態と足部柔軟性は中等度の関連を示すことが認められてはいるが、内側縦アーチが低い足部は必ずしも大きな柔軟性を示さないことも指摘されている (Cornwall and McPoil, 2011; Zichock et al., 2006)。そのため、本研究では内側縦アーチ高と足部運動の変化量に関連が認められなかった可能性がある。足部形態評価は足部がどの程度の運動範囲を示すかを反映しないため、足部形態と足部柔軟性は個別に評価する必要性が示唆された。

後足部外反運動の増大は脛骨過労性症候群や後脛骨筋機能不全といった疾患既往群の特徴の一つである (Hösl et al., 2014; Okunuki et al., 2019)。これは、増大した運動をコントロールするために足関節周囲筋への要求が高まることで疾患との関連に影響していると考えられている (Becker et al., 2017)。また、先行研究や本研究で認められた前・中足部の運動範囲の増大は、足部のねじれや足底の軟部組織をより伸張させるような運動である (Hösl et al., 2014)。着地動作における足部運動と足部柔軟性の関連は弱かったため、足部柔軟性が足部の運動学的動態に与える影響は小さいものかもしれないが、上記のような運動の増大が反復的に生じることが最終的にはオーバーユース障害の発症につながる可能性も考えらえる。オーバーユース障害の発症において足部柔軟性が重要な因子であるかどうかは今後さらなる研究が必要である。

動作時の足部の運動学的動態を解析している研究において MFM は広く認められているものの、MFM の妥当性は考慮する必要がある。本研究で使用した MFM と biplanar videoradiography との比較で足部運動の妥当性を検討した研究では、矢状面においては高い妥当性を認めているが、前額面においては中等度、水平面においては低い妥当性であったとも報告されている (Kessler et al., 2019)。しかし、MFM を用いた動作解析は、健常者と疾患既往群との間における運動の変化を抽出するには十分な妥当性があり、計測信頼性も高いことが報告されている (Leardni et al., 2019)。MFM を用いた足部の動作解析は有用であると考えられるが、足部運動自体が大きな可動域を示さないため軟部組織アーチファクトによる測定誤差の影響が強くなる可能性もあり、その解釈には注意が必要である。

本研究にはいくつかの限界が挙げられる。1 つ目は、対象が健常者に限られることである。本研究における NNHt の平均値は 22.9% (最大 27.2%, 最小 14.2%)、NDT の平均値は 5.63mm (最大 9.33mm, 最小 2.67mm) であった。先行研究において、246 名の NNHt の平均値は $24 \pm 4\%$ であり (Cowan et al., 1993)、正常足と低アーチ足のカットオフ値は 17% と報告されている (Murley et al., 2009)。一方、NDT の正常足の範囲は 0.3~0.7mm と報告されている (Dicharry et al., 2009)。本研究の対象の多くはこれらの正常足の範囲に位置するため、足部形態や足部柔軟性の過度な変化を示す対象に本結果を適応するには注意が必要である。2 つ目に、足部ならびに下肢に運動学的動態の解析を行っていないことが挙げられる。足部柔軟性が衝撃吸収能に寄与しているかを実際に検証するためには、筋活動や、関節モーメント、関節パワー、仕事などの力学的動態を解析する必要がある。3 つ目に、着地動作課題を裸足で行っていることである。裸足条件と靴着用条件での足部運動の差は小さいが (Franklin et al., 2015)、靴を着用した着地動作の足部運動を解釈するには考慮すべき要素である。最後に、足関節背屈可動域を計測していないことが挙げられる。足関節背屈制限は着地動作時の下肢運動に影響を与える要素の一つであるが (Han et al., 2023)、本研究では足関節背屈可動域を計測していないため、この要素の影響は不明である。

2.2.5. 結語

健常者を対象とした両脚着地動作において、足部の内側縦アーチ高と足部柔軟性が足部の運動学的動態に与える影響を検討した。低い内側縦アーチ高は大きな後足部外反運動と関連し、一方、大きな足部柔軟性は前足部と中足部の運動変化量の増大と関連を示した。また、内側縦アーチ高は足部運動の変化量とは関連しないことも明らかとなった。内側縦アーチ高と足部柔軟性は着地動作において異なる足部運動と関連を示したため、それぞれ個別に評価する必要性が示唆された。

3. 足部ねじれ剛性の評価方法の検証と、性差ならびに足部形態との関連の検討

3.1. 緒言

内側縦アーチ高の評価は広く用いられている足部形態の評価指標であり、内側縦アーチは歩行時の足部運動と関連を示す (Buldt et al., 2013). しかし、内側縦アーチ高と足部運動の関連は弱い相関であり、足部形態から足部運動を予測するには限界があると考えられている (Buldt et al., 2015). その一因として、足部の可動性を考慮していないことが挙げられる. 立位において内側縦アーチ高が高い足部が低い足部可動性を示すことは予想されるが、内側縦アーチ高が低い足部は必ずしも大きな足部可動性を示さないことが指摘されている (Cornwall and McPoil, 2011). ある先行研究では、高アーチ足群、正常足群、低アーチ足群のそれぞれで足部可動性の評価が行われた. その結果、高アーチ足群の 30.1%が高い足部可動性を示し、低アーチ足群の 36.0%が低い足部可動性を示したと報告されている (Zifchock et al., 2017). これらの先行研究から、足部形態と足部可動性は独立して評価する必要性が示唆されている. 従来の足部可動性評価では、矢状面における内側縦アーチ高の変化量を指標とすることが多い (Cornwall and McPoil, 2011; Takabayashi et al., 2020; Zifchock et al., 2017). しかしながら、足部はドーム形状を有するため、前額面・水平面での運動を含む複雑な運動が可能である. 特に、前額面での足部形態の変形や足部運動の増加はオーバーストレス障害の発症や既往と関連する特徴であるため (Neal et al., 2014; Okunuki et al., 2019)、前額面における足部動態の変化は重要な特徴と考えられている. 内側縦アーチ高は主に矢状面での足部形態を表すものの、距骨下関節の構造によって前額面での足部動態に影響を与える要因の 1 つである. 距骨下関節軸は上方、前方、内方を向いているが (van den Bogert et al., 1994)、内側縦アーチが低い足部ではこの軸の上方への傾きが小さくなり、前後軸の向きに近くなるため前額面の運動が生じやすくなる. 中足部複合体の可動性が前額面運動の増大に関連する可能性があることを考慮すると、前額面での足部の可動性を定量的に評価することが有意義であると考えられる. しかしながら、従来の足部形態評価が足部の前額面における可動性を反映するかどうかは調査されていない.

足部可動性を評価する方法として中足部のスティフネスを計測する方法がある. スティフネスは、足部の前額面運動を他動的に行った時の内外反角度と抵抗トルクの変化量から算出される指標であり、単位角度あたりの抵抗トルクの形で表される. 中足部のスティフネスは足部のねじれ剛性 (スティフネス) を反映する (Magalhães et al., 2020). しかし、足部ねじれ剛性の計測方法は類似したプロトコルが用いられているものの、平均トルク、最大トルク、特定の角度でのトルクなど、異なる代表値が用いられている. また、足部ねじれ剛性を算出する方法も近似式や使用する前足部の角度範囲が異なるなど、まだ確立されていない (Magalhães et al., 2020; Magalhães et al., 2021; Paes et al., 2019). 足部のスティフネスが動作時の足部運動に寄与することを考慮すると、実際の動作における運動範囲において足部ねじれ剛性を算出することが合理的な方法だと考えられる.

足部のアーチ構造や可動性は、年齢、体重、骨形態といった内的因子の影響を受けるが、中でも性別の影響が最も強い. これは靭帯弛緩性が女性において高いことが影響している (Rozzi et al., 1999). しかしながら、内側縦アーチ高と性別に関しては一貫した知見はなく、性差が無いとする報告や、女性において低い傾向があるとする報告もされている (Redmond et al., 2008;

Takabayashi et al., 2020; Zifchock et al., 2006). また、足部可動性に関しても同様な傾向があり、性差が無いとする報告、女性が有意に高いとする報告がされている (Takabayashi et al., 2020; Zifchock et al., 2006). しかしながら、足部ねじれ剛性の関しては性差の検討はされていない。足部運動やオーバーユース障害の傾向に性差があることを鑑みると (Francis et al., 2019), 足部ねじれ剛性の性差を検討することは意義があると考えられる。

本研究の目的は、1) 足部ねじれ剛性の評価方法の信頼性、妥当性を検討すること、2) 足部ねじれ剛性の性差を検討すること、3) 足部ねじれ剛性と内側縦アーチ高との関連を検討することとした。仮説として、女性において低い足部ねじれ剛性を認め、足部ねじれ剛性と内側縦アーチ高は関連を示さないこととした。

3.2. 方法

i) 対象

事前にサンプルサイズを決定するため、2群における平均値の比較を効果量 0.8 (large), 有意水準 0.05, 統計学的検出力 80%として G*Power 3.1.9.4 (University of Dusseldorf, Germany) を用いて計算を実施した。その結果、各群に 26 名が必要と算出された。本研究には 52 名 (男性 26 名, 女性 26 名) の健常成人が参加した。参加者の身体特徴データは表 3-1 に示す。対象の包含基準は、年齢が 18-35 歳, 過去に手術歴・骨折歴が無いこと, 過去半年以内の整形外科的疾患が無いこととした。すべての計測は全対象において右足で実施した。本研究は倫理委員会の承認を得た後、対象にインフォームド・コンセントを確認してから実施した。

表 3-1：対象の身体特徴データ

	n	年齢 (歳)	身長 (cm)	体重 (kg)	BMI (kg/m ²)
女性	26	24.9 ± 2.3	160.7 ± 6.0	53.7 ± 8.6	20.9 ± 3.8
男性	26	24.3 ± 2.4	172.0 ± 6.4	65.6 ± 11.5	22.2 ± 3.7
p値		n.s.	* p < .001	* p < .001	n.s.

数値：平均±標準偏差

備考：*は対応の無いt検定において有意な差を示す

BMI: body mass index, n.s.: no significance.

ii) 実験手順

内側縦アーチ高の指標には AHI を使用した。AHI の計測は両足部を平行とした安静立位で実施した。最初に、後足部の後方最突出部から最も長い足趾先端までの全足長を計測し、全足長の 50% における位置で床面からの足背高を計測した。続いて、後足部の後方最突出部から第 1 中足趾節間関節までの距離で定義される切頂足長を計測した。AHI は切頂足長に対する足背高で定義される (McPoil et al., 2008)。AHI の計測中は床反力計 (type 9260AA; Kistler, Switzerland) を使用して体重の 50% をコントロールした。

足部ねじれ剛性の計測には、3次元動作解析装置と特注したトルク計を使用した (図 3-1, テック技販, 日本)。このトルク計は前後に分かれた 2 枚のプレートから構成され、前方プレートのみ前後軸周りに左右各 45° の回転が可能である。トルク計は後方プレートに対する前方プレートの抵抗トルクを計測する。3次元動作解析には 8 台の赤外線カメラ (Kestrel 6 台, Raptor-12H2 台, Motion Analysis Corporation, USA) を使用した。トルク計と赤外線カメラのサンプリング周波数は 100Hz に設定し、動作解析ソフト Cortex ver.6 (Motion Analysis Corporation, USA) を用いて同期して記録を行った。

赤外線反射マーカを RFM に準じて下腿ならびに足部に貼付した。加えて、前後のプレートに各 3 コずつ貼付した。後方プレートは左右の両後端と、右後方マーカからの 5cm 前方に貼付した。前方プレートは右前縁と、そのマーカから 5cm 後方の左右端に貼付した。足部の角度と抵抗トルクの計測にあたり、足部の位置は、1) 踵部後端と第 2 趾を結ぶ線がトルク計の長軸と一致し、2) 舟状骨結節に貼付したマーカがプレートの境界に位置し、3) 足関節底背屈角度が中間位になることと定義した。下腿と前足部はベルクロラップを用いて固定を行ったが、後足部は固定をしていない条件とした (図 3-2)。前足部の内外反運動は前方プレートについたハンドルを操作することで他動的に行った。計測に先立つ準備動作として、プレート回転角度が増加しなくなるまで内外反を繰り返し、最大外反位ならびに内反位でトルクの変化が認められなくなった後、最大可動範囲で 3 往復の回転を実施した。計測データは後足部に対する前足部の抵抗トルクと角度とし、前足部最大外反位から最大内反位の範囲で記録した。プレートの回転は 2.5° /sec とし、メトロノームを用いて速度を調整した。対象には、計測中は足部ならび足関節を完全に脱力するよう口頭で指示を与えた。抵抗トルクデータはリアルタイムで監視し、トルクのスパイク、足趾の運動、踵のずれなどが生じた場合は再計測を実施した。抵抗トルクならびに角度の計測は 1 度実施した。

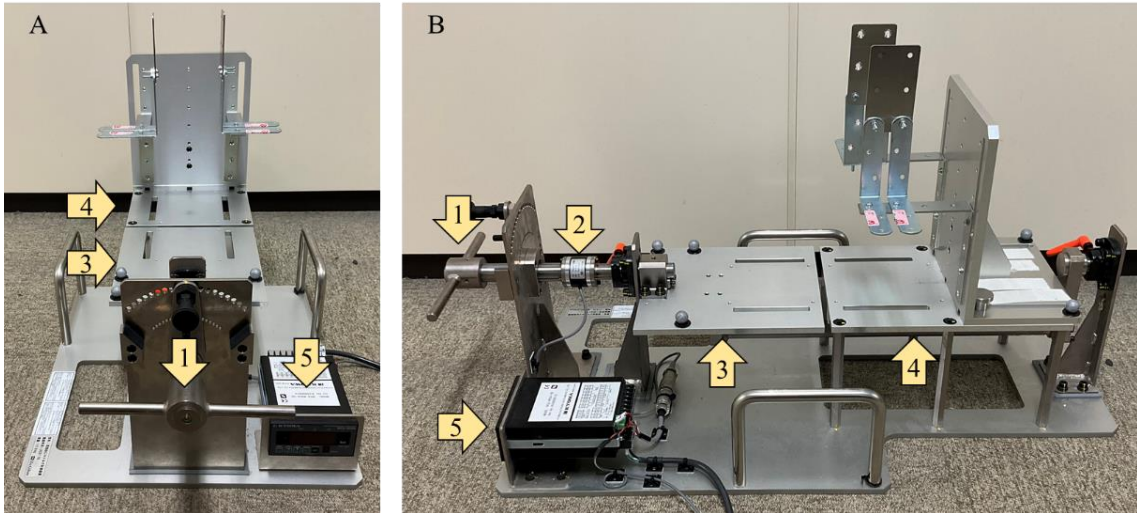


図 3-1：特注したトルク計. 1) ハンドル, 2) トルクゲージ, 3) 前方プレート, 4) 後方プレート, 5) トルク値ディスプレイ. 本体は主にアルミで設計されており, 重さは 17.8kg. 後方プレートは固定されているが, 前方プレートは前後軸周りに左右 45 度の回転が可能である. トルクゲージは前方プレートのハンドルの間に位置し, 後方プレートに対する前方プレートの抵抗トルクを計測する. 前後のプレートは左右にスリットがあり, ベルクロラップを通すことで足部を固定することができる. 後方プレートはスライド可能なバックボードが設置されており, バックボードには下腿サポートがついている. トルクゲージ (TTQ04-10NM) はひずみをアナログ信号として定量化し, データは A/D コンバーター (16bit) を通して PC で記録される. ひずみ-トルク変換機は 10Nm まで計測可能である.

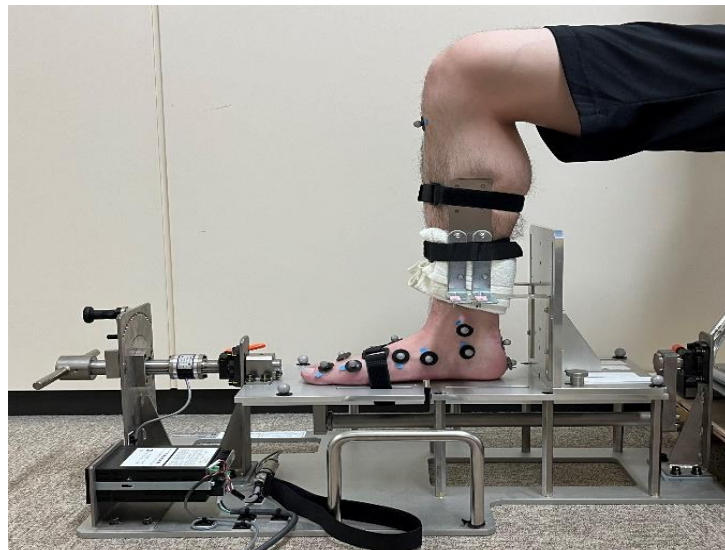


図 3-2：トルク計への足部・下腿設置位置. 舟状骨マーカーが前後プレートの境界に位置し, 足関節底背屈中間位の肢位となる位置に足部を設置. 下腿と前足部は固定するが, 後足部の固定は行っていない. 踵部と第 2 趾を結ぶ線がトルク計の回転軸と一致する.

iii) データ解析

計測したマーカーデータは 4 次 Butterworth low-pass filter を用いて 6Hz で平滑化を行った。RFM は下腿、後足部、中足部、前足部、母趾の 5 コのセグメントを有するモデルであり、マーカーデータから母趾セグメントを除く 4 コのセグメントを構成した。足部ねじれ剛性の計算には、後足部に対する前足部の角度を使用した。セグメント角度の計算はカルダン・オイラー角を使用し、回転順序は x (底背屈)、y (内外反)、z (内外転) とした。セグメント角度の基準肢位は、全足底が床面に接し、足関節底背屈中間位となる椅子座位時の角度と設定した。足部ねじれ剛性の算出過程において、セグメント角度データは特定の範囲で抽出する必要があるため、各対象の前足部内反角度を打ち消し、条件を揃えるために基準肢位を上記の通り設定した。計測したトルクデータと角度データからトルク-角度プロットを作成し、3次 Chebyshev low-pass filter を用いて 4Hz でフィルター処理を実施した (Magalhães et al., 2020)。トルク-角度プロットは後足部に対する前足部外反 10° から内反 10° の範囲で抽出し、この範囲における近似直線の傾きを体重で除した値を足部ねじれ剛性として算出した (図 3-3)。この抽出角度は、歩行ならびに走行動作における後足部に対する前足部の運動範囲を参考に決定した (Bruening et al., 2018; Levinger et al., 2010)。

本研究は徒手でハンドルを操作して回転させているため、プレートの回転速度を算出した。プレートの回転角度は、後方プレートに対する前方プレートの前額面回転角度と定義し、セグメント角度の回転と同様の手順で算出した。回転角度はプレート外反 40° から内反 40° の範囲における平均値を算出し、設定速度 2.5° /sec の±10%、つまり 2.25~2.75° /sec の範囲の施行のみ、その後の解析に含めた。

本研究に先立ち、8名の参加者を対象として足部の他動抵抗トルクとねじれ剛性の計測信頼性を検証した (平均±標準偏差: 年齢 25.1±5.3 歳, 身長 165.2±6.0cm, 体重 61.6±16.0kg, BMI22.4±5.0kg/m²)。他動運動時の抵抗トルクは軟部組織の粘弾性を反映する指標であり、弾性は角度の影響を、粘性は回転速度の影響を受ける。パイロット研究では、併せて回旋速度の影響も検証した。他動抵抗トルクと足部のセグメント角度の算出方法は本研究に準じて実施し、実験プロトコルは 2.5° /sec (normal) 条件に加えて、5.0° /sec(quick 条件)の回転速度での計測も実施した。また、他動抵抗トルク値はプレート外反 35° と内反 35° における数値を抽出した。計測の検者内信頼性を算出するため、実験は 2 日に分けて実施した。2 日目の実験は、1 日目の 1 週間後の同じ時間帯に実施した。

iv) 統計学解析

計測したデータの正規性は Shapiro-Wilk test を用いて検定を行った。性差の比較において、正規性を認めたデータは対応のない t 検定、正規性が認められなかったデータは Mann-Whitney U 検定を用いて比較した。内側縦アーチ高と足部ねじれ剛性の関連は、性別ごとに Spearman の順位相関係数を用いて検討した。統計学的有意水準は $\alpha=0.05$ に設定した。すべての統計学的解析は解析ソフト SPSS ver27 (IBM, USA) を用いて行った。効果量は、small ($d = 0.2$; $r = 0.1$), moderate ($d = 0.5$; $r = 0.3$), large ($d = 0.8$; $r = 0.5$) に分けて定義した。統計学的検出力の事後検定は G*Power 3.1.9.4 を用いて実施した。

パイロット研究における統計学的解析は、他動抵抗トルクと足部ねじれ剛性の ICC_(1,2)、標準誤

差 (standard error of measurement : 以下 SEM), 最小検出変化量 (minimal detectable change : 以下 MDC₉₅) を算出した. 回転速度の影響を調べるためには, 1 日目のデータを使用して対応のある t 検定を実施した.

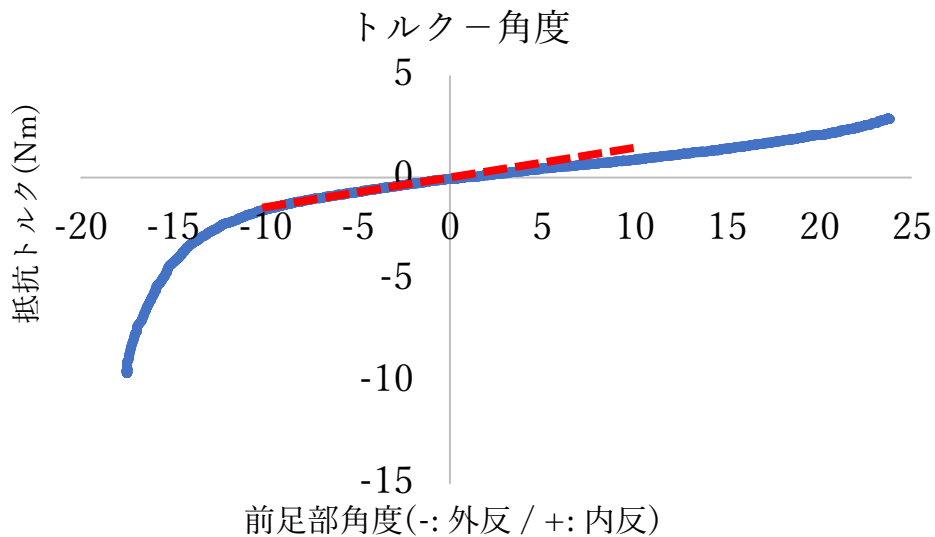


図 3-3 : 1 名の参加者のトルク-角度曲線を示す. 横軸は後足部に対する前足部の前額面角度, 縦軸は他動抵抗トルクを示す. 赤色の点線は前足部外反 10° から内反 10° の範囲における近似直線を示す.

3.3. 結果

パイロット研究の結果では, プレートの回転速度による他動抵抗トルクと足部ねじれ剛性の計測値に有意な差は認められなかった (表 3-2). しかし, ICC_(1,2) の値は normal 条件の方が高かったため, 本研究では 2.5° /sec の回転速度をプロトコルとして採用した.

対象の身体特徴データに関しては, 年齢を除く項目に正規性が認められた. 身長と体重では性別による群間差は認められたが, 年齢と BMI は性別による差を認めなかった (表 3-1). すべての対象におけるプレート回転速度の平均値と標準偏差は $2.49 \pm 0.06^\circ / \text{sec}$ (最大値: $2.64^\circ / \text{sec}$, 最小値 $2.35^\circ / \text{sec}$) であった. そのため, すべての対象のデータを用いて解析を実施した. 性差の比較は, AHI は正規性を認めたため対応のない t 検定を, 足部ねじれ剛性は正規性を認めなかったため Mann-Whitney U 検定を用いて実施した. AHI と足部ねじれ剛性の結果は表 3-3 に示す. 内側縦アーチ高に関して, AHI に性差は認められなかった (男性: 0.348 ± 0.018 , 女性: 0.341 ± 0.018 , $p = 0.16$, 効果量: $d = 0.39$, $\text{power} = 0.28$). 足部ねじれ剛性は女性において有意に低い値を示した (男性: $0.00368 \pm 0.00136 \text{ Nm} / ^\circ \cdot \text{kg}$, 女性: $0.00237 \pm 0.00061 \text{ Nm} / ^\circ \cdot \text{kg}$, $p < 0.001$, 効果量: $r = 0.65$, $\text{power} = 0.99$) (図 3-4). 足部ねじれ剛性における性差の効果量と統計学的検出力は large であった. 図 3-5 はプレートの回転角度に対する各セグメントの前額面角度の推移を示す. AHI と足部ねじれ剛性の関連に関しては, どちらの性別においても有意な相関関係を認

めなかった（男性： ρ (rho) = 0.21, p = 0.30；女性： ρ (rho) = 0.12, p = 0.56）（図 3-6）.

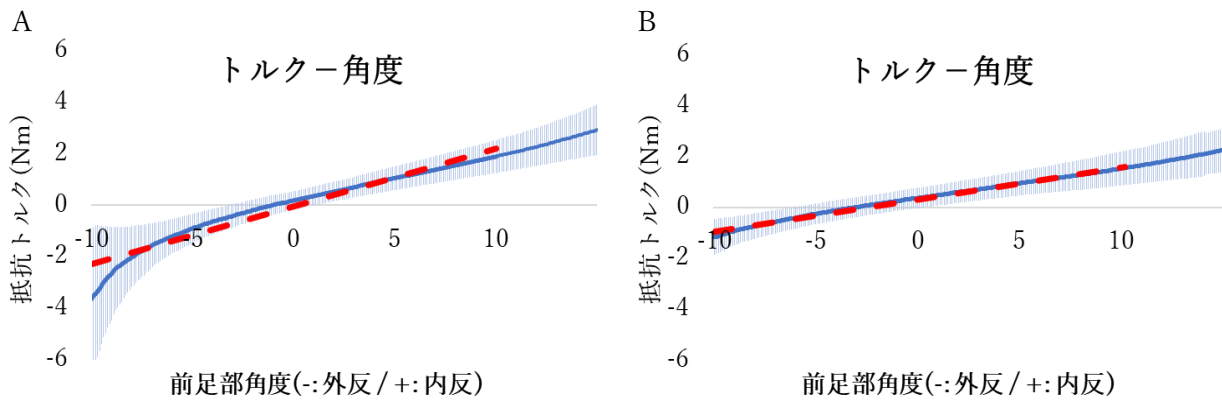


図 3-4：各性別におけるトルク-角度曲線。A は男性群，B は女性群。実線は平均値，網掛け部位は標準偏差の範囲を示す。横軸は後足部に対する前足部の角度，縦軸は抵抗トルク値を示す。赤色の点線は前足部外反 10° から内反 10° の範囲における近似直線を示す。

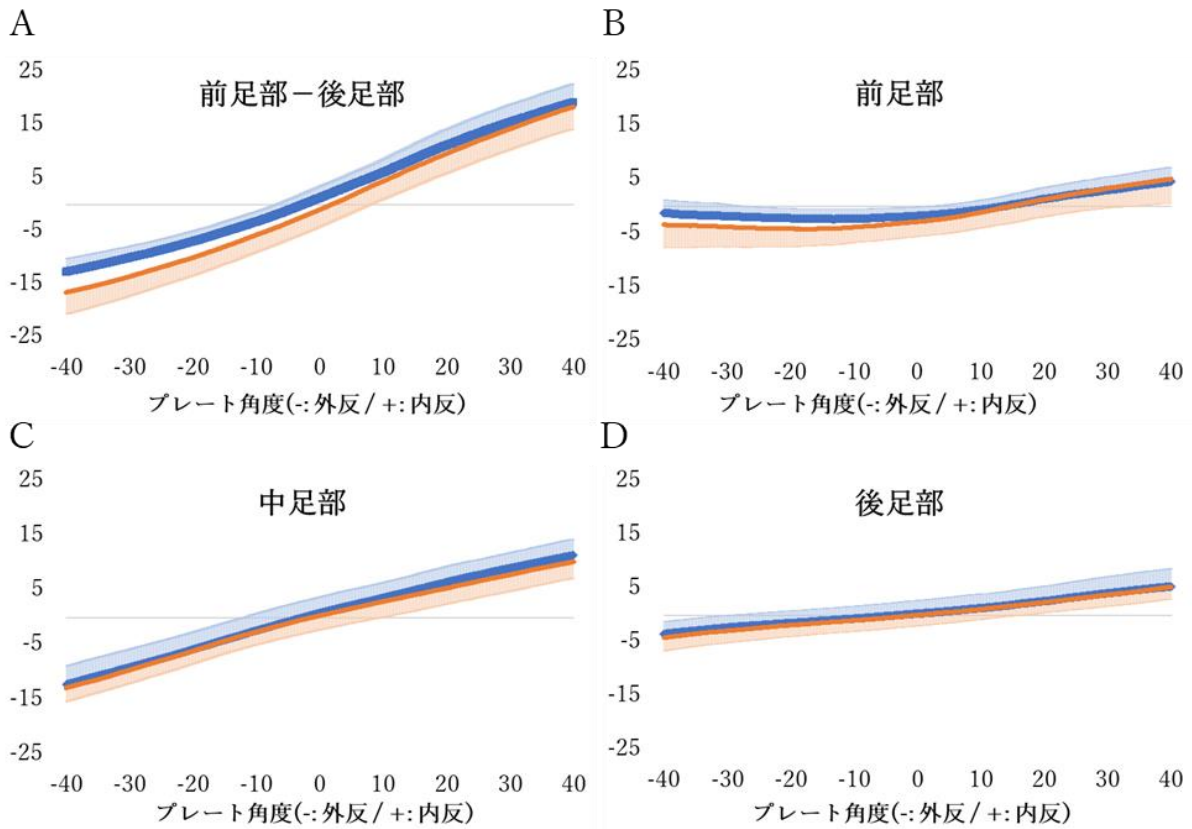


図 3-5：プレートの回転角度に対する各セグメントの前額面角度. A) 後足部に対する前足部, B-D) 隣接する近位セグメントに対する遠位セグメント. 実線は各群における平均値, 網掛け部位は標準偏差を示す. 青い線は男性群, オレンジの線は女性群のデータを示す.

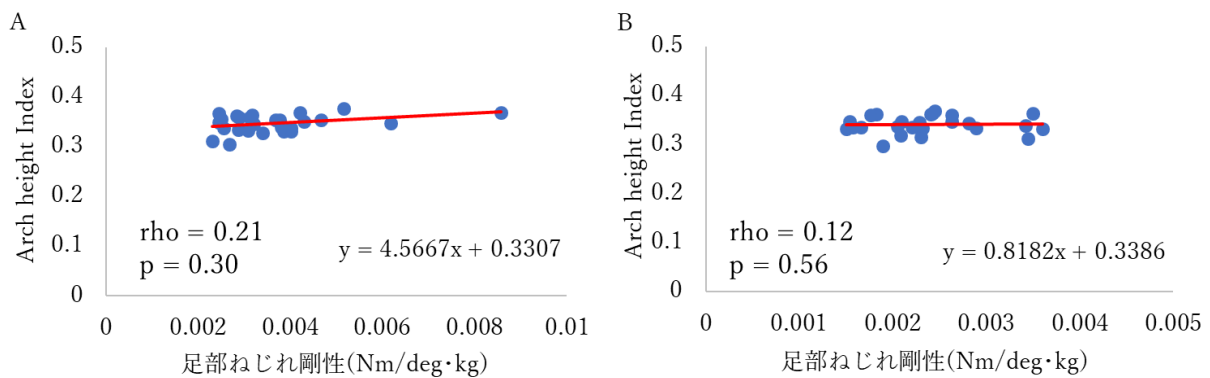


図 3-6：内側縦アーチ高と足部ねじれ剛性の関連. A) 男性群, B) 女性群を示す. $Rho(\rho)$ は Spearman の順位相関係数, p は統計学的 p 値を示す.

表 3-2：抵抗トルクと足部ねじれ剛性の回転速度の違いによる比較と、計測信頼性ならびに妥当性

平均 [標準偏差]	1日目		2日目		ICC _(1,2)		SEM		MDC ₉₅		p値 normal vs quick
	Normal	Quick	Normal	Quick	Normal	Quick	Normal	Quick	Normal	Quick	
回転速度 (° /s)	2.50 [0.06]	4.94 [0.07]	2.49 [0.05]	4.93 [0.04]							
抵抗トルク：外反35° (Nm)	-3.83 [0.77]	-3.93 [0.92]	-3.61 [0.79]	-3.58 [1.04]	0.857	0.703	0.292	0.505	0.808	1.399	0.343
抵抗トルク：内反35° (Nm)	3.33 [0.78]	3.19 [0.72]	3.31 [0.54]	3.13 [0.56]	0.830	0.786	0.320	0.335	0.888	0.928	0.056
足部ねじれ剛性 (Nm/° ·kg)	0.00210 [0.00059]	0.00209 [0.00059]	0.00217 [0.00102]	0.00213 [0.00055]	0.790	0.740	0.00027	0.00030	0.00075	0.00083	0.312

ICC：級内相関係数，SEM：標準誤差，MDC：最小検出変化量

Normal 条件：2.5° /sec，quick 条件：5.0° /sec，Normal vs quick：1 日目の結果を検討

表 3-3：内側縦アーチ高と足部ねじれ剛性の性差の結果

	女性	男性	p値	効果量	Power
Arch height index	0.341 ± 0.018	0.348 ± 0.018	0.16	d = 0.39	0.28
足部ねじれ剛性 (Nm/° ·kg)	0.00237 ± 0.00061	0.00368 ± 0.00136	< 0.001*	r = 0.65	0.99

数値：平均値 ± 標準偏差

備考：*は Mann-Whitney U 検定において有意な差

3.4. 考察

足部ねじれ剛性の値は女性において低値であった。この結果は、女性の足部スティフネスが男性と比較して高かったことを反映しており、本研究の仮説を支持する結果であった。男性における足部の他動抵抗トルクは計測した範囲全体において女性より大きな値を示し、その傾向は前足部外反域でより顕著であった。関節の過可動性に関しては、多くの研究で男性よりも女性において高い割合、もしくは高い傾向があると報告されており、特に本研究の対象の年代で顕著である (Nicholson et al., 2022)。女性における関節の過可動性の高い割合は性ホルモンに起因すると考えられている (Zifchock et al., 2006)。しかし、日本人女性を対象とした足部可動性の性差の検討では、男女間に差が無かったとする報告もある (Takabayashi et al., 2020)。これは、先行研究では足部に掛かる荷重量の変化に応じた内側縦アーチ高の変化量を計測しているのに対し、本研究では足部ねじれ剛性を算出するために他動運動時の抵抗トルクを計測している違いが影響していると考えられる。軟部組織のスティフネスに影響を与える他の要因に組織の横断面積が挙げられ、大きな横断面積は高いスティフネスと関連を示す (Blackburn et al., 2009)。軟部組織のスティフネスを正規化するには横断面積による正規化が望ましいが、本研究では足部の横断面積のデータが無い場合体重による足部ねじれ剛性の正規化を実施した。そのため、本研究結果には性別による体格の影響は最小限であったと考えられる。

他動抵抗トルクを用いた足部ねじれ剛性の計測は信頼性が高い方法だと報告されている (Magalhães et al., 2020)。本研究で抵抗トルクの計測に用いたトルク計は先行研究と異なる機器であるが、計測された抵抗トルクや足部ねじれ剛性の数値は先行研究と比較しても妥当な数値であった (Magalhães et al., 2020; Paes et al., 2019)。また、ICC は高い結果であり、SEM も先行研究と同程度であることから、本研究で使用したトルク計の計測値は許容範囲内であることが示された。足部ねじれ剛性の算出方法には先行研究と異なる点もある。最も大きな相違点は、後足部に対する前足部の角度の算出に体表マーカーを使用していることである。角度の算出には RFM を使用したが、このモデルは高い計測信頼性が報告されている (Leardini et al., 2019)。加えて、セグメント角度基準肢位には統一した肢位を用いていること、ねじれ剛性の算出は特定の角度における数値ではなく特定の範囲における角度変化を使用していることは、足部ねじれ剛性の算出の信頼性と精確性を担保する要因と考えられる。他の相違点として足部ねじれ剛性の算出方法が挙げられる。本研究では後足部に対する前足部外反 10° から内反 10° における近似直線の傾きを代表値として使用した。中足部の抵抗トルクは S 字カーブを示すため、軟部組織の弾性特性によって前足部の角度が大きくなるにしたがい抵抗トルクは上昇する (Paes et al., 2019)。しかしながら、歩行や走行における前足部の前額面角度は最大でも 10° 程度である (Bruening et al., 2018; Levinger et al., 2010)。本研究結果も含め、前足部のこの運動範囲における抵抗トルクは線形に近い変化を示す。したがって、足部ねじれ剛性を算出するために近似直線の傾きを使用することは妥当な方法であると考えられる。

本研究では足部ねじれ剛性に性差を認めたため、内側縦アーチ高と足部ねじれ剛性の関連の検討は性別毎に実施した。その結果、どちらの性別においても有意な関連は認められなかった。この結果は本研究の仮説を支持する結果であったが、先行研究とは異なる結果でもある。これまでの研究では、内側縦アーチ高と足部可動性の関連は弱い相関から中等度の相関を示すことが報告されている (Cornwall and McPoil, 2011; Zifchock et al., 2006)。こうした研究では足部可動性の

指標に Arch Stiffness または FMM が用いられており、これらの指標は座位と立位における荷重量の変化に対する足背と足幅の変化量を捉えている (Cornwall and McPoil, 2011; Zifchock et al., 2006). 内側縦アーチの支持には足底の軟部組織の貢献が重要であり、代表的な組織としてバネ靱帯、長・短足底靱帯、足底腱膜が挙げられる (Jaquint and Wayne, 2010). 足部への荷重量が増加するに従って内側縦アーチは降下し、足底の組織はより大きな伸張ストレスを受ける. 先行研究で用いられた足部可動性は足底の軟部組織の伸張性を反映していると考えられる. 対照的に、本研究における足部ねじれ剛性は足部への荷重量を考慮しない指標である. 足部ねじれ剛性は他動運動時の抵抗トルクと角度変位を計測し、単位角度当たりの抵抗値としてスティフネスを算出している. この指標では、足底の軟部組織の伸張性よりも、中足部をまたぐ軟部組織の粘弾性が反映される. また、内側縦アーチ高と足部ねじれ剛性の間に関連を認めなかった他の要因に、計測されたデータのばらつきが大きくなかったことが挙げられる. 本研究では健常者を対象としているため、より広い範囲の対象に今回の結果を適応するには注意が必要である. 今後の研究では、内側縦アーチ高が低いまたは高い足部を含めた場合、異なる結果を生む可能性も考えられる.

本研究にはいくつかの限界が挙げられる. 足部の他動抵抗トルクは軟部組織の力学特性を反映する指標である. この他動抵抗トルクには足部の内在筋、外在筋の活動が影響を及ぼすが、筋活動の有無を評価するための絶対基準である筋電計を使用していない. しかし、プレートの回転を徒手で行っていること、リアルタイムで抵抗トルクをチェックしていることを考慮すれば、筋活動の影響は最低限であったと判断できる. ふたつ目に、計測前に十分な予備動作を実施し、高い ICC を認めるものの、他動抵抗トルクの計測は一回のみであった. 単一の計測では軟部組織の伸張の影響が含まれる可能性があることを留意する必要がある.

3.5. 結語

本研究では健常成人を対象に、足部ねじれ剛性の評価方法の検証し、足部ねじれ剛性の性差と内側縦アーチ高との関連を検討した. 足部ねじれ剛性は女性において有意に低値を示したが、どちらの性別においても足部ねじれ剛性と内側縦アーチ高は関連を示さなかった. 本研究は内側縦アーチ高と足部ねじれ剛性はそれぞれ個別に評価する必要性を示した. これらの評価は足部の異なる力学特性を反映すると考えられる.

4. 足部ねじれ剛性と足部運動学・運動力学的動態の関連

4.1. 足部ねじれ剛性と動作時の足部運動との関連の検討

4.1.1. 緒言

移動動作における足部機能は主に2種類の作用が求められる。1つ目は接地時の衝撃吸収のための可動性であり、2つ目は推進力を効率よく地面に伝達するための剛性である (Baines et al., 2018; Takahashi and Stanhope, 2013)。この機能には足部のアーチ構造と可動性が重要な要素を担っている。歩行周期において、立脚相の前半では足部アーチが降下し、足底の軟部組織が伸張することで接地時の衝撃を吸収する。立脚相の後半ではアーチの挙上と伸張された軟部組織が持つ高い弾性が推進力の伝達効率を高める。こうした足部機能には内在筋や外在筋の働きだけではなく、足底腱膜や足底の靭帯といった軟部組織の力学抵抗の寄与も含まれる (Magalhães et al., 2021)。中足部複合体の力学抵抗の破綻は、歩行時の足部運動学・運動力学的動態の変化を生じさせると報告されている (Gomes et al., 2019; Magalhães et al., 2021)。

足部形態や足部運動の変化は、オーバークース障害の発症や既往と関連する因子である (Murphy et al., 2003)。その中でも前額面における足部形態の変化や動作時の足部回内運動の増大は、オーバークース障害と関連する最も特徴的な要因である (Neal et al., 2014; Okunuki et al., 2019)。この関連は、前額面運動の増大が筋腱複合体を含む軟部組織への伸張ストレスを増大させることが背景にあると考えられている。前額面における足部運動に寄与する因子の一つに中足部の力学特性が挙げられる (Souza et al., 2014)。前足部に荷重がある状況では、中足部の他動抵抗トルクやねじれ剛性 (スティフネス) が前足部に対する後足部の前額面・水平面運動に拮抗するように作用する。歩行動作においては、中足部の前額面の最大抵抗トルクの減少は足部運動の増大に関連すると報告されている (Gomes et al., 2019)。また、足部ねじれ剛性が低い群は中足部の矢状面・前額面運動の増大を示すとも報告されている (Magalhães et al., 2021)。しかし、これらの先行研究では、一律に後足部に対する前足部内反50度における抵抗トルクが代表値として計測されており、各対象の足部の最大抵抗トルクを反映しない可能性や、実際の歩行時の足部運動とは大きく異なる角度の力学特性を反映している可能性がある。また、足部ねじれ剛性や歩行時の足部動態には性差が認められるが (Ezawa et al., 2024; Lee et al., 2016)、性別の影響を考慮していない限界も挙げられる。

足部運動を対象とした動作解析研究では、歩行や走行が動作課題として選択されることが多い。しかし、実際のスポーツ場面では方向転換やジャンプ着地は頻回に生じる動作であり、歩行や走行よりも大きな床反力が発生する。特に着地動作は、前足部から接地するため足部に対する衝撃吸収の要求が高く、足部運動もより大きく生じると考えられる (Olsen et al., 2019)。膝・股関節の運動は足部運動に依存した運動パターンを示すため (Koshino et al., 2017)、足部の前額面・水平面運動の逸脱は上位関節の異常な運動パターンに繋がる可能性がある。特に後・中足部の外反増大は、下腿の内旋・内傾を通して膝関節内旋・外反へと繋がるが、この運動は膝関節の靭帯損傷におけるハイリスクな動作要因である (Hewett et al., 2006)。着地動作においても足部の力学特性が足部運動のコントロールに寄与することが予想されるが、着地動作を対象として足部の力学特性が足部運動に与える影響はほとんど検証されていない。

本研究の目的は、健常者を対象として足部ねじれ剛性と足部運動の関連を、1) 歩行動作と、2)

着地動作において検証することとした。仮説として、歩行動作の立脚初期においては低い足部ねじれ剛性が後・中足部の大きな外反と関連し、立脚後期においては高いねじれ剛性が大きな後・中足部の内反と関連することとした。また、着地動作では低いねじれ剛性が大きな前足部内反、中足部外反と関連することとした。

4.1.2. 方法

i) 対象

事前にサンプルサイズを決定するため、相関分析における効果量を 0.5, 有意水準 0.05, 統計学的検出力 80%として G*Power 3.1.9.4 (University of Dusseldorf, Germany) を用いて計算を実施した。その結果、26 名の対象が必要と算出された。本研究には健常女性 28 名が参加した (平均 ± 標準偏差: 年齢 25.0 ± 2.3 歳, 身長 160.5 ± 5.9cm, 体重 53.1 ± 8.6kg, BMI 20.7 ± 3.7kg/m²)。利き脚の定義はボールを蹴る脚と定義し、対象は全員右利きであった。計測はすべての対象で右脚にて実施した。対象の包含基準は、年齢が 18-35 歳, 過去に手術歴・骨折歴が無いこと, 過去半年以内の整形外科的疾患が無いこととした。本研究は倫理委員会の承認を得た後, 対象にインフォームド・コンセントを確認してから実施した。

ii) 実験手順

足部ねじれ剛性の計測プロトコルは、3 章・3.2.の方法に準じて実施した。足部ねじれ剛性の計測には、3 次元動作解析装置とトルク計を使用し、3 次元動作解析には 8 台の赤外線カメラ (Kestrel 6 台, Raptor-12H 2 台, Motion Analysis Corporation, USA) を使用した。トルク計と赤外線カメラのサンプリング周波数はそれぞれ 100Hz に設定し、同期して記録を行った。計測に先立ち、赤外線反射マーカーを RFM に準じて下腿ならびに足部に貼付した。足部をトルク計に設置する際の条件は、1) 踵部後端と第 2 趾を結ぶ線がトルク計の長軸と一致し、2) 舟状骨結節に貼付したマーカーがプレートの境界に位置し、3) 足関節底背屈角度が中間位になることと定義した。下腿と前足部をベルクロラップでトルク計に固定し、前足部の内外反は前方プレートについたハンドルを操作して他動的に操作した。計測前の準備動作として、前足部最大外反位ならびに内反位でトルクの変化が認められなくなった後、最大可動範囲で 3 往復の前足部内外反を実施した。計測データは後足部に対する前足部の抵抗トルクと角度の変化とし、前足部最大外反位から最大内反位までの範囲で記録した。プレートの回転速度は 2.5° /sec とし、メトロノームを用いて速度を調整した。対象には、計測中は足部ならび足関節を完全に脱力するよう口頭で指示を与えた。抵抗トルクデータはリアルタイムで監視し、トルクのスパイク、足趾の運動、踵のずれなどが生じた場合は再計測を実施した。足部の抵抗トルクならびに角度の計測は 1 度実施した。

足部ねじれ剛性の計測の後に動作計測を実施した。動作の計測では 3 次元動作解析装置と合わせて床反力計 (type 9260AA; Kistler, Switzerland) を 1 台使用した。サンプリング周波数は、赤外線カメラは 200Hz, 床反力計は 1000Hz に設定し、動作解析ソフト Cortex (ver.6, Motion Analysis Corporation, USA) を用いて同期して記録を行った。赤外線反射マーカーは足部ねじれ剛性計測時と同様に RFM を使用し (Leardini et al, 2007), 加えて、骨盤と大腿部にも貼付した。追加したマーカーの貼付部位は、両側の上前腸骨棘, 上後腸骨棘, 右脚の大転子, 大腿骨内外側上顆である。はじめに各対象の安静立位を記録した。安静立位姿勢の定義は、両足部を平行にし

て肩幅に開き、上肢は胸の前で組んだ姿勢と定義した。動作課題は裸足で実施し、1) 歩行課題と、2) 両脚着地課題とした。歩行動作は自由速度にて実施し、歩行速度ならびに歩幅の調整を行わず、床反力計の中央付近に右脚が接地することを成功条件とし、成功試行を 3 試行記録した。両脚着地課題は 25m 台上からの両脚着地動作とし、計測する右脚のみが床反力計の中央付近に接地するように実施した。両脚着地動作の口頭指示として、1) 両脚同時の踏み切り、2) 両脚同時の着地、3) 上方へ飛び上がらないことを対象に伝えた。着地動作中、上肢は胸の前で組んだ状態を維持して実施した。各対象が安定した着地動作がおこなえるよう十分に練習をした後、成功試行 3 試行の計測を実施した。

iii) データ解析

足部ねじれ剛性の解析では、マーカーデータは 4 次 Butterworth low-pass filter を用いて 6Hz で平滑化を行った。RFM のセグメント設定に基づき、後足部に対する前足部の前額面回転角度を算出した。セグメント角度の計算はカルダン・オイラー角を使用し、回転順序は x (底背屈)、y (内外反)、z (内外転) とした。セグメント角度の基準肢位は、全足底が床面に接し、足関節底背屈中間位となる椅子座位時の角度と設定した。計測した抵抗トルクデータと後足部に対する前足部内外反角度から、トルク-角度プロットを作成し、3 次 Chebyshev low-pass filter を用いて 4Hz でフィルター処理を実施した (Magalhães et al., 2020)。トルク-角度曲線は前足部外反 10° から内反 10° の範囲で切り取り、この範囲における近似直線の傾きを体重で除した値を足部ねじれ剛性として算出した。足部ねじれ剛性の評価は高い計測信頼性が報告されている (Ezawa et al., 2024)。

計測した床反力データは 50Hz、マーカーデータは歩行動作においては 8Hz、着地動作においては 12Hz で 4 次 Butterworth low-pass filter 処理を実施した。RFM に準じ、マーカーデータから下腿、後足部、中足部、前足部セグメントを構成した。セグメントの運動は、隣接する近位セグメントに対する遠位セグメントの回転角度と定義し、各セグメントの LCS は、前後軸を x 軸、上下軸を y 軸、左右軸を z 軸とし、それぞれ前方、上方、外方(右脚基準)を正の方向に設定した。セグメント角度の計算は関節座標系を使用した。この方法では、近位セグメントの z 軸周りの回転を矢状面運動、遠位セグメントの y 軸周りの回転を水平面運動、この 2 つの軸の外積周りの回転を前額面運動と定義した。セグメント角度の基準肢位は安静立位時の角度を使用し、安静立位時のセグメント角度を中間位として設定し、後足部、中足部、前足部の角度を算出した。

歩行動作の解析区間は立脚相を対象とし、床反力垂直成分が 10N を超える瞬間を踵接地、その後、10N を下回る瞬間を足尖離地として定義した。立脚相における各データは 0 から 100% の 101 コのデータ数に時間正規化した。さらに、立脚相は立脚初期と立脚後期へと分割した。立脚初期は初期接地から床反力垂直成分第 1 ピークまでとし、立脚後期は踵離地から足尖離地までと定義した。踵離地の検出には踵骨下部に貼付した体表マーカーを使用し、マーカーの垂直成分が最低値の 1.5 倍を超す瞬間と定義した。セグメントの角度は、それぞれの区間における最小値、最大値、最大値と最小値による変化量を算出した。各対象において、成功試行 3 試行の平均値を代表値に設定した。

着地動作の解析区間は初期接地から膝関節最大屈曲までを対象とした。着地動作における初期接地は、床反力垂直成分が 20N を超える瞬間と定義した。膝関節屈曲角度は、大腿部に貼付したマーカーから RFM のセグメントと同様な手順で大腿セグメントを設定し、大腿セグメントと下

腿セグメントの回転角度をカルダン・オイラー角を用いて算出した。初期接地から膝関節最大屈曲までの解析相は、0 から 50 の 51 コのデータに時間正規化を行った。セグメントの角度は解析区間における最大値、最小値、最大値と最小値における変化量を算出した。各対象において、成功試行 3 試行の平均値を代表値に設定した。

iv) 統計学的解析

計測したデータの正規性は Shapiro-Wilk test を用いて検定を行った。足部ねじれ剛性の値に正規性を認めなかったため、足部ねじれ剛性と動作時の足部運動との関連は、Spearman の順位相関係数を用いて検討した。統計学的有意水準は $\alpha = 0.05$ に設定した。すべての統計学的解析は解析ソフト SPSS ver27 (IBM, USA) を用いて行った。

4.1.3. 結果

足部ねじれ剛性の平均値±標準偏差は $0.00233 \pm 0.00062 \text{Nm/}^\circ \cdot \text{kg}$ であった。歩行時の立脚相における足部運動は図 4-1 に示す。また、各セグメントの最大値、最小値、変化量は表 4-1 に示す。歩行動作の立脚初期において、足部ねじれ剛性は中足部の前額面運動変化量と有意な相関関係を認めた ($6.0 \pm 1.8^\circ$, $\rho(\text{rho}) = -0.42, p = 0.03$)。立脚後期では、足部ねじれ剛性は中足部最大内反、前額面運動変化量と有意な相関関係を認めた (それぞれ $5.0 \pm 3.0^\circ$, $\rho(\text{rho}) = -0.45, p = 0.02$; $7.6 \pm 2.5^\circ$, $\rho(\text{rho}) = -0.46, p = 0.02$) (表 4-2)。有意な関連を認めた結果の散布図を図 4-2 に示す。

着地動作における足部運動は図 4-3 に示す。また、解析区間における各セグメントの最大値、最小値、変化量は表 4-3 に示す。足部ねじれ剛性は後足部最大内反との間に有意な相関関係を認めた ($\rho(\text{rho}) = -0.40, p = 0.03$) (表 4-4, 図 4-4)。

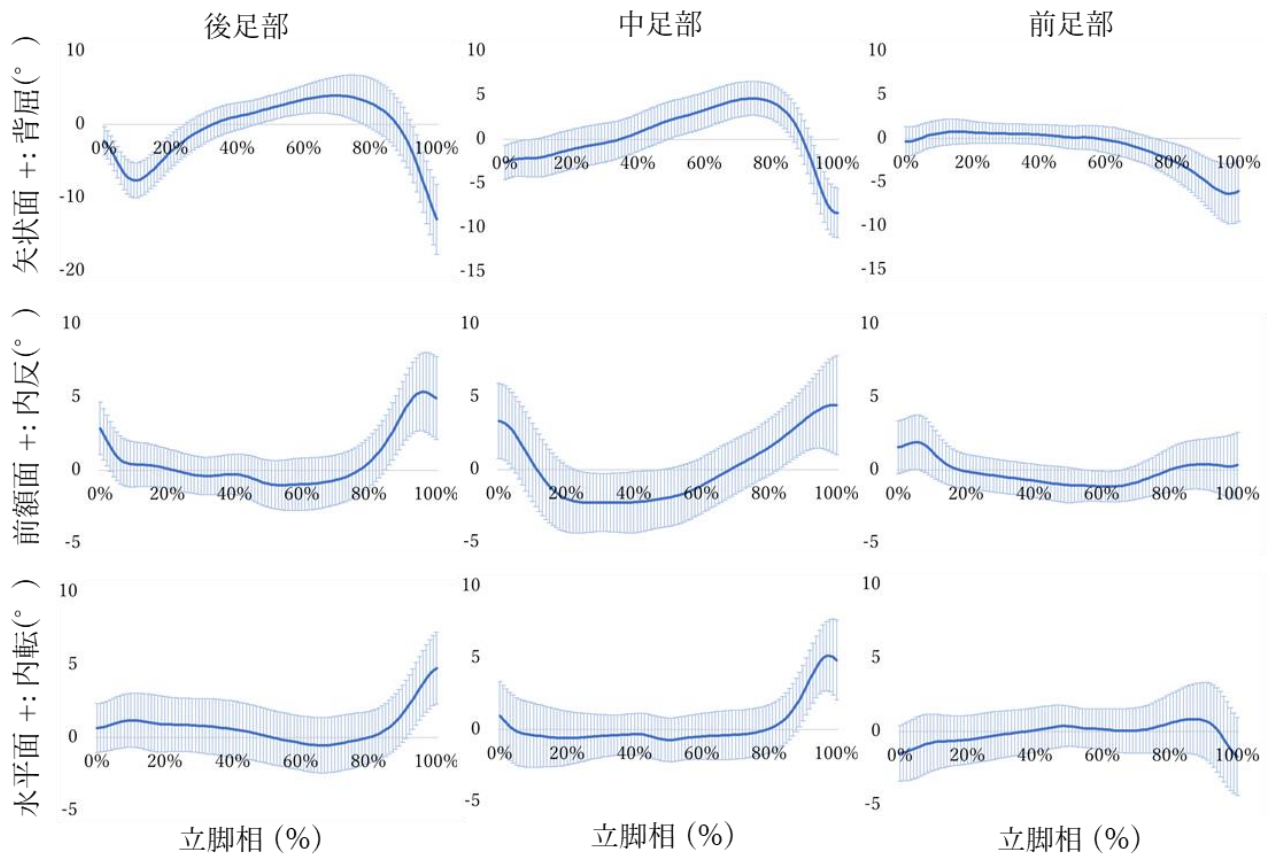


図 4-1：歩行動作の立脚相における各セグメント角度の時系列データ。実線はすべて対象の平均値，網掛け部位は標準偏差を示す。上段：矢状面運動，中段：前額面運動，下段：水平面運動，左：後足部運動，中央：中足部運動，右：前足部運動を示す。縦軸はそれぞれ背屈，内反，内転運動が正の値を示す。横軸の 0%は踵接地，100%は足尖離地を示す。

表 4-1：歩行動作における各セグメント角度の離散値 (°)

		立脚初期			立脚後期		
		最大値	最小値	変化量	最大値	最小値	変化量
後足部	矢状面	-1.5 ± 2.0	-7.9 ± 2.3	6.4 ± 1.3	4.4 ± 2.4	-12.9 ± 4.8	17.3 ± 3.9
	前額面	2.9 ± 1.8	-0.4 ± 1.4	3.4 ± 1.4	5.9 ± 2.5	-1.4 ± 1.4	7.3 ± 2.2
	水平面	-1.7 ± 1.9	0.0 ± 1.7	1.7 ± 0.8	4.8 ± 2.3	-1.1 ± 1.7	5.9 ± 1.8
中足部	矢状面	-0.4 ± 2.2	-3.0 ± 1.9	2.5 ± 1.4	5.0 ± 1.9	-8.3 ± 2.8	13.3 ± 2.5
	前額面	3.6 ± 2.6	-2.4 ± 2.1	6.0 ± 1.8	5.0 ± 3.0	-2.5 ± 2.1	7.6 ± 2.5
	水平面	1.0 ± 2.3	-1.0 ± 1.9	2.0 ± 1.0	5.5 ± 2.6	-1.3 ± 1.5	6.9 ± 2.1
前足部	矢状面	1.2 ± 1.3	-0.7 ± 1.3	1.9 ± 1.2	0.9 ± 1.4	-6.7 ± 3.2	7.6 ± 3.1
	前額面	2.2 ± 1.8	-0.3 ± 1.3	2.5 ± 1.1	1.5 ± 1.8	-1.6 ± 1.2	3.1 ± 1.2
	水平面	0.2 ± 1.8	-1.9 ± 1.8	2.1 ± 0.9	2.0 ± 1.8	-2.2 ± 2.3	4.2 ± 1.6

※角度：矢状面は背屈，前額面は内反，水平面は内転が正の値

表 4-2：歩行動作における足部ねじれ剛性と足部運動との相関関係

		立脚初期						立脚後期					
		最大値		最小値		変化量		最大値		最小値		変化量	
		Rho値	p値	Rho値	p値	Rho値	p値	Rho値	p値	Rho値	p値	Rho値	p値
後足部	矢状面	-0.21	0.29	-0.21	0.29	-0.07	0.72	-0.17	0.40	0.04	0.84	-0.03	0.89
	前額面	0.12	0.56	-0.00	0.99	0.15	0.45	-0.04	0.83	0.02	0.91	-0.14	0.47
	水平面	-0.01	0.96	0.01	0.96	0.14	0.48	-0.6	0.41	-0.03	0.90	-0.18	0.36
中足部	矢状面	-0.4	0.5	-0.14	0.47	-0.20	0.32	0.00	0.99	-0.05	0.82	-0.03	0.86
	前額面	-0.29	0.22	-0.04	0.83	-0.42	0.03	-0.45	0.02	-0.01	0.95	-0.46	0.02
	水平面	0.04	0.82	0.23	0.24	-0.32	0.10	0.03	0.89	0.24	0.21	-0.09	0.65
前足部	矢状面	-0.09	0.63	0.17	0.40	-0.10	0.60	0.06	0.75	0.35	0.06	-0.34	0.07
	前額面	-0.08	0.69	-0.09	0.65	-0.06	0.78	0.12	0.53	0.16	0.41	0.03	0.85
	水平面	-0.09	0.66	-0.03	0.87	-0.01	0.97	0.04	0.85	0.04	0.85	0.14	0.47

太字：統計学的に有意な相関を示す

Rho値：Spearmanの順位相関係数，p値：統計学的p値

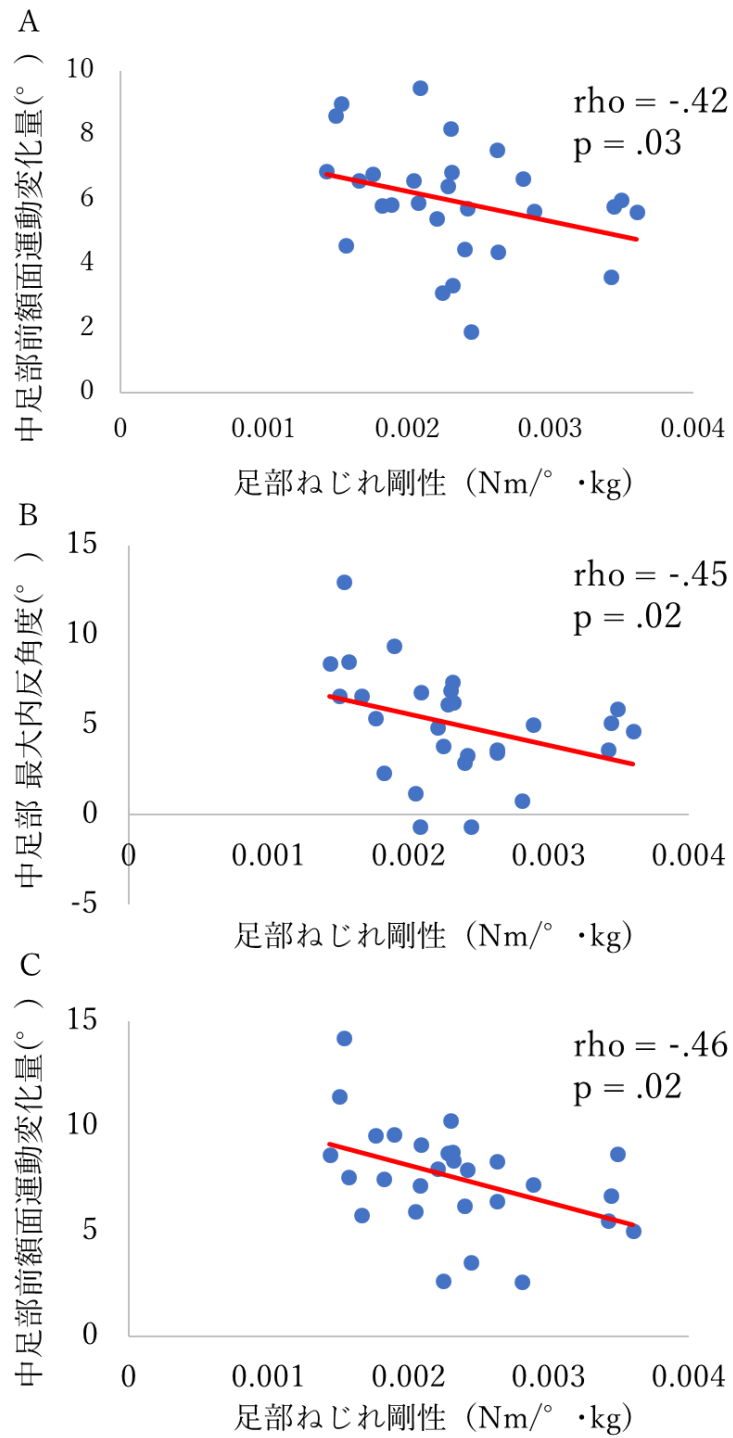


図 4-2：足部ねじれ剛性と歩行時の足部運動との関連。A) 立脚初期，B-C) 立脚後期。Rho は Spearman の順位相関係数，p は統計学的 p 値を示す。

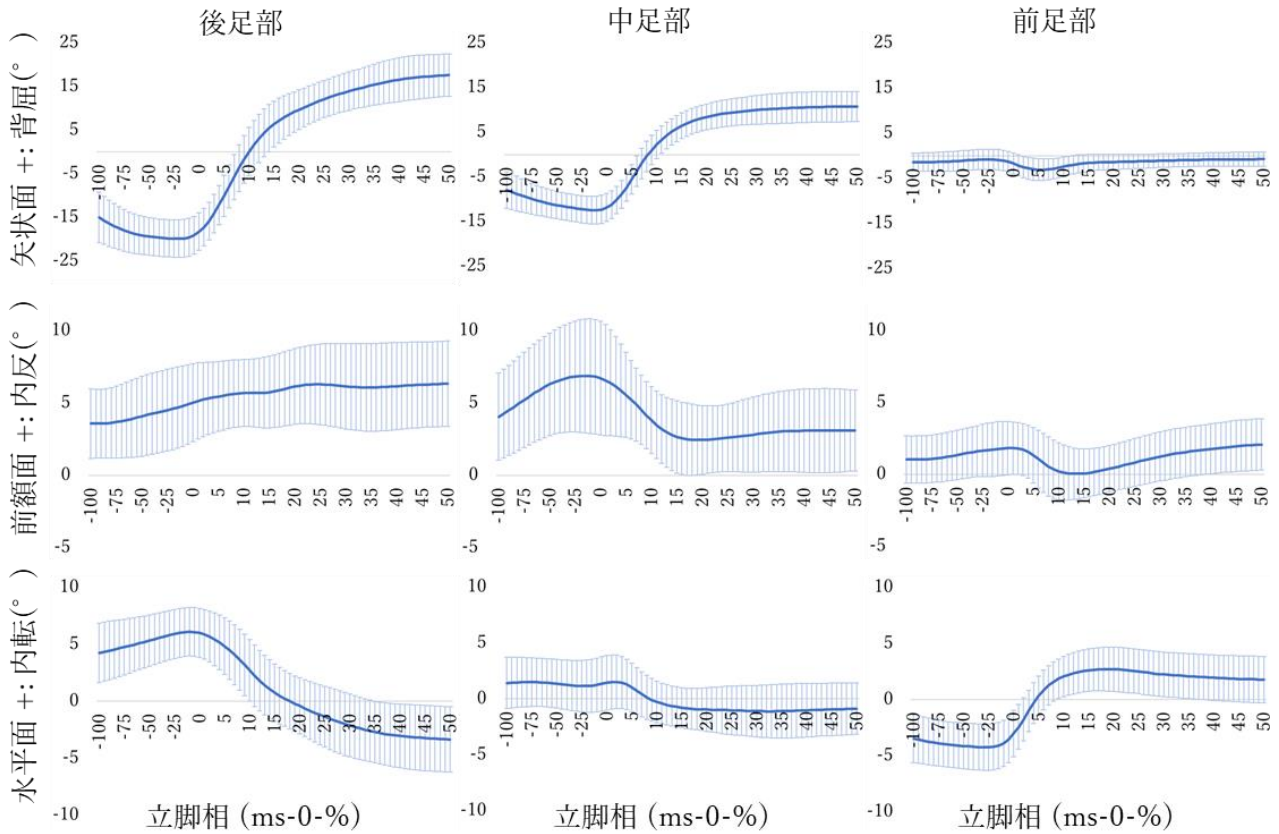


図 4-3：両脚着地動作の各セグメント角度の時系列データ。実線はすべて対象の平均値，網掛け部位は標準偏差を示す。上段：矢状面運動，中段：前額面運動，下段：水平面運動，左：後足部運動，中央：中足部運動，右：前足部運動を示す。縦軸はそれぞれ背屈，内反，内転運動が正の値を示す。横軸は 0 が初期接地，-100～0 までは msec，0～50 までは正規化したデータ数の%を単位とし，50%は膝関節最大屈曲を示す。

表 4-3：両脚着地動作における各セグメント角度の離散値 (°)

		最大値	最小値	変化量
後足部	矢状面	17.8 ± 4.9	-18.3 ± 4.4	36.1 ± 5.3
	前額面	8.1 ± 2.1	3.5 ± 2.6	4.6 ± 2.1
	水平面	6.0 ± 2.1	-3.8 ± 2.9	9.8 ± 2.3
中足部	矢状面	11.3 ± 3.3	-11.9 ± 3.2	23.2 ± 4.5
	前額面	7.6 ± 3.3	1.4 ± 2.5	6.3 ± 3.4
	水平面	2.1 ± 2.2	-2.0 ± 2.2	4.2 ± 2.1
前足部	矢状面	0.1 ± 1.5	-3.8 ± 2.1	3.9 ± 1.5
	前額面	2.8 ± 1.7	-0.4 ± 1.7	3.2 ± 1.1
	水平面	3.1 ± 1.8	-3.0 ± 2.1	6.1 ± 1.6

※角度：矢状面は背屈，前額面は内反，水平面は内転が正の値

表 4-4：両脚着地動作における足部ねじれ剛性と足部運動との相関関係

		最大値		最小値		変化量	
		rho値	p値	rho値	p値	rho値	p値
後足部	矢状面	-0.16	0.43	—	—	-0.04	0.83
	前額面	-0.39	0.04	-0.28	0.15	0.03	0.87
	水平面	—	—	-0.02	0.99	-0.09	0.63
中足部	矢状面	-0.05	0.79	—	—	0.08	0.69
	前額面	—	—	-0.28	0.15	-0.26	0.18
	水平面	—	—	-0.05	0.82	0.01	0.97
前足部	矢状面	0.07	0.73	0.21	0.29	-0.30	0.12
	前額面	0.01	0.97	0.26	0.19	-0.23	0.24
	水平面	-0.10	0.62	—	—	0.02	0.94

太字：統計学的に有意な相関を示す

—：一方向性の運動パターンを認めた足部運動は検定なし

Rho値：Spearmanの順位相関係数，p値：統計学的p値

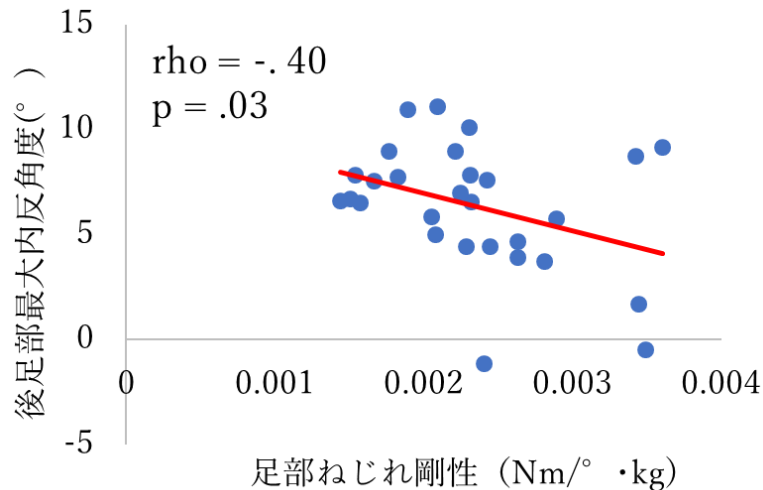


図 4-4: 足部ねじれ剛性と着地動作時の後足部最大内反角度の関連. Rho は Spearman の順位相関係数, p は統計学的 p 値を示す.

4.1.4. 考察

本研究では、健常女性を対象とした歩行動作において、足部ねじれ剛性と足部運動の関連を検討した。立脚初期において、足部ねじれ剛性は中足部前額面運動の変化量と負の関連を示した。この結果は、足部のねじれ運動が柔らかい足部において中足部内外反運動がより大きかったことを示す。立脚後期では、立脚初期と同様に足部ねじれ剛性が中足部前額面運動の変化量と有意な関連を示したことに加え、中足部最大内反とも有意な関連を示した。この結果は、足部ねじれ運動が柔らかい足部において、中足部最大内反がより大きく、かつ、中足部内外反運動の変化量もより大きかったことを示す。これらの結果は、本研究の仮説を一部支持する結果であった。

歩行動作の立脚初期における足部の主な機能は、初期接地から荷重応答期における衝撃吸収である。足部は初期接地時に踵部から接地し、後足部の外反に続いて中足部の外反が生じ、アーチ高が降下することで衝撃吸収に作用する。本研究は足部の力学特性が衝撃吸収に作用する中足部外反運動に影響することを示した。この結果は、中足部の軟部組織による力学抵抗が中足部回内外のコントロールに寄与するとしたコンセプトを支持する結果であった (Souza et al., 2014)。立脚初期における足部回内運動の制御には足部・足関節内反筋群による遠心性活動が大きく寄与するが、静的支持機構である足底の靭帯、足底筋膜の力学特性も寄与することが報告されている (Gomes et al., 2019)。本研究で計測した足部ねじれ剛性は、主にショパール関節の力学特性を反映する指標であるため、足部ねじれ剛性が中足部セグメントの運動範囲と関連を示したことは妥当であったと考えられる。ねじれ剛性が低い足部は、接地に伴う床反力の急激な立ち上がりをより大きな運動範囲で吸収する効率的な動作パターンを示した。一方、後足部外反も足部の衝撃吸収に寄与するセグメント運動であるが (Chuter, 2010)、足部ねじれ剛性との関連は認められなかった。後足部外反運動は下腿に対する後足部の前額面運動として算出され、立脚初期における

COP は比較的后方に位置することが影響したと考えられた。

歩行動作の立脚後期では、ねじれ剛性が低い足部は大きな中足部最大内反と大きな前額面運動変化量を示した。立脚後期では、COP が前方へ移動するに伴い降下した足部アーチが挙上する (Caravaggi et al., 2019)。このアーチの挙上には、中足趾節間関節の伸展による windlass 機能に加えて、伸張された軟部組織の弾性も寄与する (Magalhães et al., 2021)。本研究の仮説として、ねじれ剛性が高い足部において効率的な足部アーチの挙上が生じることを挙げたが、実際にはねじれ剛性が低い足部において足部アーチの挙上に関連する中足部運動の増大を認めた。この結果には、足部の可動性と筋活動が影響していると考えた。中足部内反運動は立脚中期から始まり、足尖離地に近いタイミングで最大値が生じる。立脚後期における足部の動態は、足部回外によってアーチが上昇し、底屈筋群が発揮した推進力を地面に伝達する。この相では COP が母趾球へ向かい、前足部が地面に固定された状態で足部回外が生じるが、ねじれ剛性が低い足部において中足部がより大きく内反することで足部アーチの挙上が大きく生じ、効率的な推進力の伝達を行った可能性が考えられた。足部形態と足部運動の関連を検討した systematic review では、立脚後期に足部形態の影響を認めることが多いと報告されている (Buldt et al., 2013)。足部ねじれ剛性の評価も含め、足部の評価は中足部の動態を指標とすることが多いため、COP が前足部にある立脚後期に足部運動と足部評価の関連を認める可能性が高いと推察した。一方で、歩行動作の立脚相を通じて、前足部運動と足部ねじれ剛性との間に関連は認められなかった。その要因の一つとして、前足部運動が後足部、中足部の運動に比較して小さかったことが挙げられる。足部ねじれ剛性の数値も非常に小さいため、2 つの変数間のばらつきが小さく、統計学的に有意な相関を認めにくかった可能性が考えられた。

足部運動の解析を行った研究では、後足部の前額面運動が着目されることが多かった。これは、後足部外反運動が足部形態と関連することや (Chuter, 2010; Powell et al., 2011)、下肢オーバークラス障害の既往や発症と関連することが背景にある (Becker et al., 2018b; Chang et al., 2014)。しかしながら、足部を単一のセグメント、もしくは、後足部と前足部に分けたセグメントとして足部運動が解析されていたため、ショパール関節の運動を捉えられていなかった限界も挙げられる。RFM はショパール関節、リスフラン関節で分けられた後・中・前足部のセグメントを有し、十分な臨床応用性が報告されている (Leardini et al., 2019)。オーバークラス障害の既往群に MFМ を用いた動作解析において、中足部前額面運動の変化が認められていることも考慮すると、動作時の中足部前額面運動は足部の運動学的動態において重要な要素であると考えられる (Pazhooman et al., 2023; Wiegand et al., 2022)。本研究では、足部ねじれ剛性と中足部の運動範囲に関連が認められた。足部ねじれ剛性は中足部の粘弾性を反映する評価である。セグメント運動の運動範囲が小さいことは、軟部組織の伸張による弾性の影響と、角速度による粘性の影響が寄与した可能性が考えられる。足部ねじれ剛性が低い足部において、足部機能に関連する運動がより大きく生じたことは重要な所見であると考えられる。今後の研究では、足部の力学特性と下肢オーバークラス障害の関連を検討することが、足部ねじれ剛性の評価の有用性を高めるために必要である。

健常女性の両脚着地動作を対象に、足部ねじれ剛性が足部運動に与える影響を検討した結果、後足部最大内反角度との間に関連を認めた。足部ねじれ剛性と後足部最大内反角度は負の相関を示し、ねじれ剛性が高い足部は後足部内反角度の最大値が小さかったことを示した。後足部運動

は下腿セグメントに対する後足部セグメントの回転角度として算出され、初期接地から膝関節最大屈曲にかけて内反運動を呈することが認められた (図 4-3)。この波形パターンは先行研究とも一致した結果である (図 2-5; De Ridder et al., 2015)。着地動作における後足部内反は、膝関節外反に伴う下腿の内傾を反映する動きであり、特に女性において膝関節外反は著明に生じる関節運動である (Hewett et al., 2006)。足部ねじれ剛性が下腿の運動に影響を与えるメカニズムには前額面における運動連鎖が関連していると考えられる。着地動作は歩行と異なり前足部から接地する。初期接地後は前足部に荷重している状態で中足部の外反が生じ、後足部を外反方向へ誘導し、さらに下腿を内傾させた可能性が考えられた。後足部外反は関節の構造上大きな可動域を有していないため、ねじれ剛性が低い足部は足部の前額面運動を制御する機能が低く、ショパール関節、距骨下関節を経由して下腿の運動に影響を与えた可能性がある。

足部ねじれ剛性は、中足部ならびに前足部運動の最大値、変化量とは有意な関連を認めなかった。中足部と前足部運動は初期接地直後から大きな角度変化を示すが、解析区間の 1/3 以降は運動の増大をほとんど認めない (図 4-3)。着地動作では前足部から接地するため最初は足部による衝撃吸収が作用し、続いて足関節の背屈、膝関節・股関節の屈曲とより近位の関節による衝撃吸収がおこなわれる。着地動作は歩行や走行よりも大きな床反力が生じること、上位関節は足部よりも大きな関節可動域を有することを考えると、衝撃吸収に足部が寄与する割合が小さかったことが考えられる。足部ねじれ剛性の高さに関わらず足部運動が頭打ちになることで、足部の力学特性と運動学的動態の間に関連が認められなかったと考えられる。

本研究の限界の一つに、セグメントの構成と角度の算出方法が挙げられる。足部ねじれ剛性と動作解析における赤外線反射マーカー貼付位置は、RFM に基づき同じ配置で計測を行った。足部ねじれ剛性の算出は、プレートの境界に位置するショパール関節の前額面運動を主に計測しているが、前額面運動の算出は RFM における後足部に対する前足部の回転運動として算出した。一方、動作時の足部運動は後足部、中足部、前足部のセグメントの、近位セグメントに対する回転角度を算出した。こうしたセグメント運動の算出方法の違いが、足部ねじれ剛性と足部運動との関連を検出しにくくしている可能性も考えられた。二つ目の限界として、足部ねじれ剛性を計測するための角速度の影響がある。足部ねじれ剛性の計測では、プレートの回転速度は $2.5^{\circ}/\text{sec}$ で実施した。粘弾性は回転速度の影響を受け、より速い回転において抵抗が増加する性質である。プレートの回転速度が $5.0^{\circ}/\text{sec}$ 場合も足部ねじれ剛性の有意な上昇を認めないが (第 3 章参照)、動作時の足部運動はさらに速い速度で運動している。そのため、より速い足部運動が生じる着地動作において、足部運動と足部ねじれ剛性との間に関連を認めなかった可能性が考えられた。

4.1.5 結語

本研究は健康女性の歩行動作と両脚着地動作を対象に、足部ねじれ剛性が足部運動学的動態に与える影響を検討した。歩行動作においては、足部ねじれ剛性が衝撃吸収ならびに推進力伝達に寄与する中足部前額面運動と関連を認めた。一方、着地動作では足部運動との関連は認められなかったものの、運動連鎖によって足部ねじれ剛性が下腿の運動に影響を与える可能性が示唆された。歩行では足部の力学特性が足部運動に影響を与えるが、よりダイナミックな動作では足部の力学特性が足部運動に与える影響は小さくなることが示唆された。

4.2. 足部ねじれ剛性と動作時の足部運動力学的動態との関連の検討

4.2.1. 緒言

足部・足関節を対象にした動作解析研究において、MFM を用いた足部の運動学的動態の検討は臨床場面、研究場面で広く用いられている (Leardini et al., 2019). 現在では様々な MFM が提唱されているが、計測の信頼性や骨運動との妥当性も検証が進み、MFM は足部・足関節の動作解析において中核を担っている (Bishop et al., 2012; Deschamps et al., 2011). しかしながら、運動力学的動態の解析においては、足部を単一のセグメントとして取り扱う方法が MFM の普及の後も長く続いてきた。この理由は方法論的限界が大きく影響しており、セグメントの構成、質量中心位置、関節中心位置、身体慣性パラメータ、床反力の分配といった要素が問題点として挙げられてきた。質量中心位置や身体慣性パラメータに関しては、最初は任意に決定される方法から始まり (Dixon et al., 2012)、円筒状に近似して算出する方法も考案され (Bruening et al., 2012; Saraswat et al., 2014)、現在では実際に 3 次元的に足部を計測したモデルから算出された数値が解析に用いられている (Matsumoto et al., 2022)。また、床反力の分配に関しては、COP 位置により任意のセグメントに分配する方法 (McDonald et al., 2016)、隣接する 2 枚の床反力計を使用する方法 (Bruening et al., 2012)、セグメントの足底圧比に基づいて分配する方法などが採択されている (Saraswat et al., 2014)。MFM を用いた運動力学的動態の研究は、解析方法の違いによって異なる結果が生じることは報告されているが (Deschamps et al., 2017)、これまでの足部の動作解析研究において見逃されてきた足部の特徴を明らかにできる可能性がある研究領域である。

足部の主要な機能である衝撃吸収能と推進伝達効率といった拮抗する作用は、力学的動態を反映する特徴である。これは、足部の特徴であるドーム形状が相補的に運動することで、柔軟性と剛性といった対照的な機能に貢献すると考えられている。足部の運動学的動態の解析においては、足部の形態や可動性が動作中のアーチの動態を反映する足部運動と関連することが報告されている (Buldt et al., 2015)。しかしながら、足部形態や可動性が足部の運動力学的動態に与える影響は検討されていない。また、正常足から逸脱した足部形態変化や動作時の増大した足部運動は、下肢オーバーユース障害の発症や既往と関連する要因である (Neal et al., 2014; Okunuki et al., 2019)。このメカニズムには、足部形態や足部運動の変化に伴って足部に掛かるストレス、つまり力学的動態の変化が生じ、応力の集中と繰り返しによる微細損傷の蓄積が関連していると考えられている。動作時の足部の運動力学的動態の解析は、オーバーユース障害の予防や治療において新たな知見を提供する可能性があると予想される。

本研究の目的は、健常女性の歩行動作と着地動作を対象に、足部ねじれ剛性と足部運動力学的動態の関連を、MFM を用いて検討することとした。仮説は、歩行動作において高い足部ねじれ剛性は小さな足部モーメントと小さな正負の仕事に関連することを挙げた。また、着地動作においては、高い足部ねじれ剛性は大きな足部モーメントと小さな負の仕事と関連することを挙げた。

4.2.2. 方法

i) 実験プロトコル

対象、実験手順 (足部ねじれ剛性の計測、動作課題である歩行ならびに両脚着地動作) は、4.1.2. と同様の実験内容である。以下、変更点のみ記載した。足部運動力学的動態の解析にあたり、

1名は実験時にデータの取得ができなかったため、データ解析には27名の実験データを使用した(平均±標準偏差:年齢 25.0 ± 2.3 歳,身長 160.3 ± 5.8 cm,体重 53.0 ± 8.7 kg, BMI 20.7 ± 3.8 kg/m²).歩行ならびに着地動作の計測にあたり,赤外線反射マーカ―はRFMに加えて立方骨にも貼付した(Bruening et al., 2012)(図4-5).また,動作の計測には足底圧計を追加して使用した(pedar, novel, Germany).足底圧計は両面テープで右足の足底に貼付し,サンプリング周波数は200Hzで記録した.



図4-5:赤外線反射マーカ―配置と足底圧計.マーカ―配置はRFMに加えて,立方骨,両側の上前腸骨棘,上後腸骨棘,右脚の大転子,大腿骨内外側上顆に貼付した.足底圧計のpedarは両面テープを用いて足底に貼付し,コード類はベルト等を用いて身体に固定した.

ii) データ解析

足部の運動力学的動態の解析は逆動力学法に準じて計算を実施した.マーカ―データは歩行動作では8Hz,両脚着地動作では12Hz,床反力データはどちらの動作課題でも20Hz,pedarのCOPデータは20Hzのカットオフ周波数で4次Butterworth low-pass filter処理を実施した.RFMのセグメント設定に基づき,下腿,後足部,前足部の3コのセグメントを構成し,中足部ならびに足関節の関節モーメントを算出した.運動力学的動態の解析では足部を2セグメントに設定した理由のひとつは,3セグメントでの詳細な身体慣性パラメータが報告されていないためである.また,床反力の分割を行うために,足底圧データに基づく計算が必要だが,足圧計の分解能が床反力計より低いためである.関節反力と関節モーメント計算は,ニュートン・オイラー方程式を

使用し、遠位セグメントから近位セグメントの順に実施した。中足部の関節中心は舟状骨ならびに立方骨マーカーの midpoint、足関節の関節中心は内果ならびに外果マーカーの midpoint と設定した。各セグメントの身体慣性パラメータは表 4-5 に示す内容で設定した (de Leva, 1996; Matsumoto et al., 2022)。床反力データは、前足部ならびに後足部の足底圧比に基づいて各セグメントに分配した。これは、pedar で計測された足底圧データを、舟状骨と立方骨のマーカーを結ぶ線分にて前足部と後足部に分割して算出した各セグメントの圧力比を使用した。

$$Fx_i = F_x \left(\frac{Fz_i}{F_z} \right) \quad Mz_i = M_z \left(\frac{Fz_i}{F_z} \right) \quad Fy_i = F_y \left(\frac{Fz_i}{F_z} \right)$$

F_x は床反力左右成分 (正: 右側), F_y は床反力前後成分 (正: 前向き), F_z は床反力垂直成分, M_z は自由モーメントを示し, i は任意のセグメント (前足部または後足部) を示す (Saraswat et al., 2014)。また、前足部ならびに後足部の COP は、pedar で計測した足底圧からセグメントごとに算出し、マーカー座標を用いて実験室座標系 (global coordination system: 以下 GLS) に座標変換を行った。

関節モーメントは、関節周りに身体が発揮する内部モーメントとして算出した (底屈モーメントは身体が発揮する底屈トルクを表す)。関節パワーは関節モーメントと関節角速度の内積として算出した。関節パワーは単位時間当たりのエネルギー変化率を示し、正の関節パワーは求心性運動によるエネルギー生成、負の関節パワーは遠心性運動によるエネルギー吸収を反映する。関節の仕事は、任意の解析区間における関節パワーの時間積分値として計算した。正の関節の仕事は任意の区間における合計のエネルギー生成量、負の関節の仕事は合計のエネルギー吸収量を反映する。これらの解析は矢状面、前額面、水平面の 3 平面で計算を実施し、各参加者の体重で正規化を行った。

歩行動作の解析区間は立脚相を対象とし、床反力垂直成分が 10N を超える瞬間を踵接地、その後、10N を下回る瞬間を足尖離地として定義した。着地動作の解析区間は初期接地から膝関節最大屈曲までを対象とした。着地動作における初期接地は、床反力垂直成分が 20N を超える瞬間と定義した。膝関節屈曲角度は、大腿部に貼付したマーカーから RFM のセグメント同様な処理で大腿セグメントを設定し、大腿セグメントと下腿セグメントの回転角度をカルダン・オイラー角を用いて算出した。それぞれの課題の解析区間は 0 から 100% の 101 コのデータ数に時間正規化を実施した。抽出した項目は、関節モーメントならびに関節パワーの最大値、解析区間全体における仕事とした。関節パワーと関節の仕事に関しては、歩行動作では正負の値を、着地動作では負の値のみを解析対象とした。各対象において、成功試行 3 試行の平均値を代表値に設定した。

iii) 統計学的解析

計測したデータの正規性は Shapiro-Wilk test を用いて検定を行った。足部ねじれ剛性の値に正規性を認めなかったため、足部ねじれ剛性と動作時の足部運動力学的動態との関連は、Spearman の順位相関係数を用いて検討した。統計学的有意水準は $\alpha = 0.05$ に設定した。すべての統計学的解析は解析ソフト SPSS ver27 (IBM, USA) を用いて行った。

表 4-5：身体慣性パラメータ

セグメント	質量比* ¹	質量中心位置* ²	慣性モーメント・慣性テンソル* ³		
			矢状面	前額面	水平面
下腿	4.33%	44.59%	24.90%	25.50%	10.30%
足部	1.37%	44.15%	24.50%	25.70%	12.40%
後足部	足部*43.2%	55.40%	0.00184	0.00148	0.00154
前足部	足部*56.8%	56.64%	0.00173	0.00220	0.00140

*1：後足部，前足部の数値は足部全体に対する質量比

*2：近位関節中心から遠位関節中心までの比

*3：下腿ならびに足部は回転半径比

後足部ならびに前足部は慣性テンソル

4.2.3. 結果

足部ねじれ剛性の平均値±標準偏差は $0.00233 \pm 0.00062 \text{Nm/}^\circ \cdot \text{kg}$ であった。歩行動作の立脚相の関節モーメントの時系列データを図 4-6、関節パワーの時系列データを図 4-7 に示す。また、中足部と足関節の関節モーメントピーク値，関節パワーピーク値，仕事の数値ならびに足部ねじれ剛性との関連を，それぞれ表 4-6，4-7，4-8 に示す。

足部ねじれ剛性と歩行時の中足部運動学的動態の関連では，矢状面における正のパワー最大値 ($2.02 \pm 0.55 \text{W/kg}$, $\rho(\text{rho}) = -0.57, p < 0.01$) ならびに正の仕事 ($0.32 \pm 0.08 \text{W}^*/\text{kg}$, $\rho(\text{rho}) = -0.63, p < 0.01$) と有意な相関関係を認めた(図 4-8)。足関節の運動学的動態に関しては，水平面における外転モーメント最大値 ($-0.12 \pm 0.04 \text{Nm/kg}$, $\rho(\text{rho}) = -0.39, p = 0.04$) と有意な相関関係を認めた (図 4-9)。

両脚着地動作の解析相の関節モーメントの時系列データを図 4-10、関節パワーの時系列データを図 4-11 に示す。また，足部ねじれ剛性との相関係数と着地動作時の関節モーメントのピーク値を表 4-9，関節パワーの負のピーク値を表 4-10，関節の負の仕事を表 4-11 に示す。足部ねじれ剛性と中足部の運動学的動態の関連では，底屈モーメント最大値 ($-1.05 \pm 0.16 \text{Nm/kg}$, $\rho(\text{rho}) = -0.52, p < 0.01$)，水平面の負のパワーピーク ($-0.12 \pm 0.10 \text{W/kg}$, $\rho(\text{rho}) = -0.43, p = 0.03$)，矢状面における負の仕事 ($-1.59 \pm 0.49 \text{W}^*/\text{kg}$, $\rho(\text{rho}) = -0.49, p = 0.01$) と有意な相関を示した (図 4-12)。足部ねじれ剛性と足関節の運動学的動態の関連では，底屈モーメント最大値 ($-1.22 \pm 0.22 \text{Nm/kg}$, $\rho(\text{rho}) = -0.43, p = 0.03$)，矢状面における負の仕事 ($-2.49 \pm 0.76 \text{W}^*/\text{kg}$, $\rho(\text{rho}) = -0.58, p < 0.01$) と有意な相関を示した (図 4-13)。

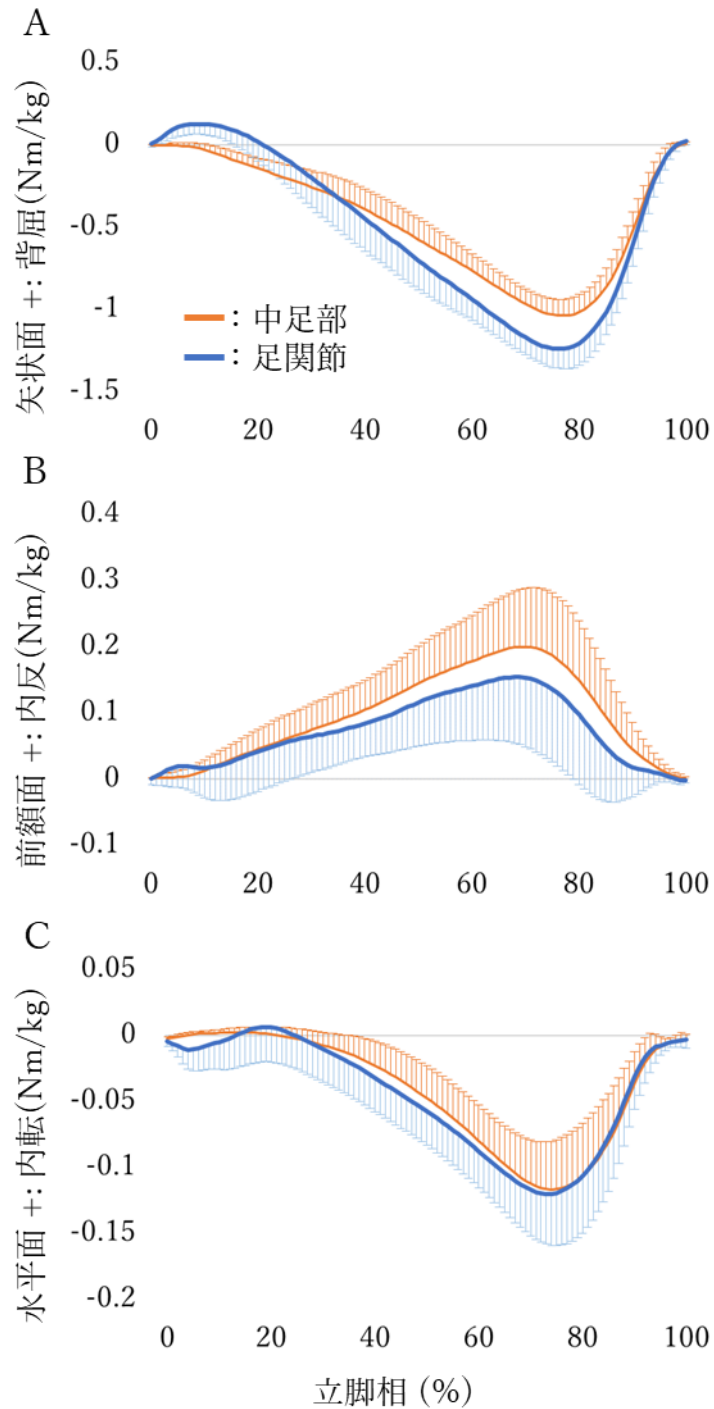


図 4-6：歩行動作の立脚相における関節モーメントの時系列データ。A) 矢状面, B) 前額面, C) 水平面. 実線はすべての対象の平均値, エラーバーは標準偏差を示す. 横軸の 0%は踵離地, 100%は足尖離地を示す.

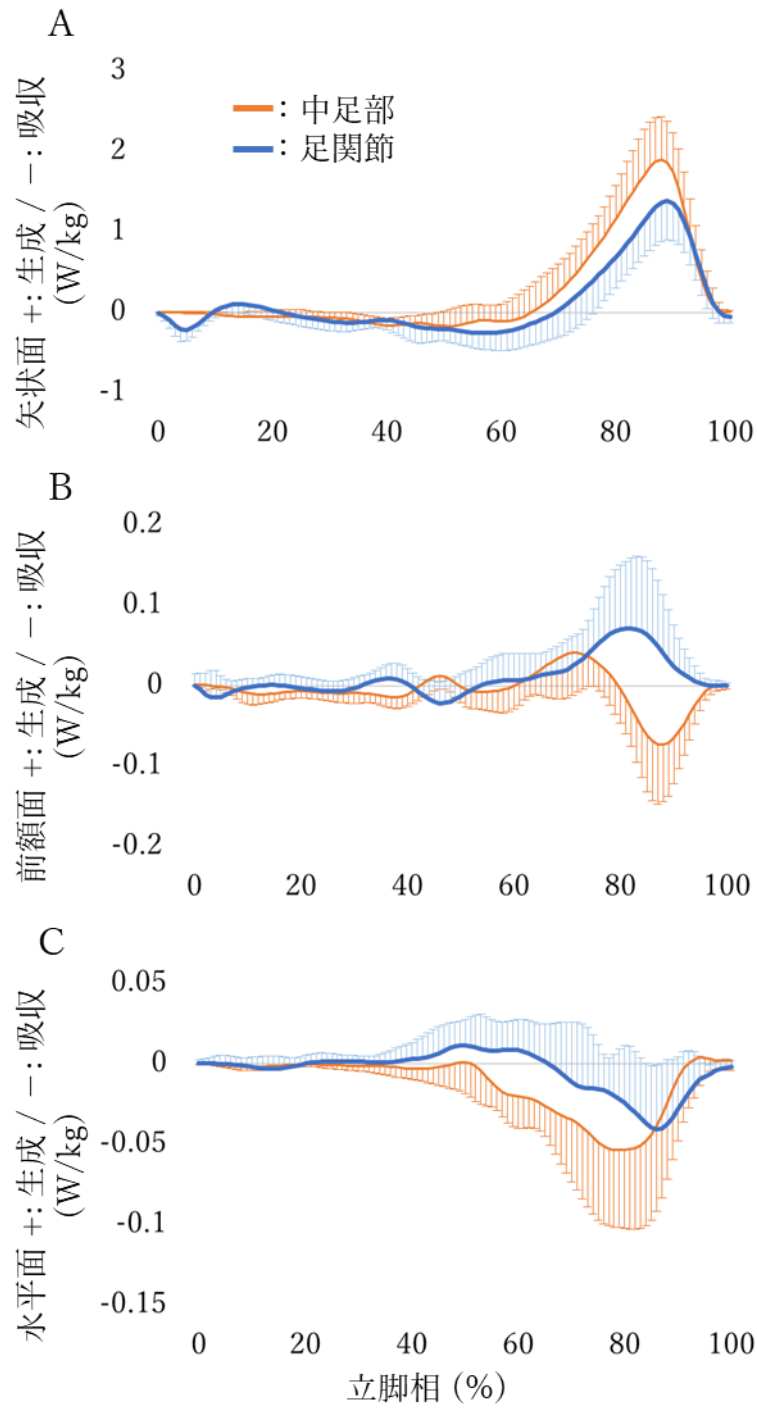


図 4-7：歩行動作の立脚相における関節パワーの時系列データ。A) 矢状面, B) 前額面, C) 水平面。実線はすべての対象の平均値, エラーバーは標準偏差を示す。横軸の 0% は踵離地, 100% は足尖離地を示す。

表 4-6：歩行動作の立脚相における関節モーメント最大値と足部ねじれ剛性との関連

セグメント		モーメント最大値			
		背屈	底屈	内反	外転
中足部	平均値 (Nm/kg)	—	-1.05±0.11	0.21±0.08	-0.12±0.03
	Rho値	—	0.32	0.31	-0.38
	p値	—	0.10	0.12	0.05
足関節	平均値 (Nm/kg)	0.15±0.07	-1.25±0.13	0.18±0.08	-0.12±0.04
	Rho値	-0.21	0.31	0.31	-0.39
	p値	0.29	0.11	0.12	0.04

平均値：平均値±標準偏差，Rho値：Spearmanの順位相関係数，p値：統計学的p値
太字：統計学的に有意な相関を示す

表 4-7：歩行動作の立脚相における関節パワー最大値と足部ねじれ剛性との関連

セグメント		関節パワー最大値					
		矢状面		前額面		水平面	
		生成	吸収	生成	吸収	生成	吸収
中足部	平均値 (W/kg)	2.02±0.55	-0.42±0.19	0.07±0.05	-0.10±0.06	0.03±0.03	-0.09±0.04
	Rho値	-0.57	-0.13	0.17	-0.27	0.14	-0.05
	p値	<0.01	0.51	0.41	0.17	0.49	0.82
足関節	平均値 (W/kg)	1.49±0.48	-0.49±0.14	0.10±0.09	-0.06±0.03	0.04±0.02	-0.07±0.04
	Rho値	-0.31	0.24	0.25	-0.04	0.07	-0.33
	p値	0.11	0.24	0.20	0.86	0.74	0.10

平均値：平均値±標準偏差，Rho値：Spearmanの順位相関係数，p値：統計学的p値
太字：統計学的に有意な相関を示す

表 4-8：歩行動作の立脚相における関節の仕事と足部ねじれ剛性との関連

セグメント	矢状面		前額面		水平面		
	生成	吸収	生成	吸収	生成	吸収	
中足部	平均値 (W*/kg)	0.32±0.08	-0.07±0.03	0.01±0.01	-0.02±0.01	0.00±0.00	-0.02±0.01
	Rho値	-0.63	0.16	0.13	0.35	0.15	-0.01
	p値	<0.01	0.43	0.53	0.07	0.47	0.63
足関節	平均値 (W*/kg)	0.23±0.07	-0.11±0.04	0.02±0.01	-0.01±0.00	0.01±0.00	-0.01±0.01
	Rho値	-0.31	-0.06	0.26	-0.13	0.00	0.14
	p値	0.12	0.77	0.19	0.53	0.99	0.49

平均値：平均値±標準偏差，Rho値：Spearmanの順位相関係数，p値：統計学的p値

太字：統計学的に有意な相関を示す

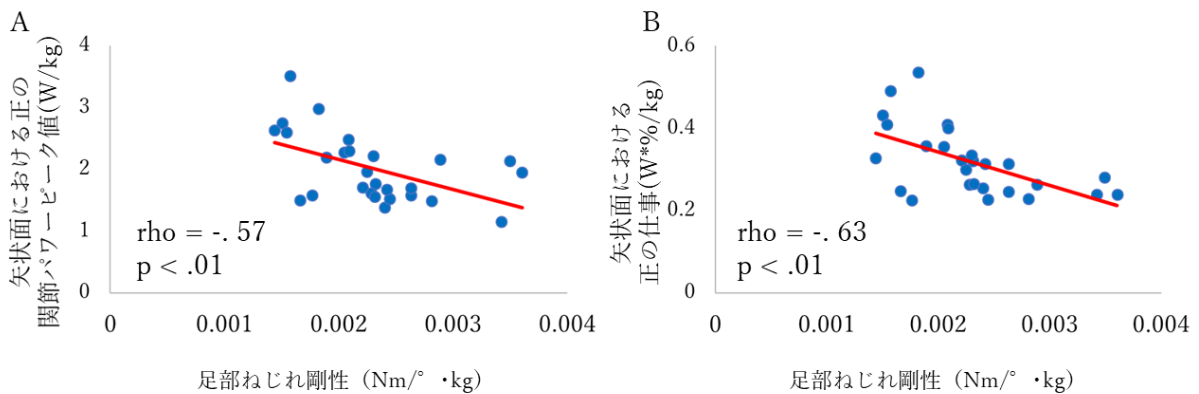


図 4-8：足部ねじれ剛性と歩行時の中足部の運動力学的動態の関連。Rho は Spearman の順位相関係数，p は統計学的 p 値を示す。

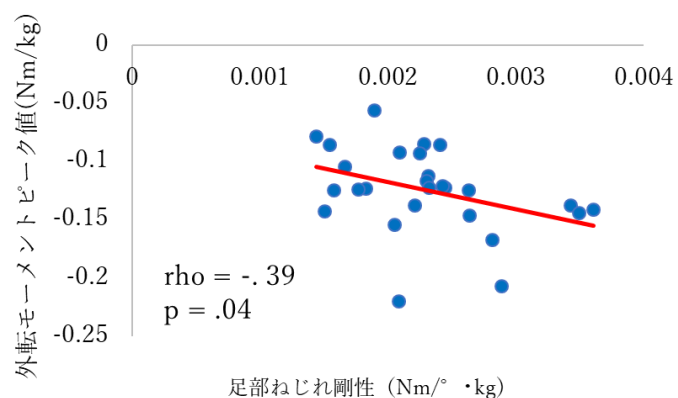


図 4-9：足部ねじれ剛性と歩行時の足関節の運動力学的動態の関連。Rho は Spearman の順位相関係数，p は統計学的 p 値を示す。

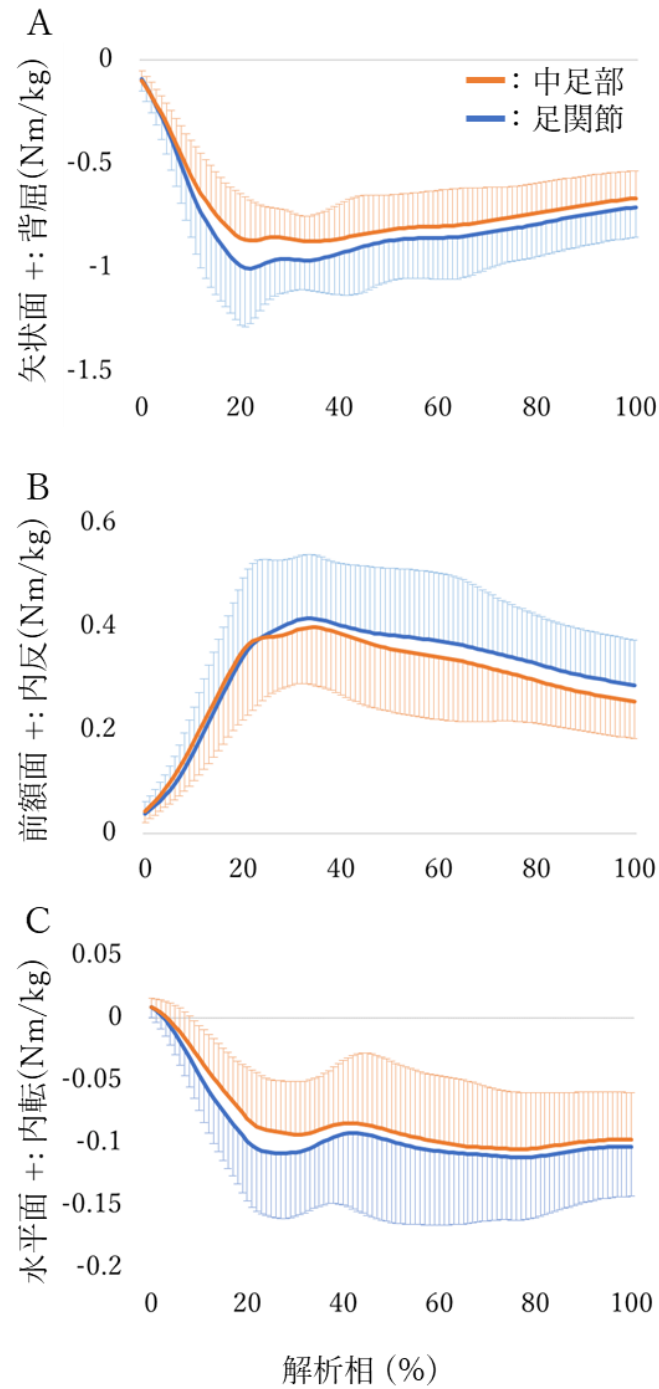


図 4-10: 両脚着地動作の解析相における関節モーメントの時系列データ. A) 矢状面, B) 前額面, C) 水平面. 実線はすべての対象の平均値, エラーバーは標準偏差を示す. 横軸の 0%は初期接地, 100%は膝関節最大屈曲を示す.

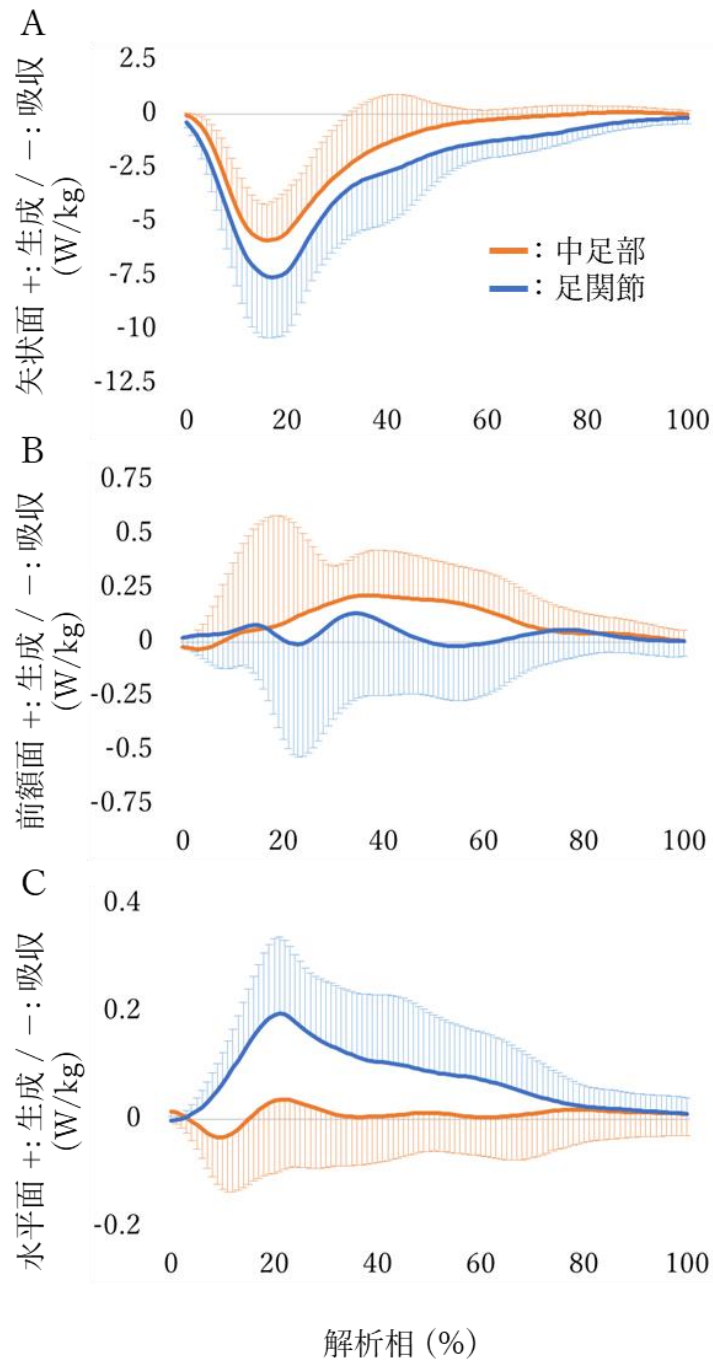


図 4-11：両脚着地動作の解析相における関節パワーの時系列データ。A) 矢状面, B) 前額面, C) 水平面。実線はすべての対象の平均値, エラーバーは標準偏差を示す。横軸の 0%は初期接地, 100%は膝関節最大屈曲を示す。

表 4-9：両脚着地動作における関節モーメントピーク値と足部ねじれ剛性との関連

セグメント		底屈	内反	外転
中足部	平均値 (Nm/kg)	-1.05 ± 0.16	0.48 ± 0.11	-0.14 ± 0.05
	Rho値	-0.52	0.16	-0.17
	p値	≤0.01	0.43	0.40
足関節	平均値 (Nm/kg)	-1.22 ± 0.22	0.50 ± 0.12	-0.16 ± 0.05
	Rho値	-0.43	0.14	-0.19
	p値	0.03	0.49	0.35

平均値：平均値 ± 標準偏差

Rho値：Spearmanの順位相関係数， p値：統計学的p値

太字：統計学的に有意な相関を示す

表 4-10：両脚着地動作における負の関節パワーピーク値と足部ねじれ剛性との関連

セグメント		矢状面	前額面	水平面
中足部	平均値 (W/kg)	-7.04 ± 1.67	-0.25 ± 0.28	-0.12 ± 0.10
	Rho値	-0.13	0.28	-0.43
	p値	0.53	0.17	0.03
足関節	平均値 (W/kg)	-8.75 ± 2.42	-0.38 ± 0.44	-0.05 ± 0.04
	Rho値	-0.28	-0.21	-0.20
	p値	0.15	0.30	0.32

平均値：平均値 ± 標準偏差

Rho値：Spearmanの順位相関係数， p値：統計学的p値

太字：統計学的に有意な相関を示す

表 4-11：両脚着地動作における関節の負の仕事と足部ねじれ剛性との関連

セグメント		矢状面	前額面	水平面
中足部	平均値 (W*%/kg)	-1.59 ± 0.49	-0.04 ± 0.05	-0.02 ± 0.02
	Rho値	-0.49	0.00	-0.34
	p値	0.01	0.98	0.09
足関節	平均値 (W*%/kg)	-2.49 ± 0.76	-0.08 ± 0.11	-0.01 ± 0.01
	Rho値	-0.58	-0.18	-0.29
	p値	≤0.01	0.36	0.15

平均値：平均値 ± 標準偏差

Rho値：Spearmanの順位相関係数, p値：統計学的p値

太字：統計学的に有意な相関を示す

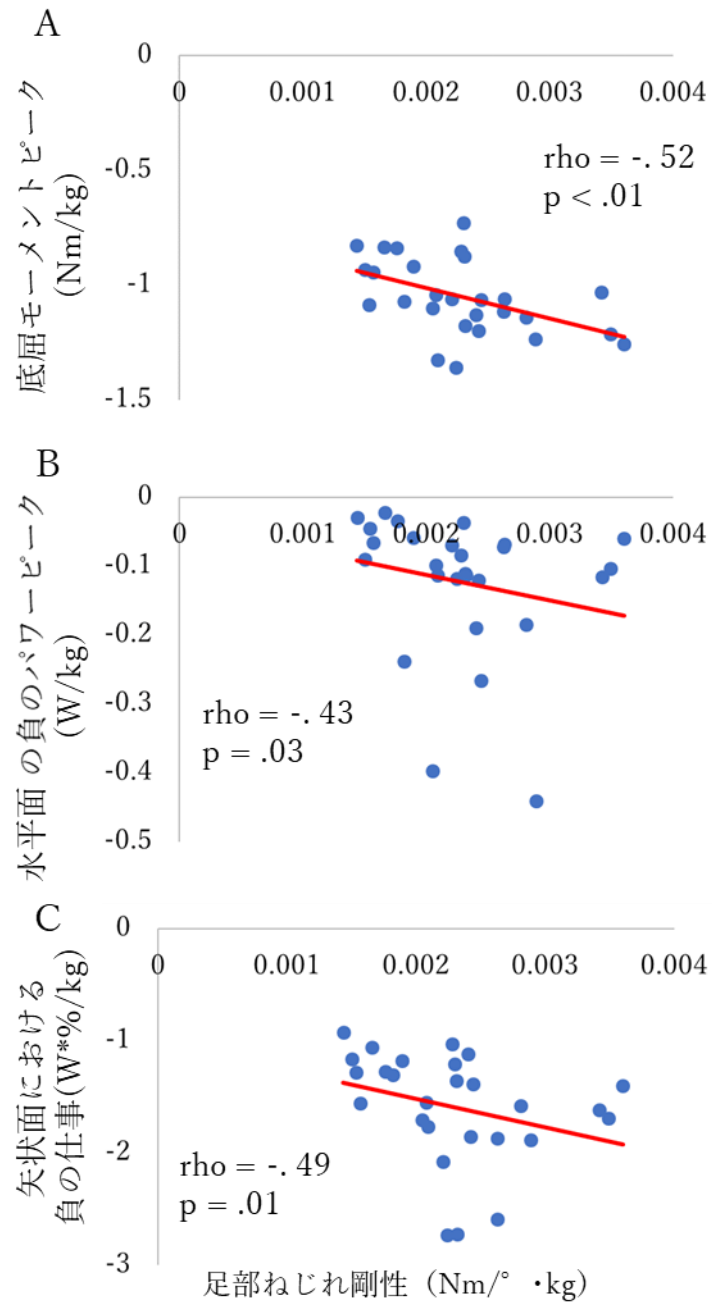


図 4-12：足部ねじれ剛性と両脚着地動作における中足部の運動力学的動態との関連。A) 中足部底屈モーメントピーク値，B) 中足部の水平面における負のパワーピーク値，C) 中足部の矢状面における負の仕事。Rho は Spearman の順位相関係数，p は統計学的 p 値を示す。

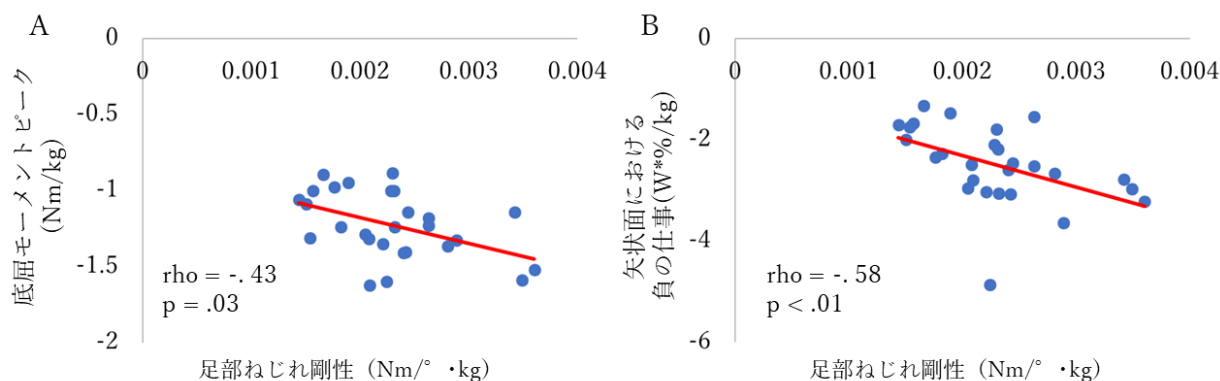


図 4-13：足部ねじれ剛性と両脚着地動作における足関節運動学的動態との関連。A) 足関節底屈モーメントピーク値，B) 足関節の矢状面における負の仕事。Rho は Spearman の順位相関係数，p は統計学的 p 値を示す。

4.2.4. 考察

本研究では健常女性を対象に，着地動作と両脚着地動作における足部運動学的動態と足部ねじれ剛性の関連を検討した。歩行動作における中足部の運動学的動態では，矢状面における正のパワーピーク値ならびに正の仕事が足部ねじれ剛性との間に関連を認めた。これらの結果は，足部ねじれ剛性が低い足部において，歩行動作の push off 相における中足部でのエネルギー生成率とエネルギー生成量が高いことを示した。また，歩行動作における足関節の運動学的動態では，水平面における外転モーメントピーク値と足部ねじれ剛性との間に関連を認めた。これらの結果は，ねじれ剛性が高い足部において，外転モーメントのピーク値が大きいことを示した。

歩行時の中足部モーメントは底屈，内反，外転モーメントを示した。この波形パターンならびに数値の大きさは先行研究に近い結果であり，本研究で用いた計測条件における足部内モーメントの算出も妥当であったと判断できた (Matsumoto et al., 2022; Saraswat et al., 2014)。中足部の運動学的動態に関しては，ねじれ剛性が低い足部で中足部によるエネルギー生成が大きい関連を示した。中足部の矢状面におけるエネルギー生成は立脚相後半で生じ，推進力に最も関わる要素である (図 4-7)。求心性運動によるエネルギー生成では，筋収縮による張力の寄与が大きく影響することが予想されるが，軟部組織の粘弾性が低い足部においては筋の活動に対するエネルギー生成の貢献がより高まることが考えられる。立脚相後半における足部の機能は，底屈トルクを効率よく地面に伝達するために硬いレバーアームとして作用することが求められる。しかし，軟部組織の粘弾性が低い足部では，足部のレバーアームとしての硬さが不十分であり，その代償作用として足部におけるエネルギー生成が大きくなったと考えられた。また，足部ねじれ剛性が低い足部は立脚相後半のアーチの挙上が大きかったことを考慮する必要もある (4.1 章参照)。運動学的動態では効率的な推進力伝達に機能していると予想されたが，これは足部ねじれ剛性が低い足部における代償的な運動戦略だと考えられた。

足関節の運動学的動態において，水平面の指標は 3 軸の運動方向の中で最も小さい値ではあ

るが、外転モーメントピークが足部ねじれ剛性と関連を示した。足関節の水平面運動は、後脛骨筋と腓骨筋群の協調的な活動によってコントロールされる。足部形態の違いによって後脛骨筋と長腓骨筋の筋活動を比較した研究では、正常足と比較して低アーチ足群における後脛骨筋の活動増大と、長腓骨筋の活動低下が報告されている (Murley et al., 2009)。足関節の外転運動は腓骨筋群の活動が主動作筋として作用するが、長腓骨筋は内側楔状骨と第 1 中足骨底に停止を持つため中足部外反にも作用する。ねじれ剛性が低い足部は矢状面においてより大きな推進力を生成しているため、長腓骨筋の大きな活動はこのエネルギー生成を阻害するように作用する可能性がある。そのため、ねじれ剛性が低い足部において小さい外転モーメントが観察されたと考えた。後足部 (足関節) 外転は脛骨過労性症候群の既往者において認められる特徴的な足部運動の一つである (Okunuki et al., 2019)。本研究からは足部ねじれ剛性、足部運動力学的動態、下肢オーバーユース障害のつながりを明らかにすることはできないが、オーバーユース障害既往群における特徴的な足部運動に関連する力学的動態を解析することは、今後の研究において予防法や治療法の発展につながることを期待できる。

歩行動作の立脚相前半においては、足部モーメントならびに足部パワーは比較的小さい数値を示した。中足部モーメントは前足部に荷重がある際に数値が大きくなるため、COP が比較的后方に位置する立脚相前半では中足部の力学的動態が小さかったと考えられる。また、足関節モーメントに関しては、後足部セグメントの質量中心位置と後足部の COP の距離が短いため、関節周りのトルク発生が小さかったことが影響していると考えられる。立脚相前半では足部回内運動とアーチの降下が接地後の衝撃吸収を担うと考えられているが、この衝撃吸収には内的の関節トルクの寄与が小さいことが明らかとなった。今後は床反力垂直成分の動態を解析することで、歩行動作の立脚相前半における足部の衝撃吸収機能をより詳細に検討することが可能かもしれない。

着地動作における足部ねじれ剛性と足部運動力学的動態の関連に関しては、中足部ならびに足関節において同様な傾向が認められた。どちらの関節においても、ねじれ剛性が高い足部は大きな底屈モーメントを示した。運動力学的動態の解析における底屈モーメントは、底屈筋群の筋張力が発揮するトルクと、関節を構成する軟部組織の抵抗トルクの剛性トルクとして反映される。軟部組織の抵抗トルクは粘弾性の影響が反映されるが、粘性は速い動作、弾性は大きな動作で抵抗トルクがより高くなる性質である。着地動作は歩行動作と比較するとより大きく、かつ、速く足部運動が生じる。本研究で計測した足部ねじれ剛性は中足部の粘弾性を反映する評価指標であるため、足部ねじれ剛性が底屈モーメントと関連を示したことが推察された。この結果は、足部の力学特性が衝撃吸収に寄与する関節モーメントにおいて重要な要素であることを示唆した。足部ねじれ剛性は矢状面における負の仕事とも関連し、ねじれ剛性高い足部においてより大きなエネルギー吸収量を認めた。底屈モーメントとの関連も含め、足部の力学特性が着地動作における足部でのエネルギー吸収量に寄与する要素であることが示唆された。一方で、ねじれ運動が柔らかい足部は足部における衝撃吸収量が少ないことを示唆する結果であった。これは、柔らかい足部を有する対象では、膝・股関節といった上位関節によるエネルギー吸収の要求が高まることに繋がる可能性がある。足部アーチの高さで着地動作時の下肢関節の仕事を比較した先行研究では、足関節の負の仕事はアーチの高さによる差を認めなかったが、低アーチ群で膝・股関節による仕事が大きかったことが報告されている (Powell et al., 2016)。足部の力学特性が足部・足関節における衝撃吸収量に影響することから、足部ねじれ剛性が本研究の平均値±1 標準偏差を超える硬

い足部は足部への負荷, 柔らかい足部は膝・股関節への負荷が高まることに繋がる可能性がある。足部アーチの高さによって下肢障害の傾向が異なり, 高アーチ足では足部・足関節のスポーツ関連傷害が多く, 低アーチ足では膝関節の傷害が多いことが報告されている (Williams et al., 2001a)。先行研究に認められる傷害パターンの傾向には, 本研究で解析を行った足部内運動力学的動態が関与している可能性もあるため, 今後はより広い範囲の参加者を対象とすることが有意義であると考えられる。

着地動作における負の関節パワーピークに関しては, 中足部水平面のパワーピークが足部ねじれ剛性と関連を示した。中足部の水平面における負のパワーは接地後早期に生じ, これは前足部接地直後に生じた前足部内転運動が反映された結果である。これは矢状面における足部ねじれ剛性とエネルギー吸収の関連と同様に, ねじれ剛性が高い足部において水平面における高いエネルギー吸収率を認めた結果ではあるが, その数値は非常に小さいため, 臨床的にはあまり意義のない結果であった可能性考えられた。

足部の運動力学的動態の計測はまだ新しい研究分野である。関節セグメントの構成, 関節中心位置, 身体慣性パラメータ, 床反力の分配など, 計測結果に影響を与える要因が多いため, 一致した見解を見出すことはまだ難しいと考えられる。しかしながら, オーバーユース発生の機序には, 組織に掛かる応力の変化などの運動力学的動態の変化が高い確率で認められることが推察できる。今後は足部形態, 足部可動性をより広い対象で研究を実施することや, オーバーユース障害既往群を対象とすることで, 足部機能のより詳細なメカニズムや障害発生に関わる要因, 介入すべき問題点が解明されることを期待できる。

4.2.5. 結語

本研究は健常女性の歩行動作と両脚着地動作を対象に, 足部ねじれ剛性と足部運動力学的動態の関連を検討した。歩行動作においては, ねじれ剛性が低い足部は足部における推進力生成が大きいことを示した。一方, 着地動作においては, ねじれ剛性が高い足部は足部における衝撃吸収量が大きいことを示した。足部の機能における衝撃吸収と推進力の伝達においては, 粘弾性などの力学特性が影響することを実証し, 効率的な足部の機能には高い足部ねじれ剛性が必要であることを示唆した。

5. 総括論議ならびに結論

本論文では、足部の特性である足部形態ならびに足部可動性が、動作時の足部運動学的動態ならびに運動力学的動態と関連を示すかを検討した。内側縦アーチ高に代表される足部形態評価は臨床・研究場面で広く用いられてきた。その理由として、足部形態が動作時の足部運動に影響を与える要因であり、足部形態に依存してオーバーユース障害が発生すると考えられてきたためである。しかしながらそのメカニズムは不明な要素が多く、足部形態や足部可動性が足部の機能にどのように貢献するかは明らかでなかった。

第2章では、足部形態の代表的な指標である内側縦アーチ高と足部柔軟性評価が、動作時の足部運動とどのような関連を示すかを検討した。健康女性を対象とした歩行動作では、内側縦アーチ高は中足部外転の最大値と関連を示した。一方、足部柔軟性は立脚初期の衝撃吸収相における中足部の3平面の運動変化量と関連を示した。また、足部柔軟性は立脚後期における足部アーチの挙上と関連する運動の変化量と関連を示した。足部可動性と関連を認めた足部運動は、足部に求められる機能の衝撃吸収と推進力の伝達に寄与する運動であった。歩行動作時の足部の動態や機能を評価するために、内側縦アーチ高ではなく足部柔軟性を評価する必要性を示した。着地動作においては、内側縦アーチ高が後足部外反運動と関連を示した。後足部外反の増大は低アーチ足やオーバーユース既往群の歩行・走行動作で頻出な動作特徴であり、アーチが低い足部は着地動作においても歩行・走行と類似した足部運動を呈することを示した。足部柔軟性に関しては、大きな柔軟性を有する足部において大きな前足部・中足部変化量を認めた。歩行動作と同様に、足部柔軟性が関連した足部運動は足部アーチの降下に関連する運動であった。低アーチ足や可動性が高い足部は増大した足部運動を示す傾向が認められ、足部運動の増大に伴う軟部組織への伸張ストレスの増加がオーバーユース障害の発生メカニズムに関連している可能性があることを示唆した。歩行動作、着地動作においては、足部形態と足部柔軟性は異なる足部運動との関連を認めたため、それぞれ個別に評価する必要性が示唆された。

第3章では足部の力学特性を反映する足部スティフネスの評価方法と特徴を検討した。足部の前額面における形態変化ならびに運動変化は、下肢オーバーユース障害と関連する重要な足部の特徴である。足部の長軸周りにおける力学特性の変化が動作時の足部運動に影響を与えることを考慮すると、前額面の足部スティフネスを定量的に評価することが重要と考えた。本研究で検討した足部ねじれ剛性の評価は十分な計測信頼性、妥当性を示し、先行研究と比較しても妥当な結果を示した。この足部ねじれ剛性の性差の比較では、女性において有意に低値を示し、女性が男性よりも高い足部可動性を有していることを示した。この足部スティフネスの性差は、オーバーユース障害の性差や動作時の足部運動の性差に寄与する一因である可能性も考えられるため、今後さらなる研究が必要である。また、足部ねじれ剛性は男性群、女性群において内側縦アーチ高との関連を認めなかった。この結果は、足部形態と足部の力学特性は異なる足部の特性を反映する耐え、それぞれ分けて評価する必要性を示した。

第4章では、第3章で検証した足部ねじれ剛性が、歩行動作と両脚着地動作における足部運動学・運動力学的動態に与える影響を検討した。歩行動作における足部運動では、低い足部ねじれ剛性が、立脚初期ならびに立脚後期中足部前額面運動の変化量増大と関連を示した。これは、前額面における足部の力学特性が動作時の足部運動に影響を与えるとした仮説を支持する結果で

あり、低い足部スティフネスが足部アーチの大きな降下・上昇と関連したことを示した。一方、着地動作においては足部ねじれ剛性と足部運動の間に関連は認められなかった。足部ねじれ剛性は非荷重条件で計測し、実際の動作速度よりも遅い速度における粘弾性を反映しているため、ダイナミックな動作における足部運動への寄与が少なかった可能性が示唆された。歩行動作における足部運動力学的動態に関しては、ねじれ剛性が低い足部は足部における推進力生成が大きい結果を認めた。この結果は、ねじれ剛性が低い足部は推進力を地面に伝達するためのレバーとして機能が低いことを示唆している。着地動作においては、ねじれ剛性が高い足部において大きなエネルギー吸収量を認めた。着地動作におけるエネルギー吸収は筋によるトルクと軟部組織の粘弾性によるトルクが寄与しているため、高い足部ねじれ剛性がエネルギー吸収と関連したと考えられた。これらの結果は、足部が有する機能を効率的に遂行するためには高いねじれ剛性が必要であることを示した。足部ねじれ剛性が本研究の平均値±1 標準偏差を超える柔らかい足部では、エネルギー生成にはより大きなトルクが必要となる可能性や、エネルギー吸収には上位関節への要求が高まる可能性が考えられた。

本論文における実験は、すべてが健常者もしくは足部の症状がない人を対象とした研究である。正常足から逸脱した足部形態変化や、本研究の平均値±1 標準偏差を超える足部ねじれ剛性の変化がある対象では、今回の結果とは異なる傾向を示す可能性が考えられる。また、足部の力学特性がオーバースペース既往群などにおいてどのような変化が生じているか、オーバースペースの発症にどのような影響があるかは明らかにできない。今後はより広い範囲の対象に対して足部ねじれ剛性の評価や、運動力学的動態の検証を行うことで有意義なデータや新たな知見を提供することができると思われる。

内側縦アーチを含めた足部形態がオーバースペース障害の発症や既往と関連するメカニズムには、足部形態に依存して足部可動性が決まることや、特定の足部運動パターンを示すことが背景にあると推察されることが多かった。しかし、本論文において示された研究結果はこれらの関連を支持する結果は示さなかった。内側縦アーチ高が足部のねじれ剛性とは関連を示さなかったことに加え、内側縦アーチ高は歩行動作や着地動作における足部運動とほとんど関連しなかったことに対し、足部の柔軟性やねじれ剛性が足部運動や足部の力学的動態と関連を示したことから、足部形態と足部可動性は個別に評価する必要性が示された。歩行動作においては、柔軟性が高い足部、スティフネスが低い足部は、立脚初期には衝撃吸収に寄与する足部運動、立脚後期には推進力伝達に寄与する足部運動の増大と関連した。着地動作においては、柔軟性が高い足部は衝撃吸収に寄与する足部運動の増大を示したが、足部スティフネスは関連を認めなかった。一方で、足部の運動力学的動態においては、高い足部スティフネスが足部の機能においては有利に作用することが実証された。これらの研究結果は、足部の問題や下肢のオーバースペース障害における治療選択や介入方法の決定に影響を与える要素である。本研究において計測された足部可動性の平均値±1 標準偏差から外れる可動性を示す足部は、足部が衝撃吸収に作用する場面において軟部組織の伸張ストレスを増大させる可能性がある。介入方法の選択では、足部スティフネスを高めるために足部内在筋エクササイズによる動的安定性の向上、テーピングや足底板の使用による足部運動の制御が治療のターゲットとなりえる。これらの介入方法は足部スティフネスを高めるためにも有効であるため、足部におけるエネルギー吸収を高めるよう作用する。以上のように、足部の機能には足部可動性が重要な要素であることが本論文によって示唆された。

謝辞

本研究は、筆者が東京科学大学環境・社会理工学院ならびに北海道大学保健科学院に在籍中に
行われたものです。本博士学位論文を書き上げるにあたり、多くの方々のご指導とご助力をいた
だきました。

指導教員である東京科学大学リベラルアーツ教育院、丸山剛生准教授には、研究分野が異なる
筆者を快く受け入れていただきました。丸山准教授にはバイオメカニクス分野における研究の基
礎からご指導をいただき、また、本研究の構想を実現するにあたり多大なるご助言やご支援を賜
ることで、本論文の完成まで導いていただきました。心からの敬意と感謝の意を表します。

北海道千歳リハビリテーション大学健康科学部リハビリテーション学科、山中正紀教授には、
北海道大学在籍中に多大なるご指導を賜りました。理学療法士における Art and Science の大切
さ、研究におけるストーリーの重要性など、多くのことを学ばせていただきました。心より感謝
申し上げます。

北海道大学大学院保健科学研究院リハビリテーション科学分野、越野裕太助教には、本研究の
構想から論文投稿に至るまで、研究を完遂するために貴重なご意見やご指導をいただきました。
心より深謝申し上げます。

北海道大学大学院保健科学研究院リハビリテーション科学分野、遠山晴一教授には、論文の執
筆にあたり貴重なご意見、ご指導をいただきました。深く感謝申し上げます。

北海道大学大学院保健科学研究院リハビリテーション科学分野、寒川美奈教授には、学会発表
ならびに論文投稿にあたり親身なご指導、ご指摘を賜りましたこと、心より感謝申し上げます。

株式会社テック技販、藤原様ならびに関係者の皆様には、筆者の研究構想を実現するにあたり、
ねじれ抵抗計測装置の開発ならび作成においてご支援、ご協力いただきましたこと、感謝申し上
げます。

本研究を進めるにあたり、東京科学大学環境・社会理工学院丸山研究室の皆様には、多大なる
ご協力やご支援を賜り、深く感謝いたします。特に、中津川智仁氏には、本研究の準備段階から
多大なるご協力を賜りました。心より感謝申し上げます。また、筆者の大学学部生時代の同期で
ある谷口翔平氏、後輩である奥貫拓実氏には、公私にわたって支えていただきましたこと、深く
感謝申し上げます。

最後に、本研究には多数の参加者にご協力いただきました。研究への参加を快く引き受けてい
ただきました皆様にも、この場を借りて感謝の意を表します。

引用文献

1. Aboelnasr, E. A., El-Talawy, H.A., Abdelazim, F. H., et al., 2019. Sensitivity and specificity of normalized truncated navicular height in assessment of static foot posture in children aged 6-12 years. *Hong Kong Physiother. J.* 39, 15-23.
2. Aerts, I., Cumps, E., Verhagen, E., et al., 2013. A systematic review of different jump-landing variables in relation to injuries. *J. Sports Med. Phys. Fitness.* 53, 509-519.
3. Aicale, r., Tarantino, D., Maffulli, N., 2018. Overuse injuries in sport: a comprehensive overview. *J. Orthop. Surg. Res.* 13, 1-11.
4. Baines, P. M., Schwab, A., L., Soest, A., J. van, 2018. Experimental estimation of energy absorption during heel strike in human barefoot walking. *PLoS One.* 13, e0197428.
5. Barton, C., Levinger, P., Crossley, K. M., et al., 2011. Relationships between the Foot Posture Index and foot kinematics during gait in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *J. Foot Ankle Res.* 4, 10.
6. Becker, J., James, S., Osternig, L., et al., 2018. Foot Kinematics Differ Between Runners With and Without a History of Navicular Stress Fractures. *Orthop. J. Sports Med.* 6.
7. Becker, J., James, S., Wayner, R., et al., 2017. Biomechanical Factors Associated With Achilles Tendinopathy and Medial Tibial Stress Syndrome in Runners. *Am. J. Sports Med.* 45, 2614-2621.
8. Becker, J., Nakajima, M., Wu, W., F., W., 2018. Factors Contributing to Medial Tibial Stress Syndrome in Runners: A Prospective Study. *Med. Sci. Sports Exerc.* 50, 2092-2100.
9. Bishop, C., Paul, G., Thewlis, D., 2012. Recommendations for the reporting of foot and ankle models. *J. Biomech.* 45, 2185-2194.
10. Blackburn, J., T., Bell, D., R., Norcross M., F., et al., 2009. Sex comparison of hamstring structural and material properties. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon).* 24, 65-70.
11. Blackwood, C., B., Yuen, T., J., Sangeorzan, B., J., et al., 2005. The midtarsal joint locking mechanism. *Foot Ankle Int.* 26, 1074-1080.
12. Bruening, D., Cooney, K., M., Buczek, F., L., 2012. Analysis of a kinetic multi-segment foot model part II: Kinetics and clinical implications. *Gait Posture.* 35, 535-540.
13. Bruening, D., Pohl, M., B., Takahashi, K., et al., 2018. Midtarsal locking, the windlass mechanism, and running strike pattern: A kinematic and kinetic assessment. *J. Biomech.* 73, 185-191.
14. Buldt, A., K., Murley, G., Butterworth, P., et al., 2013. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait Posture.* 38, 363-372.
15. Buldt, A., K., Murley, g., S., Levinger, P., et al., 2015. Are clinical measures of foot posture and mobility associated with foot kinematics when walking? *J. Foot Ankle Res.* 8.
16. Caravaggi, P., Matias, A., B., Taddei, U., T., et al., 2019. Reliability of medial-longitudinal-arch measures for skin-markers based kinematic analysis. *J. Biomech.* 88, 180-185.
17. Caravaggi, P., Sforza, C., Leardini, A., et al., 2018. Effect of plano-valgus foot posture on

- midfoot kinematics during barefoot walking in an adolescent population. *J. Foot Ankle Res.* 11, 55.
18. Ceyskens, L., Vanelderden, R., Barton, C., et al., 2019. Biomechanical Risk Factors Associated with Running-Related Injuries: A Systematic Review. *Sports Med.* 49, 1095-1115.
 19. Chang, R., Rodrigues, P., A., Van Emmerik, R., E., et al., 2014. Multi-segment foot kinematics and ground reaction forces during gait of individuals with plantar fasciitis. *J. Biomech.* 47, 2571-2577.
 20. Chuter, V., H., 2010. Relationships between foot type and dynamic rearfoot frontal plane motion. *J. Foot Ankle Res.* 3, 9.
 21. Cornwall, M., W., McPoil, T., G., 2011. Relationship between static foot posture and foot mobility. *J. Foot Ankle Res.* 4, 4.
 22. Cowan, D., N., Jones, B., H., Robinson, J., R., 1993. Foot morphologic characteristics and risk of exercise-related injury. *Arch. Fam. Med.* 2, 773-777.
 23. de Leva, P., 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J. Biomech.* 29, 1223-1230.
 24. De Ridder, R., Willems, T., Vanrenterghem, J., 2015. Multi-segment foot landing kinematics in subjects with chronic ankle instability. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon).* 30, 585-592.
 25. Deschamps, K., Eerdeken, M., Desmet, D., et al., 2017. Estimation of foot joint kinetics in three and four segment foot models using an existing proportionality scheme: Application in paediatric barefoot walking. *J. Biomech.* 61, 168-175.
 26. Deschamps, K., Staes, F., Roosen, P., et al., 2011. Body of evidence supporting the clinical use of 3D multisegment foot models: A systematic review. *Gait Posture.* 33, 338-349.
 27. Dicharry, J., M., Franz, J., R., Della, C., U., et al., 2009. Differences in static and dynamic measures in evaluation of talonavicular mobility in gait. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 39, 628-634.
 28. Dixon, P., C., Böhm, H., Döderlein, L., 2012. Ankle and midfoot kinetics during normal gait: A multi-segment approach. *J. Biomech.* 45, 1011-1016.
 29. Dowling, G., J., Murley, G., S., Muntean, S., E., et al., 2014. Dynamic foot function as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review. *J. Foot Ankle Res.* 7, 53.
 30. Ezawa, Y., Nakatsugawa, T., Maruyama, T., 2024. Foot torsional stiffness exhibits gender differences but shows no correlation with medial longitudinal arch height. *J. Biomech.* 175, 112293.
 31. Fields, K., B., Sykes, J., C., Walker, K., M., 2010. Prevention of Running Injuries. *Curr. Sports Med. Rep.* 9, 176.
 32. Francis, P., Whatman, C., Sheerin, K., et al., 2019. The Proportion of Lower Limb Running Injuries by Gender, Anatomical Location and Specific Pathology: A Systematic Review. *J. Sports Sci. Med.* 18, 21-31.
 33. Franco, M., F., Madaleno, F., O., de Paula, T., N., et al., 2021. Prevalence of overuse injuries in athletes from individual and team sports: A systematic review with meta-analysis and

- GRADE recommendations. *Braz. J. Phys. Ther.* 25, 500-513.
34. Franettovich, M., McPoil, T., G., Russell, T., et al., 2007. The ability to predict dynamic foot posture from static measurements. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 97, 115-120.
 35. Franklin, S., Grey, M., Heneghan, N., et al., 2015. Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait Posture.* 42, 230-239.
 36. Fukano, M., Kuroyanagi, Y., Fukubayashi, T., et al., 2014. Three-dimensional kinematics of the talocrural and subtalar joints during drop landing. *J. Appl. Biomech.* 30, 160-165.
 37. Gomes, R., B., O., souza, T., R., Paes, B., D., C., et al., 2019. Foot pronation during walking is associated to the mechanical resistance of the midfoot joint complex. *Gait Posture.* 70, 20-23.
 38. Han, s., Lee, H., Son, S., J., et al., 2023. Effect of varied dorsiflexion range of motion on landing biomechanics in chronic ankle instability. *Scand. J. Med. Sci. Sports.* 33, 1125-1134.
 39. Hewett, T., E., Myer, G., D., Ford, K., R., Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *Am. J. Sports. Med.* 34, 299-311.
 40. Hogg, J., A., Vanrenterghem, J., Ackerman, T., et al., 2020. Temporal kinematic differences throughout single and double-leg forward landings. *J. Biomech.* 99, 109559.
 41. Hollander, K., Zech, a., Rahlf, A., L., et al., 2019. The relationship between static and dynamic foot posture and running biomechanics: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture.* 72, 109-122.
 42. Hösl, M., Böhm, H., Multerer, C., et al., 2014. Does excessive flatfoot deformity affect function? A comparison between symptomatic and asymptomatic flatfeet using the Oxford Foot Model. *Gait Posture.* 39, 23-28.
 43. Iaquinto, J., M., Wayne, J., S., 2010. Computational Model of the Lower Leg and Foot/Ankle Complex: Application to Arch Stability. *J. Biomech. Eng.* 132.
 44. Kakouris, N., Yener, N., Fong, D., T., P., 2021. A systematic review of running-related musculoskeletal injuries in runners. *J. Sport Health Sci.* 10, 513-522.
 45. Kessler, S., E., Rainbow, M., J., Lichtwark, G., A., 2019. A Direct Comparison of Biplanar Videoradiography and Optical Motion Capture for Foot and Ankle Kinematics. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 7, 199.
 46. Kitaoka, H., B., Luo, Z., P., Kura, H., et al., 2002. Effect of foot orthoses on 3-dimensional kinematics of flatfoot: a cadaveric study. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 83, 876-879.
 47. Koshino, Y., Yamanaka, M., Ezawa, Y., et al., 2017. Coupling motion between rearfoot and hip and knee joints during walking and single-leg landing. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 37, 75-83.
 48. Leardini, A., Benedetti, M., G., Berti, L., et al., 2007. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture.* 25, 453-462.
 49. Leardini, A., Caravaggi, P., Theologis, T., et al., 2019. Multi-segment foot models and their use in clinical populations. *Gait Posture.* 69, 50-59.
 50. Lee, D., Y., Seo, S., G., Kim, E., J., et al., 2016. Inter-segmental motions of the foot in healthy adults: Gender difference. *J. Orthop. Sci.* 21, 804-809.

51. Lee, D., Brellenthin, A., G., Thompson, P., D., et al, 2017. Running as a Key Lifestyle Medicine for Longevity. *Prog. Cardiovasc. Dis.* 60, 45-55.
52. Lee, S., Y., Hertel, J., Lee, S., C., 2010. Rearfoot eversion has indirect effects on plantar fascia tension by changing the amount of arch collapse. *Foot (Edinb).* 20, 64-70.
53. Levinger, P., Murley, G., S., Barton, C., J., et al., 2010. A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait Posture.* 32, 519-523.
54. Magalhães, F., A., Fonseca, S., T., Araújo, V., L., et al., 2021. Midfoot passive stiffness affects foot and ankle kinematics and kinetics during the propulsive phase of walking. *J. Biomech.* 119, 110328.
55. Magalhães, F., A., Souza, T., R., Araújo, V., L., et al., 2020. Reliability and sensitivity of an instrument for measuring the midfoot passive mechanical properties. *J. Biomech.* 104, 109735.
56. Matheson, G., O., Clement, D., B., McKenzie, D., C., et al., 1987. Stress fractures in athletes. A study of 320 cases. *Am. J. Sports Med.* 15, 46-58.
57. Matsumoto, Y., Ogihara, N., Hanawa, H., et al., 2022. Novel Multi-Segment Foot Model Incorporating Plantar Aponeurosis for Detailed Kinematic and Kinetic Analyses of the Foot With Application to Gait Studies. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 10, 894731.
58. McDonald, K., A., Stearne, S., M., Alderson, J., A., et al., 2016. The Role of Arch Compression and Metatarsophalangeal Joint Dynamics in Modulating Plantar Fascia Strain in Running. *PLoS One.* 11, e0152602.
59. McPoil, T., G., Cornwall, M., W., Vicenzino, B., et al., 2008. Effect of using truncated versus total foot length to calculate the arch height ratio. *The Foot.* 18, 220-227.
60. McPoil, T., G., Vicenzino, B., Cornwall, M., W., et al., Reliability and normative values for the foot mobility magnitude: a composite measure of vertical and medial-lateral mobility of the midfoot. *J. Foot Ankle Res.* 2, 6.
61. Menz, H., B., Munteanu, S., E., 2005. Validity of 3 clinical techniques for the measurement of static foot posture in older people. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 35, 479-486.
62. Menz, H., B., Tiedemann, A., Kwan, M., M., S., et al., 2003. Reliability of clinical tests of foot and ankle characteristics in older people. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 93, 380-387.
63. Moen, M., H., Bongers, T., Bakker, E., W., et al., 2012. Risk factors and prognostic indicators for medial tibial stress syndrome. *Scand. J. Med. Sci. Sports.* 22, 34-39.
64. Mueller, G., J., Host, J., V., Norton, B., J., 1993. Navicular drop as a composite measure of excessive pronation. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 83, 198-202.
65. Murley, G., S., Menz, H., B., Landorf, K., B., 2009. A protocol for classifying normal- and flat-arched foot posture for research studies using clinical and radiographic measurements. *J. Foot Ankle Res.* 2, 22.
66. Murley, G., S., Menz, H., B., Landorf, K., B., 2009b. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J. Foot Ankle Res.* 2, 35.
67. Murphy, d., F., Connolly, D., A., J., Beynnon, B., D., 2003. Risk factors for lower extremity

- injury: a review of the literature. *Br. J. Sports Med.* 37, 13-29.
68. Neal, B., S., Griffiths, I., B., Dowling, G., J., et al., 2014. Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. *J. Foot Ankle Res.* 7, 55
 69. Neil, E., R., Winkelmann, Z., K., Edler, J., R., 2018. Defining the Term "Overuse": An Evidence-Based Review of Sports Epidemiology Literature. *J Athl Train.* 53, 279-281.
 70. Nicholson, L., L., Simmonds, J., Pacey, V., et al., 2022. International Perspectives on Joint Hypermobility. *J. Clin. Rheumatol.* 28, 314-320.
 71. Okunuki, T., Koshino, Y., Yamanaka, M., et al., 2019. Forefoot and hindfoot kinematics in subjects with medial tibial stress syndrome during walking and running. *J. Orthop. Res.* 37, 927-932.
 72. Olsen, M., T., Bruening, D., A., Johnson, A., W., et al., 2019. The Role of the Midfoot in Drop Landings. *J. Foot Ankle Surg.* 51, 114-122.
 73. Orejel Bustos, A., Belluscio, V., Camomilla, V., et al., 2021. Overuse-Related Injuries of the Musculoskeletal System: Systematic Review and Quantitative Synthesis of Injuries, Locations, Risk Factors and Assessment Techniques. *Sensors (Basel).* 21, 2438.
 74. Paes, B., D., Resende, R., A., Gomes, R., B., et al., 2019. The clinical measure of forefoot-shank alignment partially reflects mechanical properties of the midfoot joint complex. *Musculoskelet. Sci. Pract.* 42, 98-103.
 75. Pazhooman, H., Alamri, M., S., Pomeroy, R., L., et al., 2023. Foot kinematics in runners with plantar heel pain during running gait. *Gait Posture.* 104, 15-21.
 76. Picciano, A., M., Rowlands, M., S., Worrell, T., 1993. Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 18, 553-558.
 77. Pohl, M., B., Hamill, J., Davis, I., S., 2009. Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clin. J. Sport. Med.* 19, 372-376.
 78. Powell, D., W., Long, B., Milner, C., E., et al., 2011. Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks. *Hum. Mov. Sci.* 30, 105-114.
 79. Powell, d., W., Queen, R., M., Williams, D., S., B., 2016. Arch structure is associated with unique joint work, relative joint contributions and stiffness during landing. *Hum. Mov. Sci.* 49, 141-147.
 80. Redmond, A., C., Crane, Y., Z., Menz, H., B., 2008. Normative values for the Foot Posture Index. *J. Foot Ankle Res.* 1, 6.
 81. Ribeiro, A., P., Trombini-Souza, F., Tessutti, V., et al., 2011. Rearfoot alignment and medial longitudinal arch configurations of runners with symptoms and histories of plantar fasciitis. *Clinics.* 66, 1027-1033.
 82. Rozzi, S., L., Lephart, S., M., Gear, W., S., et al., 1999. Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. *Am. J. Sports Med.* 27, 312-319.

83. Saraswat, P., McWilliams, B., A., Davis, R., B., et al., 2014. Kinematics and kinetics of normal and planovalgus feet during walking. *Gait Posture*. 39, 339-345.
84. Scattone Silva, R., Maciel, C., D., Serrão, F., V., 2015. The effects of forefoot varus on hip and knee kinematics during single-leg squat. *Man. Ther.* 20, 79-83.
85. Shultz, S., J., Nguyen, A., D., Windley, T., C., et al., 2006. Intratester and intertester reliability of clinical measures of lower extremity anatomic characteristics: implications for multicenter studies. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 16, 155-161.
86. Sobhani, S., Dekker, R., Postema, K., et al., 2013. Epidemiology of ankle and foot overuse injuries in sports: A systematic review. *Scand. J Med. Sci. Sports*. 23, 669-686.
87. Song, J., Choe, K., Neary, M., et al., 2018. Comprehensive biomechanical characterization of feet in USMA cadets: Comparison across race, gender, arch flexibility, and foot types. *Gait Posture*. 60, 175-180.
88. Souza, T., R., Mancini, M., C., Araújo, V., L., et al., 2014. Clinical measures of hip and foot–ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. *Man. Ther.* 19, 379-385.
89. Takabayashi, T., Edama, M., Inai, T., et al., 2020. Effect of Gender and Load Conditions on Foot Arch Height Index and Flexibility in Japanese Youths. *J. Foot Ankle Surg.* 59, 1144-1147.
90. Takahshi, K., Z., Stanhope, S., J., 2013. Mechanical energy profiles of the combined ankle–foot system in normal gait: Insights for prosthetic designs. *Gait Posture*. 38, 818-823.
91. Tong, J., W., K., Kong, P., W., 2013. Association between foot type and lower extremity injuries: systematic literature review with meta-analysis. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 43, 700-714.
92. van den Bogert, A., J., Smith, G., D., Nigg, B., M., 1994. In vivo determination of the anatomical axes of the ankle joint complex: an optimization approach. *J. Biomech.* 27, 1744-1488.
93. van Gent, R., N., Siem, D., Van Middelkoop, M., et al., 2007. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br. J. Sports Med.* 41, 469-480.
94. van Middelkoop, M., Kolkman, J., Van Ochten, J., et al., 2008. Prevalence and incidence of lower extremity injuries in male marathon runners. *Scand. J. Med. Sci. Sports*. 18, 140-144.
95. Vinicombe, A., Raspovic, A., Menz, H., B., 2001. Reliability of navicular displacement measurement as a clinical indicator of foot posture. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 91, 262-268.
96. Wiegand, K., Tandy, R., Freedman Silvernail, J., 2022. Plantar fasciitis injury status influences foot mechanics during running. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*. 97, 105712.
97. Williams, D., S., McClay, I., S., 2000. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. *Phys. Ther.* 80.
98. Williams, D., S., McClay, I., S., Hamill, J., 2001a. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin. Biomech (Bristol, Avon)*. 16, 341-347.
99. Williams, D., S., Davis, I., M., Scholz, J., P., et al., 2004. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait Posture*. 19, 263-269.
100. Williams, D., S., McClay, I., S., Hamill, J., et al., 2001b. Lower Extremity Kinematic and Kinetic Differences in Runners with High and Low Arches. *J. Appl. Biomech.* 17, 153-163.

101. Willwacher, S., Kurz, M., Robbin, J., et al., 2022. Running-Related Biomechanical Risk Factors for Overuse Injuries in Distance Runners: A Systematic Review Considering Injury Specificity and the Potentials for Future Research. *Sports Med.* 52, 1863-1833.
102. Zifchock, R., A., Davis, I., Hillstrom, H., et al., 2006. The effect of gender, age, and lateral dominance on arch height and arch stiffness. *Foot Ankle Int.* 27, 367-372.
103. Zifchock, R., A., Theriot, C., Hillstrom, H., J., et al., 2017. The Relationship Between Arch Height and Arch Flexibility. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 107, 119-123.
104. 厚生労働省, 2025. 令和 5 年度 医療費の動向. 厚生労働省.
https://www.mhlw.go.jp/bunya/iryohoken/database/zenpan/iryoudoukou_b.html.
105. 笹川スポーツ財団, 2022. ジョギング・ランニング人口. 笹川スポーツ財団.
https://www.ssf.or.jp/thinktank/sports_life/data/jogging_running.html.
106. スポーツ庁, 2025. スポーツの実施状況等に関する世論調査. 文部科学省.
https://www.mext.go.jp/sports/b_menu/toukei/chousa04/sports/1402342.htm.