

Title	非運動習慣者のフォワードランジにおける下肢と体幹の運動学分析
Author(s)	国見, 有
Citation	
Issue Date	2026-03
Type	Thesis or Dissertation
Text version	author
URL	https://hdl.handle.net/10119/20397
Rights	
Description	Supervisor:西村 拓一, 先端科学技術研究科, 修士(知識科学)

修士論文

非運動習慣者のフォワードランジにおける
下肢と体幹の運動学分析

国見 有

主指導教員 西村 拓一

北陸先端科学技術大学院大学
先端科学技術研究科
(知識科学)

令和 8 年 3 月

Abstract

Objective: This study aimed to compare and analyze the lower limb and trunk kinematics during the forward lunge between non-exercisers and exercisers, thereby identifying movement characteristics specific to non-exercisers. **Methods:** Three-dimensional kinematic data were collected using a motion capture system (240 Hz) with 17 inertial measurement units (IMUs) from 11 non-exercisers and 13 exercisers. Joint angles at the hip, knee, and ankle joints, segmental inclination angles, and trunk inclination angles were calculated. Dynamic differences throughout the entire lunge cycle were compared using statistical parametric mapping (SPM). **Results:** Compared to habitual exercisers, non-exercisers had significantly shorter step length ($p=0.033$) and significantly slower peak center of mass velocity (forward: $p=0.005$, backward: $p=0.016$). Additionally, hip extension in the supporting leg was significantly smaller ($p<0.001$), accompanied by significantly smaller peak flexion angles in the forward leg's hip ($p=0.022$), knee ($p=0.036$), and ankle ($p=0.001$) joints. The trunk exhibited significantly greater posterior tilt during the initiation phase (0% – 16.3%, $p=0.040$) and completion phase (92.5% – 100%, $p=0.048$) of the movement in non-exercisers. **Conclusion:** The lunge movement in non-exercisers is characterized by insufficient propulsive force due to restricted hip extension in the supporting leg and the resulting reduced load on the leading leg. Furthermore, the trunk posterior tilt observed during the initiation and completion phases may reflect a lack of dynamic balance and weakened trunk muscles, warranting attention from an injury risk perspective. From the perspective of knowledge science, this study is significant in that it quantitatively demonstrated the movement characteristics during the lunge in non-exercisers, thereby contributing to the establishment of objective evaluation criteria for physical movements.

Keywords: Lunge, Lower Limb, Trunk, Kinematics, Exercise, Statistical Parametric Mapping

目次

第 1 章	背景	1
第 2 章	関連先行研究	3
2.1	ランジの生理学研究の動向	3
2.2	ランジ中の体幹に関する研究	4
2.3	関連先行研究の課題	4
第 3 章	方法	6
3.1	参加者	6
3.2	機器	6
3.3	実験設定	7
3.4	手順	8
3.5	データ処理	9
第 4 章	予備的分析	10
4.1	分析の目的	10
4.2	視覚的観察による仮説設定	10
4.3	x 軸上での骨盤-頭部間距離の群間比較	11
4.4	体幹傾斜角度の変化量の群間比較	12
4.5	予備的分析のまとめと本分析への方針	12
第 5 章	本分析の手法と結果	14
5.1	概要	14
5.2	結果	16

第 6 章	考察	22
6.1	概要	22
6.2	支持脚の股関節伸展の制限について	22
6.3	動作開始・終了局面における体幹制御について	23
6.4	運動連鎖に関する考察	24
6.5	統計手法について	25
6.6	限界	26
第 7 章	結論	27
7.1	本研究のまとめ	27
7.2	本研究の社会的意義	28
7.3	本研究の学術的意義	28
付録 A	資料	36

図目次

3.1	センサー配置図	7
3.2	実験概略図	8
4.1	非運動習慣者群の着地時の姿勢	11
4.2	運動習慣者群の着地時の姿勢	11
5.1	1 回のランジサイクル	15
5.2	各群の代表例	17
5.3	非運動習慣者と運動習慣者のランジにおける前方脚，支持脚の関節角度 の統計的パラメトリックマッピング（SPM）曲線	19
5.4	非運動習慣者と運動習慣者のランジにおける前方脚，支持脚の各セグメ ントの傾斜角度の統計的パラメトリックマッピング（SPM）曲線	20
5.5	非運動習慣者と運動習慣者のランジにおける体幹傾斜角度の統計的パラ メトリックマッピング（SPM）曲線	21
A.1	実験前アンケート	36
A.2	実験時に提示した参考映像	37
A.3	各関節原点におけるセグメント座標系	38
A.4	非運動習慣者群の前進姿勢の 1 例	39
A.5	運動習慣者群の前進姿勢の 1 例	39
A.6	非運動習慣者群の PHD の 1 例	40

表目次

4.1	非運動習慣者群と運動習慣者群の PHD Max の比較	12
5.1	ステップ長と重心のピーク速度 (前進方向・後進方向)	17
5.2	LPFA と SMFA の群間比較	18
A.1	頭部-骨盤の体幹傾斜角度の変化量 (矢状面)	41
A.2	胸郭-骨盤の体幹傾斜角度の変化量 (矢状面)	41
A.3	頭部-胸郭の体幹傾斜角度の変化量 (矢状面)	42
A.4	頭部-骨盤の体幹傾斜角度の変化量 (前額面)	42
A.5	胸郭-骨盤の体幹傾斜角度の変化量 (前額面)	42
A.6	頭部-胸郭の体幹傾斜角度の変化量 (前額面)	43

第1章 背景

2023年の厚生労働省の調査では、運動習慣のない人々（以下、非運動習慣者）の割合は男性で64.8%、女性で71.4%である[1]。非運動習慣者が運動を開始する際には、特有のリスクが存在する。座りすぎや運動不足は、筋骨格系の機能低下を招きやすい[2, 3]。トレーニング経験のない初心者は、経験豊富なアスリートと比較して、筋力が弱く、関節の可動域が狭いことが指摘されている[4]。こうした身体機能の低下は、運動時における傷害のリスクを高める要因になると考えられる。一方で、世界的に見ても健康寿命の延伸のために運動習慣の定着が推奨されており[5]、非運動習慣者が新たに運動を開始する機会が増えていくと推測される。こうした人々が安全に運動を行うためには、彼ら特有の運動特性を理解することが必要不可欠である。

フォワードランジは、片脚を前方に踏み出して深く沈み込み、元の位置に戻る動作であり、トレーニングやリハビリテーションの現場で広く採用されている多関節運動である[6]。この運動は、股関節、膝関節、足関節の筋肉を包括的に活性化させ、特に大腿四頭筋や殿筋群の強化に有効であるとされる[6]。また、重心の位置が変化することで身体を制御する必要があるため、バランス能力の向上にも寄与する[7]。さらに、歩行や階段昇降といった日常生活動作を模倣しており[6]、非運動習慣者にも効果的で、取り組みやすい運動であると考えられる。しかし、その機能性の高さゆえに、ランジは正しいフォームで実施することが難しい種目でもある。ランジは重心移動を伴うため、スクワットと比較しても、より高度なバランス制御が要求される[7]。特に初心者においては、身体を直立に保つ、膝がつま先より前に出ないようにするといった「適切な動作基準」を満たすことが困難な場合がある[8]。不適切なフォームは、特定の関節への過度なストレス集中を招き、膝蓋大腿疼痛症候群（PFPS）などの傷害を引き起こすリスクがある[6]。

ランジ以外に一般的に広まっている運動にはウォーキングやスクワットなどがある。これらの運動を非運動習慣者が行った場合の運動特性については、いくつかの研究で既に報告されている[9, 10]。しかし、ランジについては十分に研究されていない。

本研究の目的は、非運動習慣者と運動習慣者のフォワードランジにおける下肢と体幹の運動学を比較分析し、非運動習慣者の運動特性を定量的に明らかにすることである。これにより、非運動習慣者がより安全かつ効率的に運動を継続するための基礎的な知見を提供する。

第 2 章 関連先行研究

これまで、ランジは運動に慣れた人がより効果的に行うため、またはリハビリテーションとして適切に行うために研究されてきた。以下では、これまでのランジに関する研究動向を概観し、本研究の位置づけを明確にする。

2.1 ランジの生理学研究の動向

2000 年代では、スクワット [11, 12] やステッピング [13, 14] などの動作が着目されており、ランジに関する生理学的な研究は少なかった。Farrokhi ら [15] が 2008 年に発表した論文では、体幹の位置（前傾・直立・伸展）が下肢の運動学、運動力学に与える影響を調査し、体幹の前傾が股関節伸展筋の動員を増加させることを明らかにした。同年、Escamilla ら [16] はステップ長（ショート vs ロング）の違いが膝蓋大腿関節のストレスに与える影響を報告した。また 2012 年、Riemann ら [17] は、外部負荷（ウェイト）の増加が関節モーメントに与える影響を調査し、ランジが股関節伸展筋優位のエクササイズであることを確認した。

近年では、より詳細な条件下におけるランジの研究が行われている。2025 年、Escamilla ら [6] は、ステップ長（ショート/ロング）とストライド（あり/なし）の組み合わせが下肢筋活動に及ぼす影響を調査した。同年、Xie ら [18] は、バドミントン選手におけるフォアハンドとバックハンドのランジを比較し、バックハンドランジでは股関節の大きな内旋が必要とされ、足関節内反角度も大きくなるため、足首捻挫のリスクが高いことを示した。

このように、ランジを効果的に行うための知見が蓄積されてきているが、これらの研究は、健康な若年成人やアスリートなど、運動に慣れた人々がランジを行うことを前提としており、非運動習慣者の運動特性については検討されていない。

2.2 ランジ中の体幹に関する研究

ランジは片側性の運動であるため、動的バランス、多関節協調性、体幹安定性を要求する [19]。実際、Leardini ら [20] は、体幹のセグメント分析を用いて、階段昇降のような片側性動作において体幹が動作の達成と制御に大きく寄与することを示している。しかしながら、これまでの先行研究の多く [6, 15, 21–25] は前方脚を中心に分析しており、体幹については十分に検討されていなかった。こうした課題を受け、近年では、ランジ中の体幹の動きについても分析され始めた。例えば、Bezerra ら [26] は、いくつかの種類のランジ中の体幹の傾きが下肢および体幹の筋活動にどのように影響するかを調べ、体幹の前傾姿勢が大殿筋やハムストリングスの活動とモーメントインパルスを有意に増加させることを明らかにした。また、Song ら [7] は、フォワードランジとバックランジにおける体幹筋の活動の違いを調べ、バックランジの方が脊柱起立筋の活動が有意に高いことを示した。2023 年、López ら [27] は、ダンベルを持つ位置（同側、対側、両側）が体幹筋活動に与える影響を調査した。

このように、ランジにおける体幹の役割が徐々に明らかになってきているが、これらの研究も運動に慣れた人々を対象としており、非運動習慣者における体幹の動きについては検討されていない。

2.3 関連先行研究の課題

以上で述べたように、様々な条件下のランジにおける下肢、体幹の運動特性が明らかになっているが、既存研究のほとんどが運動に慣れた人々を対象としている。これらの被験者は、運動にある程度慣れており、適切なフォームで動作を遂行できる場合が多いと考えられる。しかし、運動習慣のない初心者は、筋力不足やバランス能力の低下により [2, 4]、これら先行研究で示された運動特性とは異なる挙動を示す可能性がある。Gao ら [8] は「Novice Men（初心者男性）」を対象として、異なる負荷がランジ中の下肢に与える影響を調べているが、この研究では「運動初心者」が具体的に定義されておらず、どの程度の初心者を対象としたのかが不明である。

今後、運動習慣の定着が推奨されていく中で、非運動習慣者がランジを行う機会も増加していくと考えられる。特に、非運動習慣者は傷害のリスクが高いにもかかわらず [2, 4]、非運動習慣者のランジにおける運動特性については、下肢、体幹ともに明らかにされていない。

本研究では、ランジにおける非運動習慣者の下肢と体幹の運動特性を明らかにする。こ

れにより，非運動習慣者がより安全かつ効率的に運動を継続するための基礎的な知見を提供することを目指す。

第3章 方法

3.1 参加者

本研究には、11名の非運動習慣者群（年齢; 23.54 ± 0.39 歳, 身長; $1.76 \pm 0.04\text{m}$ ）と、13名の運動習慣者群（年齢; 29.62 ± 5.17 歳, 身長; $1.70 \pm 0.05\text{m}$ ）が参加した。非運動習慣の定義は、「過去三ヶ月間、週一回以下の頻度でしか意図的な運動を行っておらず、かつ過去に全国レベルのスポーツ大会への出場経験がない者」とした。運動習慣の定義は、「過去三ヶ月間、週二回以上の頻度で継続的に運動を行っている者」とした。本研究は、北陸先端科学技術大学院大学の委員会（承認番号：人 06-043）によって審査および承認された。

3.2 機器

三次元運動学的データを取得するために、17個の慣性計測ユニット（IMU; MVN Link, Xsens Technologies, Enschede, The Netherlands）から構成されるモーションキャプチャシステムを用いて、240Hzでサンプリングした。慣性式モーションキャプチャは光学式モーションキャプチャと同等の精度を持っており [28], 計測が容易であることから本研究で採用した。IMUセンサーを専用のライクラスーツ上の所定の位置（足部, 下腿, 大腿, 骨盤, 胸骨, 頭部, 上腕, 前腕, 手部）に装着した (図 3.1 参照)。

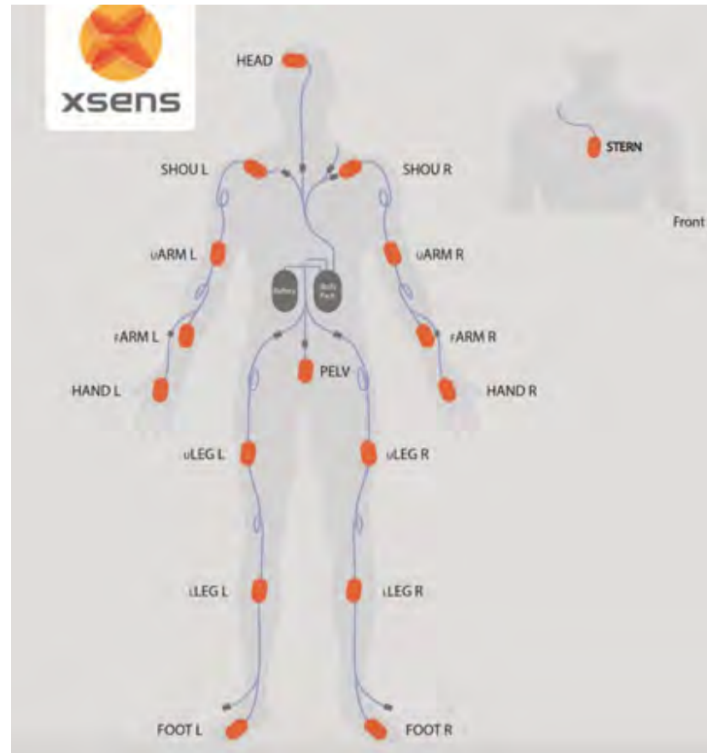


図 3.1: センサー配置図

3.3 実験設定

図 3.2 は実験概略図である．前方 4.0m, 床から 1.6m の高さに視覚的ターゲット（十字マーク）を設置した．参加者の目線の高さにタブレット端末を設置し，動作のタイミングを標準化するための参考動画を提示した．この動画には 1 拍/秒のメトロノーム音を収録した．動作開始前に各参加者の身体寸法データを測定し，Xsens 社の標準的な剛体リンクモデルを構築した．モデルのキャリブレーションのため，静的立位姿勢（N-pose）と短い歩行動作を記録した．参考動画を見せる前に，計測を開始しておき，参考動画の視聴中も含めて記録した．計測では，足部の動きが少ないために，足部の位置がドリフトする現象が発生したことから，試技の始めと終わりに 8 の字を描くように歩行してもらい，この部分も含んだ計測データを収集した．

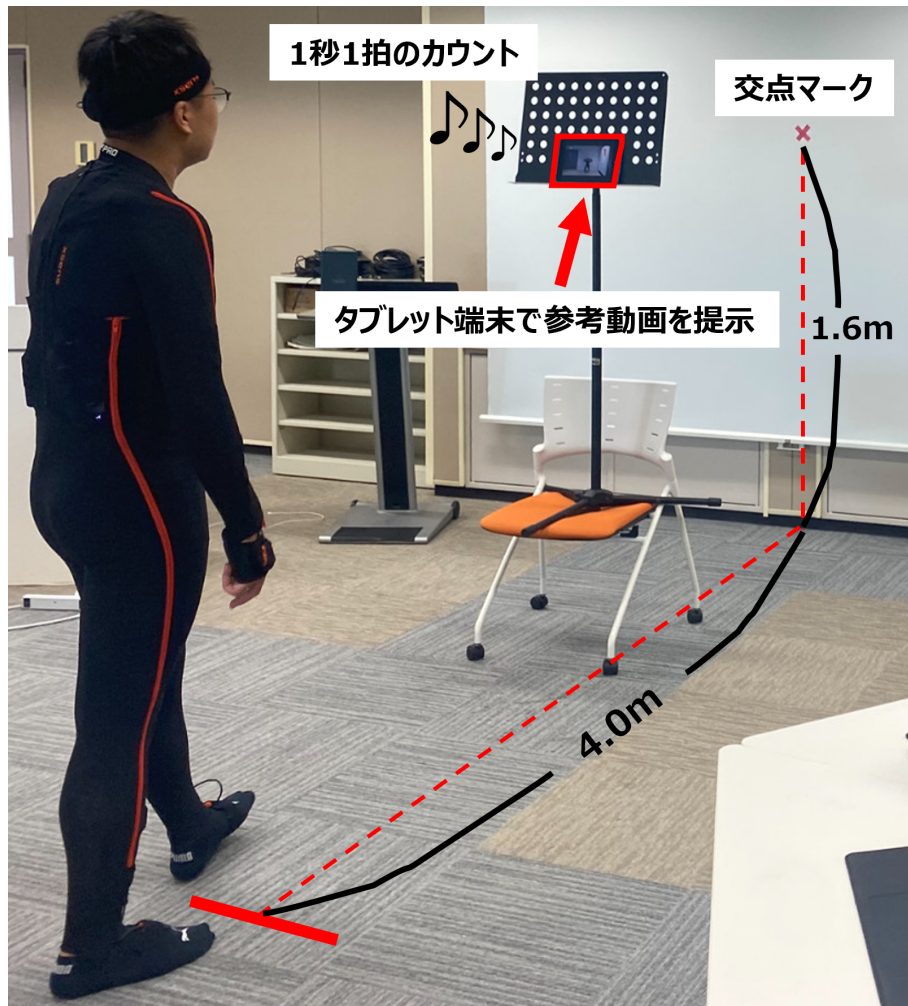


図 3.2: 実験概略図

3.4 手順

実験開始前に、参加者は熟練の理学療法士が実施するランジの参考動画を見て動きを確認した。正式な実験開始時、参加者は開始線に足を揃えて直立した状態から動作を開始した。実際の手順は以下の通りである。

- カウント 1: 前方脚の大腿部を体幹に引き寄せるように股関節を屈曲させた。
- カウント 2: 前方脚を踏み出し接地させた後、体重を滑らかに下方へ移動させた（しゃがみ込んだ）。
- カウント 3: 体重を上方へ移動させた。
- カウント 4: 前方脚を開始位置へ戻し、両脚を揃え、動作を終了した。

参加者は手を頭の後ろに組み、外部負荷のない状態で一連の動作を行った。左右の脚を交互に前方脚として、合計 10 回の試技を実施した。どちらの脚から開始するかは任意とした。

3.5 データ処理

計測された三次元運動データに対し、慣性センサー特有の誤差を最小化し、解析精度を向上させる目的で、専用ソフトウェア (Xsens MVN Analysis Pro 2023.2) を用いたリプロセス (Reprocess) 処理を行った。すべての試行データに対して、最も精度の高い処理エンジンである「HD Reprocess (高精細リプロセス)」を適用した。本処理は、リアルタイムでの計算とは異なり、試行全体の全フレームデータを前方および後方の両方向から参照して再計算を行うものである。これにより、センサーのドリフト (時間経過による位置情報のズレ) や磁気干渉による影響を効果的に抑制し、より正確な関節角度および身体セグメントの位置情報を算出できる。解析シナリオには、平地での運動解析に最適化された「Single Level」を選択した。これにより、床面と足部の接触判定の精度を高め、ランジ動作における垂直方向および水平方向の重心移動、ならびに下肢関節角度の算出精度を担保できる。

リプロセス後のデータから、各関節 (股関節、膝関節、足関節) の三次元関節角度や各身体部位の座標などをエクセルデータとして抽出し、以降の分析に用いた。

第 4 章 予備的分析

4.1 分析の目的

非運動習慣者と運動習慣者のランジにおける動作特性の違いを探索的に調査し，本分析における着眼点を明確化することを目的とした．

4.2 視覚的観察による仮説設定

「Xsens MVN Analysis Pro 2023.2」を用いて，参加者のアバターを視覚的に観察し，両群間で顕著な動作の違いが認められた場面のスクリーンショットを記録した．図 4.1, 4.2 は，前方脚が接地する瞬間における非運動習慣者と運動習慣者の姿勢を示している．図中の十字マークは身体重心を表す．視覚的観察から，非運動習慣者群には以下の特徴が認められた：

- 運動習慣者群と比較して上半身の後傾（骨盤が頭部より前方に位置）が顕著である
- 支持脚の屈曲角度が大きく，個人差も大きい
- 重心と身体的位置が一致していない例が見られる

これらの観察結果から，最も明確な特徴である「頭部と骨盤の位置関係の違い」に着目し，定量的分析を実施することとした．

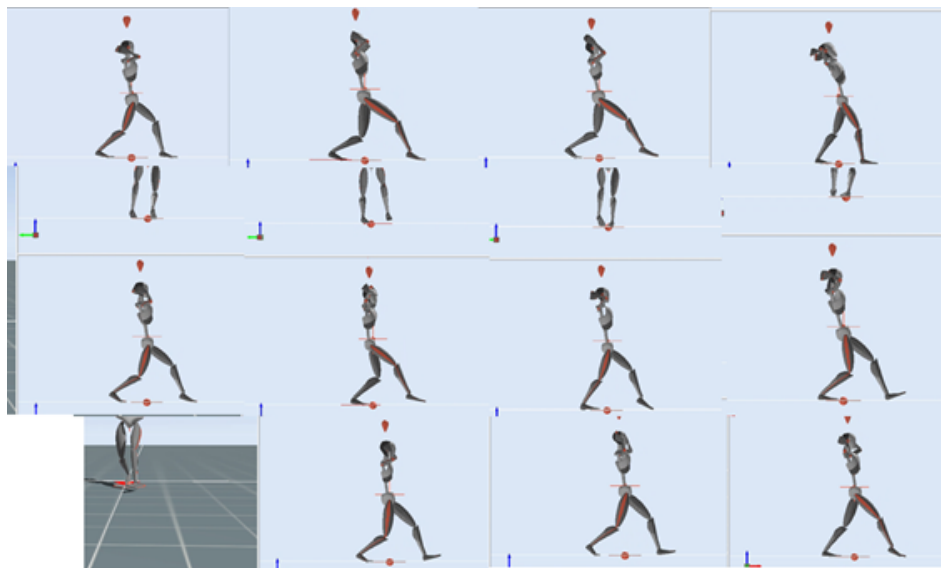


図 4.1: 非運動習慣者群の着地時の姿勢

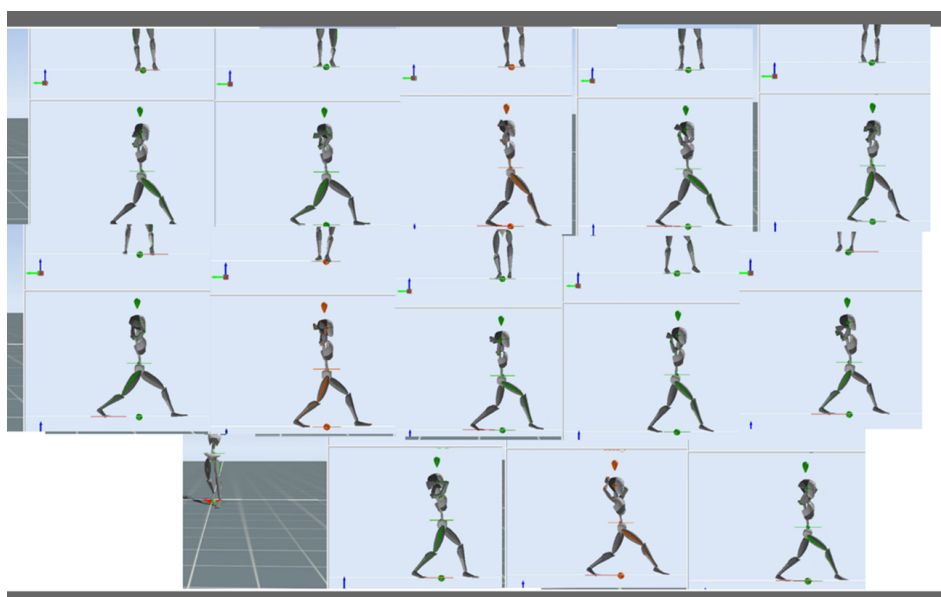


図 4.2: 運動習慣者群の着地時の姿勢

4.3 x 軸上での骨盤-頭部間距離の群間比較

骨盤と頭部の位置関係を定量的に評価するため、x 軸上での両者の距離（Pelvis-Head Distance: PHD）を「骨盤の x 座標 - 頭部の x 座標」として算出した。この値が正に大

きいほど、骨盤が頭部より前方に位置（上半身が後傾）していることを示す。各参加者の十回の試行から PHD の最大値（PHD Max）を抽出し、Welch の t 検定を用いて比較した（詳細な算出方法および時系列変化については補足資料参照）。

表 4.1 に結果を示す。非運動習慣者群は運動習慣者群と比較して、PHD Max が有意に大きかった（ $p=0.004$ ）。この結果は、頭部に対して骨盤が最も前方に位置する瞬間において、非運動習慣者では骨盤の前方偏位がより顕著であることを示している。

表 4.1: 非運動習慣者群と運動習慣者群の PHD Max の比較

	非運動習慣者群	運動習慣者群	p-value
PHD Max (m)	0.11 ± 0.04	0.06 ± 0.04	0.004

4.4 体幹傾斜角度の変化量の群間比較

前述の結果を踏まえ、「非運動習慣者は矢状面および前額面の両方で体幹動揺が大きい」という仮説を立て、体幹傾斜角度の変化量を用いた分析を行った。動作の局面ごとの特性を詳細に検討するため、身体重心（COM）の動態に基づいて動作を 5 期に分割し（準備期、前進期、下降期、上昇期、復帰期）、三つの部位定義（頭部-骨盤、胸郭-骨盤、頭部-胸郭）に基づき、各期における角度の変化量を比較した（期分けの詳細および計算方法については補足資料参照）。

矢状面で有意差が認められた前進期および復帰期は、それぞれ前進および後進動作に対応する。このような重心移動を伴う局面において、運動習慣者は体幹を安定的に保持したまま移動しているのに対し、非運動習慣者は体幹の安定性が低下し、動揺が増大した可能性が示唆される。一方、前額面で有意差が認められた局面には明確な規則性が認められず、この結果の要因を特定することは困難であった（詳細な結果については補足資料参照）。

4.5 予備的分析のまとめと本分析への方針

予備的分析により、非運動習慣者は動作中の特定の局面において骨盤が前方へ偏位し、体幹傾斜角度の変化量が大きくなることが明らかとなった。しかし、以下の課題が残された：

- 期分けが細かすぎて、結果の解釈が困難になった

- ランジのどの時点に着目すべきかの判断が難しかった
- 下肢について分析しておらず、体幹の結果だけでは考察が難しかった

以上の結果を踏まえ、本分析では「体幹傾斜角度の時系列変化」および「下肢の関節角度の時系列変化」を併せて分析し、動作全体を通した非運動習慣者の動作特性を明らかにすることとした。

第 5 章 本分析の手法と結果

5.1 概要

本分析では、先行研究で重要性が指摘されている前方脚の関節角度に加え、これまで検討が不十分であった体幹傾斜角度および支持脚の関節角度を算出した。統計解析においては、最大屈曲時などの特定時点での比較に加え、動作の「過程」における群間差を網羅的に検出するため、時系列データ全体を扱うことができる統計的パラメトリックマッピング (Statistical Parametric Mapping: SPM) を採用した。これにより、非運動習慣者が動作のどの局面で特有の運動特性を示すかを調べた。

5.1.1 SPM の採用

予備的分析では、「最大値」のような、特定の時点におけるデータを比較していた。しかしながら、ランジは連続的な動作であるため、前進する瞬間、しゃがみ込みピーク、後進する瞬間など比較すべき時点が多数存在する。実験で使用した慣性式モーションキャプチャシステムのサンプリング周波数は 240 Hz であり、1 回のランジを 4 秒のカウントで実施したため、960 フレームのデータが収集された。仮にこれを 1 フレームごとに比較した場合、多重比較の問題により、偶然有意な差が出る (偽陽性の) 確率が増大する。実際、予備的分析においても、検定の数が増えてしまい、結果の解釈が難しかった。

この問題を解決する統計手法として、統計的パラメトリックマッピングを採用した。SPM は元来、脳画像評価のために開発された連続的なデータに対する統計分析手法であり、バイオメカニクス分野においても広く用いられている [29]。この手法により、1 試行で生成される時系列データを一度に分析することが可能となる。SPM はランダム場理論に基づいており、滑らかに変化する時間依存データにおける統計的に有意な逸脱を検出する。具体的には、データの滑らかさおよび時間的依存性を考慮して「臨界閾値 (critical threshold: t^*)」を算出し、計算された統計量 ($SPM\{t\}$) の曲線がこの閾値を超えた場合

にのみ、その領域 (クラスター) を有意とみなすことで多重比較の問題に対処している。SPM をランジのバイオメカニクス分析に適用することで、運動習慣者群と非運動習慣者群の運動特性の相違を統計的に明らかにできる可能性が高い。特に、非運動習慣者のフォワードランジにおいて、運動習慣者との相違が最大屈曲時のような「点」ではなく、踏み込み動作中や動作の切り替え時などの「局面」に現れる可能性がある。実際に、ランジや着地動作に関する先行研究において、膝関節の着地から最大屈曲に至る過程や床反力の時系列的推移を比較するために SPM が用いられている [8, 23]。

SPM による分析結果は、単なる p 値のみならず、有意差が認められた「期間 (% gait cycle や % stance phase)」も出力される。例えば、「動作周期の 10%~30% の区間において有意差が認められた ($p<0.05$)」といった形で、動作のどの局面で群間差が生じているかを視覚的かつ定量的に示すことができる。一般に、支持期 (または動作周期) の 5% を超える期間で閾値を超えた場合、その差は実質的に有意であるとみなされることが多い [8]。

5.1.2 データ分析

図 5.1 は本分析における 1 回のランジサイクルを示している。先行研究 [6, 30, 31] を踏まえ、前方脚の着地前から着地、しゃがみ込み、離地する直後までを分析区間とするため、前方脚の膝関節の伸展がピークに達した時点を実動作開始、次に同脚の膝関節の伸展がピークに達する時点を実動作終了と定義した。サイクル全体の時間は 0% から 100% に正規化した。

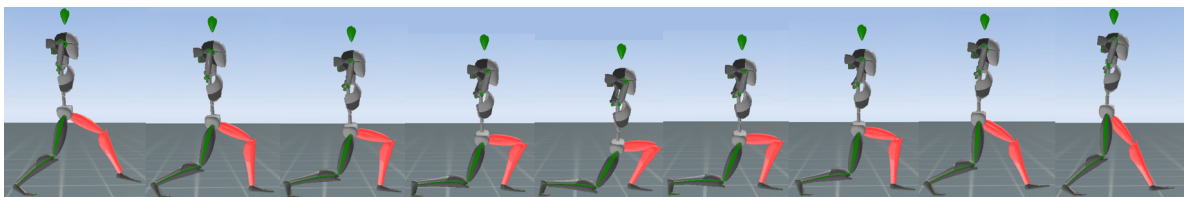


図 5.1: 1 回のランジサイクル

下肢の関節と体幹の動きを分析するために、剛体リンクモデルに基づき、股関節、膝関節、足関節の関節角度および骨盤-胸郭からなる体幹ベクトルの傾斜角度 (TTA: Trunk Tilt Angle) を算出した。関節角度は、前方脚の股関節、膝関節、足関節それぞれのピーク屈曲角度 (LPFA: Leading leg Peak Flexion Angle) と、前方脚の膝関節の屈曲がピークに達した時点 (最大屈曲局面) における支持脚の股関節、膝関節、足関節の角度 (SMFA:

Supporting leg at Maximum Flexion Angle) を含んだ。また、下肢の動きをより詳細に知るために、脚の各セグメント（大腿部、下腿部、足部）の傾斜角度も算出した。傾斜角度は、矢状面における前方への傾きを正の値とした。TTA は、参加者の骨盤中心と胸郭中心を結ぶベクトルと実験室座標系の垂直軸との間の角度として定義して、矢状面、前額面について分析した。矢状面においては前方への傾きを正の値とし、前額面においては左右への傾きの大きさを評価するため絶対値を用いた。さらに、ランジの全体的な運動特性を評価するため、ステップ長と、重心のピーク速度を算出した。ステップ長は、両脚の踵が最も離れた瞬間の踵間の距離のピークを算出し、参加者の脚長で正規化した。重心のピーク速度は 3 次元の合成速度を用いた (4.2.2 参照)。

各変数について、最初の 1 試技と最後の 1 試技を除いた中間 3 試技の平均値を算出し、参加者ごとの代表値として分析に用いた。

5.1.3 統計手法

ステップ長、重心のピーク速度、LPFA および SMFA について、群間の比較を行うため、独立 2 標本 t 検定を実施した。統計解析には IBM SPSS Statistics 20.0 for Windows(IBM Inc 社, 米国) を使用した。ランジサイクル全体 (0-100%) における下肢関節角度および体幹傾斜角度の時系列データについては、SPM を用いて群間比較を実施した。SPM 解析には Python 用のオープンソースコード (spm1d パッケージ) を使用した。すべての統計検定において、有意水準は $p < 0.05$ に設定した。SPM では、先行研究 [8] に従い、動作周期の 5% 以上にわたって統計量が臨界閾値を超えたクラスターのみを有意な差として報告した。

5.2 結果

各群の代表例を図 5.2 に示す。上が非運動習慣者群、下が運動習慣者群である。

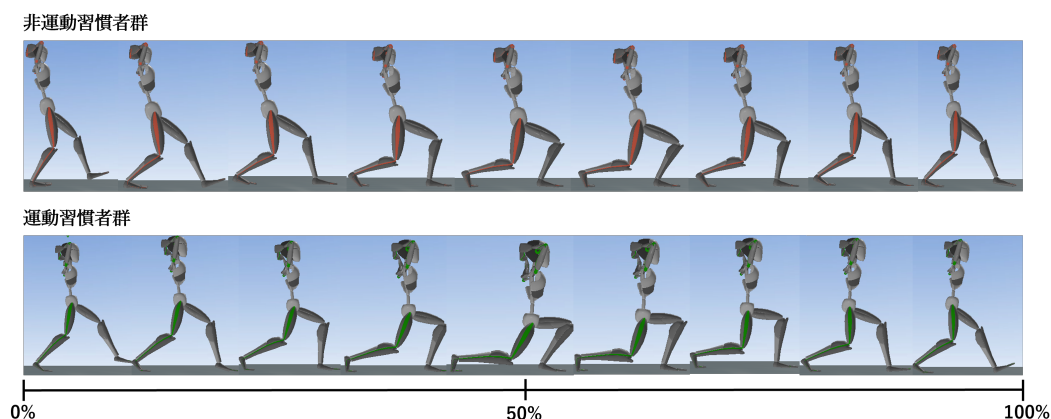


図 5.2: 各群の代表例

5.2.1 全体的な運動特性

表 5.1 に結果を示す。ステップ長について、非運動習慣者群は運動習慣者群に比べて有意に短かった ($p=0.033$)。また、重心のピーク速度について、前進方向、後進方向どちらにおいても、非運動習慣者群は運動習慣者群に比べて、有意に速度が遅かった（前方： $p=0.005$ ，後方： $p=0.016$ ）。

表 5.1: ステップ長と重心のピーク速度 (前進方向・後進方向)

	非運動習慣者群	運動習慣者群	p-value
ステップ長 (m)	1.08 ± 0.08	1.17 ± 0.11	0.033
重心のピーク速度 前進方向 (m/s)	1.29 ± 0.18	1.51 ± 0.17	0.005
重心のピーク速度 後進方向 (m/s)	1.32 ± 0.23	1.54 ± 0.17	0.016

5.2.2 LPFA と SMFA の結果

表 5.2 に結果を示す。非運動習慣者群は運動習慣者群と比較して、股関節 ($p=0.022$)、膝関節 ($p=0.036$)、および足関節 ($p=0.001$) の LPFA が有意に小さかった。また、非運動習慣者群は運動習慣者群と比較して、股関節 ($p=0.041$)、膝関節 ($p=0.032$)、足関節 ($p=0.017$) の SMFA が有意に大きかった。

表 5.2: LPFA と SMFA の群間比較

	非運動習慣者群	運動習慣者群	p-value
LPFA 股関節 (°)	76.13 ± 12.93	92.48 ± 19.17	0.022
LPFA 膝関節 (°)	93.04 ± 21.51	110.26 ± 13.85	0.036
LPFA 足関節 (°)	18.91 ± 8.94	30.49 ± 4.17	0.001
SMFA 股関節 (°)	-16.39 ± 5.93	-25.44 ± 4.03	0.041
SMFA 膝関節 (°)	55.10 ± 25.35	33.82 ± 13.54	0.032
SMFA 足関節 (°)	16.68 ± 11.13	3.36 ± 12.97	0.017

5.2.3 SPM の結果

図 5.3 に前方脚と支持脚の関節角度の SPM の結果を示す。股関節および膝関節の角度には、サイクル全体を通して両群間に有意な差は認められなかった。足関節について、サイクルの 24.2% ~ 78.8% の区間において、非運動習慣者群の方が運動習慣者群よりも有意に背屈角度が小さいことが示された ($p=0.001$)。支持脚の股関節について、サイクルの 6.8% ~ 76.8% の広範な区間において、非運動習慣者群は運動習慣者群よりも有意に股関節の伸展角度が小さかった ($p<0.001$)。膝関節について、非運動習慣者群は、サイクルの 19.5% ~ 40.4% ($p=0.038$) および 91.3% ~ 100% ($p=0.048$) の区間で、運動習慣者群よりも有意に大きな屈曲角度を示した。また、足関節について、サイクルの 5.1% ~ 41.8% の区間において、非運動習慣者群は運動習慣者群よりも有意に大きな背屈角度を示した ($p=0.001$)。図 5.4 に前方脚と支持脚の各セグメントの傾斜角度の SPM の結果を示す。下腿部は 22.4% ~ 78.3% の区間で非運動習慣者群は運動習慣者群に比べて有意に角度が小さかった。足部の傾斜角度は 16.7% ~ 19.0% と 79.1% ~ 88.6% の区間で非運動習慣者群は運動習慣者群に比べて有意に角度が大きかった。大腿部については両群の差は有意ではなかった。支持脚について、大腿部は 0%~100% の区間で非運動習慣者群は運動習慣者群に比べて有意に角度が小さかった。下腿部と足部については両群の差は有意ではなかった。図 5.5 に体幹傾斜角度 (TTA) の SPM の結果を示す。矢状面において、非運動習慣者群はサイクルの初期段階である 0% ~ 16.3% ($p=0.040$) と、最終段階である 92.5% ~ 100% ($p=0.048$) の区間で、運動習慣者群よりも有意に大きな後傾を示した。前額面については、サイクル全体を通して両群間に有意な差は認められなかった。

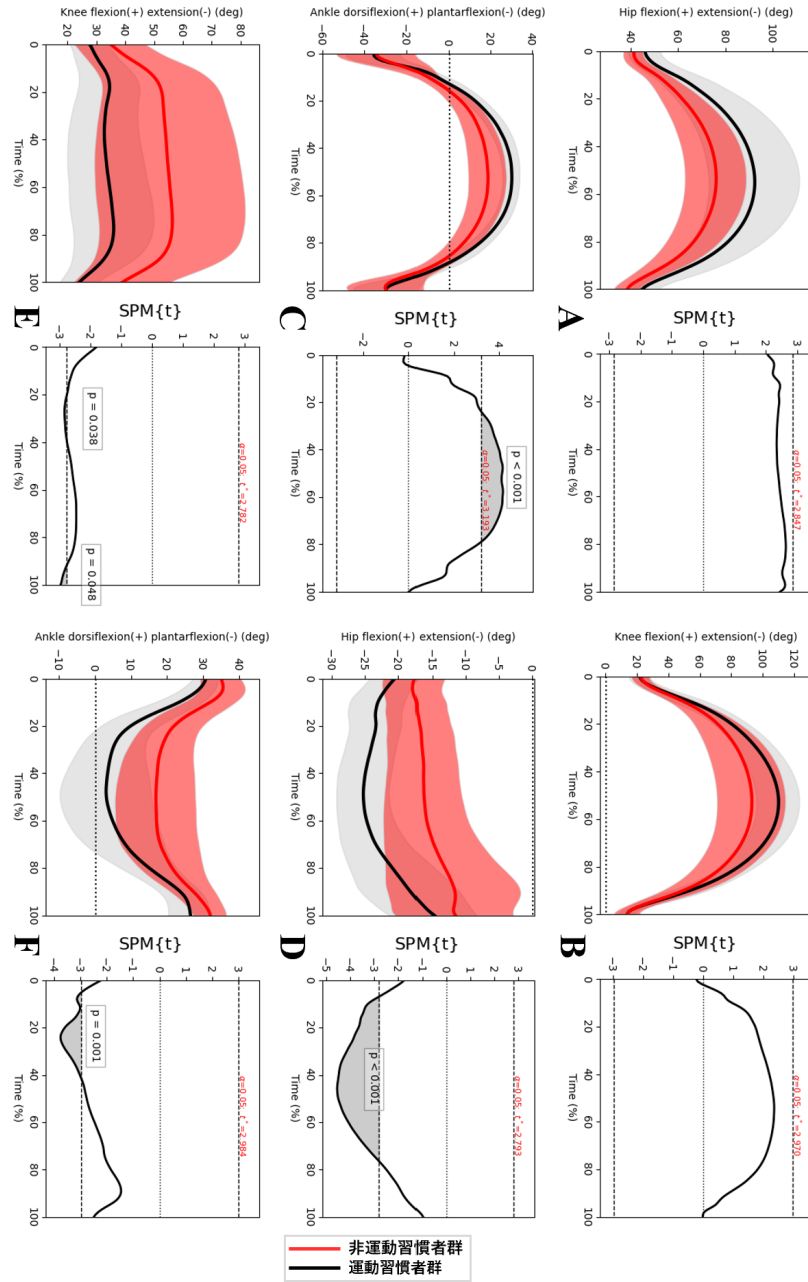


図 5.3: 非運動習慣者と運動習慣者のランジにおける前方脚，支持脚の関節角度の統計的パラメトリックマッピング（SPM）曲線

A: 前方脚の股関節， B: 前方脚の膝関節， C: 前方脚の足関節， D: 支持脚の股関節， E: 支持脚の膝関節， F: 支持脚の足関節， 各図の左図について，赤線が非運動習慣者群，黒線が運動習慣者群，各線の周囲の網掛け領域は分散を表している．各図の右図について，黒く網掛けされた領域は有意差が存在することを示している．また，黒い曲線は時間に伴って変化する F 値を表し，黒い破線は統計的有意差に必要とされる F 値の閾値を示している．

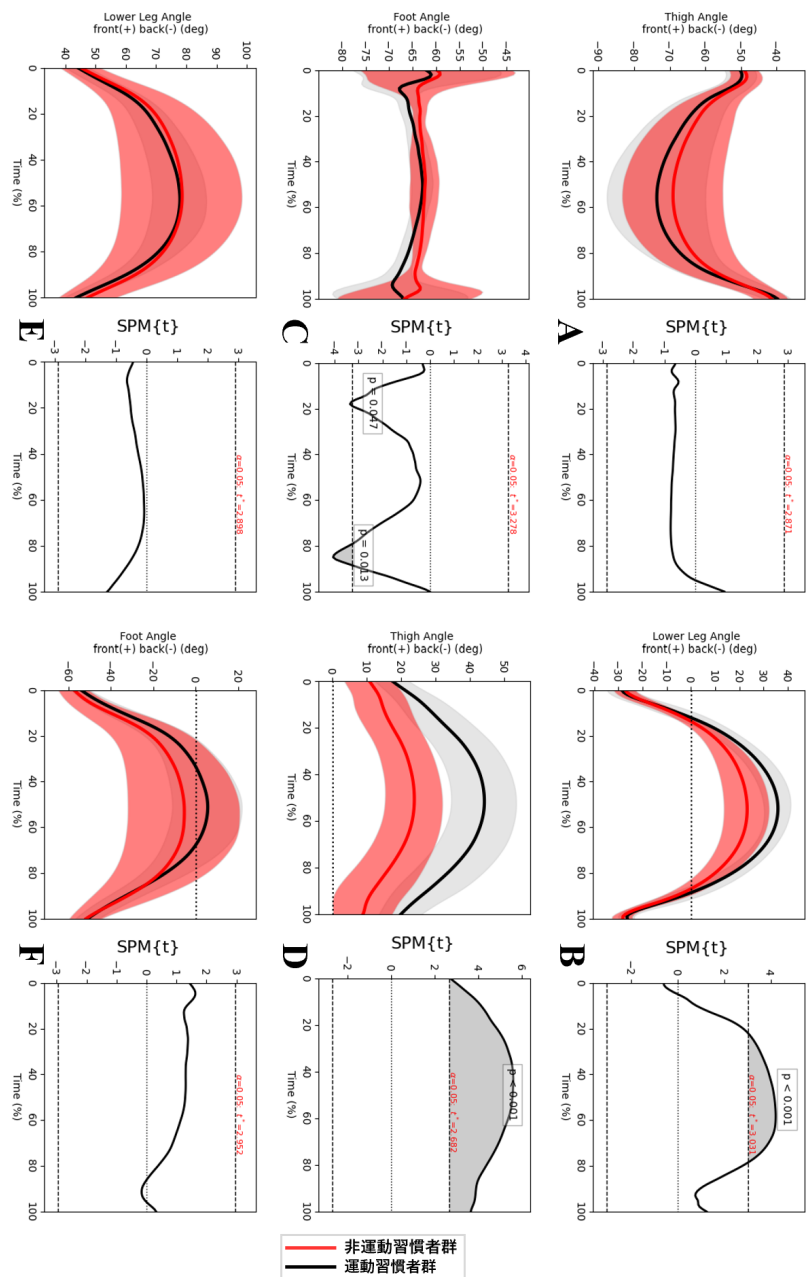


図 5.4: 非運動習慣者と運動習慣者のランジにおける前方脚、支持脚の各セグメントの傾斜角度の統計的パラメトリックマッピング (SPM) 曲線

A: 前方脚の大腿部, B: 前方脚の下腿部, C: 前方脚の足部, D: 支持脚の大腿部, E: 支持脚の下腿部, F: 支持脚の足部. 各図の左図について, 赤線が非運動習慣者群, 黒線が運動習慣者群, 各線の周囲の網掛け領域は分散を表している. 各図の右図について, 黒く網掛けされた領域は有意差が存在することを示している. また, 黒い曲線は時間に伴って変化する F 値を表し, 黒い破線は統計的有意差に必要とされる F 値の閾値を示している.

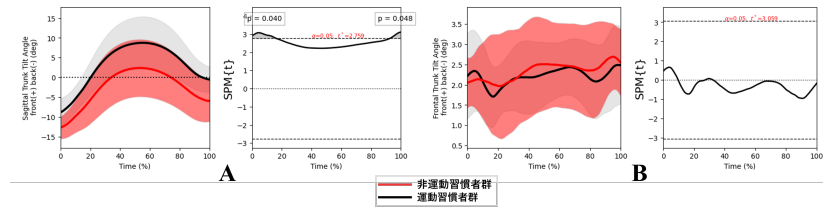


図 5.5: 非運動習慣者と運動習慣者のランジにおける体幹傾斜角度の統計的パラメトリックマッピング (SPM) 曲線

A: 矢状面, B: 前額面. 各図の左図について, 赤線が非運動習慣者群, 黒線が運動習慣者群, 各線の周囲の網掛け領域は分散を表している. 各図の右図について, 黒く網掛けされた領域は有意差が存在することを示している. また, 黒い曲線は時間に伴って変化する F 値を表し, 黒い破線は統計的有意差に必要とされる F 値の閾値を示している.

第6章 考察

6.1 概要

本研究の目的は、非運動習慣者と運動習慣者のフォワードランジにおける下肢と体幹の運動学を比較分析し、非運動習慣者の運動特性を明らかにすることであった。ランジが片側性の動作であることを考慮すると、先行研究 [6, 15, 21–25] で主な焦点となってきた前脚だけでなく、支持脚と体幹も含めて議論を広げる必要がある。本章では、非運動習慣者群に見られた、「支持脚の股関節伸展の制限」と「動作の開始局面と終了局面における体幹後傾」、「運動連鎖」という3つのテーマについて議論する。

6.2 支持脚の股関節伸展の制限について

非運動習慣者群における歩幅と重心のピーク速度の減少は、支持脚の股関節伸展の制限に起因すると考えられる。本研究では、ランジサイクルの6.8%～76.8%の区間において、非運動習慣者群は運動習慣者群と比較して支持脚の股関節伸展が有意に小さかった。Chida ら [32] は、ランジにおける前方推進力が支持脚の股関節伸展によって生成されることを報告している。したがって、非運動習慣者群における股関節伸展の制限は、体を前方へ効果的に推進する能力の低下を招き、結果として歩幅と速度の減少につながったと解釈できる。また、ランジでは歩幅が減少すると、下肢の筋活動も減少する [6]。非運動習慣者のランジはトレーニングとして非効率である可能性がある。

さらに、非運動習慣者群のLPFAは、股関節、膝関節、足関節のすべてにおいて運動習慣者群より有意に小さかった。Goulette ら [33] によれば、フォワードランジ中の膝の屈曲の増大と、膝関節の負荷は関連している。Zellmer ら [25] は、フォワードランジで膝をつま先より前に移動させると、膝と足関節の屈曲が増大し、膝蓋腱ストレスが高まることを示している。これらを踏まえ、Gao ら [8] は、運動に慣れていない人がランジを行う

際に、適切な重量の負荷を選択すべきであることを示唆している。これらの観点とは異なり、本研究の結果は、運動習慣のない人々がランジを行う際、前方脚の股関節、膝、足首の屈曲が少ないことを示している。Da ら [34] によると、動作中の足関節背屈範囲は、もともとの可動域だけでなく、股関節や膝関節の筋力、底屈筋群への負荷、体幹や骨盤の位置調整などによって変化する可能性がある。非運動習慣者は運動習慣者に比べて筋力が弱い可能性が高く、動作中の可動域が減少した可能性がある。

膝関節について、Horan ら [35] の研究では、片足スクワットのパフォーマンスが悪いと判断された群では、膝の屈曲が小さいことが観察された。著者らは、健常者においてもこの現象が見られたことから、大腿四頭筋の弱さ、足関節背屈可動域制限、モチベーション、または指示の誤解など、複数の要因が関与している可能性を指摘している。本研究でも、非運動習慣者の膝の屈曲の減少の要因は明確に特定できないが、支持脚の股関節の伸展の制限が影響を及ぼした可能性がある。つまり、支持脚の推進力不足により前方への移動距離が制限され、結果として前方脚に十分な屈曲を生じさせるだけの体重を乗せられなかった可能性がある。ほかにも推測される要因として、ランジの適切な方法がわかっていなかった、膝蓋腱ストレスを抑えるために意図的に膝の屈曲を減らしたなどが挙げられる。非運動習慣者への指導では、支持脚の股関節伸展を意識させることが、動作全体の改善につながる可能性がある。

6.3 動作開始・終了局面における体幹制御について

本研究では、骨盤と胸郭を結ぶベクトルと実験室の垂直軸の間の角度を体幹傾斜角度として、体幹の傾きを評価した。本研究で特筆すべき知見は、動作の開始と終了局面における非運動習慣者群の体幹後傾である。

Hofmann ら [36] は、フォワードランジ中に、体幹と下腿部を垂直の位置関係にすると支持脚の膝蓋大腿関節に有意な応力を生じさせることを示唆している。しかしながら、ランジ中の体幹を運動学的に分析して報告した研究は、筆者の知る限り、Lin ら [22] の研究のみである。彼らは、膝を負傷している群でバックランジ中の体幹傾斜角度が減少することを報告している。しかし、彼らの研究ではフォワードランジでの有意差は見られなかった。本研究でフォワードランジにもかかわらず体幹後傾が観察されたことは、非運動習慣者にとって前方ランジが要求する動的バランス能力が高いことを示唆している。また、Lin らは、負傷群の体幹傾斜角度が小さかったことについて、姿勢を維持するために意図的に体幹を固める戦略を取ったと述べている。一方で、本研究では、非運動習慣者群は運動習慣者群に比べて体幹後傾が大きかった。差が有意であった 0%~16.3% の区間は、片

脚立位から前方へ移動し、前方脚が接地して、踏み込むフェーズに相当する。この局面で非運動習慣者群に観察された体幹後傾は、骨盤が上体に先行して前方へ移動し、上体の追従が遅れていることを示している。この運動特性は、動的バランスを保ちながら移動する能力の不足を反映していると考えられる。Song & Yoo[7] および López-de-Celis ら [27] は、ランジにおいて脊柱起立筋や腹斜筋などの体幹筋群が重要な役割を果たすことを報告している。また、Hsu ら [37] は、体幹筋のトレーニングによって、体幹の安定性と腹腔内圧が増加することを示している。本研究の非運動習慣者群では、運動習慣の欠如により、これらの体幹筋群の筋力が弱く、体幹を保てなかった可能性がある。

92.5%～100% の区間は、前方脚が地面から離れ、片脚立位で元の立位姿勢に戻る段階である。この局面における体幹後傾は、体幹筋群の筋力不足を代償するための戦略と解釈できる。すなわち、非運動習慣者群は体幹を意図的に後傾させることで重心を後方へ移動させ、筋力に頼らずに重心制御を行っていたと考えられる。この代償動作は、短期的には動作の完遂を可能にするが、長期的には不適切な動作の定着や、腰部への過度な負担につながる可能性がある。

6.4 運動連鎖に関する考察

前節までに述べた「支持脚の股関節伸展の制限」と「動作開始・終了局面における体幹制御」は、独立した現象ではなく、運動連鎖の観点から密接に関連している可能性がある。本節では、これらの要因がどのように連鎖し、非運動習慣者のランジを特徴づけているかについて議論する。

本研究では、非運動習慣者群では動作周期の初期（0%～16.3%）において有意な体幹後傾が観察された。この局面は、支持脚で床を蹴り、身体を前方へ加速させる推進フェーズである。支持脚の股関節伸展が前方への推進力を生成する主たる要因であることを考慮すると [32]、動作開始時の体幹後傾は、この推進力を効率的に前方へ伝えることを阻害していると考えられる。具体的には、体幹後傾により胸郭から上部が後方へ取り残されることで、身体重心が支持脚側に留まる時間が長くなり、骨盤を前方へ押し出すための支持脚の能動的な股関節伸展動作が制限された可能性が推察される。結果として、非運動習慣者群で見られた歩幅の減少および重心速度の低下は、体幹後傾に起因する支持脚の伸展制限という連鎖的反応の結果であると解釈できる。

また、支持脚の股関節伸展制限と体幹後傾の連鎖は、非運動習慣者が安全性を優先した受動的な姿勢を取っている可能性がある。前節でも述べたように、非運動習慣者は、運動

習慣者に比べて体幹筋群の筋力や動的バランス保持能力が低いことが推測される [37]。片脚立位から前方へ大きく踏み出すランジは、重心の大きな移動を伴う不安定な課題である。この課題に対し、非運動習慣者は体幹を意図的に後傾させることで、重心の前方への急激な加速を抑制し、動的バランスを維持しようとしたと考えられる。しかし、この戦略は結果として支持脚の股関節伸展可動域の活用を妨げることとなる。体幹後傾は骨盤の後傾と連動し、股関節は相対的な伸展位となる。一見すると股関節の伸展は生じているが、これは体幹の傾きによって受動的に導かれたものであり、股関節伸展筋である大臀筋は弛緩したポジションになりやすい。そのため、股関節主体の出力が得にくく、骨盤の前方移動を積極的に促すことが困難になる。反対に、移動開始時に体幹後傾が生じない適切なフォームであれば、大臀筋が能動的に収縮し、その純粋な股関節伸展による力が骨盤を前方へ運ぶための推進力として効率的に作用すると考えられる。

これらの連鎖的な運動パターンの影響が、最終的に前方脚の関節角度にも波及している可能性がある。6.2 節の最後でも述べたように、支持脚の股関節伸展の制限によって前方への十分な推進力が得られず、前方脚は接地時に大きな体重負荷を受け止める必要がなくなり、結果として股関節、膝関節、足関節の屈曲角度 (LPFA) がいずれも減少したと考えられる。このように、非運動習慣者のランジは、動作開始局面における体幹の不安定性が支持脚の推進力を減じ、それが前方脚の負荷減少 (トレーニング効率の低下) を招くという、一連の負の連鎖として捉えることができる。したがって、非運動習慣者に対する効果的な運動指導においては、単に下肢の角度を修正するだけでなく、動作の開始局面における「体幹の垂直保持」と「それに基づく支持脚の能動的な伸展」の連動性を意識させることが重要である可能性がある。

6.5 統計手法について

前方脚の股関節・膝関節について、LPFA という屈曲のピークの瞬間のデータでは差が有意であったのに対して、SPM での差は有意ではなかった。この結果は、SPM が時間正規化されたデータを扱うため、被験者間でタイミングの異なるピーク値が平均化され、独立 2 標本の t 検定で検出された差が統計的に顕在化しなかったと解釈できる。

この現象は、非運動習慣者と運動習慣者の股関節と膝関節の屈曲のパターンは類似しているものの、最大屈曲角度には明確な差があることを示唆している。このように、SPM による運動特性の評価と、LPFA のようなピークの評価を併用することで、より詳細な運動特性の理解が可能となる。

6.6 限界

本研究にはいくつかの限界が存在する．第一に，実験参加者が若年男性のみであったため，結果を女性や他の年齢層に一般化するには慎重を期す必要がある．第二に，関節可動域の測定を実施しておらず，観察された動作の違いが，筋力や協調性の問題なのか，あるいは元々の可動域制限に起因するのかを区別できていない．第三に，参加者に参考動画を提示したことが，彼らの自然な運動パターンではなく，模倣による動作を引き出した可能性がある．

第7章 結論

7.1 本研究のまとめ

本研究は、非運動習慣者と運動習慣者のフォワードランジにおける下肢と体幹の運動学を比較分析し、非運動習慣者の運動特性について三つの重要な知見を明らかにした。

第一に、非運動習慣者は支持脚の股関節伸展が有意に制限されていた。これが前方推進力の低下を招き、結果として歩幅と重心のピーク速度の減少につながったと解釈できる。この特性により、非運動習慣者のランジはトレーニングとして非効率である可能性がある。また、前方脚の関節屈曲角度が有意に小さかったが、これは支持脚の推進力不足により、前方脚に十分な体重を乗せられなかった可能性がある。

第二に、動作の開始と終了局面において、非運動習慣者は有意に体幹が後傾していた。開始局面の体幹後傾は、動的バランス能力の不足を反映していると考えられる。運動習慣の欠如により、体幹筋群の筋力が弱く、体幹を保てなかった可能性がある。終了局面の体幹後傾は、筋力不足の代償の動作パターンと解釈できる。

第三に、これらの現象は連鎖的に発生している可能性がある。非運動習慣者の開始局面の体幹後傾は、支持脚の能動的な股関節伸展動作を制限した可能性がある。また、非運動習慣者は安全性を優先するために、体幹を後傾させることで動的バランスを維持しようとしたと考えられる。しかし、この動作パターンは股関節伸展筋である大臀筋を弛緩したポジションにし、骨盤の前方移動を困難にする。これらの連鎖により、前方脚の関節屈曲角度も減少したと考えられる。つまり、体幹の不安定性が支持脚の推進力を減じ、トレーニング効率の低下を招くという一連の負の連鎖となった可能性がある。

7.2 本研究の社会的意義

本研究の社会的意義は、非運動習慣者がより安全かつ効率的に運動を継続するための基礎的な知見を提供したことにある。これにより、非運動習慣者に対する効果的な指導法の確立に貢献できる。非運動習慣者のランジは、支持脚の股関節伸展の制限により前方推進力が不足し、結果として下肢の筋活動が減少するため、トレーニングとして非効率である可能性が示された。従来の研究では前方脚の膝や足首に重点が置かれてきたが、本研究は動作開始局面における「体幹の垂直保持」と「支持脚の股関節の能動的な伸展」を意識させることの重要性を示している。この知見により、運動指導者は、非運動習慣者に対してより科学的根拠に基づいた段階的な指導が可能となる。また、不適切な動作パターンの定着や腰部への過度な負担を予防し、運動習慣の継続を促進することで、超高齢社会における健康寿命の延伸にも寄与することが期待される。

7.3 本研究の学術的意義

本研究の学術的意義は、大きく二点ある。一点目は、従来のランジ研究が主に前方脚に着目していたのに対して、本研究は体幹と支持脚の運動特性を明らかにしたことである。片側性という特徴を持つランジにおいて、支持脚の股関節伸展が前方推進力を生成する主要因であること、さらに動作開始時の体幹の後傾がこの推進力を阻害することを示した。加えて、体幹後傾によって支持脚の股関節の伸展制限が起こり、最終的に前方脚の負荷減少につながるという連鎖的メカニズムを解明した。これは、ランジにおける運動連鎖についての新たな知見を提供するものである。

二点目は、従来のランジ研究が主に前方脚の「接地局面」に焦点を当ててきたのに対し、本研究ではSPMを用いて、接地前から離地後までを分析区間としたうえで、接地前と離地後を含む局面における運動特性を明らかにした点にある。本研究では動作開始局面と終了局面において非運動習慣者に顕著な体幹後傾が観察された。この知見は、今後の運動学研究において、動作全体を通した時系列的な分析の重要性を示唆している。

参考文献

- [1] 厚生労働省. 令和 5 年国民健康・栄養調査結果の概要. URL <https://www.mhlw.go.jp/content/10900000/001338334.pdf>.
- [2] Ana J. Pinto, Audrey Bergouignan, Paddy C. Dempsey et al. Physiology of sedentary behavior, 10 2023. ISSN 15221210.
- [3] Ann Regina Lurati. Health issues and injury risks associated with prolonged sitting and sedentary lifestyles. *Workplace Health and Safety*, 66:285–290, 6 2018. ISSN 21650969. doi: 10.1177/2165079917737558.
- [4] Hui Lyu, Xueying Cao, Jian Wang. Comparative effects of fatiguing exercise on anticipatory and compensatory postural adjustments between trained and untrained individuals. *Life*, 14, 8 2024. ISSN 20751729. doi: 10.3390/life14080943.
- [5] *Global status report on physical activity 2022*. World Health Organization., 2022.
- [6] Rafael F. Escamilla, Irwin S. Thompson, Robert Asuncion et al. Effects of step length and stride variation during forward lunges on lower-extremity muscle activity. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 10, 3 2025. ISSN 24115142. doi: 10.3390/jfmk10010042.
- [7] Jae-Keun Song, Won-Gyu Yoo. Effect of backward versus forward lunge exercises on trunk muscle activities in healthy participants. *Physical Therapy Korea*, 28: 273–279, 11 2021. ISSN 1225-8962. doi: 10.12674/ptk.2021.28.4.273.
- [8] Lidong Gao, Zhenghui Lu, Minjun Liang et al. Influence of different load conditions on lower extremity biomechanics during the lunge squat in novice men. *Bioengineering*, 9, 7 2022. ISSN 23065354. doi: 10.3390/bioengineering9070272.
- [9] Silvio Lorenzetti, Mira Ostermann, Fabian Zeidler et al. How to squat? effects of various stance widths, foot placement angles and level of experience on knee, hip and trunk motion and loading. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*,

- 10, 2018. ISSN 20521847. doi: 10.1186/s13102-018-0103-7.
- [10] Jillian L. Hawkins, Glenn N. Williams, Clare E. Milner. Changes in walking biomechanics after a 30-min exercise bout in sedentary compared with active young women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 55:722–726, 4 2023. ISSN 15300315. doi: 10.1249/MSS.0000000000003083.
 - [11] Gareth Boyden, Joanna Kingman, Rosemary Dyson. A comparison of quadriceps electromyographic activity with the position of the foot during the parallel squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 14:379–382, 2000. ISSN 10648011. doi: 10.1519/00124278-200011000-00002.
 - [12] Valdeci Carlos Dionisio, Gil Lúcio Almeida, Marcos Duarte et al. Kinematic, kinetic and emg patterns during downward squatting. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18:134–143, 2 2008. ISSN 1050-6411. doi: 10.1016/J.JELEKIN.2006.07.010. URL <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17029862/>.
 - [13] Victoria L Graham, Gale M Gehlsen, Jennifer A Edwards. Electromyographic evaluation of closed and open kinetic chain knee rehabilitation exercises. *Journal of Athletic Training*, 28:23, 1993. ISSN 1062-6050. URL <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC1317886/>.
 - [14] Anthony I. Beutler, Leslie W. Cooper, Don T. Kirkendall et al. Electromyographic analysis of single-leg, closed chain exercises: Implications for rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Athletic Training*, 37:13, 2002. ISSN 10626050. URL <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC164302/>.
 - [15] Farrokhi Shawn, Pollard Christine, D., Souza Richard, B. et al. Trunk position influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38:403–409, 2008. ISSN 01906011. doi: 10.2519/jospt.2008.2634.
 - [16] Rafael F. Escamilla, Naiquan Zheng, Toran D. Macleod et al. Patellofemoral joint force and stress between a short- and long-step forward lunge. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38:681–690, 2008. ISSN 01906011. doi: 10.2519/jospt.2008.2694.
 - [17] Riemann Bryan, L., Lapinski Shelley, Smith Lyndsay et al. Biomechanical anal-

- ysis of the anterior lunge during 4 external-load conditions. *Journal of Athletic Training*, 47:372–378, 2012. ISSN 10626050. doi: 10.4085/1062-6050-47.4.16.
- [18] Zhonghao Xie, Jing Pan, Xingyu Wu et al. Lower limb biomechanical differences between forehand and backhand forward lunges in amateur female badminton players. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 13, 2025. ISSN 22964185. doi: 10.3389/fbioe.2025.1558918.
- [19] Matthew Kritz, John Cronin, Patria Hume. Using the body weight forward lunge to screen an athlete’s lunge pattern. *Strength & Conditioning Journal*, 31 (6):15–24, 2009.
- [20] Alberto Leardini, Fabio Biagi, Andrea Merlo et al. Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. *Clinical Biomechanics*, 26: 562–571, 7 2011. ISSN 02680033. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.01.015. URL <https://www.clinbiomech.com/action/showFullText?pii=S0268003311000386>.
- [21] Paulo H. Marchetti, Mauro A. Guiselini, Josinaldo J. Da Silva et al. Balance and lower limb muscle activation between in-line and traditional lunge exercises. *Journal of Human Kinetics*, 62, 2018. ISSN 18997562. doi: 10.1515/hukin-2017-0174.
- [22] Cheng Feng Lin, Shiang Hua Hua, Ming Tung Huang et al. Biomechanical analysis of knee and trunk in badminton players with and without knee pain during backhand diagonal lunges. *Journal of Sports Sciences*, 33:1429–1439, 8 2015. ISSN 1466447X. doi: 10.1080/02640414.2014.990492.
- [23] Deng Liwei, Zhao Ziqi, Liang Leichao et al. Effects of elastic ankle braces and anticipation conditions on lower limb biomechanics during badminton lunge movements. *Gait and Posture*, 121:195–202, 9 2025. ISSN 18792219. doi: 10.1016/j.gaitpost.2025.05.014.
- [24] Tine Alkjær, Kenneth B. Smale, Teresa E. Flaxman et al. Forward lunge before and after anterior cruciate ligament reconstruction: Faster movement but unchanged knee joint biomechanics. *PLoS ONE*, 15, 1 2020. ISSN 19326203. doi: 10.1371/journal.pone.0228071.
- [25] Matthew Zellmer, Thomas W. Kernozek, Naghmeh Gheidi et al. Patellar tendon stress between two variations of the forward step lunge. *Journal of Sport and Health Science*, 8:235–241, 5 2019. ISSN 2095-2546. doi: 10.1016/J.JSHS.2016.12.005. URL

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2095254616301272?via%3Dihub>.

- [26] Ewertton DE S Bezerra, Fernando Diefenthaler, João Pedro Nunes et al. Influence of trunk position during three lunge exercises on muscular activation in trained women. *International journal of exercise science*, 14(1):202, 2021.
- [27] Carlos López de Celis, Noé Labata-Lezaun, Sergi Romaní-Sánchez et al. Effect of load distribution on trunk muscle activity with lunge exercises in amateur athletes: Cross-sectional study. *Healthcare (Switzerland)*, 11, 3 2023. ISSN 22279032. doi: 10.3390/healthcare11060916.
- [28] Jun-Tian Zhang, Alison C Novak, Brenda Brouwer et al. Concurrent validation of xsens mvn measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiological measurement*, 34(8):N63, 2013.
- [29] Todd C Pataky. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of biomechanics*, 43(10):1976–1982, 2010.
- [30] Paul Comfort, Paul Anthony Jones, Laura Constance Smith et al. Joint kinetics and kinematics during common lower limb rehabilitation exercises. *Journal of Athletic Training*, 50:1011–1018, 10 2015. ISSN 1938162X. doi: 10.4085/1062-6050-50.9.05.
- [31] Gregor Kuntze, Neil Mansfield, William Sellers. A biomechanical analysis of common lunge tasks in badminton. *Journal of Sports Sciences*, 28:183–191, 1 2010. ISSN 02640414. doi: 10.1080/02640410903428533.
- [32] Kenta Chida, Takayuki Inami, Shota Yamaguchi et al. Effects of different target distances on the kinematics of hip, knee, and ankle joints in the fencing lunge. *Biomechanics (Switzerland)*, 4:309–318, 6 2024. ISSN 26737078. doi: 10.3390/biomechanics4020020.
- [33] Danielle Goulette, Patrick Griffith, Michael Schiller et al. Patellofemoral joint loading during the forward and backward lunge. *Physical Therapy in Sport*, 47: 178–184, 1 2021. ISSN 18731600. doi: 10.1016/j.ptsp.2020.12.001.
- [34] Guilherme Vinicius da Costa, Marcelo Peduzzi de Castro, Cristiano Gomes Sanchotene et al. Relationship between passive ankle dorsiflexion range, dynamic ankle dorsiflexion range and lower limb and trunk kinematics during the single-leg squat. *Gait and Posture*, 86:106–111, 5 2021. ISSN 18792219. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.03.015.
- [35] Sean A. Horan, Steven L. Watson, Christopher P. Carty et al. Lower-limb kine-

- matics of single-leg squat performance in young adults. *Physiotherapy Canada*, 66:228–233, 2014. ISSN 03000508. doi: 10.3138/ptc.2013-09.
- [36] Cory L. Hofmann, Derek T. Holyoak, Paul M. Juris. Trunk and shank position influences patellofemoral joint stress in the lead and trail limbs during the forward lunge exercise. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 47:31–40, 1 2017. ISSN 01906011. doi: 10.2519/jospt.2017.6336.
- [37] Shih-Lin Hsu, Harumi Oda, Saya Shirahata et al. Effects of core strength training on core stability. *Journal of Physical Therapy Science*, 30:1014, 2018. ISSN 0915-5287. doi: 10.1589/JPTS.30.1014. URL <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6110226/>.

業績

シンポジウム発表

Kunimi A, Yoshida Y, Nyuwa, N, Ijuin K, Yamamoto A, Nishimura T, "Analysis of Lower Limb and Trunk Kinematics During Forward Lunge in NonActive Individuals", SICE ライフエンジニアリング部門シンポジウム 2025 (LE2025) (第 40 回生体・生理工学シンポジウム), 千葉大学 西千葉キャンパス, 2025 年 9 月 18 日-19 日.

学会誌投稿 (現在査読中)

学会誌「Next Research」

Kunimi A, Yoshida Y, Nyuwa, N, Ijuin K, Yamamoto A, Oku K, Nishimura T, "Kinematic Analysis of the Lower Limbs and Trunk of Nonexercisers during Forward Lunges"

本修士論文の核心部分 (第 5 章～第 6 章) は, こちらの論文誌に投稿したものを基礎としている. 修士論文では, さらに以下の内容を追加・拡張している:

- 第 1 章: 社会的背景
- 第 4 章: 予備的分析の詳細
- 第 5 章: 各セグメントの結果
- 第 6 章: 運動連鎖, 知識科学に関する考察
- 第 7 章: 知識科学への貢献

謝辞

本研究の指導教官である西村拓一教授，伊集院幸輝講師，押山千秋特任講師には，研究への多大な助言と熱心なご指導を賜りましたこと，厚く御礼申し上げます．また，研究計画書の作成に際し，ご指導をいただいた副指導教員の藤波努教授，およびインターンシップ指導教員の郷右近英臣教授にも，心より感謝申し上げます．さらに，共に研究生活を送り，研鑽し合った修士同期の皆様，また，研究の際に多くの協力とアドバイスをいただいた社会人学生の方々，研究室の先輩方，後輩の皆さんにも，深く感謝いたします．加えて，論文誌投稿に際して多大な助言を賜りました，東京都健康長寿医療センター研究所の吉田康之様，カラダのメンテの山本葵様，京都工芸繊維大学の屋京典様にも感謝申し上げます．最後に，学業を支えていただいた両親に心より感謝を表し，ここに謝辞とさせていただきます．

付録 A 資料

A.0.1 実験前アンケート

実験前アンケート

フォームの説明

名前（フルネーム） *

短文回答

年齢 *

短文回答

性別 *

☐ 男

☐ 女

☐ その他:

運動の頻度は週に一回以下である（不定期のトレーニングなどは除く） *

☐ はい

☐ いいえ

これまでにスポーツで全国レベル以上の大会に出場したことがない *

☐ はい

☐ いいえ

ダンスやバレエ、それに似た運動経験がない（授業や体験教室等は除く） *

☐ はい

☐ いいえ

図 A.1: 実験前アンケート

A.0.2 実験時に提示した参考映像



図 A.2: 実験時に提示した参考映像

A.0.3 MVN での座標の算出方法

関節角度を決定するために MVN で使用される、各関節原点におけるセグメント座標系 (図 A.3 左). ジョイント中心が接続され、スケルトンを形成する (図 A.3 右). 光学式測定システムとは異なり, MVN では解剖学的ランドマークの位置は直接測定されない. これらの位置は, 測定された加速度, 角速度, 回転のデータを生体力学モデルと組み合わせることで算出される. 関連する基準点は, 外界との接触検出や, 身体セグメントの長さをスケーリングする際の指標として使用される. MVN キャラクターメッシュ (視覚化用) は, 人間の骨格を抽象的に表現したものである. そのため, すべての解剖学的ランドマークがメッシュ上で正確に表現されているわけではない. なお, 胸郭は T8(第 8 胸椎) に接続されており, それに連動して動く.

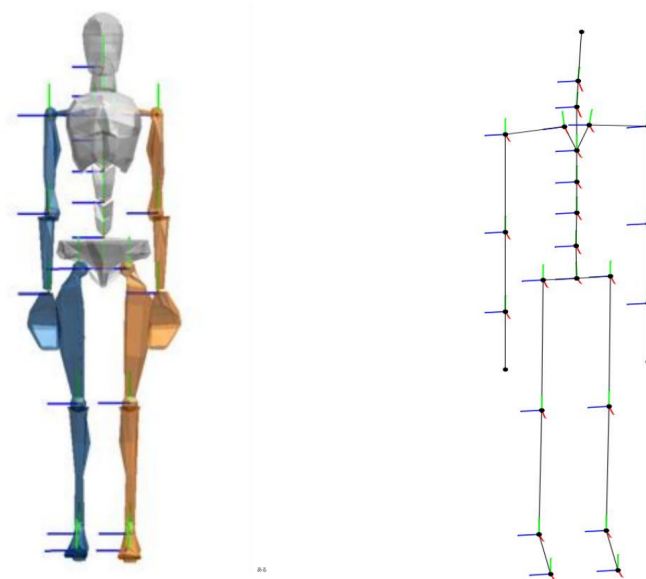


図 A.3: 各関節原点におけるセグメント座標系

A.0.4 予備的分析 骨盤と頭部の x 座標 (前後方向) の時系列変化

Xsens ソフトウェア上で骨盤と頭部の x 座標 (前後方向) の時系列変化をグラフ化し、両群の動作パターンを比較した。図 A.4,A.5 は、各群から代表的な動作特性を示す参加者 1 名ずつを抽出して比較したものである。グラフの横軸は時間 (frame)、縦軸は x 座標 (m) を示し、赤線が骨盤、紫線が頭部の位置を表す。

非運動習慣者では骨盤の前方移動が頭部よりわずかに早く開始されるのに対し、運動習慣者では両者がほぼ同時に前方移動を開始していた。これは、非運動習慣者が運動習慣者と比較して、頭部に対する骨盤の前方移動開始タイミングが早いいため、動作中常に上半身後傾姿勢を保持していることを示唆している。また、運動習慣者ではしゃがみ込み動作に伴い頭部が骨盤を追い越し、最深部において約 0.2m 頭部が骨盤より前方に位置するのに対し、非運動習慣者では最深部においても骨盤が頭部より前方に位置していた。この運動特性は非運動習慣者全員に共通するものではないが、骨盤が頭部より前方に位置する傾向は共通して認められた。

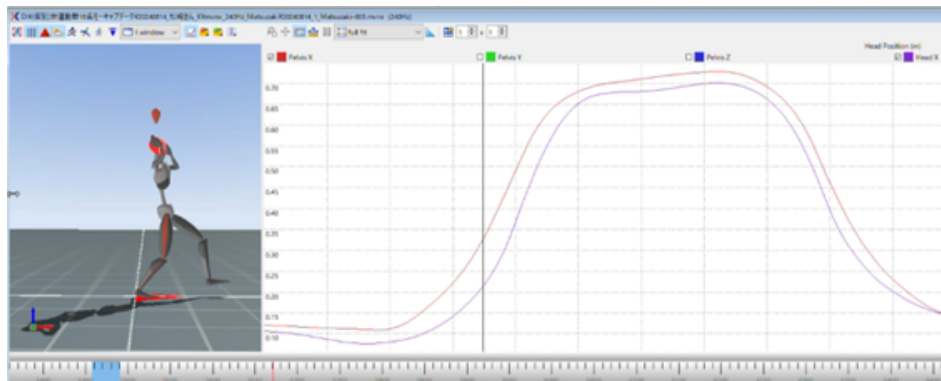


図 A.4: 非運動習慣者群の前進姿勢の 1 例

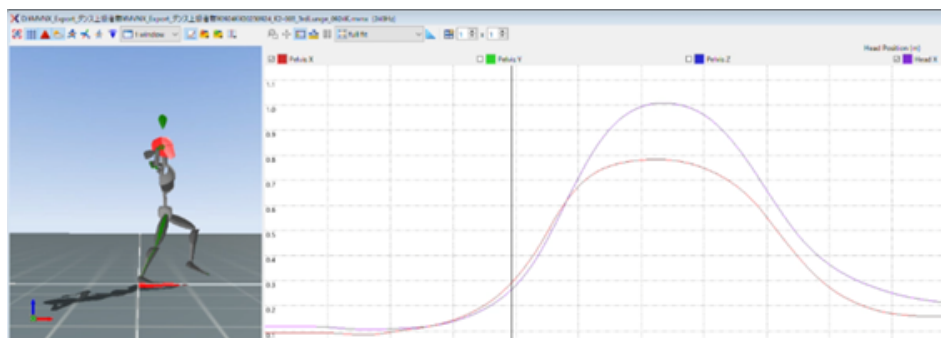


図 A.5: 運動習慣者群の前進姿勢の 1 例

A.0.5 予備的分析 PHD の算出方法

骨盤と頭部の位置関係をより定量的に評価するため、x 軸上における両者の距離（＝Pelvis-Head Distance: PHD）を「骨盤の x 座標 - 頭部の x 座標」として算出した。この値が正に大きいほど、骨盤が頭部より前方に位置（上半身が後傾）していることを示す。図 A.6 は非運動習慣者の PHD の 1 例である。横軸は時間 (frame)、左縦軸は x 軸上での骨盤-頭部間距離 (m) を示し、赤線がその距離を表す。青線は両足の踵間距離であり、動作の期を特定するために別途算出したものである。青線を参照することで、ランジのどの局面における動作かを把握しながら考察することが可能となる。PHD は周期的に変化し、そのピークは青線が急激に上昇する時間帯、すなわち前方脚を前方に振り出す局面に出現することが確認された。

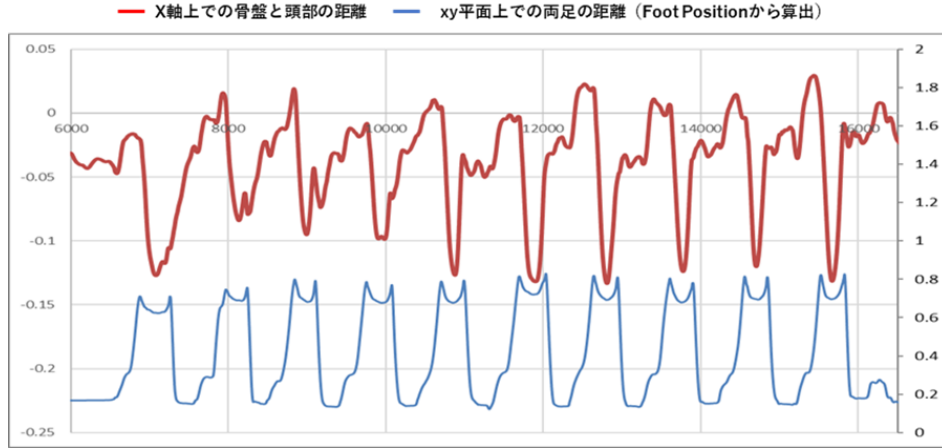


図 A.6: 非運動習慣者群の PHD の 1 例

A.0.6 予備的分析 動作の期分け

動作の局面ごとの特性を詳細に検討するため、身体重心（COM）の動態に基づく期分けを定義した。当初は関節角度を基準としたが、基準を統一するために、最終的に COM の高さや速度に基づく以下の 5 期に期分けした。

- 準備期 (PP): 動作開始 ～ COM の z 座標の最大点
- 前進期 (FP): PP 終了直後 ～ COM3 次元合成速度のピーク
- 下降期 (DP): FP 終了直後 ～ COM の z 座標の最小点
- 上昇期 (AP): DP 終了直後 ～ COM3 次元合成速度のピーク
- 復帰期 (RP): AP 終了直後 ～ 動作終了

なお、COM3 次元合成速度 V の算出には以下の式を用いた。

$$V = \sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2}$$

A.0.7 予備的分析 体幹傾斜角度の変化量における群間比較の詳細部分

三つの部位定義（頭部-骨盤、胸郭-骨盤、頭部-胸郭）に基づき、各期における角度の変化量を比較した。体幹傾斜角度は以下の式を用いて、矢状面、前額面について計算した。頭部-胸郭（矢状面）の例

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{z_{head} - z_{pelvis}}{x_{head} - x_{pelvis}} \right)$$

そして、変化量を求めるため、期分けした各フェーズにおける体幹傾斜角度の最大値と最小値の差 (可動域) を算出し、Welch の t 検定を用いて群間比較を行った。結果については補足資料に添付している。

A.0.8 予備的分析 体幹傾斜角度の変化量における群間比較の結果

結果を表 A.1～A.6 に示す。矢状面では、骨盤-頭部間角度について FP および RP において、非運動習慣者群が有意に大きな変化量を示した ($p=0.003$, $p=0.027$)。骨盤-胸郭間角度についても同様に、FP および RP において非運動習慣者群が有意に大きな変化量を示した ($p=0.04$, $p=0.047$)。前額面では、骨盤-頭部間角度について PP および RP において、非運動習慣者群が有意に大きな変化量を示した ($p=0.003$, $p=0.027$)。骨盤-胸郭間角度について RP において非運動習慣者群が有意に大きな変化量を示した ($p=0.018$)。胸郭-頭部間角度について FP において非運動習慣者群が有意に大きな変化量を示した ($p=0.009$)。

表 A.1: 頭部-骨盤の体幹傾斜角度の変化量 (矢状面)

	非運動習慣者群	運動習慣者群	p-value
PP(°)	3.09 ± 1.07	3.39 ± 1.18	0.511
FP(°)	7.81 ± 2.29	4.71 ± 2.85	0.007
DP(°)	13.5 ± 4.99	14.66 ± 5.83	0.607
AP(°)	8.71 ± 3.61	8.33 ± 3.65	0.804
RP(°)	5.22 ± 2.42	3.07 ± 2.42	0.042

表 A.2: 胸郭-骨盤の体幹傾斜角度の変化量 (矢状面)

	非運動習慣者群	運動習慣者群	p-value
PP(°)	4.55 ± 1.69	6.15 ± 2.56	0.081
FP(°)	6.46 ± 2.21	4.58 ± 1.93	0.040
DP(°)	13.08 ± 4.86	15.8 ± 5.89	0.229
AP(°)	8.89 ± 3.47	9.41 ± 4.13	0.741
RP(°)	5.55 ± 2.30	3.37 ± 2.79	0.047

表 A.3: 頭部-胸郭の体幹傾斜角度の変化量 (矢状面)

	非運動習慣者群	運動習慣者群	p-value
PP(°)	2.21 ± 0.74	2.41 ± 0.65	0.485
FP(°)	11.05 ± 2.62	9.98 ± 3.58	0.410
DP(°)	14.51 ± 5.59	12.96 ± 6.11	0.524
AP(°)	8.66 ± 4.08	7.05 ± 3.06	0.298
RP(°)	5.4 ± 2.61	3.49 ± 1.82	0.057

表 A.4: 頭部-骨盤の体幹傾斜角度の変化量 (前額面)

(非運動習慣者群: n=11, 運動習慣者群: n=13)

	非運動習慣者群	運動習慣者群	p-value
PP(°)	2.35 ± 0.58	1.52 ± 0.66	0.003
FP(°)	3.62 ± 0.99	3.14 ± 1.00	0.254
DP(°)	2.99 ± 1.33	3.03 ± 0.80	0.941
AP(°)	3.07 ± 1.16	2.66 ± 1.15	0.392
RP(°)	3.19 ± 1.25	2.14 ± 0.76	0.027

表 A.5: 胸郭-骨盤の体幹傾斜角度の変化量 (前額面)

	非運動習慣者群	運動習慣者群	p-value
PP(°)	3.06 ± 0.90	2.54 ± 0.87	0.174
FP(°)	4.39 ± 0.99	5.11 ± 1.25	0.127
DP(°)	2.96 ± 1.18	3.7 ± 1.11	0.133
AP(°)	2.94 ± 0.90	3.09 ± 1.35	0.756
RP(°)	3.35 ± 1.21	2.20 ± 0.93	0.018

表 A.6: 頭部-胸郭の体幹傾斜角度の変化量 (前額面)

	非運動習慣者群	運動習慣者群	p-value
PP($^{\circ}$)	2.01 ± 0.74	1.51 ± 0.29	0.057
FP($^{\circ}$)	4.17 ± 1.80	2.39 ± 0.45	0.009
DP($^{\circ}$)	3.53 ± 1.85	2.75 ± 0.79	0.213
AP($^{\circ}$)	3.63 ± 1.93	2.29 ± 0.95	0.055
RP($^{\circ}$)	3.26 ± 1.63	2.34 ± 0.75	0.105