

片脚ドロップ着地における着地方向の違いが
下肢キネマティクス、キネティクスおよび
ACL 損傷リスクに与える影響

スポーツ科学研究科 スポーツ科学専攻

学籍番号 219M10

氏 名 中畑 温貴

指導教員 下河内 洋平 教授

論文内容の要旨

論文題目 片脚ドロップ着地における着地方向の違いが下肢キネマティクス、キネティクスおよび ACL 損傷リスクに与える影響

学籍番号 219M10

氏名 中畑 温貴

指導教員 下河内 洋平

目的: 前十字靭帯 (ACL) 損傷の多くは着地動作中に非接触性で生じるため、前方への片脚ドロップ着地は ACL 損傷リスクを評価するタスクとして使用され、多くの動作解析研究が行われている。しかし、より危険な方向への片脚ドロップ着地を対象とした動作解析研究は無い。本研究では片脚ドロップ着地における着地方向の違いが下肢の運動学的・動力学的パラメータへ与える影響を検証することを目的とした。**研究方法:** 健常女子学生 12 名 (身長 158.2 ± 5.8 cm、体重 56.0 ± 6.7 kg、年齢 21.3 ± 1.8 歳) を対象とした。被験者は台から前方 (FDL)、外側方 (LDL)、後方 (BDL) 後外側方 (BLDL) へ設置した地面反力計上に片脚で着地し、3 次元動作解析機器および地面反力計により各身体セグメントの運動学的・動力学的データを測定した。そして、最大地面反力垂直成分発生時における下肢関節の矢状面の角度、前額面における膝関節角度、地面反力、足関節中心に対する身体質量中心の前後および左右方向の位置、さらに接地時から 300ms 後における最大内的下肢関節モーメントを計算した。繰り返しのある一元配置分散分析および多重比較 (Bonferroni 法) により各変数の条件間比較を行った。**結果:** 地面反力垂直成分に有意な主効果は見られなかった (FDL: 2297.3 ± 224.0 N, LDL: 2355.2 ± 236.0 N, BDL: 2273.3 ± 268.9 N, BLDL: 2329.4 ± 257.5 N, $p = 0.547$)。矢状面および前額面における膝関節角度は、LDL (屈曲 (+) & 外反 (+): $32.1 \pm 4.5^\circ$ & $-3.1 \pm 4.2^\circ$), BDL (屈曲 $33.5 \pm 5.5^\circ$ & $-2.3 \pm 4.1^\circ$) および BLDL ($33.8 \pm 4.5^\circ$ & $-1.9 \pm 4.0^\circ$) は FDL ($28.8 \pm 3.8^\circ$ & $-5.3 \pm 4.4^\circ$) と比較して有意に屈曲が増加し、内反角度が減少した ($p < 0.001$)。身体重心位置は BDL (13.6 ± 0.5 cm) は FDL (-5.4 ± 0.6 cm) より有意に前方に位置し ($p < 0.001$)、LDL (8.7 ± 1.6 cm) は FDL (0.1 ± 1.0 cm) より有意に内側に位置した ($p < 0.001$)。LDL (1.7 ± 0.4 Nm/kg) および BDL (1.5 ± 0.4 Nm/kg) における膝関節伸展モーメントは FDL (2.1 ± 0.4 Nm/kg) と比較して有意に減少した ($p = 0.003$)。膝関節内反モーメントに有意な主効果は見られなかった (FDL: -0.02 ± 0.24 Nm/kg, LDL: -0.06 ± 0.07 Nm/kg, BDL: -0.19 ± 0.10 Nm/kg, BLDL: -0.13 ± 0.06 Nm/kg, $p = 0.06$)。 **結論:** 対象者は外側方、後方および後外側方への片脚着地において ACL 損傷リスクを回避する着地戦略を取る傾向を示した。これらの方向への片脚ドロップ着地は安全な着地動作の習得度合いを評価するタスクとして使用できる可能性がある。

英文タイトル

Effects of different landing directions on lower extremity kinematics, kinetics, and ACL injury risk in single-leg drop landings

英文氏名 Atsuki Nakahata

目次

	page
Abstract	1
I. 緒言	3
II. 方法	6
III. 結果	10
IV. 考察	11
V. 結論	18
謝辞	19
参考文献	20
図表	27

Abstract

Purpose: Many anterior cruciate ligament (ACL) injuries in sports occur in a non-contact fashion during landing motions. While the single-leg drop landing in the anterior direction has been used to assess ACL injury risks and has been used to examine landing mechanics, no motion analysis studies have examined landing mechanics during single-leg drop landings in more dangerous directions. The purpose of this study was to examine the effects of different landing directions on kinematic and dynamic parameters of the lower extremity in single-leg drop landings. **Methods:** Twelve healthy females (height: 158.2 ± 5.8 cm, weight: 56.0 ± 6.7 kg, age: 21.3 ± 1.8 years) participated in the study. The participants performed single-leg drop landings from a 30 cm box onto a force plate in four different directions: the anterior (FDL), lateral (LDL), and posterior (BDL), and the posterolateral directions (BLDL), and the kinetic and kinematic data of each body segment were measured using a 3-dimensional motion analysis system and a force plate. Sagittal plane lower extremity joint angles, frontal plane knee angles, and the anterior-posterior and lateral positions of the body mass center (COM) relative to the ankle joint center at maximum vertical ground reaction force, as well as the maximum lower extremity internal joint moments during 300 milliseconds after the initial ground contact were calculated. One-way repeated measure analysis of variance with the Bonferroni posthoc comparisons was used to compare each variable among conditions. **RESULTS:** The vertical ground reaction force did not differ significantly by landing direction (FDL: 2297.3 ± 224.0 N, LDL: 2355.2 ± 236.0 N, BDL: 2273.3 ± 268.9 N, BLDL: 2329.4 ± 257.5 N, $p = 0.547$). At peak ground reaction force, knee joint angles in the sagittal and frontal planes (positive directions are flexion and valgus,

respectively) in LDL (sagittal and frontal angles: $32.1 \pm 4.5^\circ$ and $-3.1 \pm 4.2^\circ$), BDL ($33.5 \pm 5.5^\circ$ and $-2.3 \pm 4.1^\circ$) and BLDL ($33.8 \pm 4.5^\circ$ and $-1.9 \pm 4.0^\circ$) were significantly higher than those in FDL ($28.8 \pm 3.8^\circ$ and $-5.3 \pm 4.4^\circ$) ($p < 0.001$). COMs in BDL (13.6 ± 0.5 cm) were more anteriorly positioned than FDL (-5.4 ± 0.6 cm) ($p < 0.001$) while those in LDL (8.7 ± 1.6 cm) were more medially positioned than FDL (0.1 ± 1.0 cm) at peak vertical ground reaction force ($p < 0.001$). Significant decreases in knee extension moment were observed in LDL ($1.7 \pm \text{Nm/kg}0.4$) and BDL ($1.5 \pm \text{Nm/kg}0.4$) than FDL ($2.1 \pm \text{Nm/kg}$) ($p = 0.003$). Frontal plane knee moments did not differ significantly among different landing directions (FDL: $-0.02 \pm \text{Nm/kg}0.24$, LDL: $-0.06 \pm \text{Nm/kg}0.07$, BDL: $-0.19 \pm \text{Nm/kg}0.10$, BLDL: $-0.13 \pm \text{Nm/kg}0.06$, $p = 0.06$). **CONCLUSION:** The subjects showed a tendency to adopt landing strategies that avoid ACL injury risks in lateral, posterior, and posterolateral single-leg landings. Thus, single-leg drop landings in these directions may be used as a task to assess the degree of mastery of safe landing movements.

I. 緒言

前十字靭帯(Anterior Cruciate Ligament : ACL)は大腿骨と脛骨を繋ぐ靭帯であり、主に大腿骨に対する脛骨の前方移動を制動し、膝の安定性を保つ役割を果たしている(Duthon et al. 2006)。ACL 損傷は日常生活やスポーツ活動の制限となる代表的なスポーツ外傷の1つであり、ACL 損傷の約 70%以上はジャンプ着地やカッティング動作など非接触型の場面で発生すると報告されている(Boden et al. 2000)。非接触型 ACL 損傷の損傷場面に関するシステマティックレビューでは、非接触型 ACL 損傷場面が確認された 369 件のうち、着地場面による損傷が 34%となる 125 件であり、他の損傷場面より多く見られる(Shimokochi and Shultz 2008)、バスケットボールでの ACL 損傷場面では約 60%が着地によるものであると報告されている(Krosshaug et al. 2007)。ACL 損傷は 1994 年から 2006 年の間に 21 歳から 40 歳までの損傷が増加しなかったのに対して、20 歳以下での損傷が約 1.5 倍増加しており(Mall et al. 2014)、男性と比較して女性の ACL 損傷発生率が 2 ~3 倍高いと報告されている(Beynnon et al. 2014; Waldén et al 2011)。さらに、ACL 損傷によって長期間のスポーツ活動の離脱を余儀なくされている(Ross et al. 2020)。以上のことから、女子学生アスリートにとって安全な着地動作を獲得し ACL 損傷の発生を減少させるためには、着地動作のメカニズムと ACL 損傷リスクの関係を理解することが重要となる。

着地動作における ACL 損傷リスクには、前額面の姿勢や衝撃吸収メカニクスが大きく関連することが報告されている。ACL 損傷シーンをビデオ解析した Koga の研究では、初期接地～着地後 40ms の膝外反角度が増加していたと報告していた(Koga et al. 2010)。

Hewett らは前向き研究にて、女性アスリートの ACL 損傷者が非損傷者に比べて、Drop Vertical Jump における着地時最大膝関節外反角度や膝関節内反モーメントが増加したことを報告した (Hewett et al. 2005)。屍体膝や生体膝の ACL にストレインゲージを取り付け、外反ストレスを加えた際に ACL の負荷が増大したと報告されている (Withrow et al. 2006; Fleming et al. 2001; Malkolf et al. 1990) ことから、膝関節へ外反負荷が加わることは ACL 損傷リスクに関わることが考えられる。さらに、膝関節外反位での大腿骨と脛骨の圧縮ストレスが脛骨を内旋し、ACL へのストレスが増大したと報告した (Meyer and Haut 2008; Koga et al. 2010)。以上のことより、着地時の膝関節への外反負荷や大腿骨と脛骨の圧縮ストレスが ACL 損傷に関わる重要な要素となることが考えられる。

ACL 損傷が発生するメカニズムは矢状面上での姿勢や地面反力も関連することが報告されている。Shimokochi らは、非接触型 ACL 損傷のメカニズムに関するシステマティックレビューを行い、膝関節屈曲角度の少ない減速動作において、大腿四頭筋の収縮に伴う脛骨の前方移動によって ACL の張力が増大すると報告した (Shimokochi and Shultz 2008)。Drop Vertical Jump における膝関節屈曲角度や地面反力を測定した前向き研究にて、ACL 損傷群は非損傷群より着地時最大膝関節屈曲角度が減少し、着地時最大地面反力が増加したと報告されている (Hewett et al. 2005; Lappänen et al. 2016)。また、Sheehan は片足着地による ACL 損傷場面の動画より、損傷群において着地時の身体重心位置が支持基底面より平均 38cm 後方に存在していたと報告した (Sheehan et al. 2012)。さらに、片脚ドロップ着地における体幹屈曲角度の減少によって、垂直成分地面反力や脛骨前方剪断力が増加したと報告されている (Blackburn and Padua 2009; Shimokochi et al. 2016)。

以上のことより、着地時の膝関節屈曲角度が浅く、地面反力が大きく、身体重心位置が後方変位していることは ACL 損傷に影響していることが考えられる。安全な着地動作を獲得するためには、ACL 損傷リスクが高いと考えられる前額面上や矢状面上での着地メカニズムを引き起こさないことが重要である。

片脚ドロップ着地(Single-leg Drop Landing; SDL)は ACL 損傷予防リハビリにおいて、安全な着地動作の評価方法として病院での臨床場面やスポーツ現場で多く使用されている。ACL 再建術後症例の SDL に関する先行研究は前方への着地動作を評価しているものが多く見られている。(Vairo et al. 2008; Webster et al. 2012; Nyland et al. 2010; Nyland et al. 2013)。SDL において ACL 損傷メカニズムを引き起こす可能性のあるパラメーターを抽出できることが ACL 損傷リスクのある危険な着地動作を理解する上で重要となる。着地方向の違いによる着地時身体重心位置の変化が、ACL 損傷を発生させる地面反力や膝外反負荷に影響を与えることが報告されている。着地方向の違いによって ACL 損傷が発生するメカニズムとして、側方への着地では膝外反負荷や地面反力の増加(Hinshaw et al. 2019; Yom et al. 2014)、後方への着地は身体重心の後方変位(Sheehan et al. 2012; Blackburn and Padua 2009; Shimokochi et al. 2016)が先行研究で述べられている。つまり、それぞれ着地方向の違いが着地時における身体重心位置の変化を引き起こすことで、膝関節周囲のアライメントに影響を及ぼし、ACL 損傷リスクが増大する可能性が高くなると考えられる。また、実際のスポーツ場面においては単に前方への着地だけではなく、衝突、または他者から押されて受傷したと報告している(Krosshaug et al. 2007; Koga et al. 2010)ことから、姿勢が崩れた状態での着地動作が発生していることが考えられる。以

上のことから、異なる着地方向への SDL を着地評価として行うことは、着地動作における ACL 損傷を予防するために必要である。しかし、多方向へ SDL を評価している先行研究は見られていない。

本研究の目的は片脚ドロップ着地における着地方向の違いが ACL 損傷リスクと関連する下肢キネマティクス及びキネティクスへ与える影響を検証することとした。本研究における仮説は以下の2つである。1つ目は片脚ドロップ着地において、前方と比較し外側方への着地動作では接地時身体重心が外側へ変位し、膝関節外反角度、内反モーメント、最大地面反力が増大する。2つ目は、片脚ドロップ着地において、前方と比較し後方への着地動作では接地時身体重心が後方へ変位し、膝関節伸展モーメントが増大することとした。

II. 方法

(1) 対象者

対象者は、大阪体育大学に在学している健常女子学生 12 名(身長 158.2 ± 5.8 cm、体重 56.0 ± 6.7 kg、年齢 21.3 ± 1.8 歳)とした。取り込み基準は下肢に整形外科的疾患を有していない者、下肢に手術既往のない者、除外基準は足関節不安定性を有する者、運動部に所属して習慣的にトレーニングを行なっている学生アスリートとした。

足関節不安定性の有無は医療系資格(測定者 A:理学療法士、測定者 B:日本スポーツ協会公認アスレチックトレーナー)を有する2名による前方引き出しテストにて、不安定性が無いと意見が一致したものとした。前方引き出しテストは Trajian の方法(Trajian and McKeag 1998)を参考にした。また、日本語による足関節不安定性の質問紙表である

IdFAI-J(表 1)を用いて、カットオフ値を満たさないものとした。IdFAI は Gurav らが 20 代から 50 代の各世代別での再テスト信頼性において高い ICC を示したことを報告しており (Gurav et al. 2014)、それを日本語版(IdFAI-J)に作成した Mineta らの報告(Mineta et al. 2019)では IdFAI と同様に有能な識別能力があるとした。これらの過程にて構造的不安定性および機能的不安定性を有する者を除外した。

すべての参加者は、本研究の内容や目的について説明を受け、大阪体育大学における研究倫理審査にて承認(承認番号: 21-10)された研究参加同意書に署名を行い本研究に参加した。

(2) 測定手順

参加者は、2021 年 9 月～10 月にかけて、片脚ドロップ着地を測定した。測定者は足関節不安定性の有無を確認し、ボディーマーカーを身体に貼付した。貼付箇所は胸椎、仙骨、両大腿、両下腿、両第五中足骨とした。ボディーマーカーが身体から外れないようにするために、両面テープにて固定した。着地方向は前方、外側方、後方、後外側方の 4 種類とし、各方向へ 3 回ずつ測定を行った。着地方向は、前方への着地を最初に行い、その後に残りの 3 方向は被験者ごとに乱数表を用いてランダムに設定した。測定する前に安全に着地できるまで十分に練習を行なった。

(3) 測定機器および測定方法

測定方法は Nagano らの方法(Nagano et al. 2007)を参考にした。参加者は片脚立ちで高

さ 30 cmの台から前方へ飛び降り、30cm 前方に設置した地面反力計へ着地を行った。被験者は台上で片脚静止立位の状態になり、測定者による指示で台から飛び降り、3 秒間静止立位を保持した。台から降りる高さを統一するため、被験者は飛び降りる際に高く飛びあがらず、落ちるように台から離れるよう指示した。着地後の静止立位姿勢に関しては特別な姿勢を指示しなかった。しかし、上肢による姿勢制御を抑えるため、両手は胸の前で組んだ状態で行った。足がずれた場合や反対側の足が地面に着いた場合、および手が離れたら失敗とし、3 回成功するまで追加で測定した。片脚着地課題を行う下肢は利き足とし、利き足はボールを蹴る側の足と定義した Ford ら(Ford et al. 2005)の基準を参考にした。着地動作における運動学的データおよび地面反力は 19 台の赤外線カメラ(Acity 社製、OptiTrack PrimeX 13)、3次元動作解析システム (Innovative Sports Training 社製、The Motion Monitor) および地面反力計 (9090-15, Bertec inc., Columbus, Ohio) を用い、サンプリング周波数 240Hz および 1000Hz にてそれぞれ計測した。運動学的データは地面反力データに曲線補完し、同期した。運動学的データは計測したデータを 3次元動作解析計測用ソフトウェア (Innovative Sports Training 社製、The Motion Monitor) を用いて力学的、動力的データを算出した。

(4)データ処理方法

各セグメント (背部 (胸椎)、腰部 (仙骨)、大腿、下腿、足部) の運動学的・動力的データはカットオフ周波数が 12Hz の 4次バターワース型ローパスフィルターを用いて平滑化した。さらに、地面反力データはカットオフ周波数 50Hz の 4次バターワース型ロー

パスフィルターを用いた。着地動作における実験室の座標系システムは y 軸、z 軸、x 軸をそれぞれ垂直方向、前後方向、左右方向として地面反力計に取り込んだ。各セグメントの前後軸は測定者を z 軸に対して平行で、足部は肩幅程度に平行に開いた状態でニュートラルポジションにて立った際の、各セグメントの長軸に対して垂直に位置しており、かつ、実験室における z 軸に平行とした。各セグメントの左右軸はセグメントのローカル座標系における長軸と前後軸に垂直な軸とした。下肢関節の動力学変数は逆動力学アプローチを用いて計算した。

仮説を検証するために、地面反力垂直成分が最大となった時点における股関節、膝関節、足関節の矢状面上角度、膝関節外反角度、地面反力（垂直成分、前後成分、左右成分）、地面反力垂直成分が初期接地から最大値となるまでの時間を抽出した。また、地面反力垂直成分が最大となった時点における、足関節中心位置に対する身体質量の位置の距離（前後方向、左右方向）を抽出した。さらに初期接地時から着地後 300ms における股関節最大伸展モーメント、膝関節最大伸展モーメント、足関節最大底屈モーメント、膝関節最大内反モーメントを抽出した。初期接地は地面反力垂直成分が 10N を超えた時点とした。股関節屈曲、外転、内旋、膝関節伸展、外反、内旋、足関節背屈、外返し、内転、前方向、左方向、上方向への地面反力、足部中心に対して身体中心が前方、内方に位置する場合をプラスと定義した。

(5)統計処理

各着地方向における比較を繰り返しのある一元配置分散分析にて統計解析を行い、

Bonferroni 法を用いて多重比較検定を行った。繰り返しのある一元配置分散分析における有意水準は 5%未満と設定した。統計解析は SPSS Statistical software(Version ; IBM Corp, Armonk, NY)を使用した。

III. 結果

地面反力の条件間比較 (表 2)

繰り返しのある一元配置分散分析の結果、垂直成分地面反力は着地方向による有意差がなかった($p=0.547$)。最大地面反力垂直成分発生時における地面反力前方成分に関して、外側方、後方、後外側方着地は前方着地と比較して有意に増加した($p<0.001$)。地面反力内側方成分に関して、外側方および後外側方着地は前方着地と比較して有意に増加した($p<0.001$)。最大地面反力垂直成分発生時に関して、外側方、後方および後外側方着地は前方着地と比較して、初期接地時から最大値までの到達時間に有意な遅延を認めた($p<0.001$)。

下肢関節角度の条件間比較 (表 3・表 4)

繰り返しのある一元配置分散分析の結果、最大地面反力垂直成分発生時における股関節屈曲角度は着地方向による有意差がなかった($p=0.31$)。膝関節屈曲角度に関して、外側方、後方および後外側方着地は前方着地と比較して有意に増加した($p<0.001$)。足関節背屈角度に関して、外側方、後方および後外側方着地は前方着地と比較して有意に背屈角度が増加した($p<0.001$)。膝関節外反角度に関して、外側方、後方および後外側方着地は前方着地と比較して有意に高値を示した ($p<0.001$)。膝関節前額面上角度は全ての着地方向において

内反位を示していることから、外側方、後方および後外側方着地は前方着地と比較してより膝関節中間位に近づいた結果となった。

身体重心位置の条件間比較（表 5）

繰り返しのある一元配置分散分析の結果、最大地面反力垂直成分発生時における着地時の前後方向の身体重心位置に関して外側方、後方、後外側方着地は前方着地より有意に身体重心が前方に位置した($p<0.001$)。着地時の左右方向の身体重心位置に関して外側方、および後外側方着地は前方着地より有意に身体重心が内側に位置した($p<0.001$)。

下肢関節モーメントの条件間比較（表 6）

繰り返しのある一元配置分散分析の結果、股関節最大伸展モーメントに関して外側方着地は前方着地と比較して有意に増加した($p=0.03$)。膝関節最大伸展モーメントに関して前方着地と比較して外側方、後方および後外側方着地は有意に減少した($p=0.003$)。足関節最大底屈モーメントに関して、後方および後外側方着地は前方着地と比較して有意に増加した($p<0.001$)。膝関節最大内反モーメントは着地方向による有意差がなかった($p=0.06$)。

IV. 考察

本研究は、片脚ドロップ着地における着地方向の違いが下肢関節キネマティクスやキネティクス、および身体重心位置へ与える影響を検証し、ACL 損傷リスクへの影響を明らかにすることを目的とした。外側方へ着地した際に、前方着地と比較して膝関節外反角度が

高値を示す結果となり、仮説が支持された。一方、地面反力垂直成分や膝関節内反モーメントに有意差を認めなかったことから、仮説を一部支持しなかった。後方へ着地動作を行った際は、前方着地と比較して着地時に身体重心が前方へ変位し、膝関節伸展モーメントは減少する結果となり、仮説が支持されなかった。以上の結果より、本研究における外側方着地や後方着地は、ACL 損傷リスクを考える上でリスクとなる動作を十分に抽出する動作課題であるとは言い難い。

本研究において、前額面上での膝関節角度は全ての着地方向にて内反位での着地となり、外側方、後方、後外側方への着地動作における膝関節内反角度は、前方着地と比較して有意に減少し、中間位に近づく結果となった。膝関節外反位での着地動作は ACL 損傷において十分に注意しなければならない。Hewett ら(Hewett et al. 2005)は、前向き研究で女性アスリートの ACL 損傷者が非損傷者に比べて、Drop Vertical Jump における着地時最大膝関節外反角度が増加したことを報告した。このことから、着地方向の変化による膝関節外反角度の増加は ACL への負荷が生じる可能性が示唆される。最大地面反力垂直成分発生時の膝関節外反角度の増加に影響を与える要素として、膝関節外反負荷や地面反力垂直成分が考えられる。しかし、膝関節内反モーメントや地面反力垂直成分に条件間による有意差はみられなかった。今回の研究では、最大地面反力垂直成分発生時の足関節背屈角度が前方と比較して外側方、後方および後外側方着地の方が有意に増加した。足関節および膝関節における関節運動は多面的な関節運動を行うことが先行研究にて報告されている(Brockett and Chapman 2016; Kiapour et al. 2015)ことから、着地動作に伴う足関節背屈動作に加えて後足部の回内が生じ、脛骨が内旋することで、膝関節内反位から中間位へ近

づいたのではないかと考えられる。

外側方への着地動作の特徴として、前方着地と比較して着地時における身体重心位置の内側方変位がみられた。また、膝関節内反モーメントや地面反力垂直成分に前方着地との有意差を認めなかった。着地動作における ACL 損傷のリスクとなるバイオメカニクスの特徴として、着地時の膝関節外反負荷の増大(Koga et al. 2010)や大腿骨と脛骨の圧縮負荷の増大(Meyer and Haut 2008)が先行研究にて報告されている。以上のことから、本研究における外側方への着地動作は前方着地と比較して ACL へのストレスを増大させない着地方法となったことが考えられる。一方で、今回の結果は外側方への着地動作において身体重心位置が前方着地と比較して外側方へ変位し膝関節外反負荷が増大するという本研究の仮説を支持しない結果となった。先行研究(Yom et al. 2014)において、空中にて外側方へ外乱を加えられた後の片脚着地では、外乱を加えなかった片脚着地と比較して着地側膝関節屈曲角度が減少し、膝関節伸展モーメント、および内反モーメントが増加したと報告している。つまり、予測不能な課題により身体重心が外側方へ変位した結果、体幹部からの下行性と足部からの上行性運動連鎖によって膝関節へ外的負荷が生じたことが考えられる。一方、本研究における着地課題は、十分に練習に行った後に計測を行ったため、着地方向に対する姿勢制御が比較的容易な動作課題であることが考えられる。その結果、着地時に身体重心位置は前方着地と比較して内側方へ変位した可能性が高い。身体重心位置が内側方へ変位したことによって、膝関節外反負荷を抑えた可能性が考えられる。つまり、空中での前額面上の姿勢制御が着地時の膝関節外反負荷に影響を与えなかったことが推察される。

後方への着地動作の特徴として、前方着地と比較して着地時における身体重心位置の前方変位や膝関節最大伸展モーメントの減少がみられた。さらに、膝関節屈曲角度が前方着地と比較して有意に増加した。Lappänen らは Drop Vertical Jump における膝関節屈曲角度を測定し、その後 ACL を損傷したかどうか追跡調査を行い、ACL 損傷群と非損傷群を比較検討した。その結果、ACL 損傷群は非損傷群より膝関節最大屈曲角度が減少していたと報告した(Lappänen et al. 2016)。また、Shimokochi らは ACL 損傷を引き起こす関節角度や筋活動パターン、関節負荷に関するシステマティックレビューにおいて、膝関節屈曲角度の少ない減速動作は ACL の張力を増大させると報告している (Shimokochi and Shultz 2008)。以上のことから、後方への着地の際に膝関節が前方着地より屈曲位となったことは、ACL にとってより安全な着地動作となったことが言える。さらに、Shimokochi ら(Shimokochi et al. 2013; Shimokochi et al. 2016)は体幹を前傾させた着地動作では、着地時の膝関節屈曲角度が増加し、膝関節最大伸展モーメントが減少したと報告している。つまり、後方着地における身体重心の前方変位によって、ACL の伸張負荷を増大させる膝関節伸展モーメントが減少した可能性があることが考えられる。

今回の研究では、最大地面反力発生時の足関節底屈モーメントは前方着地と比較して後方着地の方が有意に増加した。Shimokochi ら(Shimokochi et al. 2013)は体幹を前傾させた着地動作では、足関節最大底屈モーメントが増加したと報告している。さらに、片脚着地動作において着地後膝関節伸展モーメントが最大となる時点では、足圧中心が前方変位と足関節底屈モーメントに有意な相関関係があることを報告した(Shimokochi et al. 2009)。着地時の身体重心位置が前方変位し、足圧中心が前方変位することで、足関節底

屈モーメントが増加し、身体重心を後方へ変位させていると考えられる。つまり、矢状面上における衝撃吸収は足関節底屈モーメントを発生させる足関節底屈筋群によって行われた可能性がある。

本研究では、着地方向の違いによる地面反力垂直成分に有意差を認めず、仮説を支持しない結果となった。Hinshaw ら(Hinshaw et al. 2018)はカウンタームーブメントジャンプの際に空中での体幹側方傾斜を自ら行った後の着地動作は、真上に飛んだ後の着地動作と比較して、最大地面反力垂直成分の増加を認めた。さらに、Yom ら(Yom et al. 2014)は空中にて外側方へ外乱を加えられた後の片脚着地では、外乱を加えられなかった群と比較して最大地面反力垂直成分の増加を認めた。これらの先行研究より、空中での体幹の外側方への動揺によって地面反力垂直成分に差が生じるのではないかと考えられる。一方、本研究の結果では、外側方および後外側方への着地時に身体重心位置は前方着地と比較して内側方へ変位した。つまり、空中での前額面上の姿勢制御によって身体重心位置が外側方へ変位せず、着地時の地面反力垂直成分に影響を与えなかったことが考えられる。さらに、本研究では足関節最大底屈モーメントは前方着地と比較して後方および後外側方着地の方が有意に増加した。Self らは片脚ドロップ着地において、足関節底屈筋を用いて着地時の衝撃を吸収させる条件下での着地時地面反力垂直成分は足関節底屈条件のない着地条件と比較して有意に減少したと報告している(Self et al. 2001)。以上の結果から、空中での身体重心位置および着地時における足関節底屈モーメントによって地面反力垂直成分の衝撃緩衝を軽減させ、地面反力垂直成分の増加を抑えた可能性が考えられる。

本研究では、外側方着地における前額面上の特徴と後方着地における矢状面上の特徴が

組み合わせさせた着地条件がより多くのリスク動作を抽出すると考え、後外側方への着地も条件に含めた。その結果、前額面上の特徴は外側方着地と類似し、矢状面上の特徴は後方着地と類似した結果であった。さらに、後外側方着地における身体重心位置に関しては外側方着地や後方着地と比較して、前方もしくは内側方変位がより増大していた。つまり、後外側方着地において着地時の身体重心位置をより多く変位させたことは、着地時の危険肢位を回避するためではないかと考えられる。

最大地面反力発生時の地面反力前方成分に関しては、前方着地と比較して外側方や後方、後外側方着地における地面反力前方成分が有意に増加した。先行研究より体幹を直立させた着地動作では、体幹を前傾させた着地と比較して着地時脛骨前傾角度に対する地面反力前傾角度がより前傾し、ACL 損傷リスクとなる脛骨前方剪断力がより大きな値を示したと報告している(Shimokochi et al. 2016)。地面反力前傾角度は地面反力前後成分と地面反力垂直成分によって作られる矢状面上の角度である。地面反力垂直成分に有意差がみられない場合、地面反力前方成分の増加によって地面反力前傾角度が増加することが考えられる(図 2)。本研究の結果より、地面反力前方成分が増加した外側方、後方、および後外側方着地は地面反力前傾角度が増加し、ACL 損傷リスクとなる脛骨前方剪断力が増加する可能性が高いと考えられる。外側方、後方、後外側方着地は以上の観点から危険な地面反力を生み出すと言えるため、被験者は空中にて身体重心位置をコントロールし、安全な着地動作を行なったと考えられる。

一方、最大地面反力発生時の膝関節屈曲角度に関しては、前方着地と比較して外側方、後方および後外側方着地の方が有意に増加した。脛骨前傾角度が地面反力前傾角度より増

加している場合、脛骨後方剪断力が発生するため、ACL に対して安全である(Shimokochi et al. 2016)。本研究は地面反力前方成分と膝関節屈曲角度がともに前方着地と比較して外側方、後方および後外側方着地の方が有意に増加した。つまり、脛骨への剪断ストレスによる影響を検証するために、地面反力前傾角度と膝関節屈曲角度の関係性を検証することが必要となる。着地動作における脛骨前方剪断力は脛骨前傾角度と地面反力前傾角度の比を用いることで、脛骨前傾角度に対する地面反力前傾角度の傾きを示すことが可能となる。そこで、着地方向の違いによる脛骨前傾角度と地面反力前傾角度の比を検証し、どの着地方向がより大きな脛骨前方剪断力を発生させているのか検討することとした。ここでは、最大地面反力発生時における、脛骨前傾角度と矢状面上での地面反力ベクトルを抽出し、地面反力計における平面ベクトルと地面反力ベクトルから成る地面反力前傾角度を脛骨前傾角度で除した比を脛骨地面反力比として算出した。結果で得られた数値に関して、1 以上は脛骨の前傾角度より地面反力ベクトルの方がより前傾していることとした(表 7)。その結果、脛骨地面反力比は前方着地より後外側方着地の方が有意に増加した($p=0.03$)。しかし、全ての着地方向において脛骨地面反力比の数値が 1 以下となった。つまり、全ての着地方向において地面反力前傾角度は脛骨前傾角度より後傾しており、脛骨に対して後方剪断力が働いているといえる。つまり、脛骨前傾角度と地面反力から成る脛骨前方剪断力による ACL 損傷リスクは、外側方や後方、後外側方への着地において安全であることが考えられる。

本研究において限界点がいくつかみられた。本研究では、ジャンプトレーニングや着地トレーニングを習慣的に行っているアスリートの場合、条件の変化による着地動作の下肢

関節の運動学的・動力学的特徴を捉えることが困難となる可能性が高いことから、そのようなトレーニングを行っていない健常女子学生を対象とした。したがって、本研究結果の適用範囲は健常女子学生のみであり、トレーニング介入を行っている学生アスリートに同様の結果が得られるかは今後の検証が必要である。また、本研究で行った着地動作中にACLに生じるストレスについての考察は、膝関節への外的負荷と実際にACLに生じるストレスの関係について検証された先行研究(Shimokochi and Shultz 2008; Withrow et al. 2006; Fleming et al. 2001; Malkolf et al. 1990)に基づいて行われた。したがって、実際にACLにどのような実負荷が生じているかは、他の研究モデルにおいても検証される必要がある。さらに、本研究では水平面上の膝関節の運動学的・動力学的変数は検討していない。着地動作を含む非接触型ACL損傷は多面的な受傷メカニズムであると言われている(Shimokochi and Shultz 2008; Quatman et al. 2010)。膝関節外反位での着地動作では、大腿骨と脛骨の圧縮ストレスが加わることで、脛骨が内旋する(Meyer and Haut 2008; Koga et al. 2010)ことが水平面上でのACL損傷メカニズムとして考えられることから、今後の展望として水平面上のバイオメカニクスの検証が必要である。

V. 結論

本研究では前方への着地と比較して後方への着地動作は膝関節屈曲角度が増加し、身体重心の前方変位が見られた。一方、外側方への着地動作は膝関節内反角度が減少し、身体重心の内側方変位が見られた。対象者は外側方、後方および後外側方への片脚着地においてACL損傷リスクを回避する着地戦略を取る傾向を示した。今回の研究は健常女子学生

を対象としたため、このように安全な着地戦略をとったと考えられるが、ACL 損傷リスクを有している人や ACL 再建術を行なった症例はこの限りではない可能性がある。ACL 再建術後の競技復帰の観点からは、これらの方向への片脚ドロップ着地は安全な着地動作の習得度合いを評価するタスクとして使用することが可能となり、ACL 損傷予防リハビリテーションにおいて外側方、後方、後外側方の着地トレーニングを行わせることにより、今回見られたような安全な着地戦略を習得させることが可能となる。

謝辞

本論文の作成にあたり、多くの方々にご指導ご鞭撻を賜りました。

指導教員の下河内洋平教授には、終始丁寧で適切かつ熱心なご指導を賜りました。ここに深謝の意を表します。また、曾根純也教授、ならびに高本恵美准教授には本論文の作成にあたり副査として貴重なご指導、ご助言をしてくださいました。心より感謝申し上げます。また、下河内研究室研究員の峯田晋史郎博士には、実験から本論文の作成に至るまで多くのご指導、アドバイスを頂戴しました。この場をお借りして、心より感謝申し上げます。さらに、勤務しつつ大学院の通学を許可して下さった行岡病院のスタッフの皆様に心より御礼申し上げます。

最後に、この研究を進めるにあたり、実験にご協力いただいた大阪体育大学の学生および大学院生の皆様、予備実験から測定の補助、さらに論議に至るまで数々のご協力をしていただきました下河内研究室の皆様に、ここに感謝の意を表します。

参考文献

- Beynnon, B. D., Vacek, P. M., Newell, M. K., Tourville, T. W, Smith, H. C., Shultz, S. J., Slauterbeck, J. R. and Johnson, R. J. (2014) American Journal of Sports Medicine, 42(8): 1806-1812.
- Blackburn, J. T. and Padua, D. A. (2009) Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. Journal of Athletic Training, 44(2): 174-179.
- Brockett, C. and Chapman, G. (2000) Biomechanics of the ankle, 30(3): 232-238.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin Jr, J. A. and Garrett Jr, W. E. (2000) Mechanism of anterior cruciate ligament injury. Orthopaedics, 23(6): 573-578.
- De Loës, M., Dahlstedt, L. J. and Thomée, R. (2000) A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports, 10(2): 90-97.
- Duthon, V. B., Barea, C., Abrassart, S., Fasel, J. H., Fritschy, D. and Ménétrety, J. (2006) Anatomy of the anterior cruciate ligament. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc., 14(3): 204-213.
- Fleming, B. C., Renstrom, P. A., Beynnon, B. D., Engstrom, B., Peura, G. D., Badger, G. J. and Johnson, R. J. (2001) The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. Journal of Biomechanics, 34: 163-170.
- Ford, K. R., Myer, G. D., Smith, R. L., Vianello, R. M., Setwert, S. L. and Hewett, T. E.

- (2006) A comparison of dynamic coronal plane excursion between matched male and female athletes when performing single leg landings. *Clinical Biomechanics*, 21(1): 33-40.
- Gurav, R. S., Ganu, S. S. and Panhale, V. P. (2014) Reliability of the Identification of Functional Ankle Instability (IdFAI) Scale Across Different Age Groups in Adults. *North American Journal of Medical Sciences*, 6(10): 516-519.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, Jr, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., Van den Bogert, A. J., Paterno, M. V. and Succop, P. (2005) Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes. *The American Journal of Sports Medicine*. 33(4): 492–501.
- Hinshaw, T. J., Davis, D. J., Layer, J. S., Wilson, M. A., Zhu, Q. and Dai, B. (2019) Mid-flight lateral trunk bending increased ipsilateral leg loading during landing: a center of mass analysis. *Journal of Sports Sciences*, 2019: 414–423.
- Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., Bahr, R. and Krosshaug, T. (2010) Mechanisms for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries Knee Joint Kinematics in 10 Injury Situations From Female Team Handball and Basketball. *American Journal of Sports Medicine*, 38(11): 2218-2225.
- Kiapour, A. M., Kiapour A., Goel, V. K., Quatman, C. E., Wordeman, S. C., Hewett, T. E.

- and Demetropoulos, C. K. (2015) Uni-directional coupling between tibiofemoral frontal and axial plane rotation supports valgus collapse mechanism of ACL injury. *Journal of Biomechanics*, 48: 1745-1751.
- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B. P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J. R., Hewett, T. E. and Bahr, R. (2007) Mechanisms of Anterior Cruciate Ligament Injury in Basketball. *The American Journal of Sports Medicine*. 35(3): 359-367.
- Leppänen, M., Pasanen, K., Kujala, U. M., Vasankari, T., Kannus, P., Äyrämö, S., Krosshaug, T., Bahr, R., Avela, J., Perttunen, J., Parkkari, J (2016) Stiff landings are associated with increased ACL injury risk in young female basketball and floorball players. *American Journal of Sports Medicine*, 45: 386-393.
- Malkolf, K. L., Gorek, J. F., Kabo, J. M. and Shapiro, M. S. (1990) Direct Measurement of Resultant Forces in the Anterior Cruciate Ligament. *J Journal of Bone and Joint Surgery*, 72(4): 557-567.
- Mall, N. A., Chalmers, P. N., Moric, M., Tanaka, M. J., Cole, B. J., Bach Jr, B. R. and Paletta Jr, G. A. (2014) Incidence and trends of anterior cruciate ligament reconstruction in the United States. *American Journal of Sports Medicine*, 42(10): 2363-2370.
- Meyer, E. and Haut, R. (2008) Anterior cruciate ligament injury induced by internal tibial torsion or tibiofemoral compression. *Journal of Biomechanics*, 41(16):

3377-3383.

- Mineta, S., Inami, T., Fukano, M., Hoshiya, T., Masuda, Y., Yoshimura, A., Kumai, T. and Hirose, N. (2019) The reliability, and discriminative ability of the identification of functional ankle instability questionnaire, Japanese version. *Physical Therapy in Sport*, 35: 1-6.
- Nagano, Y., Ida, H., Akai, M. and Fukubayashi, T. (2007) Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing. *The Knee*, 14: 218-223.
- Nyland, J., Klein, S. and Caborn, D. N. M. (2010) Lower Extremity Compensatory Neuromuscular and Biomechanical Adaptations 2 to 11 Years After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthroscopy*, 26(9): 1212–1225.
- Nyland, J., Mauser, N. and Caborn, D. N. M. (2013) Sports involvement following ACL reconstruction is related to lower extremity neuromuscular adaptations, subjective knee function and health locus of control. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 21: 2019–2028.
- Quatman, C. E., Quatman-Yates, C. C. and Hewett, T. E. (2010) A ‘Plane’ Explanation of Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms. *Sports Medicine*, 40(9): 729-746.
- Ross, B. J., Savage-Elliott, I., Brown, S. M. and Mulcahey, M. K. (2020) Return to Play and Performance After Primary ACL Reconstruction in American Football

- Players: A Systematic Review. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 8(10): 36-38.
- Sheehan, F. T., Sipprell, W. H. and Boden, B. P. (2012) Dynamic sagittal plane trunk control during anterior cruciate ligament injury. *American Journal of Sports Medicine*, 40(5): 1068-1074.
- Self, B. P. and Paine, D. (2001) Ankle biomechanics during four landing techniques. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(8): 1338–1344.
- Shimmokochi, Y. and Shultz, S. J.(2008) Mechanism of noncontact anterior cruciate ligament injury. *Journal of Athletic Training*, 43(4): 396-408.
- Shimokochi, Y., Lee, S. Y., Shultz, S. J. and Schmitz, R. J. (2009) Sagittal-Plane Trunk Position, Landing Forces, and Quadriceps Electromyographic Activity. *Journal of Athletic Training*, 44(1): 33-38.
- Shimokochi, Y., Ambegaonkar, J. P., Meyer, E. G., Lee, S. Y. and Shultz, S. J. (2013) Changing sagittal plane body position during single-leg landings influences the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 21: 888-897
- Shimokochi, Y., Ambegaonkar, J. P. and Meyer, E. G. (2016) Changing Sagittal-Plane Landing Styles to Modulate Impact and Tibiofemoral Force Magnitude and Directions Relative to the Tibia. *Journal of athletic training*, 51(9): 669-681.
- Sommerfeldt, M., Raheem, A., Whittaker, J., Hui, C. and Otto, D. (2018) Recurrent

- Instability Episodes and Meniscal or Cartilage Damage After Anterior Cruciate Ligament Injury: A Systematic Review. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 6(7): 1-9.
- Trajian, T. H. and McKeag, D. B. (1998) Ankle Spains Expedient Assessment and Management. *Physician and Sportsmedicine*, 26(10): 29-40.
- Vairo, G.L., Myers, J. B., Sell, T. C., Fu, F. H., Harner, C. D. and Lephart, S. M. (2008) Neuromuscular and biomechanical landing performance subsequent to ipsilateral semitendinosus and gracilis autograft anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 16: 2–14.
- Waldén, M., Hägglund, M., Werner, J. and Ekstrand, J. (2011) The epidemiology of anterior cruciate ligament injury in football (soccer): A review of the literature from a gender-related perspective. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19(1): 3–10.
- Withrow, T. J., Huston, L. J., Wojtys, E. M. and Ashton-Miller, J. A. (2006) The effect of an impulsive knee valgus moment on in vitro relative ACL strain during a simulated jump landing. *Clinical Biomechanics*, 21(9): 977-983.
- Webster, K. E., Santamaira L. J., McClelland J. A. and Feller J. A. (2012) Effect of fatigue on Landing after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Surgery. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(5): 910-916.
- Yom, J. P., Simpson, K. J., Arnett, S. W. and Brown, C. N. (2014) The Effects of a

Lateral In-flight Perturbation on Lower Extremity Biomechanics During Drop Landings. *Journal of Applied Biomechanics*, 30: 655–662.

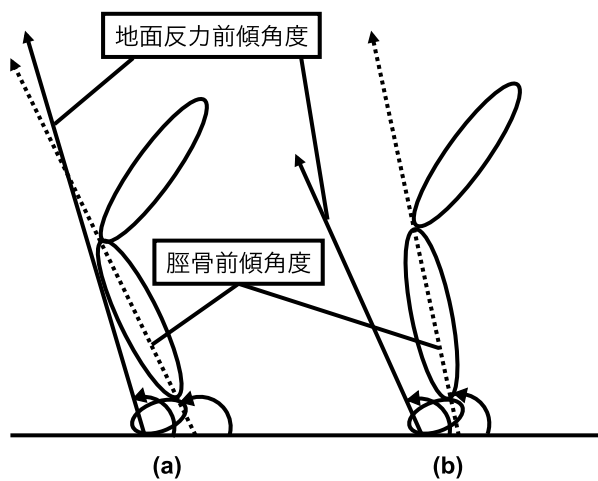


図1. 脛骨前傾角度と地面反力前傾角度の位置関係(a.脛骨地面反力比が1以下 b.脛骨地面反力比が1以上)

日付： / / 氏名： _____

Identification of Functional ankle instability

説明：

この質問紙はあなたの足関節安定性の程度を分類するために使用されます。

左右の足各々に質問紙を用います。

全ての項目へのご記入をお願い致します。ご不明な点がございましたら、責任者までお尋ねください。

ご協力ありがとうございます。

以下の項目をよく読んでください。

*Giving way*とは、一時的な足関節の不安定感またはコントロールできなさそうな捻りかける感覚のことを示します。

今私は 足 に関して回答しています。

1. これまでに何回くらい足関節を捻挫したことがありますか。

 回

2. 最後に捻挫したのはいつですか？

なし 2年以上前 1-2年前 6-12ヶ月前 1-6ヶ月前 1ヶ月以内

3. 今までにアスレティックトレーナー、医師、医療従事者に診てもらったことがある場合、

あなたの最もひどかった足関節捻挫はどの程度だと評価(分類)されましたか？

診てもらったことがない 軽症(I度) 中等度(II度) 重症(III度)

4. 足関節捻挫のため松葉杖やその他医療器具を使用したことがある場合、どれくらいの期間使用しましたか？

使用したことがない 1-3日間 4-7日間 1-2週間 2-3週間 3週間以上

5. 最後に足関節の Giving way を経験したのはいつですか？

一度もない 2年以上前 1-2年前 6-12ヶ月前 1-6ヶ月前 1ヶ月以内

6. どのくらいの頻度で足関節 Giving way の感覚が起こりますか？

全くない 1年に1回 1ヶ月に1回 1週間に1回 1日に1回

7. 足関節を捻りそうな時に、自身でそれを止めることができますか？

捻ることがない すぐに止められる 時々止められる 止められない

8. 一般的に足関節を捻ったとき、元の状態に戻るまでどのくらいかかりますか？

捻ることがない すぐに戻る 1日以内 1-2日以内 2日以上

9. 日常生活において、どのくらいの頻度で足関節の不安感を感じますか？

全く感じない 1年に1回 1ヶ月に1回 1週間に1回 1日に1回

10. 運動中において、どのくらいの頻度で足関節の不安感を感じますか？

全く感じない 1年に1回 1ヶ月に1回 1週間に1回 1日に1回

表 1. 足関節不安定性の質問紙表(IdFAI-J)

表2. 片脚ドロップ着地時の地面反力垂直成分最大値における各地面反力値の記述統計(平均±標準偏差)

	FDL	LDL	BDL	BLDL	post hoc comparison
地面反力垂直成分(N)					
	2297.3±224.0	2355.2±236.0	2273.3±268.9	2329.4±257.5	n.s.
地面反力前後成分(N) + : 前方 / - : 後方**					
	-86.0±56.0	349.4±82.8	634.7±123.3	648.5±134.6	FDL<LDL* FDL<BDL* FDL<BLDL* LDL<BDL* LDL<BLDL*
地面反力左右成分(N) + : 内側方 / - : 外側方					
	-115.8±56.1	185.2±48.0	-118.9±36.1	106.3±58.9	FDL<LDL* FDL<BLDL* LDL<BDL* LDL<BLDL** BDL<BLDL*
地面反力垂直成分ピーク時間(msec)*					
	45.6±5.5	57.4±5.5	69.2±4.5	66.5±3.5	FDL<LDL* FDL<BDL* FDL<BLDL* LDL<BDL* LDL<BLDL*

FDL(forward drop landing); 前方着地, LDL(lateral drop landing); 外側方着地, BDL(back drop landing); 後方着地, BLDL(back lateral drop landing); 後外側方着地

*:p<0.001 **:p<0.01

表3. 片脚ドロップ着地時の地面反力垂直成分最大値時点における下肢関節矢状面角度の記述統計(平均±標準偏差)

	FDL	LDL	BDL	BLDL	post hoc comparison
股関節屈曲角度(°) + : 屈曲 / - : 伸展	42.3 ± 7.0	41.2 ± 7.7	42.3 ± 7.5	42.8 ± 7.5	n.s.
膝関節屈曲角度(°) + : 伸展 / - : 屈曲*	-28.8 ± 3.8	-32.1 ± 4.5	-33.4 ± 5.5	-33.8 ± 4.5	FDL < LDL*** FDL < BDL** FDL < BLDL**
足関節底屈角度(°) + : 背屈 / - : 底屈*	3.2 ± 3.5	14.9 ± 2.5	20.7 ± 3.1	21.7 ± 2.9	FDL < LDL* FDL < BDL* FDL < BLDL* LDL < BDL* LDL < BLDL*

*:p<0.001 **:p<0.01 ***:p<0.05

表4. 片脚ドロップ着地時の地面反力垂直成分最大値における膝関節外反角度の記述統計(平均±標準偏差)

	FDL	LDL	BDL	BLDL	post hoc comparison
膝関節外反角度(°) +:外反/-:内反*	-5.3±4.4	-3.1±4.2	-2.3±4.1	-1.9±4.0	FDL<LDL** FDL<BDL** FDL<BLDL* LDL<BLDL**

*:p<0.001 **:p<0.01

表5. 片脚ドロップ着地時の地面反力垂直成分最大値における各身体重心位置の記述統計(平均±標準偏差)

	FDL	LDL	BDL	BLDL	post hoc comparison
前後方向身体重心位置(cm) +:前方変位/—:後方変位*					
	-5.4±2.0	5.5±1.1	13.7±1.7	12.8±1.8	FDL<LDL* FDL<BDL* FDL<BLDL* LDL<BDL* LDL<BLDL*
左右方向身体重心位置(cm) +:内側方変位/—:外側方変位*					
	0.1±1.0	8.8±1.6	0.1±0.8	6.8±1.1	FDL<LDL* FDL<BLDL* LDL<BDL* LDL<BLDL** BDL<BLDL*

*:p<0.001 **:p<0.01

表6. 片脚ドロップ着地時における各関節内部モーメントの記述統計(平均±標準偏差)

	FDL	LDL	BDL	BLDL	post hoc comparison
股関節伸展モーメント(Nm/kg) + : 屈曲/- : 伸展***	-4.7±0.7	-6.0±0.9	-5.9±1.1	-6.0±2.1	FDL>LDL**
膝関節伸展モーメント(Nm/kg) + : 伸展/- : 屈曲*	2.1±0.4	1.7±0.4	1.5±0.4	1.6±0.5	FDL<LDL*** FDL<BDL* FDL<BLDL** LDL<BDL** LDL<BLDL**
足関節底屈モーメント(Nm/kg) + : 背屈/- : 底屈*	-1.9±0.2	-2.1±0.3	-2.4±0.3	-2.3±0.3	FDL<LDL** FDL<BDL* FDL<BLDL** LDL<BDL**
膝関節内反モーメント(Nm/kg) + : 外反/- : 内反	-0.02±0.24	-0.07±0.07	-0.20±0.09	-0.13±0.06	n.s.

*:p<0.001 **:p<0.01 ***:p<0.05

表7. 片脚ドロップ着地時の地面反力垂直成分最大値時点における脛骨前傾角度、地面反力ベクトル前傾角度、脛骨地面反力比の記述統計(平均±標準偏差)

	FDL	LDL	BDL	BLDL	post hoc comparison
脛骨前傾角度(°) + : 前傾 / - : 後傾*	97.2 ± 3.0	106.5 ± 3.2	114.7 ± 3.9	113.4 ± 3.3	FDL < LDL* FDL < BDL* FDL < BDL* LDL < BDL* LDL < BDL* FDL < BDL* FDL < BDL* LDL < BDL* LDL < BDL*
地面反力ベクトル前傾角度(°) + : 前傾 / - : 後傾*	87.8 ± 1.5	98.3 ± 1.4	105.5 ± 1.9	105.4 ± 2.1	FDL < LDL* FDL < BDL* FDL < BDL* LDL < BDL* LDL < BDL*
脛骨地面反力比 1 以上: 地面反力が前傾 / 1 未満: 脛骨が前傾***	0.90 ± 0.02	0.92 ± 0.03	0.92 ± 0.03	0.93 ± 0.03	FDL < BDL***

*: p < 0.001 ***: P < 0.05