

2021年度 修士学位論文

題目：片脚着地およびカッティング動作時における
状況判断と疲労の有無が前十字靭帯損傷リスク因子に
及ぼす影響

立命館大学大学院
スポーツ健康科学研究科 博士課程前期課程
スポーツ健康科学専攻 2 回生

学生証番号： 6232200022-2

氏 名： 森 菜々子

2021 年度修士学位論文

片脚着地およびカッティング動作時における
状況判断と疲労の有無が前十字靭帯損傷
リスク因子に及ぼす影響

立命館大学大学院

スポーツ健康科学研究科

スポーツ健康科学専攻 博士課程前期課程 2 回生

6232200022-2

森 菜々子

片脚着地およびカッティング動作時における 状況判断と疲労の有無が前十字靭帯損傷 リスク因子に及ぼす影響

立命館大学大学院スポーツ健康科学研究科 博士課程前期課程 2 回生 森 菜々子

要旨

キーワード：キネマティクス・キネティクス・筋活動・股関節・膝関節・疲労の程度

【緒言】

前十字靭帯（ACL）損傷は、球技スポーツ選手の代表的なスポーツ傷害の 1 つであり、片脚着地やカッティング動作中に発生しやすいことが知られている。また、ACL 損傷の発生要因として、状況判断や疲労の有無が関連していることが報告されている。しかし、片脚着地やカッティング動作中の状況判断および疲労の有無が、キネマティクス、キネティクスおよび筋活動に及ぼす変化についてそれぞれ関連させて検討した例はみられない。

そこで本研究は、ACL 損傷が生じやすい動作である片脚着地およびカッティング動作時のキネマティクス、キネティクスおよび下肢筋群の筋活動に着目し、状況判断および疲労の両要因が ACL 損傷リスク因子に及ぼす影響を明らかにすることを目的とした。

【方法】

対象者は運動部活動経験のある男女 20 名とした。参加者に対して、予め実行する動作を指示した既知条件、着地する直前に実行する動作を提示する未知条件、全力ペダリング運動を用いた疲労課題実施後の未知条件において Single-leg Drop Landing (SDL) と 45° Side-step Cutting を実施し、動作中の股関節、膝関節および足関節の関節角度と角変位、前額成分、矢状成分および鉛直成分の床反力、ならびに下肢筋群（6 筋）の EMG を計測した。

【結果および考察】

SDL 中のキネマティクス, キネティクス, および筋活動に条件間で有意な差は認められなかった。一方, 45° Side-step Cutting では, EMG の変化はみられなかったものの, 関節角度および床反力は, 既知条件より未知条件および疲労後未知条件において高値を示す傾向がみられた。先行研究の知見によると, 状況判断および疲労が動作中の関節角度や床反力の変化に影響を与え, ACL 損傷リスクを高める可能性が示唆されている。本研究の結果において, 状況判断の有無がキネマティクスおよびキネティクスに及ぼす影響は, 先行研究の知見と一致するものであった。しかし, 先行研究の知見と異なり, 各分析パラメータで疲労後未知条件において未知条件を上回る変化が観察された項目はなかった。その原因として, 本研究の対象者における疲労の程度が先行研究のそれと比較して小さかったことが推察された。

【結論】

状況判断の有無は, 片脚着地時のキネマティクスおよびキネティクスに影響を及ぼさないが, 未知条件でのカッティング動作中において, ACL 損傷のリスクを高めるようなキネマティクスおよびキネティクスの変化が生じることが明らかになった。一方, 疲労後未知条件における片脚着地およびカッティング動作のキネマティクスおよびキネティクスに, 未知条件でのそれらを上回る変化は観察されなかった。今後は, 実際の競技もしくは試合場面を想定した疲労課題を設定し, その前後でキネマティクスやキネティクス, 筋活動の測定を行う実験デザインを組む必要があることが示唆された。

The influence of anticipation and fatigue on risk factors for anterior cruciate ligament during single-leg drop landing and side-step cutting

Graduate School of Sports and Health Science, Ritsumeikan University

Nanako Mori

Abstract

Keyword: Kinematics, Kinetics, Muscle activity, hip, Knee, Fatigue level

Introduction:

Anterior cruciate ligament (ACL) injuries are more likely to occur during single-leg landing and cutting movements in sports activities. It has been reported that anticipation and fatigue are related to ACL injuries during sports activities. Currently, no studies have investigated the relationship among kinematics, kinetics, and muscle activities on the anticipation of the task and fatigue during single-leg drop landing (SDL) and side-step cutting. The purpose of this study was to clarify the influence of anticipation and fatigue on risk factors for ACL injury focused on kinematics, kinetics, and muscle activities of the lower limb during SDL and side-step cutting.

Methods:

Ten males (age 23.5 ± 1.6 years, height 174.3 ± 4.7 cm, body mass 70.0 ± 4.9 kg) and ten females (age 22.6 ± 1.7 years, height 160.7 ± 3.5 cm, body mass 55.1 ± 6.2 kg) who had participated in high school or collegiate sports were recruited into this study. SDL and 45° side-step

cutting after SDL were performed under the following conditions: (1) the pre-planned condition where participants were instructed on the next task before performing SDL, (2) the unanticipated condition where the subsequent movement was presented 200 milliseconds before the landing, and (3) the unanticipated condition after fatigue task using sprint pedaling. The joint angles and angular displacements of the hip, knee, and ankle joints, the frontal, sagittal, and vertical ground reaction forces (GRF), and the EMG of six lower limb muscles were measured.

Results & Discussion:

There were no significant differences in kinematics, kinetics, or muscle activities between conditions during SDL. On the other hand, during the 45° side-step cutting, the hip, knee, and ankle joint angles and GRF were significantly higher in the unanticipated conditions with and without fatigue than in the pre-planned condition. However, the results rejected the hypothesis that the changes in kinematics of hip, knee and ankle, peak GRF and EMG were greater in the unanticipated condition after fatigue than in the pre-planned and unanticipated conditions. It could be due to the limited effect of fatigue after the pedaling task in this study.

Conclusion:

It was found that kinematics of the hip, knee, and ankle and GRF changed during 45° side-step cutting under the unanticipated conditions, which may increase the risk of ACL injury. The results of this study suggest that future studies should modify the fatigue level to mimic the actual practice or game condition and investigate the effects of the fatigue on the kinematics, kinetics, and muscles activities of the knee.

目次

第1章 緒言	1
1-1. 序	1
1-2. 研究小史	3
1-2-1. 下肢のスポーツ傷害の概要	3
1-2-1-1. 下肢のスポーツ傷害の特徴	3
1-2-1-2. 前十字靭帯 (ACL) 損傷とは	3
1-2-2. 片脚着地およびカッティング動作と ACL 損傷の関係性	4
1-2-2-1. 片脚着地およびカッティング動作と ACL 損傷	5
1-2-2-2. 状況判断と ACL 損傷の発生	5
1-2-2-3. 疲労と ACL 損傷	6
1-2-2-4. 状況判断と疲労の複合的作用が ACL 損傷リスクに及ぼす影響	6
1-2-3. 先行研究の問題点	7
1-3. 本研究の目的	8
1-3-1. 目的・仮説	8
1-3-2. 本論文の構成	8
第2章 方法	9
2-1. 対象者	9
2-1-1. 対象者	9
2-1-2. スクリーニングテスト	9
2-2. 実験デザイン	10
2-2-1. テスト課題	10
2-2-2. 測定内容	13
2-3. データの分析	15
2-4. 統計処理	19

第3章 結果	20
3-1. 疲労課題時の平均パワーの低下率	20
3-2. キネマティクスにおける条件間の比較	21
3-3. GRF における条件間の比較	27
3-4. EMG における条件間の比較	28
第4章 考察	30
4-1. 本研究における主な知見.....	30
4-2. 状況判断の有無が片脚着地およびカッティング動作に及ぼす影響	30
4-3. 状況判断と疲労の複合的影響	32
4-4. 研究の限界点	34
第5章 結論	35
参考文献.....	36
謝辞.....	46

第 1 章 緒言

1-1. 序

バスケットボールやサッカーなどの球技スポーツでは、ジャンプ着地やカッティング動作が多用される (Mohr et al., 2005 ; Stojanović et al., 2018). その一方で、それらの動作は下肢のスポーツ傷害を引き起こしやすく (Arendt et al., 1995), 特に接地瞬間 (以下 IC とする) から動作開始後 40ms 以内において多発することが知られている (Koga et al., 2010). なかでも前十字靭帯 (以下 ACL とする) 損傷は、ジャンプ後の片脚着地やカッティング動作等の動作局面において発生率が高く、その原因の究明と予防法の確立は、スポーツ健康科学領域の主要な研究課題の 1 つとなっている。

ところで球技スポーツでは、ボールの位置や対戦相手あるいはチームメイトの動きに応じて、次に実行すべき動作を瞬時に判断し決定することが要求される。そのような状況判断を伴いつつ片脚着地やカッティング動作を実施した場合には、膝への負荷を増加させるような肢位になりやすく (Borotikar et al., 2008), その実態については、動作実施中の関節角度やモーメントの分析を通して検討されてきた。しかし、片脚着地およびカッティング動作中の状況判断の有無による動作制御戦略の変化について、力学的パラメータと主働筋の活動とを関連させて検討した例はない。

また、状況判断の早さや正確さに影響を及ぼし、ACL 損傷のリスクに関連すると考えられる要素の 1 つに疲労が挙げられる。事実、高強度間欠的運動実施後にカッティング動作における股関節および膝関節の肢位は、ACL 損傷が発生しやすいものに変化することが報告されている (Whyte et al., 2017). その一方で、実際のスポーツ環境においては、動作の制御に対して、疲労と状況判断が複合的に影響を及ぼしていることが示唆されている (Borotikar et al., 2008). したがって、実際のスポーツ環境下での状況判断を伴う片脚着地やカッティング動作において、疲労前後でキネマティクスやキネティクスに加え、主働筋の筋活動にどのような変化がみられるかを明らかにするためには、状況判断と疲労の両方の影響を複合的に考える必要がある。

そこで本研究は、ACL 損傷が生じやすい動作である片脚着地およびカッティング動作時のキネマティクス、キネティクスおよび下肢筋群の筋活動に着目し、状況判断および疲労の両要因が ACL 損傷リスク因子に及ぼす影響を明らかにすることを目的とした。

用語の定義

- ・ 状況判断：スポーツ活動中に相手や味方，ボールなどの状況を確認し，自身が次に実行すべき動作を瞬時に判断すること。
- ・ 疲労：一般的に“筋収縮が繰り返されている間にパワー出力や力を維持できないこと（Gibson et al.,1985）”と定義されているが，本研究では，“疲労課題（全力ペダリング運動）における発揮パワーの低下”を疲労と定義した。
- ・ 既知条件：予め実行する動作が指定されている条件のこと。
- ・ 未知条件：次に実行する動作が事前に指示されていない条件のこと。

略語の解説

- ・ ACL：Anterior cruciate ligament（前十字靭帯）
- ・ IC：Initial contact（接地瞬間）
- ・ MVC：Maximum Voluntary Contraction（最大随意収縮）
- ・ RMS：Root Mean Square（二乗平均平方根）
- ・ SDL：Single-leg Drop Landing（片脚着地）

1-2. 研究小史

本研究では、片脚着地およびカッティング動作時における状況判断と疲労の有無が、ACL 損傷リスク因子に及ぼす影響について明らかにすることを主目的とする。ACL 損傷に関する研究知見は、これまでに数多く報告されている。ACL 損傷が発生する要因の1つに、状況判断の有無が考えられており、状況判断と複合的な作用を及ぼす要因として、疲労の影響が示唆されている。そこで、本項では、片脚着地およびカッティング動作に対する状況判断の有無および疲労の影響に関する先行研究の知見を要約すると同時に、本論文において検討すべき点を明らかにする。

1-2-1. 下肢のスポーツ傷害の概要

1-2-1-1. 下肢のスポーツ傷害の特徴

近年、スポーツ傷害の発生は増加傾向にある。スポーツ傷害のなかでも、下肢の傷害がスポーツ傷害全体の約42%を占めており、特に足首と膝の傷害が多い (Sheu et al., 2016)。足首のスポーツ傷害はすべてのスポーツ傷害の約10-30%を占め、大多数が足関節捻挫である (Fong et al., 2007)。その一方で、足首のスポーツ傷害と比較すると損傷率は低いものの、重傷度が高い膝のスポーツ傷害として ACL 損傷が挙げられ、研究課題としても数多く取り上げられている。また、下肢の傷害は再受傷率が高く、足関節捻挫で約70% (Yeung et al., 1994)、ACL 損傷で約20-30%が再受傷することが先行研究で報告されている (Wiggins et al., 2016)。

1-2-1-2. 前十字靭帯 (ACL) 損傷とは

前十字靭帯 (Anterior Cruciate Ligament: ACL) は大腿骨と脛骨をつなぐ靭帯であり、膝を安定させる主要な靭帯の1つである (LaBella et al., 2014)。ACL の主な機能として、脛骨が大腿骨に対して前方に移動しないように制御することが挙げられる (LaBella et al., 2014)。このほかにも、膝の過伸展、内反・外反、脛骨の回旋防止、様々な動作からの半月板の保護など ACL は多くの機能を有している (LaBella et al., 2014)。ACL 損傷は、スポーツ活動実施中に発生しやすい傷害の1つとされており (Mather et al., 2013)、外部から過度な負荷がかかることによって発生する。

ACL 損傷は、スポーツ関連の下肢傷害全体の14-17%を占めると推定されており

(Hootman et al., 2007), サッカーやバスケットボールなどの球技スポーツにおいて発生率が高いことが知られている (LaBella et al., 2014). また, 運動中の ACL 損傷の約 70% は非接触型であり (Griffin et al., 2006), 急な加速・減速やカッティング, 方向転換, ジャンプ着地が繰り返されるスポーツにおいて多発することが明らかにされている (Koga et al., 2010). ACL 損傷は, ACL 再建手術を受けてから競技復帰するまでに約 1 年かかること, 競技復帰後も膝の不安定性が残存すること, さらには, 術後において, 損傷前に行っていたスポーツ活動で必要とされるレベルの膝の機能を取り戻すことが難しいことなど, 他の傷害と比較して重傷度が高い (後藤, 2017). したがって, ACL 損傷の複雑な危険因子とそれに関わる要因の特定は, スポーツ健康科学領域の重要な研究課題の 1 つとなっている.

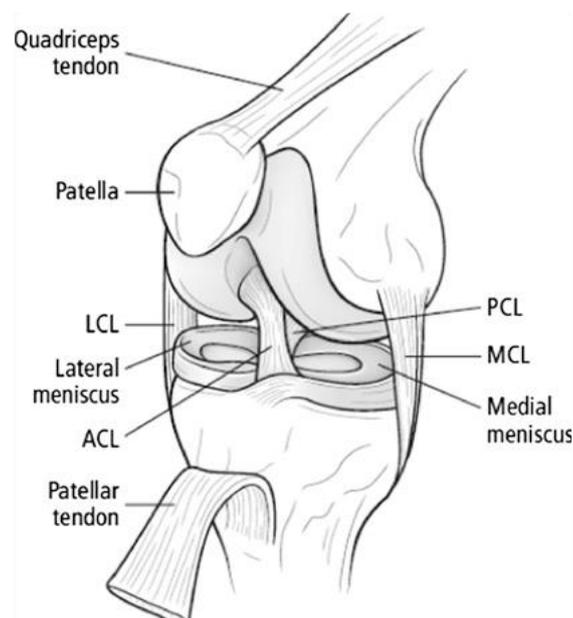


Fig. 1. 膝の解剖学的構造 [LaBella et al., 2014]

1-2-2. 片脚着地およびカッティング動作と ACL 損傷の関係性

球技スポーツにおいて, ジャンプ着地やカッティング動作は, 競技種目に関係なく頻繁に行われる代表的な動作である (Mohr et al., 2005 ; Stojanović et al., 2018). 例えば, サッカーの試合の場合に, 4-6 秒ごとにジャンプやカッティング動作などプレーが変化することが明らかにされている (Mohr et al., 2003). 本節ではジャンプ後の片脚着地やカッテ

イング動作と ACL 損傷との関連性，ならびにそれらの動作を課題とし，状況判断および疲労と ACL 損傷の好発肢位との関連性について検討した先行研究の知見を概説する．

1-2-2-1. 片脚着地およびカッティング動作と ACL 損傷

片脚着地やカッティング動作は，ACL 損傷が発生しやすい動作である (Arendt et al., 1995)．片脚着地やカッティング動作中の接地時に，膝が完全伸展に近いかつ足裏全体が床と接している状態で，股関節の内旋および膝関節が外反することによって生じる膝外反モーメントが，ACL 損傷の主要なメカニズムであると考えられている (LaBella et al., 2014 ; 小笠原, 2010)．また，女子ハンドボールおよび女子バスケットボールの試合のビデオ解析を行った先行研究においても，ACL 損傷はジャンプ後の片脚着地やカッティング動作時に発生しており，接地から 40-200ms 以内に生じていることが明らかにされている (Hewett et al., 2009 ; Koga et al., 2010)．これらのことから，片脚着地やカッティング動作中の IC において，股関節内旋および膝関節外反角度が過度に大きくなることによって ACL 損傷が発生すると考えられている．

1-2-2-2. 状況判断と ACL 損傷の発生

スポーツ活動中の ACL 損傷の発生要因の 1 つに状況判断が挙げられる．例えば，ジャンプ着地や方向転換を伴うような動作中に，予めプログラムしていた動作の変更を求められるような外乱や姿勢制御の乱れが生じた場合に，ACL 損傷が発生すると考えられている (小笠原, 2010)．また，状況判断を伴う動作は，状況判断を伴わない場合と比較して，次に行う動作を決定するまでの時間が短くなる (Miller and Clapp, 2011 ; Stephenson et al., 2018)．そのような場合に，状況判断の影響による ACL 損傷の発生メカニズムとして，時間的な制約がある中で適切な状況判断が遂行されない場合に，動作制御が不可能になり，膝関節外反や脛骨前方移動など膝への負荷を増加させるようなアライメントの変化を介して，ACL 損傷リスクが高まることが示唆されている (Brown et al., 2009)．同様に，健常な男女 26 名を対象として片脚着地を実施した研究の結果においても，既知条件と比較して未知条件において，IC 時の股関節屈曲角度の減少や股関節外転角度の増加，ならびに Stance Phase 時の股関節および膝関節内旋モーメントの増加が観察されている (Brown et al., 2009)．さらに，既知条件と未知条件におけるカッティング動作中の膝のメカニクスに着目したメタ解析によると，既知条件と比較して未知条件では，膝関節屈曲角度がより

小さく、膝関節外反角度や内旋角度がより大きくなり、膝関節屈曲モーメント、内反モーメントおよび内旋モーメントもより大きくなることが報告されている (Brown et al., 2014). これら一連の知見は、片脚着地やカッティング動作における状況判断の有無が、ACL 損傷の発生要因を考えるうえで重要な要素の 1 つであると示唆している。

1-2-2-3. 疲労と ACL 損傷

疲労条件下の片脚着地やカッティング動作時においては、過度の膝関節外反 (Kristianslund et al., 2014; Hewett et al., 2005) や不十分な体幹の制御 (Kristianslund et al., 2014; Hewett et al., 2005), および大きな床反力 (Hewett et al., 2005) が ACL 損傷のリスクを高める可能性がある指摘されている。また、疲労はスポーツ動作時に股関節屈曲角度の減少や内旋角度の増加、膝関節屈曲角度の減少および外反・内旋角度の増加といった ACL により大きな負荷がかかる状態を生み出すことが示唆されている (Bourne et al. 2019). 例えば、男子ゲーリックフットボール (サッカーとラグビーを組み合わせたようなアイルランド固有のスポーツ (Davey et al., 2021)) 選手 28 名を対象に、高強度間欠的運動による疲労課題を行った前後でカッティング動作を実施した研究の結果によると、疲労前と比較して疲労後のカッティング動作において、股関節および膝関節が ACL 損傷の好発肢位になることが報告されている (Whyte et al., 2018). したがって、疲労の有無は状況判断と同様に、片脚着地やカッティング動作といったスポーツ動作中における ACL 損傷の発生要因を検討する際の重要な要素であると推測される。

1-2-2-4. 状況判断と疲労の複合作用が ACL 損傷リスクに及ぼす影響

Borotikar et al. (2008) は、24 名の女性アスリートを対象に、疲労課題前後で 90° 方向へのサイドステップを既知条件および未知条件で実施したところ、未知+疲労条件において、他の条件と比較して、IC 時の股関節屈曲角度および内旋角度が大きく、ピーク膝関節外反角度が大きくなったことを報告している。特に、ピーク膝関節外反角度において条件間の差が最も大きく、膝関節外反角度の増大は ACL 損傷リスクに関連していることから、疲労課題後は ACL 損傷リスクを高めるような動作制御を実行していることが示唆されている (Borotikar et al., 2008 ; McLean and Samorezov, 2009). このような知見は、ACL 損傷リスクに及ぼす影響として、状況判断と疲労の影響を複合的に考える必要があることを示唆するものといえる。

一方、状況判断と疲労の複合的な影響を否定する知見も報告されている。例えば、Khalid et al. (2015) は、大学サッカー選手男女 12 名を対象に既知条件と未知条件における 45° 方向へのカッティング動作を疲労課題 (20m Yo-Yo Intermittent Test) 前後で実施し、カッティング動作中の IC 時の膝関節屈曲角度と矢状面・前額面・水平面における膝の関節モーメントを分析した結果、状況判断と疲労の複合的な影響を否定する知見を報告している。その結果によると、疲労と状況判断間で有意な交互作用は無く、状況判断による時間的な制約が課せられた場合、疲労が状況判断に悪影響を与えない可能性がある」と結論付けられている (Khalid et al., 2015)。

以上のように、片脚着地およびカッティング動作中のキネマティクスやキネティクスに対する状況判断と疲労の影響に関しては、先行研究間で一貫した見解が得られていない。Almonroeder et al. (2020) のシステマティックレビューによると、状況判断が股関節および膝関節のキネマティクスやキネティクスに及ぼす影響は、実験参加者の疲労が高まるにつれてより顕著にみられたことが明らかにされている。しかし、スポーツ活動中の疲労の程度を模擬している可能性がある疲労課題を用いた場合、疲労は状況判断に影響を与えているとは判断できないとも結論付けられている (Almonroeder et al., 2020)。

1-2-3. 先行研究の問題点

状況判断の有無および疲労と ACL 損傷リスクとの関係に着目した先行研究は、片脚着地およびカッティング動作時のキネマティクスやキネティクスといった力学的パラメータに焦点を当てたものが多く、それらを筋活動と関連させて検討している例は限られている。筋活動に着目した先行研究では、サッカー選手を対象にカッティング動作を実施した結果、接地の準備段階と接地段階で、外側広筋の活動水準およびハムストリングスの活動水準が高くなり、準備段階においてのみ中臀筋の活動水準が高くなったことが報告されている (Hanson et al., 2008)。また、Lessi et al. (2018) の研究では ACL 再建者を対象に疲労前後でカッティング動作を実施したところ、疲労後の非損傷脚において外側広筋の筋活動水準が高値を示した。このような知見を考慮に入れると、片脚着地やカッティング動作中の筋活動を測定することで、状況判断および疲労時に、片脚着地やカッティング動作を実施した結果として生じたキネマティクスやキネティクスの変化が、どのようなメカニズムで発生したのかについて解釈する手がかりを得ることができる可能性がある。

1-3. 本研究の目的

1-3-1. 目的・仮説

本研究の目的は、ACL 損傷が生じやすい動作である片脚着地およびカッティング動作時のキネマティクス、キネティクスおよび下肢筋群の筋活動に着目し、状況判断の有無および疲労の両要因が ACL 損傷リスク因子に及ぼす影響を明らかにすることとした。研究の実施にあたり、疲労後の状況判断を伴う動作において、疲労前の状況判断を伴わない動作および状況判断を伴う動作と比較して、ACL 損傷のリスクが高まるようなキネマティクスやキネティクスの変化が生じ、それらの変化に関連した下肢筋群の活動が顕在化すると仮説を立てた。

1-3-2. 本論文の構成

本研究は、緒言（第1章）、方法（第2章）、結果（第3章）、考察（第4章）、結論（第5章）から構成される。

第 2 章 方法

2-1. 対象者

2-1-1. 対象者

片脚着地やカッティング動作が頻繁にされているバスケットボールやサッカー、ラクロス、ハンドボール等の球技スポーツ経験者を募集した。なお、対象者の選定にあたり、過去 6 ヶ月以内に下肢の傷害を経験している者、ACL 損傷の既往歴がある者、身体に外傷を負っているまたは疾患に罹患している等の理由から現在治療中の者、および外傷等により日常動作を行う際に特別な器具を有している者は、今回の研究対象から除外した。その結果、運動部活動経験のある 18-30 歳の男女 20 名（男性 10 名、女性 10 名）を研究対象者として選定した。参加者の年齢、身長および体重の平均値と標準偏差は、男性では 23.5 ± 1.6 歳、 174.3 ± 4.7 cm、 70.0 ± 4.9 kg、女性では 22.6 ± 1.7 歳、 160.7 ± 3.5 cm、 55.1 ± 6.2 kg であった。なお、本研究は、事前に立命館大学の人を対象とする医学系研究倫理審査委員会の「人を対象とする医学系研究倫理」の承認を受け（BKC-人医-2020-069）、その規定に基づき、対象者に対して、実験前に研究の目的や内容、安全性について説明を行い、全対象者から実験参加の同意を得た。

2-1-2. スクリーニングテスト

実験を行うことの危険性がないかを判断するために、対象者に対して、スクリーニングツールとして用いられている Landing Error Scoring System (LESS) を実施した。LESS では、着地時および跳躍直前における姿勢、膝関節角度や体幹角度およびそれらの変化量等から着地メカニクスを評価し点数化することができ、エラーが多いほどスコアが高くなり、ハイリスクな着地メカニクスであることが示唆されている (Padua et al., 2009)。動作課題は高さ 30cm の台から身長の中の半分の距離分前方にジャンプし、両脚で着地した直後にその場で素早く最大の高さまで垂直にジャンプすることと設定されており、これら一連の動作を 3 回実施した。スクリーニングテストの結果、ハイリスクな着地メカニクスを有する対象者は存在しなかった。

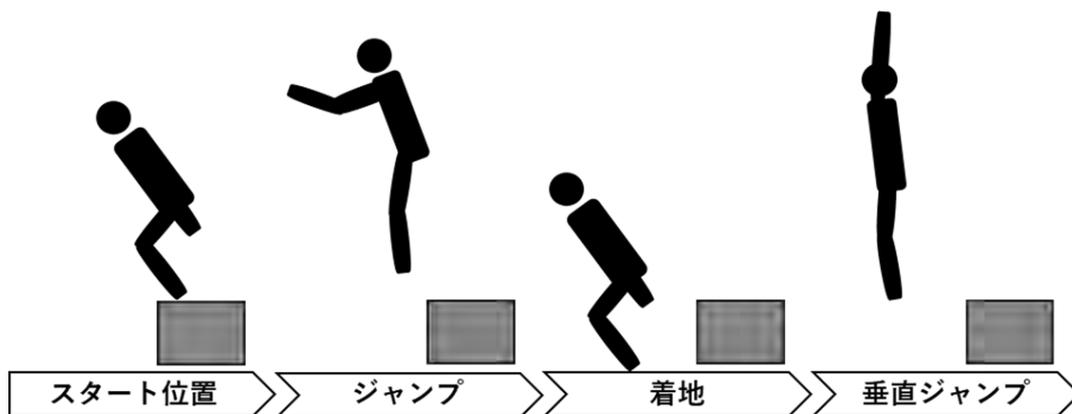


Fig. 2. LESSにおける動作の模式図

2-2. 実験デザイン

2-2-1. テスト課題



Fig. 3. 実験全体の流れ

1. 動作課題

力学的パラメータおよび筋活動の評価は、下肢の筋疲労プロトコルの前後における Single-leg Drop Landing (以下 SDL とする) および 45° Side-step Cutting 中に実施した。実験はすべて利き脚で行い、利き脚は『チャップマンの利き足テスト (Chapman et al., 1987)』を用いて判定した。

(1) SDL

SDL は『動的バランス評価プロジェクト共同研究 片脚ドロップジャンプ着地テスト・ガイドライン』(小笠原, 2010) に沿って実施した (Fig. 4)。実験試技は裸足で実施した。SDL の実施にあたり、参加者には両腕を胸の前で組み、高さ 30cm のジャンプ台からフォ

ースプレートに向かって利き脚で着地し、5 秒間その姿勢を維持するように指示をした。また、動作中は前方に設置した光刺激装置に視線を向けるようにし、着地をする際には可能な限り早くバランスを取るように伝えた。なお、Table 1 に示した動作がみられた場合は失敗試技とした。

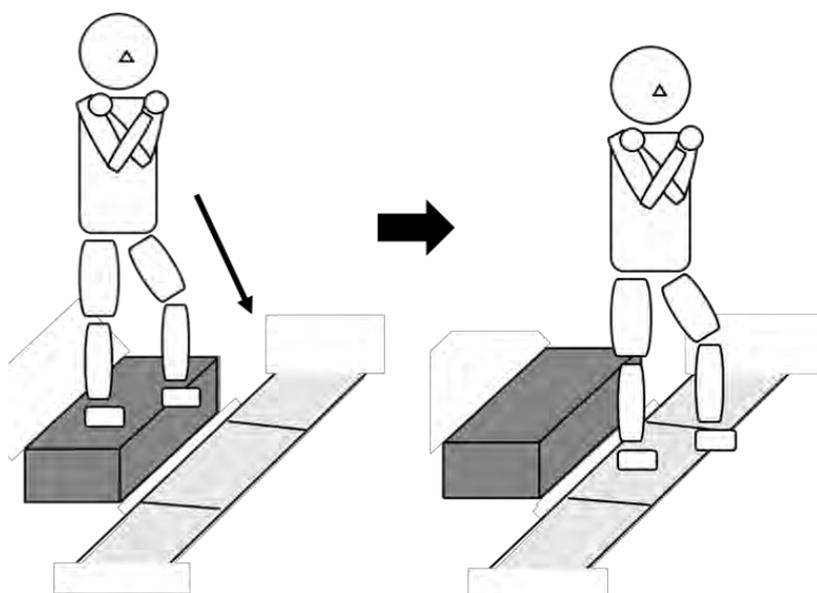


Fig. 4. SDL テスト模式図

Table 1. SDL テストにおける失敗基準の一覧

足ずれ	バランスを取るために、いったん着地した足をずらして動かした試技
足ホップ	バランスを取るために、いったん着地した足を空中に浮かして動かした試技
遊脚触れ	遊脚がフォースプレートおよびステップ台に触れてしまった、または両脚立ちしてしまった試技
腕離し	バランスを取るために、腕組みを外してしまった試技
その他	その他、極端に通常試技から逸脱した試技

(2) 45° Side-step Cutting

SDL と同様に片脚着地をした後、左方向および右方向へのカッティング動作を実施した (Fig. 5)。実験試技は裸足で実施した。測定に際し参加者には、両腕を胸の前で組んだ状態で高さ 30cm のジャンプ台からフォースプレートに向かって利き脚で着地し、着地後は可能な限り早くカッティング動作に移行するように指示した。ただし、着地してからカッティング動作に移行する際にホップするまたは 45° 方向にカッティングできなかった場合は失敗試行とみなした (Table 2)。また、参加者は測定を開始する前に十分なウォーミ

ングアップおよび片脚着地とカッティング動作の練習を実施した。

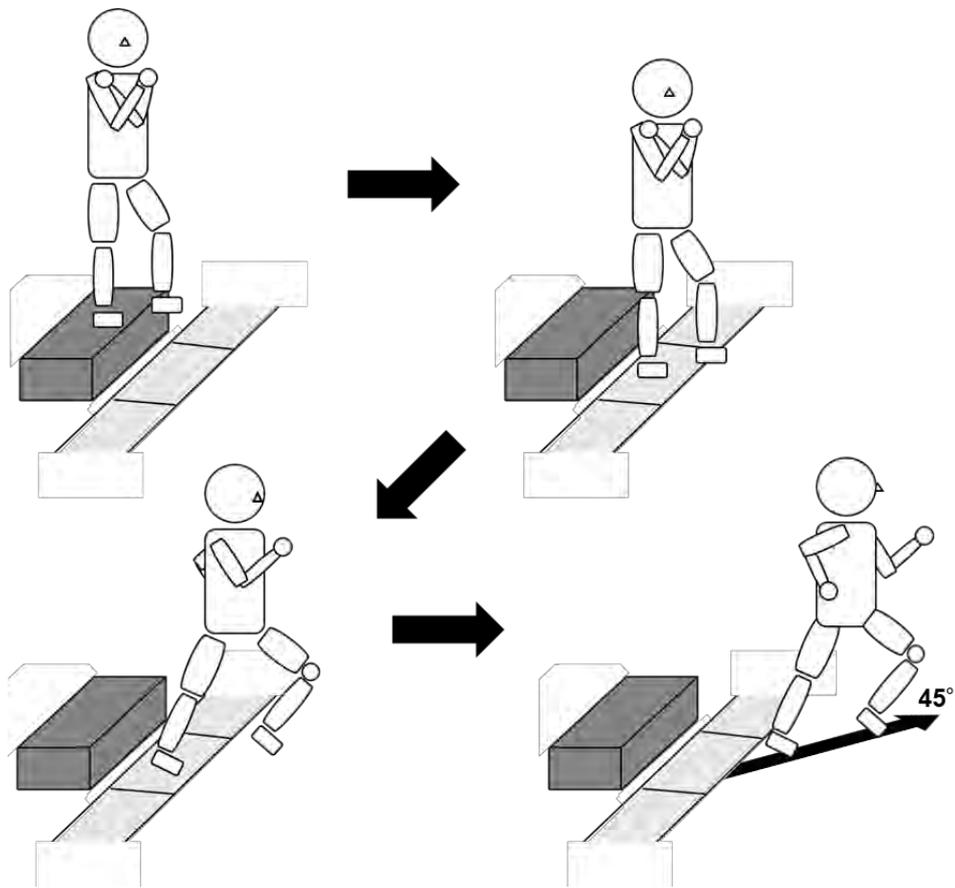


Fig. 5. 45° Side-step Cutting テスト模式図

Table 2. 45° Side-step Cutting における失敗基準の一覧

足ホップ	着地してからカッティング動作に移行する際に、いったん着地した足を空中に浮かして動かした試技
転換ミス	バランスを崩す等してしまい、45° 方向にカッティングできなかった試技
その他	その他、極端に通常試技から逸脱した試技

2. 疲労課題

疲労前の動作課題終了後、Powermax (POWERMAX-VIII : KONAMI 社製) を用いた全力ペダリング運動を実施した。課題内容は 10 秒全力ペダリング運動を 6 セット (セット間 20 秒) に設定した。なお、負荷は男性が 7.5%BW, 女性が 5.0%BW とした。疲労課題の開始前に、参加者は十分なウォーミングアップを実施した。

3. 課題実施条件

はじめに、参加者は予め行う動作が指定されている条件下（以下、既知条件とする）において、①SDL→②左方向への 45° Side-step Cutting→③右方向への 45° Side-step Cutting の順に試技を実行した。試技は各動作につき 3 試行ずつ成功するまで行い、計 9 試行実施した。

次に、着地する前に実行する動作が指示される条件下（以下、未知条件とする）で、SDL・左方向への 45° Side-step Cutting・右方向への 45° Side-step Cutting の 3 試技をランダムな順番で実施した。実行する動作の指示は 2 台の光刺激装置を用いて行い、ジャンプ台から 5m、床からの高さ 0.7m のところに設置した。指示内容は、左の光刺激装置が光った場合は左方向への 45° Side-step Cutting、右の光刺激装置が光った場合は右方向への 45° Side-step Cutting、いずれも光らなかった場合は SDL とした。未知条件における光刺激は、ジャンプ台の上に自作のフットスイッチを設置し、参加者がジャンプ台から離地して 200ms 後に点灯するようにマイコンボード (Arduino 社 : Arduino Uno) を用いて設定した。未知条件での試技は、既知条件と同様に SDL 3 試行、左方向への 45° Side-step Cutting 3 試行、右方向への 45° Side-step Cutting 3 試行の計 9 試行を成功するまで実施した。

さらに、疲労課題後の未知条件下（以下、疲労後未知条件とする）において、疲労前の未知条件と同様の設定で SDL・左方向への 45° Side-step Cutting・右方向への 45° Side-step Cutting をランダムに実施した。試行数についても上記 2 条件と同じくそれぞれ成功試技で SDL 3 試行、左方向への 45° Side-step Cutting 3 試行、右方向への 45° Side-step Cutting 3 試行の計 9 試行行った。

2-2-2. 測定内容

1. キネマティクス

下肢を中心とした解剖学的特徴点に 29 点（胸骨上縁、肩峰、肋骨下端、上前腸骨棘、上後腸骨棘、大転子、膝関節裂隙内側・外側、脛骨、外果、内果、踵骨隆起、第 1 中足骨頭、第 5 中足骨頭）の反射マーカ（直径 19mm）を貼付した (Borotikar et al., 2007)。17 台のカメラ (250Hz) を用いて、光学式 3 次元モーションキャプチャシステム (Motion Analysis 社 : MOTION CAPTURE MAC 3D System : Raptor-E digital) で貼付

した反射マーカーの 3 次元座標データを取得した。また、測定開始前に参加者の静的立位姿勢における 3 次元座標データを取得した。なお、グローバル座標系の X 軸・Y 軸・Z 軸はそれぞれ着地方向に対して前後・左右・鉛直方向とした。

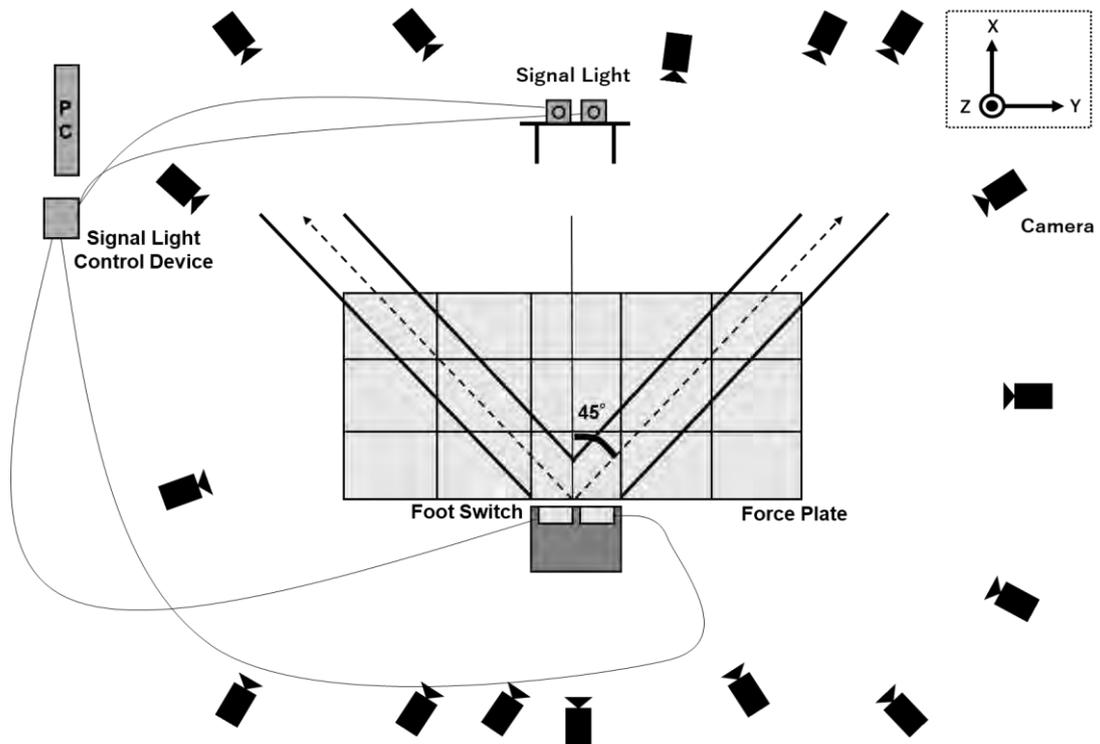


Fig. 6. 実験設定

2. キネティクス

床反力 (Ground Reaction Force : GRF) は 1 台のフォースプレート (テック技販 : TF-4060-B) を用いてサンプリング周波数 1250Hz で測定し、モーションキャプチャシステムと同期させた。測定項目は、前額成分・矢状成分・鉛直成分におけるピーク GRF とした。

3. EMG (Electromyogram)

筋活動は、サンプリング周波数 2000Hz で表面筋電図 (EMG) を用いて計測した。被験筋は利き脚側の中臀筋、大腿直筋、外側広筋、大腿二頭筋、半腱様筋、外側腓腹筋の計 6 筋とし、各筋に無線型表面電極 (Delsys 社 : Trigno TM Wireless System) を貼付した。なお、各電極は SENIAM が推奨する位置に貼付した。また、測定を開始する前およびすべての測定終了後に、最大随意収縮 (MVC : Maximum Voluntary Contraction) の計測を、1 つの

筋につき 5 秒間の力発揮を 3 セット実施した。



Fig. 7. 各筋における MVC の測定方法

4. 平均パワーの低下率

疲労課題である全カペダリング運動の際、疲労指標として平均パワーの低下率を求めるために、全カペダリングの 1 試行ごとに平均パワーを計測した。各試行における平均パワーの低下率は、『各試行時の平均パワー÷1 本目の平均パワー×100』により算出した。

2-3. データの分析

本研究では、既知条件・未知条件・疲労後未知条件で 3 試行ずつ実施したうち、SDL に関しては着地後の水平成分 GRF 収束時間が最も短かった試行を、45° Side-step Cutting については左方向への 45° Side-step Cutting のみを分析対象とし、IC から離地瞬間（以下 Toe-off とする）までの時間が最も短かった試行をそれぞれ代表値として採用した。本研究において、IC は接地時の鉛直成分 GRF が 10N を上回った時間、Toe-off は鉛直成分

GRF が 10N を下回った時間と定義した (McLean and Samorezov, 2009). また, 水平成分 GRF 収束時間は, 水平成分 GRF が IC 後 2-5 秒の間で水平成分 GRF のノルム平均±3SD を 0.008 秒連続で下回った時点と定義した. 以下に, 各パラメータにおける詳細な分析方法について述べる.

1. キネマティクスおよびキネティクス

得られた反射マーカの 3次元位置座標データは, 4次のバターワース型ローパスフィルタを用いて, 遮断周波数 12Hz で平滑化した. 静的立位姿勢から取得した解剖学的特徴点の 3次元座標データより, Visual 3D ソフトウェア (Version 5, C-Motion 社) を用いて, 骨盤部・右大腿部・右下腿部・右足部の 4セグメントからなる骨格モデルを作成した. 各セグメントについて, 骨盤は左右の上前腸骨棘と左右の上後腸骨棘, 右大腿は股関節中心と右膝関節裂隙内外側, 右下腿は右膝関節裂隙内外側と右の内果・外果, 足部は右の内果・外果, 右の第 1 中足骨頭および右の第 5 中足骨頭に貼付した解剖学的特徴点から定義した. なお, 股関節中心に関しては, 股関節中心回帰式: $X = 0.36 \times \text{上前腸骨棘間の距離}$, $Y = -0.19 \times \text{上前腸骨棘の距離}$, $Z = -0.3 \times \text{上前腸骨棘間の距離}$ から算出した (Bell & Brand, 1989). また, 股関節角度は骨盤セグメントに対する右大腿セグメントの角度, 膝関節は右大腿セグメントに対する右下腿セグメントの角度, 足関節は右下腿セグメントに対する右足部セグメントの角度とそれぞれ定義し, カルダン角 (X-Y-Z) を用いて各関節角度を算出した. GRF についてはすべて参加者の体重で正規化した.

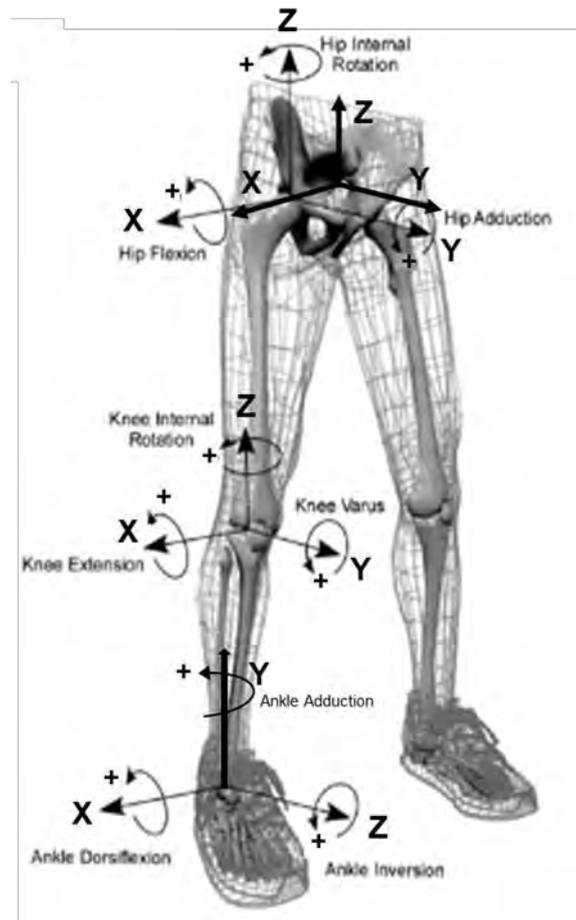


Fig. 8. 下肢関節角度の定義 [Borotikar et al., 2008 を基に筆者が改変]

キネマティクスの分析区間は、IC 前 200ms, IC, IC~200ms に加え、SDL では IC~水平成分 GRF 収束時間を、45° Side-step Cutting では IC~Toe-off を設定した (Fig. 9)。なお、ACL 損傷は IC 後 40-200ms 以内に発生しやすいことが先行研究で報告されている (Hewett et al., 2009 ; Koga et al., 2010) ことから、本研究では IC~200ms 間のピーク関節角度も求めた。

上記の分析区間において、IC 時の関節角度、IC~200ms 間および試技全体での最大関節角度および角変位を算出した。角変位としては、IC~200ms の $\Delta Peak$ ($\Delta Peak = IC - 関節角度$) および試技全体での $\Delta Peak$ を求めた。GRF データについては、各成分において試技中の最大値を算出した。

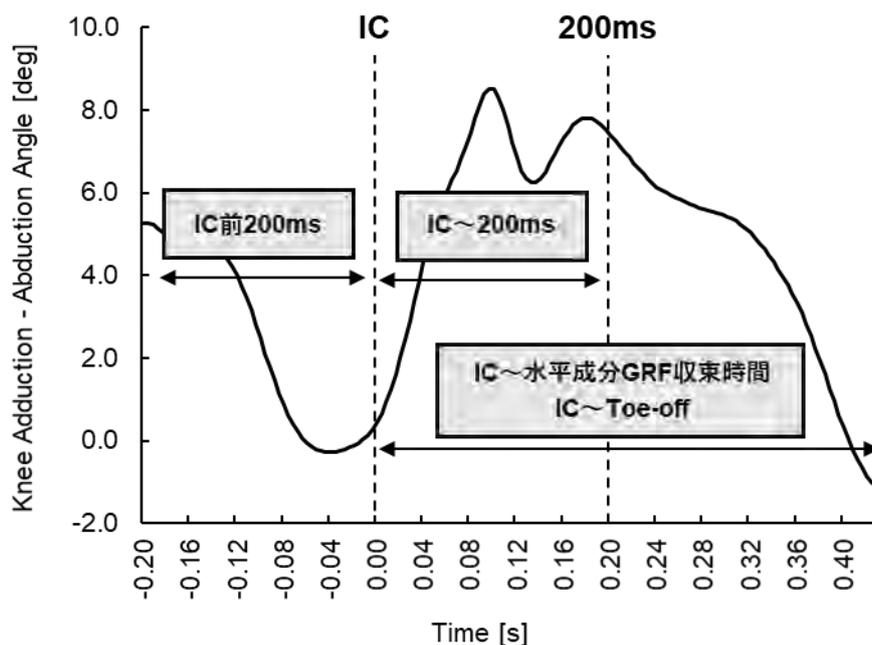


Fig. 9. SDL および 45° Side-step Cutting におけるキネマティクスの分析区間

2. EMG

取得した 6 筋の EMG データについては、バンドパスフィルターを用いて遮断周波数 20 – 400Hz で平滑化した後、MVC1.5 秒間の 2 乗平均平方根 (RMS : Root Mean Square) を算出した。そして、SDL および 45° Side-step Cutting における RMS を、MVC 時の RMS で除することで、EMG データの規格化をした (%MVC)。

EMG の分析区間は、SDL では接地前 200ms および IC~水平成分 GRF 収束時間とし、45° Side-step Cutting では接地前 200ms と IC~最大膝関節外反角度到達地点の 2 区間に設定した (Fig. 10)。なお、SDL における水平成分 GRF 収束時間および全ての EMG データは、MATLAB (MathWorks 社, MATLAB R2021a) を用いて処理した。

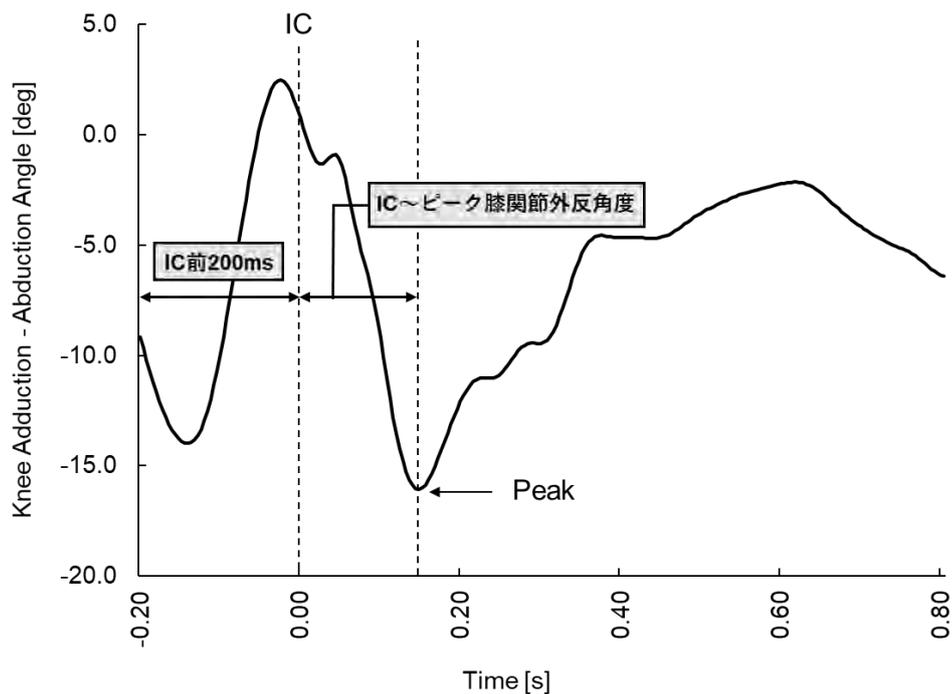


Fig. 10. 45° Side-step Cutting における EMG の分析区間

2-4. 統計処理

基本統計量は平均値±標準偏差値により示した。疲労課題による平均パワーの低下率に関して、男女の平均値の差の検定は対応のない t 検定を用いた。疲労課題 4—6 セット目において、パワーの低下率は男性が女性より有意に高値を示した。したがって、各分析変数における既知条件、未知条件、疲労後未知条件の 3 つの条件間の差の検定に際しては、まず 2 要因反復測定分散分析を実施し、性および性×条件の交互作用の有無を確認した。2 要因反復測定分散分析の結果、有意な性の主効果および性×条件の交互作用が認められなかった項目に関しては、男女込みのデータに対して 1 要因の反復測定分散分析を適用し、条件間（既知条件、未知条件および疲労後未知条件）の比較を行い、有意な主効果（条件）が認められた項目については、Tukey 法または Games-Howell 法を用いて事後検定を実施した。統計解析はすべて SPSS Statics 27 (IBM Co., USA) を用いて実施した。なお、各検定における有意水準は 5%未満とした。

第3章 結果

3-1. 疲労課題時の平均パワーの低下率

疲労課題時の平均パワーの低下率は、4本目から6本目において男性が女性より有意に高いものであった (Fig.11)。6本目におけるパワーの低下率は、男性が32.7%、女性が19.7%であった。したがって、キネマティクスおよびEMGの各分析変数に対し、まず2要因の反復測定分散分析を用いて、性および条件の主効果並びに両要因の交互作用の有無を確認した。その結果、SDLおよび45° Side-step CuttingともにIC時の膝関節屈曲角度においてのみ有意な性差が認められたが、他の項目に有意な性の主効果および性×条件の交互作用は認められなかった。それゆえ、本研究では基本統計量を男女込みのデータによる平均値±標準偏差値で示し、1要因の反復測定分散分析を適用することで条件間の差を検討した。

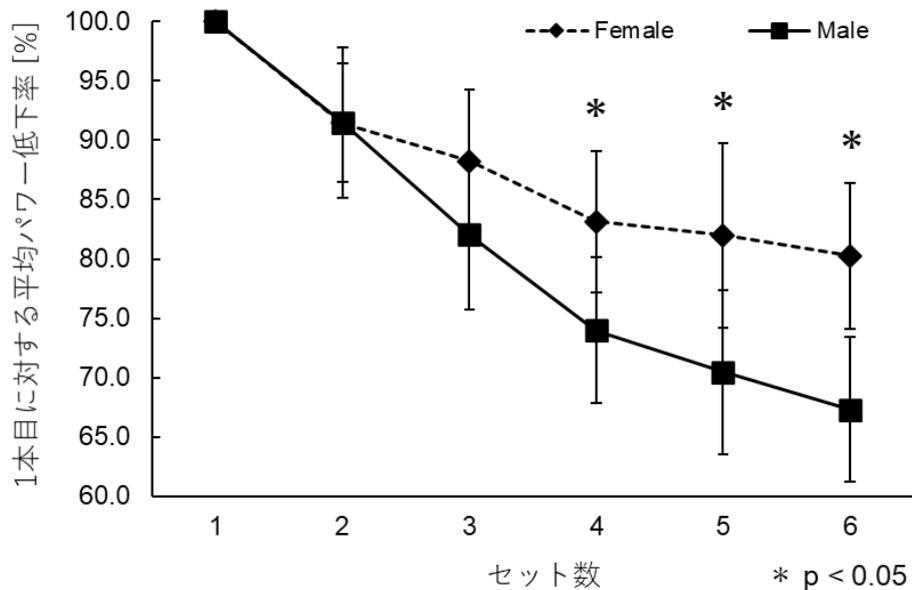


Fig. 11. 全力ペダリング運動の1本目に対する平均パワー低下率 (男女別)

3-2. キネマティクスにおける条件間の比較

(1) SDL 課題における IC 時の関節角度

Table 3. SDL 中における IC 時の関節角度

	IC			P Value
	Anticipated	Unanticipated	F-Unanticipated	
Hip Flexion	24.5 ± 7.1	24.4 ± 8.4	24.1 ± 9.8	0.94
Hip Abduction	-5.0 ± 9.4	-4.4 ± 9.8	-6.8 ± 8.5	0.82
Hip Internal Rotation	-4.7 ± 7.9	-5.3 ± 11.8	-4.4 ± 12.6	0.82
Knee Flexion	-22.2 ± 8.4	-23.5 ± 10.3	-22.6 ± 9.6	0.86
Knee Abduction	-1.1 ± 3.3	-0.8 ± 3.7	-0.5 ± 3.5	0.37
Knee External Rotation	-6.6 ± 4.3	-6.6 ± 4.0	-6.1 ± 3.8	0.39
Ankle Dorsiflexion	-32.4 ± 26.2	-33.9 ± 20.0	-35.5 ± 19.6	0.14
Ankle Abduction	-0.6 ± 7.4	-2.3 ± 8.4	-1.5 ± 7.6	0.09
Ankle Supination	-10.5 ± 6.2	-10.1 ± 6.2	-9.9 ± 5.7	0.77

P value, 条件間の主効果

(2) SDL 課題における IC~200ms 間のピーク関節角度

Table 4. SDL 中における IC~200ms 間のピーク関節角度

	Peak [IC~200ms]			P Value
	Anticipated	Unanticipated	F-Unanticipated	
Hip Flexion	40.0 ± 12.4	38.9 ± 13.7	38.2 ± 13.2	0.53
Hip Abduction	-7.2 ± 5.7	-6.5 ± 6.5	-8.6 ± 6.6	0.82
Hip Internal Rotation	7.4 ± 6.8	7.2 ± 9.0	7.8 ± 11.4	0.82
Knee Flexion	-59.7 ± 8.5	-59.9 ± 8.0	-59.7 ± 8.2	0.86
Knee Abduction	-2.2 ± 3.7	-1.6 ± 4.0	-1.7 ± 4.0	0.04
Knee External Rotation	-8.4 ± 4.3	-8.5 ± 3.8	-7.7 ± 3.6	0.14
Ankle Dorsiflexion	9.4 ± 5.0	9.4 ± 4.3	7.4 ± 5.0	0.02
Ankle Abduction	-16.0 ± 6.2	-15.3 ± 5.3	-14.9 ± 6.3	0.43
Ankle Supination	-11.7 ± 4.7	-11.9 ± 4.7	-11.3 ± 4.5	0.58

P value, 条件間の主効果

(3) SDL 課題におけるピーク関節角度

Table 5. SDL 中におけるピーク関節角度

	Peak [Total]			P Value
	Anticipated	Unanticipated	F-Unanticipated	
Hip Flexion	41.6 ± 11.9	41.6 ± 12.2	41.1 ± 13.4	0.94
Hip Abduction	-7.4 ± 5.6	-6.9 ± 6.0	-9.0 ± 6.4	0.82
Hip Internal Rotation	8.0 ± 6.8	7.8 ± 9.4	8.6 ± 11.0	0.78
Knee Flexion	-65.2 ± 8.5	-64.8 ± 7.7	-65.1 ± 8.4	0.94
Knee Abduction	-2.8 ± 4.1	-2.5 ± 4.5	-2.9 ± 4.4	0.26
Knee External Rotation	-9.7 ± 4.2	-9.9 ± 3.9	-9.3 ± 3.3	0.45
Ankle Dorsiflexion	44.1 ± 4.2	46.5 ± 8.6	46.2 ± 8.2	0.82
Ankle Abduction	-16.7 ± 6.6	-15.8 ± 5.5	-15.6 ± 5.7	0.43
Ankle Supination	-15.9 ± 5.1	-16.0 ± 5.9	-14.5 ± 4.9	0.14

P value, 条件間の主効果

(4) SDL 課題における IC~200ms 間の Δ Peak

Table 6. SDL 中における IC~200ms 間の Δ Peak

	ΔPeak [IC~200ms]			P Value
	Anticipated	Unanticipated	F-Unanticipated	
Hip Flexion	-15.5 ± 7.7	-14.5 ± 7.9	-14.1 ± 7.3	0.27
Hip Abduction	2.2 ± 4.1	2.1 ± 3.8	1.8 ± 2.6	0.69
Hip Internal Rotation	-12.1 ± 5.9	-12.6 ± 6.3	-12.2 ± 5.8	0.42
Knee Flexion	37.6 ± 10.1	36.4 ± 10.8	37.0 ± 11.1	0.95
Knee Abduction	1.0 ± 1.8	0.8 ± 1.6	1.2 ± 2.5	0.17
Knee External Rotation	1.8 ± 2.2	1.8 ± 2.0	1.6 ± 1.9	0.16
Ankle Dorsiflexion	-41.8 ± 23.2	-43.3 ± 18.4	-43.0 ± 18.6	0.84
Ankle Abduction	15.4 ± 6.1	13.0 ± 6.0	13.4 ± 7.0	0.78
Ankle Supination	1.3 ± 2.4	1.8 ± 3.1	1.4 ± 2.3	0.76

P value, 条件間の主効果

(5) SDL 課題における Δ Peak

Table 7. SDL 中における Δ Peak

	Δ Peak [Total]			P Value
	Anticipated	Unanticipated	F-Unanticipated	
Hip Flexion	41.6 \pm 11.9	41.6 \pm 12.2	41.1 \pm 13.4	0.94
Hip Abduction	-7.4 \pm 5.6	-6.9 \pm 6.0	-9.0 \pm 6.4	0.82
Hip Internal Rotation	8.0 \pm 6.8	7.8 \pm 9.4	8.6 \pm 11.0	0.78
Knee Flexion	-65.2 \pm 8.5	-64.8 \pm 7.7	-65.1 \pm 8.4	0.94
Knee Abduction	-2.8 \pm 4.1	-2.5 \pm 4.5	-2.9 \pm 4.4	0.26
Knee External Rotation	-9.7 \pm 4.2	-9.9 \pm 3.9	-9.3 \pm 3.3	0.45
Ankle Dorsiflexion	44.1 \pm 4.2	46.5 \pm 8.6	46.2 \pm 8.2	0.82
Ankle Abduction	-16.7 \pm 6.6	-15.8 \pm 5.5	-15.6 \pm 5.7	0.43
Ankle Supination	-15.9 \pm 5.1	-16.0 \pm 5.9	-14.5 \pm 4.9	0.14

P value, 条件間の主効果

SDL 中のキネマティクスについて、IC 時の関節角度、IC~200ms 間および水平成分 GRF 収束時間までのピーク関節角度のいずれにおいても、条件間で有意な差はみられなかった (Table 3, 4, 5)。また、IC~200ms 間の Δ Peak および全区間での Δ Peak に関して、条件間で有意な差は確認されなかった (Table 6, 7)。

(6) 左方向への 45° Side-step Cutting 課題における IC 時の関節角度

Table 8. 左方向への 45° Side-step Cutting 中における IC 時の関節角度

	IC			P Value
	Anticipated	Unanticipated	F-Unanticipated	
Hip Flexion	23.6 \pm 8.4	22.8 \pm 8.6	24.4 \pm 10.3	0.341
Hip Abduction	-8.4 \pm 9.9 *	-6.8 \pm 10.3 *	-8.1 \pm 8.4	0.004
Hip Internal Rotation	-3.8 \pm 11.1	-2.3 \pm 10.7	-4.9 \pm 11.3	0.192
Knee Flexion	-24.9 \pm 7.6	-23.8 \pm 8.4	-22.4 \pm 9.2	0.160
Knee Abduction	-1.1 \pm 4.1	-0.7 \pm 3.5	-0.6 \pm 3.7	0.490
Knee External Rotation	-7.2 \pm 4.8	-6.5 \pm 4.1	-6.1 \pm 3.7	0.350
Ankle Dorsiflexion	-29.1 \pm 18.5 * †	-32.8 \pm 18.5 *	-37.1 \pm 17.3 †	< 0.001
Ankle Abduction	-3.0 \pm 7.6	-2.7 \pm 7.5	-0.1 \pm 7.1	0.027
Ankle Supination	-13.6 \pm 7.0 *	-11.1 \pm 6.6 *	-10.9 \pm 6.6	0.016

*, 既知条件 vs 未知条件 ($p < 0.05$); †, 既知条件 vs 疲労後未知条件 ($p < 0.05$)

P value, 条件間の主効果

左方向への 45° Side-step Cutting 中の IC 時に、股関節外転角度および足関節回外角度

において、未知条件と比較して既知条件でより大きくなった（股関節外転角度： $p = 0.009$ ；足関節回外角度： $p = 0.028$ ）（Table 8）。また、足関節底屈角度では、既知条件と比較して未知条件（ $p = 0.009$ ）および疲労後未知条件（ $p < 0.001$ ）でより大きかった（Table 8）。

(7) 左方向への45° Side-step Cutting 課題における IC~200ms 間のピーク関節角度

Table 9. 左方向への45° Side-step Cutting 中における IC~200ms 間のピーク関節角度

	Peak [IC~200ms]			P value
	Anticipated	Unanticipated	F-Unanticipated	
Hip Flexion	37.4 ± 12.7	39.3 ± 14.2	41.2 ± 14.4	0.19
Hip Abduction	-11.3 ± 7.2	-8.9 ± 7.6	-9.8 ± 6.3	0.09
Hip Internal Rotation	8.0 ± 8.3	8.6 ± 8.7	7.2 ± 8.8	0.44
Knee Flexion	-62.6 ± 7.7	-63.0 ± 8.7	-63.5 ± 6.8	0.86
Knee Abduction	-3.2 ± 5.3	-2.0 ± 4.1	-2.4 ± 5.2	0.35
Knee External Rotation	-8.6 ± 4.9	-8.4 ± 3.3	-7.5 ± 3.7	0.47
Ankle Dorsiflexion	17.5 ± 6.2 * †	12.4 ± 5.8 *	9.3 ± 7.0 †	< 0.001
Ankle Abduction	-13.3 ± 6.2	-14.0 ± 5.3	-13.3 ± 5.8	0.70
Ankle Supination	-18.0 ± 5.0 * †	-13.1 ± 5.2 *	-14.1 ± 4.8 †	< 0.001

*, 既知条件 vs 未知条件 ($p < 0.05$) ; †, 既知条件 vs 疲労後未知条件 ($p < 0.05$)

P value, 条件間の主効果

左方向への45° Side-step Cutting 中における IC~200ms 間のピーク関節角度は、足関節背屈角度で既知条件と比較して、未知条件（ $p = 0.002$ ）および疲労後未知条件（ $p < 0.001$ ）においてより小さくなった（Table 9）。足関節回外角度に関しても、既知条件と比較して、未知条件（ $p < 0.001$ ）および疲労後未知条件（ $p = 0.003$ ）において有意に低値を示した（Table 9）。

(8) 左方向への 45° Side-step Cutting 課題におけるピーク関節角度

Table 10. 左方向への 45° Side-step Cutting 中におけるピーク関節角度

	Peak [Total]			P value
	Anticipated	Unanticipated	F-Unanticipated	
Hip Flexion	40.8 ± 12.2 * †	49.1 ± 16.3 *	50.6 ± 17.5 †	0.001
Hip Abduction	-16.1 ± 5.7	-18.7 ± 8.5	-20.3 ± 7.9	0.054
Hip Internal Rotation	9.3 ± 8.1 *	13.5 ± 9.3 *	12.4 ± 11.1	0.035
Knee Flexion	-66.2 ± 6.3 †	-69.8 ± 6.4	-69.9 ± 6.3 †	0.02
Knee Abduction	-5.9 ± 4.5	-5.2 ± 3.7	-5.5 ± 4.6	0.53
Knee External Rotation	-3.1 ± 4.5 * †	-1.6 ± 4.5 *	-1.1 ± 4.0 †	0.002
Ankle Dorsiflexion	20.5 ± 6.0 †	17.3 ± 7.0	15.5 ± 6.4 †	0.002
Ankle Abduction	-14.3 ± 6.4	-15.4 ± 5.8	-14.5 ± 6.2	0.54
Ankle Supination	-24.4 ± 5.3 * †	-26.0 ± 4.7 *	-25.7 ± 5.2 †	< 0.001

*, 既知条件 vs 未知条件 (p < 0.05); †, 既知条件 vs 疲労後未知条件 (p < 0.05)

P value, 条件間の主効果

左方向への 45° Side-step Cutting 中のピーク関節角度を Table 10 に示した。股関節屈曲角度において、既知条件に比べ未知条件 (p = 0.007) および疲労後未知条件 (p = 0.010) で有意に高値となった。また、股関節内旋角度においても、ピーク関節角度が未知条件 (p = 0.040) で既知条件より大きな値であった。膝関節については、膝関節屈曲および外旋角度において条件間で有意差がみられた。膝関節屈曲角度では、既知条件と比較して疲労後未知条件においてより高値を示した (p = 0.005)。膝関節外旋角度は、既知条件と比較して未知条件 (p = 0.013) および疲労後未知条件 (p = 0.013) でより低値となった。さらに、足関節背屈角度と回外角度においても条件間で有意な差が確認された。足関節背屈角度では、既知条件と比較して疲労後未知条件 (p = 0.002) において低値を示した。その一方で、足関節回外角度は既知条件と比較して、未知条件 (p = 0.001) および疲労後未知条件 (p < 0.001) において高値であった。

(9) 左方向への 45° Side-step Cutting 課題における IC~200ms 間の Δ Peak

Table 11. 左方向への 45° Side-step Cutting 中における IC~200ms 間の Δ Peak

	Δ Peak [IC~200ms]			P value
	Anticipated	Unanticipated	F-Unanticipated	
Hip Flexion	-13.8 ± 8.4	-16.5 ± 9.1	-16.8 ± 7.6	0.71
Hip Abduction	7.8 ± 7.9	11.9 ± 9.8	12.3 ± 8.5	0.29
Hip Internal Rotation	-9.8 ± 7.0	-11.9 ± 7.0	-12.7 ± 5.3	0.67
Knee Flexion	37.7 ± 11.1	39.2 ± 11.8	41.0 ± 9.3	0.64
Knee Abduction	2.1 ± 2.5	1.3 ± 2.2	1.9 ± 3.8	0.29
Knee External Rotation	1.3 ± 2.1	1.8 ± 2.7	1.4 ± 1.8	0.47
Ankle Dorsiflexion	-46.6 ± 20.1	-45.2 ± 19.7	-46.4 ± 16.6	0.28
Ankle Abduction	10.3 ± 5.9	11.3 ± 6.0	13.2 ± 5.7	0.13
Ankle Supination	4.3 ± 4.8	3.0 ± 3.7	2.2 ± 3.4	0.006

P value, 条件間の主効果

(10) 左方向への 45° Side-step Cutting 課題における Δ Peak

Table 12. 左方向への 45° Side-step Cutting 中における Δ Peak

	Δ Peak [Total]			P value
	Anticipated	Unanticipated	F-Unanticipated	
Hip Flexion	-17.3 ± 6.8 * †	-26.4 ± 11.6 *	-26.2 ± 12.2 †	0.02
Hip Abduction	7.8 ± 7.9	11.9 ± 9.8	12.3 ± 8.5	0.29
Hip Internal Rotation	-13.2 ± 6.2	-15.8 ± 8.1	-17.3 ± 7.4	0.06
Knee Flexion	41.4 ± 9.1 * †	46.0 ± 11.6 *	47.5 ± 9.6 †	0.01
Knee Abduction	4.8 ± 2.6	4.5 ± 2.0	4.9 ± 3.8	0.52
Knee External Rotation	3.3 ± 2.7	4.1 ± 3.2	3.2 ± 2.0	0.25
Ankle Dorsiflexion	-49.6 ± 17.0	-50.0 ± 18.4	-52.6 ± 15.8	0.71
Ankle Abduction	11.3 ± 4.8	12.6 ± 6.4	14.4 ± 5.8	0.04
Ankle Supination	10.8 ± 5.4 * †	14.9 ± 5.2 *	14.7 ± 4.5 †	0.003

*, 既知条件 vs 未知条件 ($p < 0.05$); †, 既知条件 vs 疲労後未知条件 ($p < 0.05$)

P value, 条件間の主効果

IC~200ms 間の Δ Peak には、すべての関節角度において条件間で有意な差は認められなかった (Table 11). 試技全体における Δ Peak では、股関節屈曲角度、膝関節屈曲角度、および足関節回外角度において条件間で有意差がみられた (Table 12). 股関節屈曲角度においては、既知条件と比較して未知条件 ($p = 0.006$) および疲労後未知条件 ($p = 0.018$) で高値を示した. 膝関節屈曲角度は、股関節屈曲角度と同様に、未知条件 ($p = 0.033$) および疲労後未知条件 ($p = 0.012$) で既知条件より高値であった. さらに、足関節回外角度は、既知条件と比較して未知条件 ($p = 0.002$) と疲労後未知条件 ($p = 0.036$) においてよ

り高値となった。

3-3. GRF における条件間の比較

(1) SDL 課題におけるピーク GRF

Table 13. SDL 中におけるピーク GRF

GRF (N/kg)	Peak			P value
	Anticipated	Unanticipated	F-Unanticipated	
Lateral GRF	4.5 ± 1.3	4.5 ± 1.3	4.2 ± 1.5	0.56
Medial GRF	-1.6 ± 0.5	-1.5 ± 0.8	-1.4 ± 0.7	0.86
Anterior GRF	5.0 ± 2.6	5.1 ± 2.8	4.5 ± 2.3	0.66
Posterior GRF	-7.1 ± 2.1	-7.0 ± 2.4	-7.0 ± 2.6	0.39
Vertical GRF	54.3 ± 9.4	53.8 ± 6.7	51.5 ± 10.2	0.71

P value, 条件間の主効果

(2) 左方向への 45° Side-step Cutting 課題におけるピーク GRF

Table 14. 左方向への 45° Side-step Cutting 中におけるピーク GRF

GRF (N/kg)	Peak			P value
	Anticipated	Unanticipated	F-Unanticipated	
Lateral GRF	0.4 ± 0.9 * †	3.3 ± 2.3 *	2.9 ± 2.0 †	< 0.001
Medial GRF	-6.3 ± 2.3 * †	-4.8 ± 2.0 *	-4.3 ± 1.5 †	< 0.001
Anterior GRF	9.4 ± 3.7 †	7.5 ± 3.1	6.0 ± 2.9 †	0.015
Posterior GRF	-5.6 ± 2.8 *	-6.8 ± 2.5 *	-6.5 ± 2.5	0.004
Vertical GRF	48.5 ± 8.4 *	54.5 ± 7.0 *§	47.5 ± 10.8 † §	0.005

*, 既知条件 vs 未知条件 (p < 0.05); †, 既知条件 vs 疲労後未知条件 (p < 0.05); §, 未知条件 vs 疲労後未知条件 (p < 0.05)

P value, 条件間の主効果

SDL 中のピーク GRF は、いずれの項目においても条件間で有意な差はみられなかった (Table 13). 一方、左方向への 45° Side-step Cutting 中のピーク GRF には、前額成分、矢状成分および鉛直成分すべてにおいて、条件間で有意差が確認された (Table 14). 外 (右) 方向へのピーク GRF は、既知条件に比べ未知条件 (p = < 0.001) および疲労後未知条件 (p = < 0.001) においてより高値となり、内 (左) 方向へのピーク GRF は、未知条件 (p = 0.018) および疲労後未知条件 (p = 0.003) において既知条件より低値となった。矢状成

分では、ピーク前方 GRF が既知条件に比べ疲労後未知条件で低値 ($p = 0.024$) となり、ピーク後方 GRF は未知条件においてより高値を示した ($p = 0.006$)。さらに、ピーク鉛直成分 GRF は、未知条件が既知条件 ($p = 0.028$) および疲労後未知条件より有意に高値であった ($p = 0.004$)。

3-4. EMG における条件間の比較

(1) SDL 課題における IC 前 200ms 間の RMS

Table 15. SDL における IC 前 200ms 間の RMS

RMS (%MVC)	Pre-Activation			
	Anticipated	Unanticipated	F-Unanticipated	P value
Gluteus medius	89.3 ± 16.9	87.7 ± 16.4	92.2 ± 15.1	0.73
Rectus femoris	34.1 ± 17.8	29.9 ± 14.9	35.4 ± 19.2	0.64
Vastus lateralis	45.2 ± 15.6	44.0 ± 17.3	44.5 ± 17.6	0.98
Biceps femoris	36.6 ± 20.0	34.7 ± 21.8	43.7 ± 25.4	0.45
Semitendinosus	48.4 ± 23.1	48.4 ± 21.9	52.6 ± 16.1	0.79
Gastrocnemius lateralis	72.8 ± 21.9	63.5 ± 26.2	79.5 ± 23.1	0.23

P value, 条件間の主効果

(2) SDL 課題における IC～水平成分 GRF 収束時間の RMS

Table 16. SDL における IC～水平成分 GRF 収束時間の RMS

RMS (%MVC)	IC ~ Convergence time of medial - lateral GRF			
	Anticipated	Unanticipated	F-Unanticipated	P value
Gluteus medius	89.7 ± 17.5	90.1 ± 18.9	97.0 ± 12.4	0.90
Rectus femoris	49.4 ± 26.0	46.4 ± 22.1	54.2 ± 19.3	0.67
Vastus lateralis	69.6 ± 22.0	65.5 ± 22.0	61.3 ± 19.1	0.69
Biceps femoris	35.9 ± 23.1	37.9 ± 19.3	37.8 ± 20.9	0.95
Semitendinosus	60.2 ± 26.2	52.5 ± 16.4	54.4 ± 18.9	0.65
Gastrocnemius lateralis	70.1 ± 20.3	68.3 ± 26.2	75.9 ± 20.2	0.73

P value, 条件間の主効果

Table 15 は SDL 中の IC 前 200ms 間の RMS を、Table 16 は IC～水平成分 GRF 収束時間の RMS を筋ごとに条件間で比較したデータである。RMS にはすべての区間における条件間で有意差はみられなかった。

(3) 左方向への 45° Side-step Cutting における IC 前 200ms 間の RMS

Table 17. 左方向への 45° Side-step Cutting における IC 前 200ms 間の RMS

RMS (%MVC)	Pre-Activation			
	Anticipated	Unanticipated	F-Unanticipated	P value
Gluteus medius	79.1 ± 12.0	89.0 ± 13.1	86.1 ± 11.1	0.36
Rectus femoris	26.2 ± 11.8	29.5 ± 18.1	35.2 ± 17.9	0.40
Vastus lateralis	41.9 ± 14.1	45.9 ± 18.4	48.8 ± 20.9	0.68
Biceps femoris	39.7 ± 25.2	32.5 ± 19.1	33.4 ± 19.6	0.74
Semitendinosus	50.2 ± 25.0	41.3 ± 11.0	52.4 ± 21.1	0.53
Gastrocnemius lateralis	62.6 ± 21.0	62.5 ± 24.2	75.2 ± 24.4	0.36

P value, 条件間の主効果

(4) 左方向への 45° Side-step Cutting における IC～ピーク膝関節外反角度間の RMS

Table 18. 左方向への 45° Side-step Cutting における IC～ピーク膝関節外反角度間の RMS

RMS (%MVC)	IC ~ Peak Knee Abduction Angle			
	Anticipated	Unanticipated	F-Unanticipated	P value
Gluteus medius	78.5 ± 12.6	85.9 ± 8.9	82.7 ± 9.3	0.72
Rectus femoris	52.1 ± 31.2	36.4 ± 26.3	46.1 ± 33.2	0.52
Vastus lateralis	39.9 ± 20.1	61.8 ± 32.9	50.5 ± 30.6	0.59
Biceps femoris	39.7 ± 24.5	28.7 ± 18.3	31.9 ± 23.5	0.55
Semitendinosus	46.0 ± 13.4	54.6 ± 25.7	42.8 ± 16.9	0.59
Gastrocnemius lateralis	38.0 ± 17.4	54.7 ± 16.1	44.4 ± 18.1	0.17

P value, 条件間の主効果

Table 17 は左方向への 45° Side-step Cutting における IC 前 200ms 間の RMS を、Table 18 は左方向への 45° Side-step Cutting 中の IC～ピーク膝関節外反角度間の RMS を筋ごとに条件間で比較したデータである。いずれの区間においても、RMS には条件間で有意な差は認められなかった。

第4章 考察

4-1. 本研究における主な知見

本研究は, ACL 損傷が生じやすい動作である片脚着地およびカッティング動作時のキネマティクス, キネティクスおよび下肢筋群の筋活動に着目し, 状況判断の有無および疲労の両要因が ACL 損傷リスク因子に及ぼす影響を明らかにすることを目的とした. 本研究の主な知見として, まず片脚着地 (SDL) 中のキネマティクス, キネティクスおよび筋活動に条件間で有意な差は認められなかった. 一方, カッティング動作 (45° Side-step Cutting) では, 筋活動に条件間で有意差はなかったものの, キネマティクスおよびキネティクスの各分析パラメータにおいて, 既知条件より未知条件および疲労後未知条件で高くなる傾向が認められた. 当初, 疲労後の状況判断を伴う動作において, 疲労前の状況判断を伴わない動作および状況判断を伴う動作と比較して, ACL 損傷のリスクが高まるようなキネマティクスやキネティクスあるいはその両方に変化が生じ, それらの変化に関連した下肢筋群の筋活動が顕在化すると予想した. それに対し本研究の結果は, 既知条件と比較して未知条件においてキネマティクスおよびキネティクスに変化がみられた点で仮説を支持したが, 疲労後未知条件において未知条件を上回る変化は観察されず, 仮説を否定するものであった. それらの点を踏まえて, (1) 状況判断の有無が片脚着地およびカッティング動作に及ぼす影響, および (2) 状況判断と疲労の複合的影響 の2点から, 本研究で得られた結果について考察する.

4-2. 状況判断の有無が片脚着地およびカッティング動作に及ぼす影響

片脚着地中のキネマティクス, キネティクスおよび筋活動に, 既知条件と未知条件との間で差異はみられなかった. 29名の男女を対象に, SDL中のキネマティクスとキネティクスを既知条件および未知条件下で検討した先行研究 (Mache et al., 2013) の結果によると, 未知条件において, IC時により小さい股関節屈曲角度, 膝関節屈曲角度および大きな膝関節外反角度を示し, ピーク膝関節外旋角度の増加とピーク膝関節内旋角度の減少が確認されている. また, 片脚 ACL 再建者を対象に未知条件下でカウンタームーブメントジャンプ (CMJ) を実施して GRF を測定した結果によると, 1回目の着地および跳躍後の着地でのピーク垂直成分 GRF が大きくなったことが報告されている (Niederer et al.,

2020). このように片脚着地時のキネマティクスやキネティクスに状況判断の有無による影響を示唆する先行知見が存在する一方で、本研究の結果はそれらとは異なるものとなった。その原因の1つとして、動作課題の設定における先行研究と本研究との違いが考えられる。本研究では、ガイドラインに従って高さ 30cm のジャンプ台を用いて SDL を実施した。それに対し、先行研究においては、50-60cm のジャンプ台が使用されていることが多い。女性 8 名を対象に高さ 30cm および 60cm のジャンプ台を用いて SDL を実施し、その時の股関節、膝関節、および足関節の矢状面における関節角度・モーメントの変化や鉛直成分 GRF、膝関節前方剪断力および ACL への負荷を測定した先行研究 (Mokhtarzadeh et al., 2017) の知見によると、高さ 60cm のジャンプ台から SDL を実施した際に、より大きな足関節背屈や股関節屈曲モーメント、ピーク鉛直成分 GRF、さらには膝関節前方剪断力や ACL への負荷が確認されている。これらのことから、ジャンプ台の高さが 30cm と比較的低い高さからの SDL であったことが、今回条件間で差がみられなかった理由の1つとして示唆される。

一方、45° Side-step Cutting を用いたカッティング動作において、IC 時の股関節外転角度、足関節底屈角度および足関節回外角度に条件間で違いがみられた。また、ピーク股関節屈曲角度、股関節内旋角度、膝関節屈曲角度、膝関節外旋角度および足関節背屈角度においても条件間で有意差が認められた。これらの条件間で差が観察されたパラメータの中で、股関節内旋角度の増加および膝関節外旋角度の減少は、未知条件における Side-step Cutting で股関節および膝関節のキネマティクスをみた先行研究においても確認されており (Brown et al., 2009)、これらの関節角度の変化は ACL 損傷リスクとの関連性が示唆されている (Pollard et al., 2007)。

しかし、多くの先行研究 (Brown et al., 2009 ; Mache et al., 2013) の結果と異なり、本研究では膝関節外反角度に条件間で差異がみられなかった。その要因の1つとして考えられるのが、動作時の股関節および膝関節屈曲角度の増加である。本研究において、45° Side-step Cutting 時の股関節屈曲角度および膝関節屈曲角度のピーク関節角度と変化量で、既知条件に比べ未知条件または疲労後未知条件において有意に高値となった。これらの変化は、ACL への負荷を軽減するための好ましい動作戦略であるといわれている (Bourne et al., 2019)。したがって、状況判断の有無に関わらず、片脚着地およびカッティング動作の局面において、股関節および膝関節の屈曲角度を増大させることで、ACL 損傷リスクの高い肢位である膝関節外反への変化が抑制された可能性が考えられる。

また、先行研究 (Yom et al., 2019 ; Sharafoddin et al., 2020) と同様に、前額成分、矢状成分および鉛直成分のピーク GRF は、既知条件より未知条件および疲労後未知条件で高値となった。18名の健常な女性を対象に Side-step Cutting を実施した先行研究の知見によると、未知条件においてより大きなピーク後方 GRF と内側 GRF が確認されている (Yom et al., 2019)。接地時の GRF の増加は地面からの衝撃を緩衝できていないことを意味し (Sharafoddin et al., 2020)、特にカッティング時のピーク後方 GRF の増加に関しては、大腿四頭筋の筋活動による膝関節の前方剪断力の増加およびハムストリングスの筋活動によって加わる後方への剪断力の減少を引き起こし、矢状面の ACL 負荷を増大させることが先行研究で報告されている (Weinhandl and O'Connor, 2017)。これらのことから、GRF が大きくなる未知条件においては、ACL 損傷リスクが高い状態にあることが示唆される。

さらに、先行研究の知見によると、既知条件に比較して未知条件下のカッティング動作では、外側広筋と内側広筋の活動水準が小さく、外側腓腹筋の活動水準が高まることが報告されている (Kim et al., 2014)。同報告では、カッティング動作中のピーク膝関節屈曲、外反および内旋の各角度が大きくなっており、膝関節外反および内旋角度の増加は ACL 損傷の発生リスクを高めることが指摘されていることから、先述の筋活動水準の変化は、ACL 損傷リスクを高くするキネマティクス上の変化と関連があることが示唆される。しかし、EMG に関する本研究の結果は、その可能性を否定する結果となった。先述した Kim et al. (2014) の研究では Run & Cutting を動作課題として採用しており、一方で、本研究では高さ 30cm のジャンプ台からランディングして 45° Side-step Cutting を行うようなカッティング動作であったことから、動作課題の違いが先行研究との結果の差異に関与している可能性が示唆される。これらのことから、未知条件下のカッティング動作において、既知条件と比較して筋活動水準の変化が確認されなかったのではないかと考えられる。

4-3. 状況判断と疲労の複合的影響

本研究において、状況判断の影響はカッティング動作において認められたが、疲労後未知条件において未知条件を上回る変化は、片脚着地およびカッティング動作ともにみられなかった。疲労の影響に関して、先行研究で SDL においては疲労後により大きなピーク股関節・膝関節屈曲角度や、ピーク鉛直成分 GRF および外側広筋の活動水準がみられた

ことが報告されている (Brazen et al., 2010; Lessi et al., 2018; Benjaminse et al., 2019). また、疲労後の Side-step Cutting においても、疲労前と比較してピーク膝関節外反および内旋角度の増加がみられ、前額成分・矢状成分・鉛直成分 GRF すべてにおいて疲労後で高値を示したことが明らかにされている (Tsai et al., 2009; Cortes et al., 2014; Collins et al., 2016). しかし、本研究の結果は、疲労の影響は状況判断の影響を上回るものではなく、少なくとも本研究で採用した実験条件では、状況判断と疲労の複合的影響は存在しないことを示唆している。

本研究の結果は、一部の先行研究の知見 (Khalid et al., 2015; Collins et al., 2016) を支持している。例えば Collins et al. (2016) は、13名の女性アスリートを対象に疲労課題前後で Run & Cutting を実施し、股関節と膝関節のキネマティクスの変化をみた結果、条件と疲労の間に有意な交互作用は確認されなかったことを報告している。その一方で、複数の先行研究において状況判断と疲労の複合的影響が観察されている。実際に、疲労課題前後で既知および未知条件における Side-step Cutting 動作を実施した複数の先行研究において、疲労前後の既知条件および疲労前の未知条件と比較して、疲労後未知条件でピーク股関節内旋角度とピーク膝関節外反角度がより大きくなり (McLean and Samorezov, 2009)、接地前 50ms の間に大臀筋および半膜様筋の活動水準が増加し、ピーク鉛直成分 GRF が大きくなったことが明らかにされている (Iguchi et al., 2014). これらのことから、時間的な制限がある状況判断を伴う動作の制御時に疲労が影響を及ぼす可能性が示唆されている。しかし、本研究では疲労前後の未知条件間でキネマティクス、キネティクス、筋活動に有意な差はみられず、疲労の有無に関わらず未知条件下の片脚着地およびカッティング動作時に、ACL 損傷リスクを高めるようなピーク股関節および膝関節内旋角度の増加やピーク GRF の増加が確認された。先述した先行研究において、McLean and Samorezov (2009) では参加者が疲労困憊になるまで疲労課題を実施し、また Iguchi et al. (2014) の報告では、疲労の程度が 30%と本研究と類似したものであるが、疲労課題が CMJ であり本研究とは異なっていた。これらの点を考慮に入れると、疲労の程度や動作課題あるいはその両方によって、疲労がキネマティクス、キネティクスおよび筋活動に及ぼす影響が異なっており、そのことが疲労と状況判断の複合的影響に関する結果に、本研究と先行研究の違いをもたらしている可能性がある。

4-4. 研究の限界点

本研究における限界点の1つに、参加者の疲労の程度が先行研究と比較して小さいことが挙げられる。本研究の結果で疲労の影響がみられなかった原因として考えられることは、先行研究における疲労の程度と本研究におけるそれとの差である。先行研究での疲労課題による疲労の程度は50~100% (=疲労困憊状態)が多く (Borotikar et al., 2008 ; McLean and Samorezov, 2009 ; Lessi et al., 2018), それに対して本研究の参加者の場合、パワーの低下率は全体の平均で26%であった。したがって、疲労の影響に関する本研究と先行研究の差異は、本研究のそれが低かったことによるものであると考えられる。一方、実際のサッカーの試合の前後で疲労の程度をみた先行研究によると、試合後の膝伸展 MVC, 30m スプリント, および Yo-Yo テストの各成績は、試合前と比べてそれぞれ11%, 3%, 62%の低下が報告されている (Krustrup et al., 2010 ; Rampinini et al., 2011)。このような知見を踏まえると、本研究で設定した疲労課題では、実際の競技場面を想定した場合の各体力要素の疲労度のそれを反映していない可能性がある。

また、疲労した筋に対して代償的に働く筋の筋活動を測定していないことがもう1つの限界点として考えられる。本研究では疲労課題に Powermax を用いた全力ペダリング運動を採用したため、主に大腿四頭筋やハムストリングスが疲労すると考えられた。しかし、本研究においてそれらの変化は疲労前後で確認されなかった。特に脚の回旋運動が起こるカッティング動作に関しては、大腿四頭筋やハムストリングスが疲労した際に、それ以外の筋が代償的に働く可能性が考えられることから、本研究で計測した筋以外も計測する必要があったと考えられる。したがって、今後は、実際の競技や試合もしくは特定の筋への疲労に限定した動作を疲労課題として設定し、その前後で力学的パラメータや筋活動を計測するような実験デザインでの研究が必要であると示唆される。

第5章 結論

本研究は、ACL 損傷が生じやすい動作である片脚着地およびカッティング動作時のキネマティクス、キネティクスおよび下肢筋群の筋活動に着目し、状況判断の有無および疲労の両要因が ACL 損傷リスク因子に及ぼす影響を明らかにすることを目的とした。その結果、状況判断の有無は、片脚着地動作のキネマティクスおよびキネティクスに影響を及ぼさないが、未知条件でのカッティング動作中において、ACL 損傷のリスクを高めるようなキネマティクスおよびキネティクスの変化が生じることが明らかになった。一方、疲労後未知条件における片脚着地およびカッティング動作のキネマティクスおよびキネティクスに、未知条件でのそれらを上回る変化は観察されなかった。したがって、本研究で採用した実験条件においては、状況判断と疲労の複合的な影響は存在しないことが示唆された。

参考文献

1. Almonroeder, T. G., Tighe, S. M., Miller, T. M., & Lanning, C. R. (2020). The influence of fatigue on decision-making in athletes: a systematic review. *Sports biomechanics*, *19*(1), 76–89. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1472798>
2. Arendt, E., & Dick, R. (1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature. *The American journal of sports medicine*, *23*(6), 694–701. <https://doi.org/10.1177/036354659502300611>
3. Bedo, B., Cesar, G. M., Moraes, R., Mariano, F. P., Vieira, L., Andrade, V. L., & Santiago, P. (2021). Influence of Side Uncertainty on Knee Kinematics of Female Handball Athletes During Sidestep Cutting Maneuvers. *Journal of applied biomechanics*, *37*(3), 188–195. <https://doi.org/10.1123/jab.2020-0141>
4. Bell, A. L., & Brand, R. A. (1989). Roentgenographic changes in proximal femoral dimensions due to hip rotation. *Clinical orthopaedics and related research*, (240), 194–199.
5. Benjaminse, A., Webster, K. E., Kimp, A., Meijer, M., & Gokeler, A. (2019). Revised Approach to the Role of Fatigue in Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention: A Systematic Review with Meta-Analyses. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, *49*(4), 565–586. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01052-6>
6. Borotikar, B. S., Newcomer, R., Koppes, R., & McLean, S. G. (2008). Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *23*(1), 81–92. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.008>

7. Bourne, M. N., Webster, K. E., & Hewett, T. E. (2019). Is Fatigue a Risk Factor for Anterior Cruciate Ligament Rupture? *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, *49*(11), 1629–1635. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01134-5>

8. Brazen, D. M., Todd, M. K., Ambegaonkar, J. P., Wunderlich, R., & Peterson, C. (2010). The effect of fatigue on landing biomechanics in single-leg drop landings. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, *20*(4), 286–292. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3181e8f7dc>

9. Brown, S. R., Brughelli, M., & Hume, P. A. (2014). Knee mechanics during planned and unplanned sidestepping: a systematic review and meta-analysis. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, *44*(11), 1573–1588. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0225-3>

10. Brown, T. N., Palmieri-Smith, R. M., & McLean, S. G. (2009). Sex and limb differences in hip and knee kinematics and kinetics during anticipated and unanticipated jump landings: implications for anterior cruciate ligament injury. *British journal of sports medicine*, *43*(13), 1049–1056. <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.055954>

11. Chapman, J. P., Chapman, L. J., & Allen, J. J. (1987). The measurement of foot preference. *Neuropsychologia*, *25*(3), 579–584. [https://doi.org/10.1016/0028-3932\(87\)90082-0](https://doi.org/10.1016/0028-3932(87)90082-0)

12. Collins, J. D., Almonroeder, T. G., Ebersole, K. T., & O'Connor, K. M. (2016). The effects of fatigue and anticipation on the mechanics of the knee during cutting in female athletes. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *35*, 62–67. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.04.004>

13. Cortes, N., Onate, J., & Morrison, S. (2014). Differential effects of fatigue on movement variability. *Gait & posture*, *39*(3), 888–893. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.11.020>
14. Davey, D., Malone, S., & Egan, B. (2021). Case Study: Transition to a Vegan Diet in an Elite Male Gaelic Football Player. *Sports (Basel, Switzerland)*, *9*(1), 6. <https://doi.org/10.3390/sports9010006>
15. Gibson, H., & Edwards, R. H. (1985). Muscular exercise and fatigue. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, *2*(2), 120–132. <https://doi.org/10.2165/00007256-198502020-00004>
16. Griffin, L. Y., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Bahr, R., Beynnon, B. D., Demaio, M., Dick, R. W., Engebretsen, L., Garrett, W. E., Jr, Hannafin, J. A., Hewett, T. E., Huston, L. J., Ireland, M. L., Johnson, R. J., Lephart, S., Mandelbaum, B. R., Mann, B. J., Marks, P. H., Marshall, S. W., Myklebust, G., ... Yu, B. (2006). Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *The American journal of sports medicine*, *34*(9), 1512–1532. <https://doi.org/10.1177/0363546506286866>
17. Fong, D. T., Hong, Y., Chan, L. K., Yung, P. S., & Chan, K. M. (2007). A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, *37*(1), 73–94. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737010-00006>
18. Hanson, A. M., Padua, D. A., Troy Blackburn, J., Prentice, W. E., & Hirth, C. J. (2008). Muscle activation during side-step cutting maneuvers in male and female soccer athletes. *Journal of athletic training*, *43*(2), 133–143. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.2.133>

19. Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Jr, Colosimo, A. J., McLean, S. G., van den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & Succop, P. (2005). Bio mechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American journal of sports medicine*, *33*(4), 492–501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
20. Hewett, T. E., Torg, J. S., & Boden, B. P. (2009). Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *British journal of sports medicine*, *43*(6), 417–422. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.059162>
21. Hootman, J. M., Dick, R., & Agel, J. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of athletic training*, *42*(2), 311–319.
22. Iguchi, J., Tateuchi, H., Taniguchi, M., & Ichihashi, N. (2014). The effect of sex and fatigue on lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity during unanticipated side-step cutting. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, *22*(1), 41–48. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2526-8>
23. Khalid, A. J., Harris, S. I., Michael, L., Joseph, H., & Qu, X. (2015). Effects of neuromuscular fatigue on perceptual-cognitive skills between genders in the contribution to the knee joint loading during side-stepping tasks. *Journal of sports sciences*, *33*(13), 1322–1331. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.990485>

24. Kim, J. H., Lee, K. K., Kong, S. J., An, K. O., Jeong, J. H., & Lee, Y. S. (2014). Effect of Anticipation on Lower Extremity Biomechanics During Side- and Cross-Cutting Maneuvers in Young Soccer Players. *The American journal of sports medicine*, *42*(8), 1985–1992. <https://doi.org/10.1177/0363546514531578>
25. Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., Bahr, R., & Krosshaug, T. (2010). Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *The American journal of sports medicine*, *38*(11), 2218–2225. <https://doi.org/10.1177/0363546510373570>
26. Kristianslund, E., Faul, O., Bahr, R., Myklebust, G., & Krosshaug, T. (2014). Sidestep cutting technique and knee abduction loading: implications for ACL prevention exercises. *British journal of sports medicine*, *48*(9), 779–783. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091370>
27. Krstrup, P., Zebis, M., Jensen, J. M., & Mohr, M. (2010). Game-induced fatigue patterns in elite female soccer. *Journal of strength and conditioning research*, *24*(2), 437–441. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c09b79>
28. LaBella, C. R., Hennrikus, W., Hewett, T. E., & Council on Sports Medicine and Fitness, and Section on Orthopaedics (2014). Anterior cruciate ligament injuries: diagnosis, treatment, and prevention. *Pediatrics*, *133*(5), e1437–e1450. <https://doi.org/10.1542/peds.2014-0623>
29. Lessi, G. C., Silva, R. S., & Serrão, F. V. (2018). Comparison of the effects of fatigue on kinematics and muscle activation between men and women after anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical therapy in sport: official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, *31*, 29–34. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.01.009>

30. Mache, M. A., Hoffman, M. A., Hannigan, K., Golden, G. M., & Pavol, M. J. (2013). Effects of decision making on landing mechanics as a function of task and sex. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *28*(1), 104–109. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.10.001>
31. Mather, R. C., 3rd, Koenig, L., Kocher, M. S., Dall, T. M., Gallo, P., Scott, D. J., Bach, B. R., Jr, Spindler, K. P., & MOON Knee Group (2013). Societal and economic impact of anterior cruciate ligament tears. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, *95*(19), 1751–1759. <https://doi.org/10.2106/JBJS.L.01705>
32. McLean, S. G., Fellin, R. E., Suedekum, N., Calabrese, G., Passerallo, A., & Joy, S. (2007). Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. *Medicine and science in sports and exercise*, *39*(3), 502–514. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3180d47f0>
33. McLean, S. G., & Samozov, J. E. (2009). Fatigue-induced ACL injury risk stems from a degradation in central control. *Medicine and science in sports and exercise*, *41*(8), 1661–1672. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31819ca07b>
34. Miller, B. T., & Clapp, W. C. (2011). From vision to decision: the role of visual attention in elite sports performance. *Eye & contact lens*, *37*(3), 131–139. <https://doi.org/10.1097/ICL.0b013e3182190b7f>
35. Mohr, M., Krustup, P., & Bangsbo, J. (2003). Match performance of high-standard soccer players with special reference to development of fatigue. *Journal of sports sciences*, *21*(7), 519–528. <https://doi.org/10.1080/02640410310000711>

36. Mohr, M., Krstrup, P., & Bangsbo, J. (2005). Fatigue in soccer: a brief review. *Journal of sports sciences*, *23*(6), 593–599. <https://doi.org/10.1080/02640410400021286>
37. Mokhtarzadeh, H., Ewing, K., Janssen, I., Yeow, C. H., Brown, N., & Lee, P. (2017). The effect of leg dominance and landing height on ACL loading among female athletes. *Journal of biomechanics*, *60*, 181–187. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.06.033>
38. Niederer, D., Giesche, F., Janko, M., Niemeyer, P., Wilke, J., Engeroff, T., Stein, T., Frank, J., Banzer, W., & Vogt, L. (2020). Unanticipated jump-landing quality in patients with anterior cruciate ligament reconstruction: How long after the surgery and return to sport does the re-injury risk factor persist? *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *72*, 195–201. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.12.021>
39. Padua, D. A., Marshall, S. W., Boling, M. C., Thigpen, C. A., Garrett, W. E., Jr, & Beutler, A. I. (2009). The Landing Error Scoring System (LESS) Is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics: The JUMP-ACL study. *The American journal of sports medicine*, *37*(10), 1996–2002. <https://doi.org/10.1177/0363546509343200>
40. Pollard, C. D., Sigward, S. M., & Powers, C. M. (2007). Gender differences in hip joint kinematics and kinetics during side-step cutting maneuver. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, *17*(1), 38–42. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3180305de8>

41. Rampinini, E., Bosio, A., Ferraresi, I., Petruolo, A., Morelli, A., & Sassi, A. (2011). Match-related fatigue in soccer players. *Medicine and science in sports and exercise*, *43*(11), 2161–2170. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31821e9c5c>

42. Sharafoddin-Shirazi, F., Letafatkar, A., Hogg, J., & Saatchian, V. (2020). Bio mechanical asymmetries persist after ACL reconstruction: results of a 2-year study. *Journal of experimental orthopaedics*, *7*(1), 86. <https://doi.org/10.1186/s40634-020-00301-2>

43. Sheu, Y., Chen, L. H., & Hedegaard, H. (2016). Sports- and Recreation-related Injury Episodes in the United States, 2011-2014. *National health statistics reports*, (99), 1–12.

44. Stephenson, M. L., Hinshaw, T. J., Wadley, H. A., Zhu, Q., Wilson, M. A., B yra, M., & Dai, B. (2018). Effects of timing of signal indicating jump directions on knee biomechanics in jump-landing-jump tasks. *Sports biomechanics*, *17*(1), 67–82. <https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1346141>

45. Stojanović, E., Stojiljković, N., Scanlan, A.T. *et al.* The Activity Demands and Physiological Responses Encountered During Basketball Match-Play: A Systematic Review. *Sports Med* *48*, 111–135 (2018). <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0794-z>

46. Tsai, L. C., Sigward, S. M., Pollard, C. D., Fletcher, M. J., & Powers, C. M. (2009). Effects of fatigue and recovery on knee mechanics during side-step cutting. *Medicine and science in sports and exercise*, *41*(10), 1952–1957. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a4b266>

47. Whyte, E. F., Richter, C., O'connor, S., & Moran, K. A. (2018). The effect of high intensity exercise and anticipation on trunk and lower limb biomechanics during a crossover cutting manoeuvre. *Journal of sports sciences, 36*(8), 889–900. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1346270>
48. Weinhandl, J. T., & O'Connor, K. M. (2017). Influence of ground reaction force perturbations on anterior cruciate ligament loading during sidestep cutting. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 20*(13), 1394–1402. <https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1366993>
49. Wiggins, A. J., Grandhi, R. K., Schneider, D. K., Stanfield, D., Webster, K. E., & Myer, G. D. (2016). Risk of Secondary Injury in Younger Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-analysis. *The American journal of sports medicine, 44*(7), 1861–1876. <https://doi.org/10.1177/0363546515621554>
50. Yeung, M. S., Chan, K. M., So, C. H., & Yuan, W. Y. (1994). An epidemiological survey on ankle sprain. *British journal of sports medicine, 28*(2), 112–116. <https://doi.org/10.1136/bjism.28.2.112>
51. Yom, J. P., Owens, T., Arnett, S., Beebe, J., & Son, V. (2019). The effects of an unanticipated side-cut on lower extremity kinematics and ground reaction forces during a drop landing. *Sports biomechanics, 18*(4), 414–425. <https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1409795>
52. 後藤志帆. (2017). 前十字靭帯損傷の予防. *日本アスレティックトレーニング学会誌, 3*(1), 25-32.
53. 小笠原一生, 白木仁, 向井直樹, 竹村雅裕, & 宮川俊平. (2008). 前十字靭帯損傷リスクの簡便なスクリーニング指標としての前額面膝関節偏位指標の提案. *体力科学, 57*

(5), 553-562.

謝辞

学部3回生から修士までの2年間、熱心に研究指導を行っていただき、本研究の立案や遂行、修士論文の執筆に際して、手厚くご指導していただいた伊坂忠夫教授に心より感謝申し上げます。また、副査をお引き受けいただき、多くのご意見をいただきました篠原靖司教授、山浦一保教授に厚く御礼申し上げます。

本研究の遂行にあたって、多くの方々にご協力していただきました。金久博昭教授には、研究計画から実験設定、データの分析・解釈に至るまで、本研究すべてにおいて丁寧かつ手厚いご指導をいただきました。栗原俊之准教授には、研究の立案やデータの取得および解析に関してご指導をいただきました。また、修士1回生の秋頃から参加させていただいたミーティングでは、金久先生や栗原先生をはじめ、前大純朗助教、杉山敬特任助教にも研究計画や実験設定、データの分析・解釈に関して多くのご助言をいただきました。博士課程の田中貴大さん、草川祐生さんにはデータの測定や解析、解釈等に関してご協力いただきました。皆様に厚く感謝申し上げます。

また、伊坂研究室の皆様にはラボミーティングで多くのご指摘やご助言をいただき、誠に感謝致します。伊坂研究室の同輩2人とは、大学院入学当初は「絶対仲良くやっていけない！」と人見知りを存分に発揮していたのですが、お互いに励まし合い、研究の合間にはプライベートな話をするような楽しい時間を過ごし、2人がいたからこそ修士2年間を通して成長することができたと思っています。ありがとう。そして、本研究に関する事務処理やスケジュール調整などにおいて多くのお世話をしていただきました秘書の奥村悦子氏に厚く御礼申し上げます。

論文抄読会の皆様には、約1年半お世話になりました。修士1回生の夏期休暇から週1回開催された論文抄読会は、当初金久先生と伊坂研究室の修士1回生のみで行われていたのが、今では15人と大所帯になりました。様々な専攻分野の学生が参加していたため、自分では思い付かないような視点からの指摘や質問が飛び交い、自分自身にとって良い刺激を受けたとともに、自身の研究に対しての考え方の幅を広げることができました。

また、本研究の遂行にあたって、被験者としてご協力いただいた立命館大学生・大学院生の皆様、そして、研究活動において日々切磋琢磨しあい、時にはたわいのない話で笑いあい、非常に濃い時間をともに過ごしたスポーツ健康科学研究科の同輩・先輩・後輩の皆様感謝致します。