

Drop vertical jump における  
衝撃吸収能とジャンプ能力に関する研究  
-膝前十字靭帯損傷予防の観点からの検討-

弘前大学大学院保健学研究科保健学専攻

提出者氏名： 横山 寛子

所 属： 総合リハビリテーション科学領域

指導教員： 尾田 敦

## 目次

略語一覧.....	2
文献レビュー.....	3
緒言.....	17
第1章 口頭指示・landing phaseの違いが 運動学・運動力学的パラメータに及ぼす影響.....	19
序論.....	20
方法.....	23
結果.....	27
考察.....	34
第2章 衝撃吸収能とジャンプ高に影響を及ぼす因子の検討.....	40
序論.....	41
方法.....	44
結果.....	48
考察.....	59
総括.....	65
謝辞.....	68
引用文献.....	69
abstract.....	80

## 略語一覧

- ACL: 膝前十字靭帯 (anterior cruciate ligament)
- CMJ: カウンタームーブメントジャンプ (counter movement jump)
- DVJ: 降下後垂直跳び (drop vertical jump)
- DL: 降下後着地 (drop landing)
- DJ: 降下後ジャンプ (drop jump)
- HJ: 高いジャンプ (high jump)
- IC: 初期接地 (Initial contact)
- LESS: ランディングエラースコアリングシステム (Landing Error Scoring System)
- NDT: 舟状骨沈降度テスト (navicular drop test)
- QJ: 速いジャンプ (quick jump)
- SD: 標準偏差 (standard deviation)
- SJ: スクワットジャンプ (squat jump)
- SSC: 伸張-短縮サイクル (Stretch-Shortening-Cycle)
- peak GRF: 最大床反力 (peak ground reaction force)
- peak vGRF: 最大垂直床反力 (peak vertical ground reaction force)
- RDJ: 降下後リバウンドジャンプ (rebound drop jump)
- RJ: リバウンドジャンプ (rebound jump)
- TO: 足尖離地 (take off)
- vGRF: 垂直床反力 (vertical ground reaction force)

## 1. 膝前十字靭帯の機能解剖

膝前十字靭帯(以下, ACL)は, 膝後十字靭帯とともに膝関節の関節包内に存在する靭帯である。ACL は大腿骨外側顆の顆間面後方部に起始部があり脛骨顆間隆起の前方に付着する<sup>1)</sup>。ACL 実質部の長さは約 30-40mm, 中央部の幅は約 10mm である<sup>2)3)</sup>。大腿骨および脛骨付着部の断面積は実質部中央部の3倍以上を有し, その長軸は約 15-20mm と報告されている<sup>2), 3)</sup>。Noyes ら<sup>4)</sup>は ACL の最大破断強度は平均 1,725N と報告した。ACL は脛骨付着部位置から前内側線維束および後外側線維束の2つの線維束から構成されている<sup>5)</sup>。膝関節伸展時には前内側線維束が緊張し, 屈曲時には後外側線維束が緊張するという効率良い機能分担が行われ, 両線維束は様々な過重負荷に対しそれぞれ分担して機能し, 脛骨の前方への脱臼および回旋不安定性を制御する役割を果たしている<sup>6), 7)</sup>。そのため ACL 損傷は膝関節前方及び回旋不安定性を惹起する<sup>8)</sup>といわれている。

## 2. ACL 損傷の疫学

ACL 損傷は受傷時の接触の有無により接触型損傷と非接触型損傷に分類される。先行研究によると、競技種目や性別によって違いはあるものの非接触型損傷が 48%～76%、接触型損傷は 28%～52%と報告されており<sup>9)-11)</sup>、非接触型損傷が多い。

日本における ACL 損傷の性差・左右差に関する報告について、井原ら<sup>12)</sup>は、非接触型 ACL 損傷は女性に多く、軸足となることが多いと考えられる左膝に多いと報告している。海外の調査ではバスケットボール、サッカー、ハンドボールにおいて、女性は男性よりも発生率が高く、報告によって異なるが男性と比べ女性は 2.8～9.5 倍の発生率である<sup>11), 13)-15)</sup>と報告されている。

このように ACL 損傷はスポーツ活動中に多く引き起こるとされる重篤な膝関節の外傷であり、接触型損傷と比べて、ジャンプ着地や急な方向転換動作といった急激な減速動作や加速動作で損傷する非接触型損傷が多い<sup>16)</sup>。ACL 損傷後の治療としては保存療法と手術療法があり、保存療法では下肢・体幹の筋力強化、動作指導、テーピング指導などが行われるが、ACL 機能不全では半月板損傷<sup>17)-21)</sup>や軟骨損傷<sup>19), 21)</sup>といった二次的損傷を引き起こす可能性が極めて高い。更に ACL 不全膝では軟骨損傷が生じた後、二次性変形性関節症の一因となる可能性があるため、受傷から可及的早期に半腱様筋腱や骨付き膝蓋腱を用いた ACL 再建術が選択されることが多い。

ACL 再建術後の競技復帰率については、Ardernら<sup>22)</sup>は ACL 再建術を行っても受傷前のスポーツレベルまで復帰できる選手は 63%であるとし、鬼木ら<sup>23)</sup>は ACL 再建術後レクリエーションレベルでの完全復帰が 63%、競技レベルでの完全復帰は 40%と報告している。このように、術後に受傷前と同じレベルでの競技の続行が困難な例も多いのが現状である。一方、前ら<sup>24)</sup>はレクリエーションレベルであるがコンタクトスポーツ選手の復帰率が 95%であったと報告している。今屋ら<sup>25)</sup>は男性全体の復帰率は 84.4%、女性全体の復帰率は 88.5%であったとし、スポーツレベルが高いほど復帰率が高い結果となったと報告し、この要因をトレーニング施設の充実や専属トレーナー、フィジカルコーチの帯同等、質的・量的に良好なリハビリテーションが行えることではないかと考えている。

良好なリハビリテーションの実施により競技復帰可能な選手がいる一方で、競技復

帰後に再損傷や対側損傷する症例は少なくない。Wigginsら<sup>26)</sup>によるシステマティックレビューでは移植腱損傷は7%、対側損傷は8%に発生したと報告している。また、木村ら<sup>27)</sup>は、2003年から2010年に行った初回再建術後の再損傷は、移植腱損傷は7.8%、対側損傷は7.4%に発生し、2011年から2015年に初回再建術を施行した症例においても、移植腱損傷は7.3%、対側損傷は4.3%であり、手術には改良が加えられているが、移植腱損傷は減少していないと報告している。また中畑ら<sup>28)</sup>は、ACL再建術後6.8%が再損傷し、そのほとんどがスポーツ競技復帰後に引き起こったと述べ、再損傷例の平均年齢は19歳であり、68%は復帰後12ヵ月以内に再損傷していたと報告している。これらのことから、近年はACL再損傷予防とスポーツ競技動作のパフォーマンス向上を両立するために段階的なリハビリテーションが注目されている。

このようにACL再建術後の競技復帰に際しては、受傷前のスポーツレベルでのパフォーマンスの改善とACL再損傷予防の両者を達成することが必要であり、靱帯の成熟に伴う再損傷リスクやパフォーマンスの改善に要する期間を考慮するとACL再建術後スポーツ復帰までには少なくとも6ヵ月～1年もの期間を要する。そのため患者にとって身体的、経済的負担のみならず精神的に大きな負担となる。特に中学生・高校生・大学生においては、短い学生生活の中で競技復帰することが困難な例も多く見受けられる。そのためACL損傷の予防は非常に大切であると考えられ、ACL損傷の危険因子やその予防に関する研究が多く行われている。

### 3. 非接触型損傷の受傷メカニズム

非接触型損傷のメカニズムについては、アンケートやインタビューによる調査、受傷時のビデオ解析、屍体膝・コンピュータシミュレーションモデル等による解析によって推察されている。

森ら<sup>29)</sup>は、バスケットボールで ACL 損傷し再建術を行った選手へアンケート調査において 88%が非接触型損傷であり、オフENS中が 81%、受傷時のコートポジションは 59%がゴール付近のスリーポイントエリア内であったとし、受傷時のプレーはシュート 32%、リバウンドとターンがそれぞれ 21%で、受傷時の動作は片脚着地が 26%、両脚着地が 16%と着地動作が全体の 42%を占めていたと報告している。Kimura ら<sup>30)</sup>は ACL 損傷したバドミントン選手へのインタビュー調査では、48%がオーバーヘッドストローク後の片脚着地で非利き側膝を損傷していたと報告している。Walden ら<sup>31)</sup>はビデオ解析を行い、男性プロサッカー選手 39 例の非接触型損傷の受傷動作を調査し、11 例はディフェンスが相手選手に圧力をかける急激な切り返し動作であるプレッシング動作、5 例がキック後に崩れたバランスの修正時、5 例がヘディング後の着地時に受傷していたと報告している。Krosshaug らは<sup>32)</sup>、ACL 損傷を受傷した女子バスケットボール選手 39 例のビデオ解析において、オフENSでの受傷が 70%以上で、受傷時の動作は両脚着地が 33%、片脚着地が 26%で着地時が圧倒的に多く、カッティング動作は 4 例であったと述べた。Olsen ら<sup>15)</sup>はエリートハンドボール選手における ACL 損傷のビデオ調査では、急激な接地からのカッティング動作 12 例、片脚着地 4 例であったと報告した。Koga ら<sup>33)</sup>は複数のビデオカメラから撮影された実際の受傷シーンのビデオを背景として用い、背景のビデオに 3 次元モデルをマッチさせることにより 3 次元的なキネマティクスを推定する方法である model-based image-matching 法を開発し、これを用いたビデオ解析を行っている。ACL 損傷受傷シーン 10 例のビデオ解析において、10 例中 3 例はジャンプ時の片脚着地動作、7 例はカッティング動作での受傷であったと報告している。このように競技によって異なるものの、非接触型 ACL 損傷は着地動作時に多く発生している。

ACL 損傷した症例のビデオ解析から、多くの先行研究で initial contact(以下、IC)後 50msec 以内の急激な膝関節外反モーメントの増加や急激に膝関節外反変化をきっか

けに ACL 損傷が生じたと推察されており<sup>15), 32)-34)</sup>, これは最大垂直床反力(以下, peak vGRF)の出現するタイミングとおよそ一致する<sup>32), 33)</sup>とされる。

コンピュータシミュレーションモデルによる片脚着地動作では, 接地後約 40msec で ACL は最大張力を生じると報告されている<sup>35)</sup>。また最大床反力(以下, peak GRF)のタイミングと ACL への最大ストレスのタイミングが一致すると報告という報告もあり<sup>36), 37)</sup>, ACL 損傷は IC 後 50msec 以内の peak vGRF が生じるタイミングで発生することが考えられる。これらの報告に加えて, 屍体膝の脛骨に軸圧を加えると, 脛骨外側プラトーの後方傾斜<sup>38)</sup>により, 大腿骨に対して脛骨の前方移動及び内旋運動が生じるとした Meyer ら<sup>39), 40)</sup>の報告から, Koga ら<sup>33)</sup>は接地時の膝関節外反による外側大腿脛骨関節への圧迫力により, 脛骨の脛骨外側高原の後傾という脛骨の骨形態によって, 大腿骨外顆が後方に偏位することで, 相対的に脛骨前方移動および内旋運動が生じ, ACL 損傷が引き起こされると推察している。

ACL 損傷時の股関節運動について, Boden ら<sup>41)</sup>は受傷時のビデオ解析において, ACL 損傷時の接地後 100msec 間の股関節屈曲, 外転角度はコントロール群と比較して小さかったと述べている。Hashemi ら<sup>42)</sup>は膝関節 20°屈曲位, 大腿四頭筋およびハムストリングスの力を最小として着地のシミュレーションを行うと, 股関節を固定することにより ACL 損傷を生じさせることができたと述べている。Koga ら<sup>43)</sup>は, ACL 損傷例では接地から接地後 40msec まで股関節が屈曲・外転・内旋位で固定されており, そのことが ACL 損傷の発症に大きな役割を果たしていると報告している。このように, ACL 損傷時は股関節が固定もしくは角度変化が小さいために, 股関節での衝撃吸収がうまくできない状態で着地動作をしていると考えられる。

ACL 損傷時の体幹傾斜角度や重心位置について, 減速動作の接地時に体幹が足部よりも後方に位置し, 股・膝関節が伸展位に近い状態で接地している<sup>44), 45)</sup>と報告している。また Hewett ら<sup>46)</sup>はアスリートにおける ACL 損傷時に上体の前傾が少ないことに加え, ACL 損傷側に傾斜していることを報告している。これらの報告から体幹が後方や損傷側に傾斜することや重心が後方に位置することにより, peak vGRF や膝関節外反モーメントが増大し, ACL 損傷が惹起されていると推察される。

以上により, 急激で大きな peak vGRF や膝関節外反モーメントの出現が ACL 損傷メ



カニズムには重要であると考えられる。さらに、IC 後の peak vGRF 出現時における姿勢や体幹・下肢関節運動が ACL 損傷に大きな影響を及ぼすと考えられ、ACL 損傷予防のためにはその時点での体幹や下肢関節運動の評価及びそれらの修正が有用であると考えられる。

#### 4. ACL 損傷の内的リスク因子

宗田ら<sup>47)</sup>は屍体標本の ACL 実質中央部断面の長さ、断面積において女性に比べ男性で有意に高値を示したと報告している。Staeubli ら<sup>48)</sup>は、MRIT1 強調画像を用い ACL 幅について女性に比べ男性で有意に大きかったと報告している。また Chandrashekar ら<sup>49)</sup>の報告では、新鮮凍結膝を用い女性と比べ男性で ACL の破断強度が有意に大きかったと述べている。これらの報告から ACL のサイズ、力学的特性は男性と比較し女性で脆弱であり、ACL 損傷が女性に多い要因の 1 つと考えられる。

また Ireland ら<sup>50)</sup>は下肢アライメントの性差を報告し、女性における解剖学的特徴として、広い骨盤幅、大きい大腿骨前捻角、狭い顆間窩幅、脛骨外捻、未熟な大腿部筋、未発達な内側広筋、過伸展膝、外反膝傾向であることを示し、これが ACL 損傷をはじめとする外傷と関連がある可能性を述べている。

脛骨外捻角度について女性で大きいという報告はあるが、金子ら<sup>51)</sup>は脛骨捻転角と片脚着地動作時の膝関節外反角度は関連がなかったと報告し、ACL 損傷との関連については不明である。

脛骨高原後方傾斜の増大は、荷重位において脛骨に対して大腿骨が後方移動し、相対的に大腿骨に対する脛骨前方偏位を促すと考えられている。Dejour ら<sup>52)</sup>は荷重位の X 線側面像の結果より、脛骨高原の後方傾斜と脛骨前方移動量との間に関連があったと報告している。また ACL 損傷群では脛骨後方傾斜角度が高値を示した<sup>53)</sup>という報告がある一方で、ACL 損傷群と対照群において脛骨後方傾斜角度に有意差はなかった<sup>54)</sup>という報告もあり、一定の見解は得ていない。

さらに ACL 損傷の危険因子として検討されている下肢静的アライメントには、足部過回内、Q-angle、大腿骨前捻角がある。

ACL 損傷と足部過回内との関係について、先行研究では足部回内の指標として、Navicular drop test(以下、NDT)<sup>55)</sup>が用いられることが多い。NDT は立位と端坐位での舟状骨高の変化量を測定する評価であり、値が大きいほど、中足部での足部回内が大きいととらえられている。ACL 損傷と足部過回内との関係について、ACL 非損傷群と比べ、ACL 損傷群の損傷側と非損傷側で NDT が有意に高値であった<sup>56) 57)</sup>と報告した。一方 Smith ら<sup>58)</sup>は ACL 非損傷群の NDT と、ACL 損傷群の非損傷側の NDT と

は有意な差はなかったと報告している。

また健常者においては、膝関節外反と NDT, Q-angle, Craig test との関係について検討されている。Joseph ら<sup>59)</sup>は女性アスリートにおいて、IC 時の足部回内角度と膝関節外反角度との間にはそれぞれ正の相関が認められた一方で、NDT が小さいと最大膝関節外反角度が大きかったと報告し、金子ら<sup>51)</sup>は健常成人男性において同様の報告をしている。このように ACL 損傷膝では静的にも足部アライメントの変化があり、健常者においても膝関節外反と足部アライメントは関連があると考えられるが、一致した見解は得られていない。

Q-angle は大腿四頭筋の牽引方向を表す指標であり、膝関節外反と関連があるといわれている。Q-angle は、男性に比べて女性で大きいということが広く知られており、そのことにより ACL 損傷や膝関節外反運動と関連があると考えられているが、ACL 損傷と Q-angle と関連があるという報告は見当たらない。また Pantano ら<sup>60)</sup>は静止立位での Q-angle が大きい群で片脚スクワット時の膝関節最大外反角度は大きいものの有意差はないと報告している。

大腿骨前捻角の臨床評価としては CT での大腿骨前捻角と相関があるといわれている Craig test<sup>61)</sup>が用いられることが多い。男性に比べ女性は Craig test の値が大きいといわれており<sup>62)</sup>、このことから ACL 損傷と関連があると考えられている。先行研究では Craig test の値が大きいと、片脚着地後の膝関節外反角度が大きかった<sup>63)</sup>、<sup>64)</sup>ことや、健常者と比べ ACL 損傷者の受傷側の Craig test の値が有意に大きかった<sup>65)</sup>と報告されている。加えて大腿骨前捻角と関連し股関節内旋可動域について、正常群に比べ ACL 損傷群で股関節内旋可動域が小さいと報告されている<sup>66)</sup>。これらのことから大腿骨前捻角は膝関節外反運動に影響を与え、ACL 損傷のリスクであると考えられる。しかしながら Craig test は臨床的に多く用いられている評価だが検者間信頼性が低い評価であり<sup>67)</sup>、<sup>68)</sup>、評価を用いる際や結果の解釈の際には注意が必要と考えられる。

いずれも ACL 損傷患者の特徴的な下肢静的アライメントとして広く知られているが、ACL 損傷やその危険因子である膝関節外反との関連は明らかになっていない。

## 5. ACL 損傷予防の観点から検討したジャンプ・着地動作における運動学・運動力学的特徴

事前に ACL 損傷の有無について把握し、予防トレーニングや ACL 損傷危険肢位を回避するような動作指導を行うことは ACL 損傷予防には大切であると考えられ、ACL 損傷リスクのスクリーニング評価の実施は有益であると考えられる。そのスクリーニング評価の一つに drop vertical jump(以下, DVJ)がある。これは台から両脚着地し、その直後に最大垂直跳びをする課題であり、着地動作時の運動学・運動力学的パラメータを評価するものである。

Hewett ら<sup>69)</sup>は女性アスリートを対象に DVJ を行わせ、その後に発生した ACL 損傷との関係について前向き研究を行い、IC 時の膝関節外反角度、最大膝関節外反角度、最大膝関節外反モーメントは ACL 損傷の有意な予測因子であると報告している。また ACL 損傷者では非損傷者に比べて接地時の peak vGRF が高値であり、1 回目の着地相における IC～take off(以下, TO)までの時間である接地時間が短かったと報告した。この報告によって、DVJ の着地動作において、膝関節外反角度、膝関節外反モーメント、peak vGRF を評価することは ACL 損傷予防に有用であると考えられ、健常者を対象に DVJ を用い ACL 損傷リスクを回避するような着地動作について多くの報告で検討されている。

Pauda DA ら<sup>70), 71)</sup>は台から着地し垂直跳びをする DVJ よりさらに前方へ着地し、その直後に垂直跳びをする課題を使用した Landing Error Scoring System(以下, LESS)によって、下肢・体幹のアライメントや着地動作の全体的な印象を元にスコアリングすることで ACL 損傷リスクを評価している。LESS スコアが高いとリスクが高いと評価される。LESS スコアが高い群では、股・膝関節屈曲角度が小さく、股関節内転、膝関節外反角度、股・膝関節内旋角度が増大し、内的股・膝関節伸展モーメント、脛骨前方剪断力、内的膝関節外反モーメント、股関節内転モーメントが増大したとし、また男性と比べ女性でスコアが高かったと報告している<sup>70)</sup>。コホート研究では、LESS 評価後に ACL 損傷した群は有意に LESS スコアが高値を示し、感度 86%、特異度 64%であると報告している<sup>71)</sup>。これらのことから、LESS は ACL 損傷リスク評価に有用であり、ACL 損傷リスクを有する者は着地動作において何らかの運動学・運動力学的な特徴を有している

と考えられる。

ACL 損傷の発生率に男女差があることから、下肢アライメントの男女差のみならず、着地動作における運動学・運動力学的パラメータの男女の違いが女性における非接触型 ACL 損傷の要因の可能性があると、様々な報告がされている。Stop-jump 課題において、Yu ら<sup>72)</sup>は男性に比べ女性は IC における股・膝関節屈曲角度が小さく、peak vGRF が増大、脛骨前方剪断力が増大、内的膝関節伸展モーメントが増大と報告している。Nagano ら<sup>73)</sup>は片脚着地動作において女性は男性と比べて脛骨内旋角度が有意に高値であり、接地前 50msec におけるハムストリングス/大腿四頭筋の筋活動比は女性で有意に低値を示したと報告した。

さらに、思春期前後の男女アスリートを対象に DVJ を実施し、男女差や思春期前後で着地動作の運動学・運動力学的パラメータについて、様々な比較検討がされている。思春期前期においては膝関節外反角度や膝関節外反モーメントは男女差がないと報告がある<sup>74)</sup>。一方で、思春期前期から後期にかけて、女性において膝内側変位量や膝関節外反角度が増大し<sup>75)</sup>、男性と比べて女性で膝関節外反角度や膝関節外反モーメント、床反力、peak vGRF を IC から peak vGRF までの時間(以下、time to peak vGRF)で除した値である loading rate が増大したと報告されている<sup>75), 76)</sup>。また思春期前期から後期にかけて、男性はジャンプ高が増大したが、女性は変化なかったと報告されており<sup>74)</sup>、女性アスリートにおいて思春期の身体の変化に対して神経筋制御能力の改善がうまくできないことと青年期の ACL 損傷リスクとは関連があるかもしれないと述べている。

このように着地動作における運動学・運動力学的パラメータの男女差や、思春期前後における神経筋制御能力の発達における男女の違いが、非接触型 ACL 損傷が女性で多い要因の 1 つであると考えられる。

着地動作における下肢関節運動が ACL 損傷やそのリスク因子に影響を及ぼしていると考えられている。ACL 損傷膝は健常者や健常膝と比較して、着地動作中の最大膝関節屈曲角度は有意に小さかったと報告<sup>69), 77), 78)</sup>されている。ACL 損傷患者は着地動作において膝関節屈曲角度が小さい可能性がある。我々<sup>79)</sup>は DVJ における接地時間が短く、着地動作における股・膝関節屈曲、足関節背屈角度が小さいと peak

vGRF が増大することを報告し、下肢関節角度を緩除に屈曲する着地動作である soft landing が ACL 損傷予防には有用な可能性があることを報告した。また ACL 損傷予防トレーニングによって片脚着地動作における最大膝・股関節屈曲角度が増大し、peak vGRF が減少したという報告<sup>80)</sup>や、stiff landing と比べ soft landing を指示した片脚着地動作すると、peak vGRF が減少、peak ACL force が減少、time to peak ACL force が延長、IC 及び peak ACL force 時における股・膝関節屈曲角度が増大したという報告<sup>81)</sup>があり、トレーニングや動作指導により着地動作における股・膝関節屈曲角度を増大させることは、ACL 損傷リスクを低減させるのに有用であると考えられる。着地動作における股関節運動については屈曲角度に限らず、股関節内旋変化量が大きいほど膝関節外反変化や脛骨内旋変化が少なくなった<sup>82)</sup>という報告もある。その中では着地後の股関節内旋運動は床反力から受ける膝関節外反ストレスを減じる役割を果たしている可能性を示唆している。

また着地動作における体幹の位置や傾斜角度が ACL 損傷やそのリスク因子に及ぼす影響についても報告されている。ACL 損傷時の減速動作において足部に対して体幹が後方に位置し、股・膝関節屈曲角度が小さいといわれている<sup>41), 44)</sup>。また、Hewett ら<sup>46)</sup>は、ACL 損傷時に体幹前傾が小さいことに加えて、体幹が ACL 損傷側へ傾斜していることを報告している。このように、着地動作において矢状面・前額面の体幹の位置・傾斜をコントロールすることは、ACL 損傷予防において重要であると考えられる。また片脚着地動作において、体幹前傾位の着地動作は股・膝関節屈曲を増大させ<sup>83)</sup>、体幹直立位での着地動作と比べ体幹前傾位での着地動作において peak vGRF が減少した<sup>84)</sup>と報告している。Shimokochi ら<sup>85)</sup>は体幹前傾位での着地動作は、最大脛骨大腿骨間力ベクトル長軸成分の大きさが最も小さく、最も遅く発生し、その時の脛骨前方剪断力も小さく、その時の膝関節屈曲角度が大きかったと報告している。最大脛骨大腿骨間力ベクトルが小さく、脛骨前方剪断力が小さい体幹前傾位での着地動作は ACL 損傷予防に有用であると考えられる。

着地動作において体幹と足部接地位置は関連性があり、体幹前傾位では前足部接地、体幹直立位では足底接地となりやすいと考えられている。Shimokochi ら<sup>86)</sup>は、体幹を前傾させ足関節底屈位での片脚着地動作において、自由着地と体幹直立位

で足底接地の片脚着地動作と比較し、内的足関節底屈モーメント最大値出現が peak vGRF の出現よりも早く、peak vGRF が低値を示し、time to peak vGRF が延長したと報告している。Shimokochi ら<sup>87)</sup>は女性において体幹前傾位での片脚着地動作は、内的足関節底屈モーメントを増大させ、内的膝関節伸展モーメントを減少させると報告しており、体幹前傾位での着地動作は重心の前方移動や股・膝関節屈曲角度を増大させることに加えて、足関節の仕事を増大させることで、衝撃吸収に寄与していると考えられる。着地動作の足関節機能については、菊元ら<sup>88)</sup>は片脚着地動作において内的足関節底屈モーメントが大きいと peak vGRF が減少すると述べ、Selp ら<sup>89)</sup>は膝関節屈曲せずとも、足尖接地での着地動作では time to peak vGRF が延長したと報告している。これらの結果から、足関節機能の向上は着地動作における衝撃吸収に重要であると考えられる。

しかしながら、藤堂ら<sup>90)</sup>は片脚着地時の体幹前傾は膝および股関節屈曲角度の増加だけではなく、膝関節外反および股関節内転角度の増加も導く可能性があるとして報告しており、体幹前傾位での着地の指導においては、前額面の股・膝関節運動についての指導を加え、反復練習が必要であると述べている。ACL 損傷予防を考慮した動作の習得のためには、体幹・下肢の矢状面・前額面・水平面それぞれの動的アライメントに注意して、動作指導・トレーニングをする必要があると考えられる。

## 6. ジャンプパフォーマンスの向上のための運動学・運動力学的特徴

ジャンプパフォーマンスの評価指標として代表的なものとしてジャンプ高があげられ、一般的に高くジャンプすることが高いパフォーマンスであると評価される。垂直跳びのジャンプ高を決定するのは、vGRF から得られる TO 時の初速度であり、TO 時の初速度はジャンプの踏み切り動作における重心最下点から TO まで(以下、take-off phase)の vGRF の力積が増大するほど速くなる<sup>91)</sup>。つまり、高いジャンプのためにはこの踏切動作時の vGRF の力積を大きくすることが大切であるが、床を押す下肢の力のみならず様々な動作が影響しており、特に反動動作と腕振り動作の貢献度が高いといわれている<sup>91)</sup>。深代ら<sup>92)</sup>は、手を腰に当てて足関節を中心にしたその場連続ジャンプ(以下、hopping)、手を腰に当てて腕振りを用いず、直立姿勢から反動を用いる垂直跳び(counter movement jump; 以下、CMJ)、手を腰に当てて膝屈曲位のスクワット姿勢から反動を用いない垂直跳び(squat jump; 以下、SJ)について関節モーメントと角速度を比較した。SJ と比較し CMJ では、足関節モーメントでは差がないが、股関節で大きなモーメントを発揮しており、ジャンプ高が高かったとした。高くジャンプするためには反動動作が重要であり、関節仕事の観点からは股関節の貢献が大きいと考えられる。Bobbert ら<sup>93)</sup>や阿江ら<sup>94)</sup>は股関節の仕事の増大がジャンプ高の増大と関連があると述べ、Hara ら<sup>95)</sup>は腕振り動作を用いると、股関節の仕事が増大しジャンプ高が増大すると報告している。このように、高くジャンプするという最大努力あるいは全力を発揮するジャンプ動作では、股関節の仕事および貢献度が大切であると考えられる。一方、深代<sup>92)</sup>は、hopping はジャンプ高が低く、足関節の大きな仕事により運動が成立し、股関節の貢献はほとんどないと述べている。つまり股関節の仕事が大きい CMJ は高く跳ぶこと、足関節の仕事が大きい hopping は素早く動くことに有利であり、同じ垂直跳びでも動作様式が異なると関節の貢献度も異なり、ジャンプ高が異なると考えられる。

スポーツ競技場面を考えると、垂直跳び単独で行うことは少なく、着地動作とジャンプ動作の複合動作といった連続動作で行われることが多い。DVJ は ACL 損傷リスクのスクリーニング評価として用いられている課題であるが、DVJ と同様に高さ 30cm の台からの着地後に素早く、高く垂直跳びをする課題である rebound drop jump(RDJ)がジャンプパフォーマンス評価として用いられている。図子ら<sup>96),97)</sup>は RDJ におけるジャンプ



高を踏切時間(接地時間)で除し, この値をRDJ indexと称して, リバウンドジャンプ能力, すなわち Stretch-Shortening-Cycle(以下, SSC)運動の遂行能力の簡易的な指標を提案した。RDJ は可能な限り短い接地時間で, 高いジャンプをすることで高い評価となる。

RDJ index はジャンプ高が高く, 接地時間が短いほど大きくなるが, この RDJ index を構成する 2 つの要素の相関係数は低い<sup>96)</sup>。このことは, RDJ index は 2 つの異なる能力, すなわち大きなエネルギーを発揮して「高いジャンプ高を獲得する能力」と「運動遂行時間を短くする能力」という異なる要素によって構成されることを示唆している。ジャンプ高には股関節の仕事, 筋力や瞬発力アップのようなエネルギー系の体力要因が影響していること, 接地時間には踏切前半の足関節の負の仕事が大きくなる着地動作, 着地に対する時間空間的な予測, 着地直前に膝を素早く屈曲させる着地動作が影響することを岡子ら<sup>97), 98)</sup>は報告している。これらのことから, ジャンプパフォーマンスを評価する際には, 「高いジャンプをする能力」と「素早くジャンプする能力」の 2 つの面から評価する必要があると考えられる。

## 緒言

ACL 損傷のリスクスクリーニングやジャンプ能力の評価として用いられる DVJ は着地動作のみの単一動作と異なり、着地動作とジャンプ動作が連続した複合動作であり、プライオメトリクス要素を含んだスポーツ競技動作に近い着地動作であると考えられる。

ACL 損傷予防のためには着地動作における peak vGRF の減少や time to peak vGRF の延長、膝関節外反モーメントの減少が必要であり、そのためには股・膝・足関節屈曲角度の増大<sup>80), 81), 83)</sup>が有効であるといわれている。我々も過去の研究で、DVJ において接地時間が長く、下肢関節屈曲角度大きいと、peak vGRF が減少することを報告した<sup>79)</sup>。しかしながら、接地時間が長く、動作遂行時間が長い soft landing はスポーツ競技において不利になることも多い。DVJ において着地後に素早くかつ、高くジャンプするためには、短い接地時間で大きな vGRF の獲得する必要がある<sup>97)</sup>。そのためには stiff landing が有用であると考えられるが、vGRF の減少と soft landing を目指す、ACL 損傷予防を目的とした着地動作の獲得と矛盾する。

これらのことから、ACL 損傷が引き起こりやすいと考えられる接地時間が短い着地後に素早くジャンプする DVJ において、ACL 損傷予防及び素早さやジャンプ高といったジャンプパフォーマンスを両立した運動学・運動力学的パラメータを検討する必要があると考える。

先行研究では ACL 損傷予防のための運動学・運動力学的パラメータとジャンプパフォーマンス向上のためのそれは、それぞれ別々に検討されている。しかしながら、ACL 損傷の予防リハビリテーションにおいて、多くがスポーツ競技活動を目指しているため、ACL 損傷を防ぐと同時にジャンプパフォーマンスの向上も大切であり、両者を両立するためにはどのような着地動作がよいか検討する必要があると考えられる。

そこで本研究ではスポーツ競技動作に近いジャンプ着地動作として DVJ に着目して、ACL 損傷予防としての衝撃吸収能の向上と素早く高いジャンプの獲得を両立するための下肢の運動学的・運動力学的パラメータについて検討することとした。

研究は以下の手順で実施した。

- ① DVJ の実施に当たり口頭指示によって接地時間を変化させることで着地動作時の運動学・運動力学的パラメータがどのように変化するか、また DVJ における台からの着地動作と続くジャンプのための踏み込み動作を含んだ first landing とジャンプ着地動作である second landing では運動学・運動力学的パラメータが異なるかについて比較検討した(第 1 章)。
  
- ② 接地時間が短く素早さを強調した DVJ において高いジャンプ能力及び高い衝撃吸収能を両立するための運動学的パラメータについて検討した(第 2 章)

本研究は弘前大学大学院保健学研究科倫理委員会の承認を受け(整理番号: 2017-023), 対象者に研究の目的, 方法について説明し同意を得て実施した。

## 第 1 章

口頭指示・landing phase の違いが  
運動学・運動力学的パラメータに及ぼす影響

## 序 論

ACL 損傷の多くは非接触型損傷であり<sup>9)-11), 16)</sup>, ジャンプ着地動作, ストップ動作, 方向転換動作など<sup>16)</sup>で生じる。ACL 損傷時には, 接地時に peak vGRF が増大し, 急激な膝関節外反変化, 膝関節外反モーメントの増大が認められたと報告されており<sup>15), 32)-34)</sup>, これらは ACL 損傷のリスク因子であると考えられている。

ACL 損傷リスクのスクリーニング評価の 1 つに DVJ がある。DVJ は台からの両脚着地後に直ちに垂直跳びを行うプライオメトリクス要素を含んだ両脚着地課題である。Hewett ら<sup>69)</sup>は, 女性アスリートを対象に DVJ 課題における台からの着地動作である 1st landing の運動学・運動力学的パラメータを評価し, さらにその後に ACL 損傷受傷の有無との関連について前向きに調査した。この報告では ACL 損傷者では両脚着地動作において IC 時の膝関節外反角度・最大膝関節外反角度・最大膝関節外反モーメント・peak vGRF が有意に増大していたと報告されている。これらのことから, 健常アスリートに対して DVJ 課題などの着地動作における膝関節外反運動, 膝関節外反モーメント, peak vGRF を評価することは, ACL 損傷を予防する上で有益であると考えられる。

我々は過去の研究で DVJ の台からの着地動作における IC~TO までの時間である接地時間が短く, 着地動作における股・膝関節屈曲, 足関節背屈角度が小さいと peak vGRF が増大することを報告した<sup>79)</sup>。しかしながら, 問題点として症例によって接地時間にばらつきがあり, 運動学・運動力学的パラメータについて正しく評価できていない可能性が考えられた。DVJ は接地時間に関する規定はなく, 口頭指示の多くは「台からの着地後にすぐに最大垂直跳びをしてください」と, 着地動作やジャンプ動作のスピードに関する指示はないことが多い。DVJ の接地時間を規定することは ACL 損傷のスクリーニング評価に用いる際に大切と考えられるが, DVJ の接地時間は 1 秒未満と短く, 規定するのが難しい。

名称は異なるが DVJ と同様の動作である RDJ がある<sup>97), 98)</sup>。RDJ も DVJ と同様に高さ 30cm の台上から降り, 着地直後に垂直跳びをする課題である。RDJ は跳躍高を接地時間で除した値である RDJ index を求め, 個人の SSC 能力を表す指標として用いら

れている。RDJは接地時間が短く、跳躍高が高いほど、つまりRDJ indexが高値であるほど、SSC能力が高いといわれている。RDJの接地時間と跳躍高との関係は接地時間が短い、もしくは極端に長いと跳躍高は低いが、ある程度長い接地時間では跳躍高が高くなることを報告している<sup>99)</sup>。Youngら<sup>100)</sup>はDVJにおいて高くジャンプすることに焦点を置くとジャンプ高は高くなり、接地時間は長くなる一方で、接地時間を短くしようとしてジャンプをすると、ジャンプ高は低くなるが、接地時間は短くなると報告した。Khuuら<sup>101)</sup>はDVJにおいて、「接地時間をより短く」、「最大努力で高くジャンプする」、「下肢関節を協調的に動かす」といった3条件の口頭指示を加えることは着地動作における運動学・運動力学的パラメータに影響を及ぼすと報告している。具体的にはDVJにおいて「接地時間をより短くする」ようにする口頭指示は、他の口頭指示と比較し、有意にジャンプ高が低く、接地時間が短縮し、矢状面における股・膝・足関節の運動範囲が小さくなり、peak vGRFが高値を示したと報告している。これらの報告から、接地時間を短縮するように素早く跳ぶと接地時間は短縮し、一方より高く跳ぼうとするとジャンプ高は高くなり、接地時間を延長させると考えられ、DVJにおける接地時間やジャンプ高についての口頭指示は運動学・運動力学的パラメータに影響を及ぼすと考えられる。

またスポーツ競技を想定した着地動作やストップ動作を考えると、着地動作の後にさらにジャンプ動作が続く場合や、着地動作後に次の動作をせずに止まる場合等、その場面は多岐にわたる。DVJを用いた評価においても着地後にジャンプ動作が続く1st landingとジャンプ着地動作のみの2nd landingの運動学・運動力学的な特徴をそれぞれ理解し、どちらがよりACL損傷リスクを反映しやすい可能性があるかどうかを理解することは大切であると考えられる。しかしながら、多くの報告が1st landingを用いたものであり<sup>69), 74)-76), 79)</sup>、2nd landingの運動学・運動力学的特徴は明らかになっていない。

そこで本研究の目的は、(1) DVJの台からの着地である1回目の着地後に「高く跳んでください」もしくは「速く跳んでください」という口頭指示を加えることで、接地時間を変化させ、着地動作における運動学・運動力学的パラメータを変化するかについて明らかにすることと、(2) DVJの1st landingと2nd landingのそれぞれの運動学・運動力学的パラメータについて比較検討することで、それぞれの特徴を明らかにすることである。

これらを明らかにすることで、接地時間やジャンプ高についての口頭指示を加えることにより接地時間を可能な限り被験者間で統一することが可能となると考えられる。さらに DVJ において口頭指示の変化により運動学・運動力学的パラメータが変化し、1st landing と 2nd landing で運動学・運動力学的パラメータが異なるのであれば、DVJ を用いて運動学・運動力学的評価をする際にそれらの違いを考慮することでより正確な評価が可能になると考える。

## 方 法

対象は弘前大学に所属する健常女子大学生 20 名(年齢:20±1 歳, 身長:159.8±5.7cm, 体重:53.5±6.7kg)とした。除外基準は過去 1 年以内に整形外科疾患の既往のある者, 両下肢に愁訴及び手術歴を有する者とした。

被験者にはスポーツ用インナーを着用してもらい, 三次元動作解析装置に設定されている Plug-in Gait Full Body モデルに従い, 直径 14mm の赤外線反射マーカーを対象者の身体の 35 か所(頭部, 第 7 頸椎棘突起, 第 10 胸椎棘突起, 胸骨柄, 胸骨剣状突起, 右肩甲骨, 肩峰, 肘関節, 橈骨茎状突起, 尺骨茎状突起, 手指第 2 中手指節間関節, 上前腸骨棘, 上後腸骨棘, 大腿外側, 膝軸, 下腿外側, 外果, 足趾第 2 中足趾節間関節, 踵部)に貼付した(図 1, 2)。



図 1 赤外線反射マーカー(直径 14mm)





図 2 Plug-in gait full body model

動作課題は開始肢位を両脚静止立位とし、高さ 30cm の台の上から 30cm 前方に着地し、直後にその場で最大垂直跳びをする DVJ 課題とした。動作課題を実施する前に、台からの着地後に「高く跳んでください」と指示した high jump(以下, HJ)条件と「速く跳んでください」と指示した quick jump(以下, QJ)条件の 2 条件で実施した。上肢・体幹に関する指示は特に行わず、着地後に姿勢を保持できなかった場合は失敗とし、2 条件それぞれで成功試技を 3 回ずつ測定した。3 回のうち peak vGRF の波形が類似した 2 試技から、より後に実施した 1 試技を解析に使用した(図 3)。

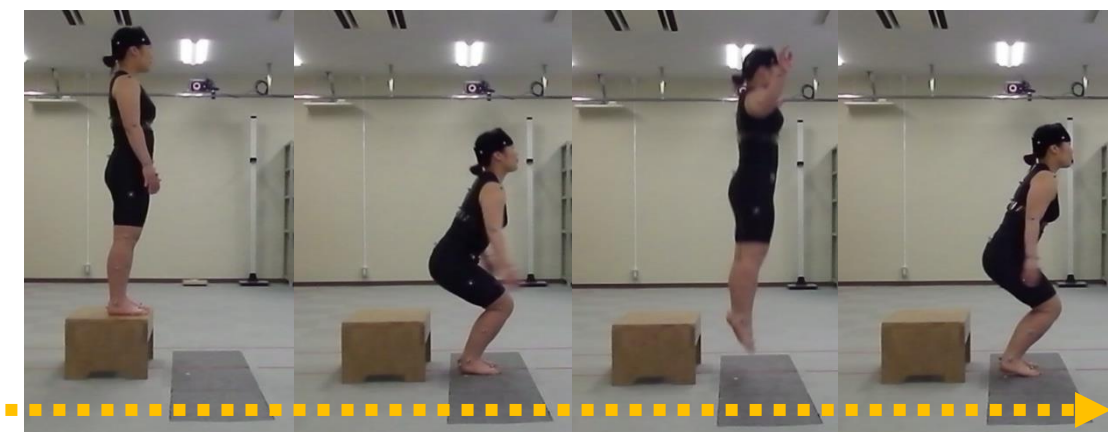


図 3 Drop vertical jump

動作解析には赤外線カメラ 8 台で構成される三次元動作解析装置 (Vicon Nexus; Vicon Motion Systems, Oxford, UK) および床反力計 (400 × 600 mm; AMTI, Watertown, MA, USA) 2 枚を使用した。サンプリング周波数はそれぞれ 200Hz, 2000Hz とした。処理には Butterworth filter を用い遮断周波数は 12Hz とした。本研究ではボールを蹴りやすい脚を利き脚と定義し、すべての被験者の非利き脚を解析した。本研究ではすべての被験者の非利き脚は左脚であった。

各条件において解析区間は台からの着地である 1st landing の IC から TO までと、垂直跳び後の着地である 2nd landing の IC から重心最下点までとした(図 4)。1st landing 及び 2nd landing では vGRF が 10N を超えた時点を IC, 10N を下回った時点を TO と定義した。また 1st landing では IC から TO までの時間を接地時間と定義した。

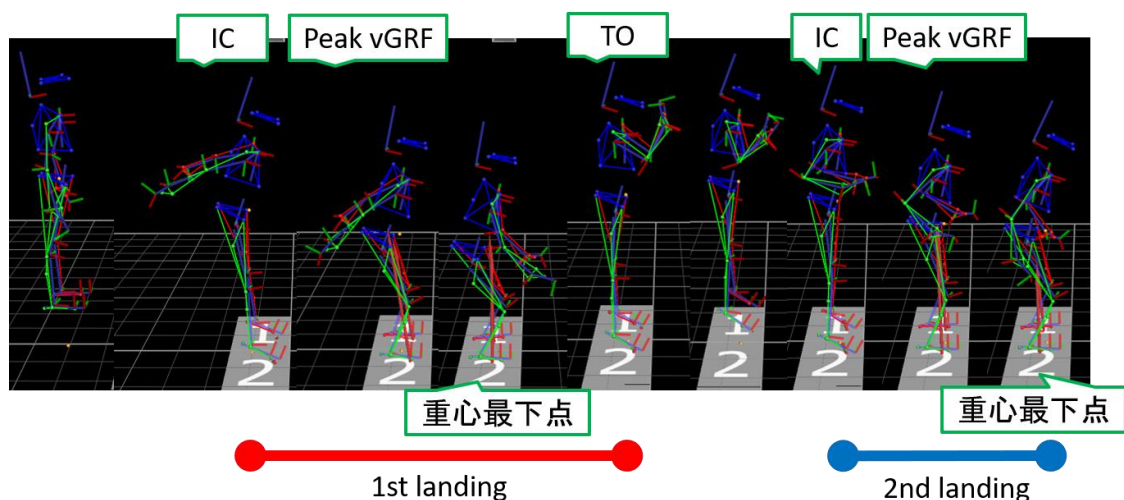


図 4 DVJ の phase 分類

Vicon Nexus から出力されたデータより、2 条件それぞれの 1st landing における運動学的パラメータとして、IC 時点、及び peak vGRF 出現時、重心最下点における矢状面・前額面での股・膝・足関節角度(°)を算出した。運動学的パラメータとして、peak vGRF(N/kg), IC から peak vGRF 出現までの時間として time to peak vGRF(msec), IC における外的膝関節外転モーメント(Nmm/kg)を算出した。さらに矢状面における股・膝・足関節の正・負のパワーを時間積分し、正の仕事及び負の仕事(J/kg)を算出した。

ジャンプ高(mm)は静止立位時とジャンプ時の最高到達点における重心高の差より算出した。さらに QJ 条件では、2nd landing における運動学的パラメータとして IC 時点、及び peak vGRF 出現時、重心最下点における矢状面・前額面での股・膝・足関節角度(°)を算出した。運動力学的パラメータとして、peak vGRF(N/kg)、time to peak vGRF(msec)、IC における外的膝関節外転モーメント(Nmm/kg)を算出した。

### (1) 解析 1: HJ 条件と QJ 条件の比較

ジャンプ高、接地時間、IC 時点及び、peak vGRF 出現時、重心最下点における矢状面・前額面での股・膝・足関節角度、peak vGRF、time to peak vGRF、IC における外的膝関節外転モーメント、接地区間における矢状面の股・膝・足関節の負の仕事、正の仕事について、Shapiro Wilk 検定にて正規性を判定後に、対応のある t 検定もしくは Wilcoxon の符号順位検定を用い、HJ 条件と QJ 条件の 2 条件で比較した。

### (2) 解析 2: 1st landing と 2nd landing の比較

IC 時点、及び peak vGRF 出現時、重心最下点における矢状面・前額面での股・膝・足関節角度、peak vGRF、time to peak vGRF、IC における外的膝関節外転モーメントについて、Shapiro Wilk 検定にて正規性を判定後に、対応のある t 検定もしくは Wilcoxon の符号順位検定を用い、1st landing と 2nd landing で比較した。

統計学的解析には IBM SPSS Statistics 24(Chicago, IL, USA)を使用し、有意水準は 5%とした。

## 結果

### 1. HJ 条件と QJ 条件の比較

2 条件における各パラメータの平均±標準偏差は表 1, 表 2, 図 5 に示す。

統計学的解析の結果, HJ 条件と比較し QJ 条件において接地時間が有意に短かった。また QJ 条件において IC 時及び peak vGRF 出現時の膝関節外転角度, peak vGRF が有意に高値を示し, 重心最下点における股関節屈曲, 膝関節屈曲, 足関節背屈角度が有意に低値を示した。下肢 3 関節の相対仕事について表 2 に示す。QJ 条件と比較し HJ 条件で股関節の負の仕事, 膝関節の負の仕事, 股関節の正の仕事が有意に高値を示した。その他の運動学的・運動力学的パラメータには有意差を認めなかった。

表1 HJ条件とQJ条件との運動学的パラメータの比較

		HJ条件		QJ条件	
		平均±標準偏差	中央値 (最小値～最大値)	平均±標準偏差	中央値 (最小値～最大値)
ジャンプ高(mm)		333.3 ± 56.2	337.9 (200.4～425.2)	293.2 ± 60.4 *	302.7 (180.8～400.1)
接地時間(msec)		490.5 ± 111.2	500.0 (305.0～700.0)	335.8 ± 72.6 *	322.5 (220.0～485.0)
IC	股関節 屈曲/伸展(°)	22.8 ± 7.1	23.8 (5.4～37.2)	22.9 ± 7.8	21.5 (9.7～40.5)
	股関節 外転/内転(°)	5.6 ± 4.0	5.7 (-1.4～14.8)	6.4 ± 4.2	5.8 (-0.5～18.0)
	膝関節 屈曲/伸展(°)	12.8 ± 6.9	11.7 (-2.0～30.0)	13.4 ± 6.7	13.6 (-2.1～27.7)
	膝関節 外転/内転(°)	-0.5 ± 4.3	-0.3 (-8.4～6.4)	0.5 ± 3.7 *	0.2 (-6.0～6.5)
	足関節 背屈/底屈(°)	-24.2 ± 5.9	-25.4 (-31.1～-13.6)	-23.6 ± 5.4	-24.2 (-31.1～-13.1)
peak vGRF 出現時	股関節 屈曲/伸展(°)	42.5 ± 9.1	43.0 (22.2～58.7)	39.8 ± 9.6	40.7 (20.8～54.2)
	股関節 外転/内転(°)	5.9 ± 4.8	5.4 (-1.5～14.0)	6.3 ± 4.4	6.4 (-0.1～16.4)
	膝関節 屈曲/伸展(°)	52.9 ± 8.1	51.5 (39.6～67.2)	50.7 ± 8.6	47.4 (40.6～70.1)
	膝関節 外転/内転(°)	-3.2 ± 10.1	-3.2 (-22.7～18.5)	0.8 ± 8.6 *	0.4 (-13.3～24.0)
	足関節 背屈/底屈(°)	23.0 ± 7.8	25.1 (1.4～34.2)	24.8 ± 5.8	24.6 (9.4～37.7)
重心 最下点	股関節 屈曲/伸展(°)	65.0 ± 16.4	61.2 (32.4～97.6)	48.6 ± 13.8 *	46.8 (24.0～78.8)
	股関節 外転/内転(°)	3.3 ± 5.2	3.1 (-3.9～16.0)	4.2 ± 4.3	3.0 (-1.4～15.3)
	膝関節 屈曲/伸展(°)	84.7 ± 12.7	83.4 (63.0～119.6)	68.6 ± 10.7 *	66.6 (55.4～95.8)
	膝関節 外転/内転(°)	4.2 ± 12.8	6.8 (-19.3～34.4)	7.2 ± 13.5	7.7 (-16.6～42.1)
	足関節 背屈/底屈(°)	34.9 ± 5.6	35.1 (23.9～44.3)	30.6 ± 5.0 *	30.9 (21.6～41.3)

HJ: High jump; QJ: Quick jump

+: 股関節屈曲, 股関節外転, 膝関節屈曲, 膝関節外転, 足関節背屈

-: 股関節伸展, 股関節内転, 膝関節伸展, 膝関節内転, 足関節底屈

\* p<0.05(vs HJ)

表 2 HJ 条件と QJ 条件との運動力学的パラメータの比較

		HJ条件		QJ条件	
		平均±標準偏差	中央値 (最小値～最大値)	平均±標準偏差	中央値 (最小値～最大値)
peak vGRF(N/kg)		14.7 ± 2.6	14.9 (10.21～19.66)	18.2 ± 3.4 *	18.1 (12.20～23.09)
time to peak vGRF(msec)		82.8 ± 10.9	85.0 (55.0～95.0)	84.5 ± 17.6	85.0 (50.0～135.0)
IC	外的膝関節 外転モーメント (Nmm/kg)	86.8 ± 54.4	81.9 (-34.8～182.9)	80.0 ± 52.3	78.2 (-19.3～157.8)
負の仕事	股関節	-0.053±0.022	<b>-0.055</b> <b>(-0.093～-0.020)</b>	-0.034±0.012	<b>-0.029 *</b> <b>(-0.056～-0.021)</b>
	膝関節	-0.091±0.036	<b>-0.088</b> <b>(-0.169～-0.028)</b>	-0.073±0.032	<b>-0.066 *</b> <b>(-0.166～-0.029)</b>
	足関節	-0.081±0.021	-0.089 (-0.103～-0.034)	-0.086±0.023	-0.090 (-0.122～-0.032)
正の仕事	股関節	0.071±0.032	<b>0.058</b> <b>(0.032～0.131)</b>	0.040±0.018	<b>0.039 *</b> <b>(0.009～0.077)</b>
	膝関節	0.065±0.027	0.073 (0.013～0.108)	0.057±0.022	0.052 (0.022～0.108)
	足関節	0.099±0.022	0.105 (0.040～0.125)	0.096±0.021	0.100 (0.032～0.137)

HJ: High jump; QJ: Quick jump

+: 外的膝関節外転モーメント

-: 外的膝関節内転モーメント

\* p<0.05(vs HJ)

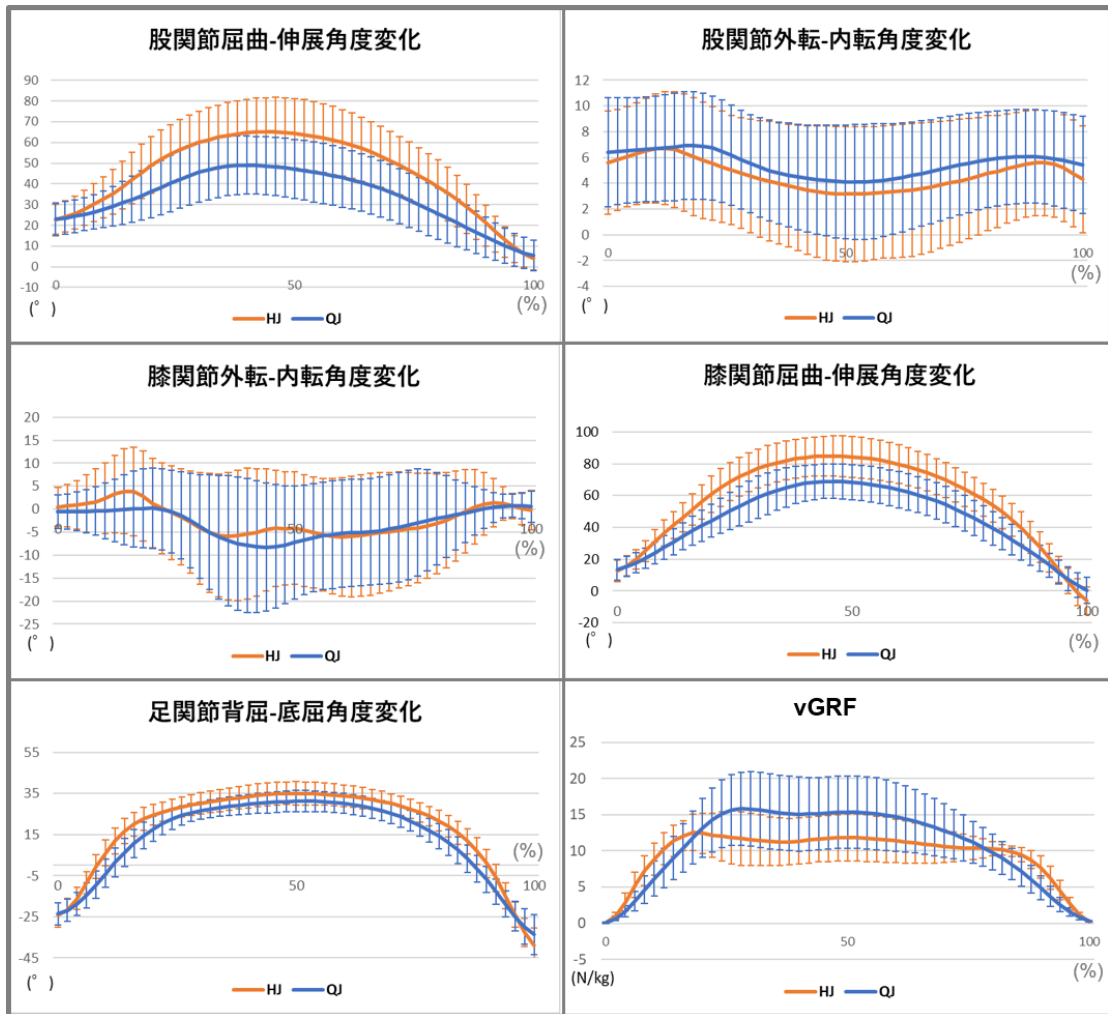


図5 HJ条件とQJ条件の1st landingの比較

左上：股関節屈曲-伸展角度変化 右上：股関節外転-内転角度変化

左中：膝関節屈曲-伸展角度変化 右中：膝関節外転-内転角度変化

左下：足関節背屈-底屈角度変化 右下：vGRFの変化

接地時間を100%と正規化

HJ: High jump; QJ: Quick jump

+: 股関節屈曲, 股関節外転, 膝関節屈曲, 膝関節外転, 足関節背屈

-: 股関節伸展, 股関節内転, 膝関節伸展, 膝関節内転, 足関節底屈

## 2. 1st landing と 2nd landing の比較

1st landing と 2nd landing における各パラメータの平均±標準偏差は表 3, 4 に示す。

対応のある t 検定の結果, 2nd landing と比較し 1st landing において, IC の股・膝関節屈曲角度, peak vGRF 出現時における股・膝関節屈曲角度, 重心最下点における股・膝関節屈曲角度が有意に高値を示し, 重心最下点における膝関節外転角度, IC の外的膝関節外転モーメントが有意に高値を示した。Wilcoxon 符号順位検定の結果, 2nd landing と比較し 1st landing で IC の股関節外転角度が有意に高値を示した。



表3 1st landing と 2nd landing に運動学的パラメータの比較

		1st landing		2nd landing	
		平均 ± 標準偏差	中央値 (最小値～最大値)	平均 ± 標準偏差	中央値 (最小値～最大値)
ジャンプ高(mm)		293.2 ± 60.4	302.7 (180.8～400.1)		
IC	股関節屈曲/伸展(°)	<b>22.9 ± 7.8</b>	21.5 (9.7～40.5)	<b>12.0 ± 8.0 *</b>	13.0 (-4.1～24.1)
	股関節外転/内転(°)	6.4 ± 4.2	<b>5.8</b> <b>(-0.5～18.0)</b>	4.2 ± 3.8	<b>4.1 *</b> <b>(-1.2～15.9)</b>
	膝関節屈曲/伸展(°)	<b>13.4 ± 6.7</b>	13.6 (-2.1～27.7)	<b>7.2 ± 7.8 *</b>	7.4 (-6.7～20.8)
	膝関節外転/内転(°)	0.5 ± 3.7	0.2 (-6.0～6.5)	0.1 ± 3.2	0.4 (-5.5～6.8)
	足関節背屈/底屈(°)	-23.6 ± 5.4	-24.2 (-31.1～-13.1)	-27.3 ± 9.0	-29.9 (-40.2～-9.5)
peak vGRF 出現時	股関節屈曲/伸展(°)	<b>39.8 ± 9.6</b>	40.7 (20.8～54.2)	<b>24.8 ± 11.4 *</b>	26.2 (1.7～46.1)
	股関節外転/内転(°)	6.3 ± 4.4	6.4 (-0.1～16.4)	4.7 ± 3.9	4.4 (-2.7～14.2)
	膝関節屈曲/伸展(°)	<b>50.7 ± 8.6</b>	47.4 (40.6～70.1)	<b>39.0 ± 12.2 *</b>	39.2 (19.4～75.2)
	膝関節外転/内転(°)	0.8 ± 8.6	0.4 (-13.3～24.0)	-2.1 ± 8.5	-2.0 (-21.0～13.5)
	足関節背屈/底屈(°)	24.8 ± 5.8	24.6 (9.4～37.7)	25.0 ± 7.2	25.9 (4.2～39.0)
重心 最下点	股関節屈曲/伸展(°)	<b>48.6 ± 13.8</b>	46.8 (24.0～78.8)	<b>32.7 ± 15.1 *</b>	32.6 (1.2～54.1)
	股関節外転/内転(°)	4.2 ± 4.3	3.0 (-1.4～15.3)	3.7 ± 3.6	3.1 (-1.5～12.6)
	膝関節屈曲/伸展(°)	<b>68.6 ± 10.7</b>	66.6 (55.4～95.8)	<b>54.8 ± 18.3 *</b>	55.9 (23.1～87.4)
	膝関節外転/内転(°)	<b>7.2 ± 13.5</b>	7.7 (-16.6～42.1)	<b>3.2 ± 13.6 *</b>	1.3 (-23.8～38.1)
	足関節背屈/底屈(°)	30.6 ± 5.0	30.9 (21.6～41.3)	27.7 ± 8.8	27.2 (3.7～41.4)

+: 股関節屈曲, 股関節外転, 膝関節屈曲, 膝関節外転, 足関節背屈

-: 股関節伸展, 股関節内転, 膝関節伸展, 膝関節内転, 足関節底屈

\* : p<0.05(vs 1st landing)

表4 1st landing と 2nd landing の運動力学的パラメータの比較

		1st landing		2nd landing	
		平均 ± 標準偏差	中央値 (最小値～最大値)	平均 ± 標準偏差	中央値 (最小値～最大値)
peak vGRF(N/kg)		18.2 ± 3.4	18.1 (12.2～23.1)	16.4 ± 3.4	15.9 (11.6～23.1)
time to peak vGRF(msec)		84.5 ± 17.6	85.0 (50.0～135.0)	194.4 ± 41.3	92.8 (64.5～153.0)
IC	外的膝関節外転モーメント (Nmm/kg)	<b>80.0 ± 52.3</b>	78.2 (-19.3～157.8)	<b>42.5 ± 49.4 *</b>	41.5 (-44.0～121.0)

+: 外的膝関節外転モーメント

-: 外的膝関節内転モーメント

\* : p<0.05(vs 1st landing)

## 考 察

本研究では一つ目の解析として、DVJ 実施に際して、「高く跳んでください」もしくは「速く跳んでください」という口頭指示を加え、着地動作における接地時間を変化させることで、運動学及び運動力学的パラメータが変化するのかどうかについて検討した。その結果、HJ 条件と比較し、QJ 条件において接地時間が有意に短縮した。接地時間と跳躍高の関係では梶谷ら<sup>99)</sup>は逆 U 字型になることを示しており、接地時間が短いもしくは長すぎると跳躍高は低くなり、ある程度長い接地時間では跳躍高が高くなると報告している。本研究での接地時間は、HJ で  $490.1 \pm 110.8 \text{ msec}$ 、QJ で  $335.7 \pm 72.1 \text{ msec}$  であり、高く跳ぼうとする HJ 条件で接地時間が長くなり、速く跳ぼうとする QJ 条件で接地時間が短くなり、先行研究<sup>100), 101)</sup>と同様の傾向を示した。このことから同一被験者において、口頭指示により接地時間を短く、もしくは長くできることが可能であると考えられる。ACL 損傷は着地動作、カッティングなどの切り返し動作や急激な減速動作や加速動作で引き起こる<sup>16)</sup>といわれており、これらは比較的接地時間が短い課題である。スポーツ競技動作では、競技パフォーマンス向上のために速く動くことが求められ、着地動作やカッティング動作においても速い動作が求められる。接地時間を含めた動作遂行時間の観点から QJ 条件は HJ 条件と比較し、より素早さを求められるスポーツ競技動作を反映する DVJ 課題であると考えられる。

本研究では、HJ 条件と比較し QJ 条件において peak vGRF が増大し、IC 時及び peak vGRF 出現時の膝関節外反角度が高値を示していた。多くのビデオ解析を用いた研究において、IC 直後の急激な膝関節外反変化や膝関節外反モーメントの増加が ACL 損傷の一要因と考えられている<sup>15), 32)-34)</sup>。また Koga ら<sup>33)</sup>は、ACL 損傷のメカニズムについて、接地時の膝関節外反モーメントの発生をきっかけに、外側大腿脛骨関節に圧迫力が加わり、相対的に脛骨前方移動および内旋運動が生じ、ACL 損傷が引き起こされることを報告している。Meyer ら<sup>39) 40)</sup>は、屍体膝の脛骨に軸圧を加えると脛骨プラトーの後方傾斜のため、大腿骨に対して脛骨前方偏位および内旋すると報告し、外側大腿脛骨関節への圧迫力は ACL 損傷を引き起こす重要な因子であると考えられている。さらに Shimokochi ら<sup>86)</sup>は、着地動作時の脛骨長軸方向への圧迫力の大きさと

タイミングが peak GRF の大きさとタイミングと関連があると報告している。Crulii ら<sup>37)</sup>は、前方ホップにおいて peak GRF と peak ACL strain のタイミングが一致すると報告している。このように peak GRF の増大は大腿脛骨関節への圧迫力を増大させ、ACL へのストレスを増大する可能性がある。そのため、peak GRF、特に peak vGRF の増大が ACL 損傷の危険因子の 1 つとして考えられている。Hewett ら<sup>69)</sup>は女性アスリートにおいて DVJ の着地動作の膝関節外反モーメントの増大、膝関節外反角度の増大、peak vGRF の増大は ACL 損傷のリスクであると報告している。これらのことから、ACL 損傷のリスクスクリーニング評価として、DVJ の着地動作における膝関節外反モーメント、膝関節外反、peak vGRF について評価することは重要であると考えられる。これらのことから、QJ 条件のように接地時間が短い課題は ACL 損傷リスクである peak vGRF が増大し、膝関節外転角度が増大したことから、ACL 損傷リスクを高める可能性があると考えられる。またこのことから、QJ 条件を DVJ の口頭指示に加えることは ACL 損傷リスクのスクリーニングに適していると考えられる。

本研究では、QJ 条件と比較し HJ 条件で重心最下点における股・膝関節屈曲角度、足関節背屈角度が高値を示し、股・膝関節の負の仕事、股関節の正の仕事が有意に高値を示した。また HJ 条件、QJ 条件ともに、下肢 3 関節の中では足関節の負の仕事・正の仕事が高値を示した。図子ら<sup>97)</sup>は、足関節の負の相対仕事が大いほど、接地時間が短く、ジャンプ高を接地時間で除した値である RDJ index と足関節における負の仕事、負の相対仕事との間に正の相関を認めたと報告している。高く跳ぶためには本来は下肢の各関節の運動範囲を大きくすること、あるいは大きな筋群を動員することなどによってできる限り GRF を大きくかつ長くし、大きな力積を獲得する必要がある。しかし RDJ ではできるだけ短時間に高く跳ぶことが要求されるため、下肢の各関節の運動範囲を大きくすることは、必ずしも接地時間が短いジャンプには有利な条件にならない。下肢関節の運動範囲を小さくし、大きな質量や慣性モーメントを持つ身体部位を動員せずに、GRF を大きくし短時間で力積を大きくするためには、足関節の仕事を大きくすることが有益であり、RDJ のように着地後に素早く跳びあがる DJ は、着地後に沈み込み飛び上がる DJ よりも足関節の仕事が大いと述べている<sup>97)</sup>。これらのことから、接地時間を短くすることを意識する QJ 条件を加えた DVJ は RDJ と同様に足関

節の仕事が大きい運動であると考えられる。また、阿江ら<sup>94)</sup>は垂直跳びにおいてより高く跳ぼうとするほど股関節の仕事が大きくなり、ジャンプ高が低い垂直跳びでは足関節の仕事が大きくなると報告している。つまり、DVJはHJ条件、QJ条件ともに足関節の仕事が大きいジャンプ動作であるが、ジャンプ高が低く、接地時間が短いQJ条件は特に足関節の仕事が大きい動作であると考えられる。一方HJ条件はより高く跳ぶために下肢の各関節の運動範囲を大きくする必要があり、足関節に加えて股・膝関節の仕事をより必要とするジャンプ動作であり、そのため本研究のQJ条件と比較しHJ条件を加えたDVJにおいて股・膝関節屈曲角度、足関節背屈角度、股・膝関節の仕事が高値を示したと考えられる。

Hewettら<sup>46)</sup>は、女性はACL損傷時、体幹外側傾斜角度及び膝関節外反角度が大きかったと報告している。Olsenら<sup>28)</sup>はハンドボールのACL受傷時は、足底接地でのカッティング動作とジャンプシュート後の片脚着地動作であると述べ、受傷時膝関節5~25°屈曲位、膝関節5~20°外反位であったと報告している。Bodenら<sup>22)</sup>は、損傷のほとんどが膝関節完全伸展位での損傷で、急激な減速動作、方向転換、ジャンプ着地動作で起こると報告している。さらに先行研究において着地動作時に膝関節屈曲角度が大きいこと<sup>79), 81), 83)</sup>や、着地トレーニング後に膝関節屈曲角度が大きくなると、peak vGRFが小さくなること<sup>80)</sup>が報告されている。これらのことから、着地動作時の膝関節外反位と膝関節屈曲角度が小さいことはACL損傷のリスクであると考えられる。本研究ではHJ条件と比べQJ条件にてIC時及びpeak vGRF出現時の膝関節外転角度が高値であることに加え、重心最下点における股・膝関節屈曲、足関節背屈角度が低値を示したことから、ACL損傷のリスクが高くなる可能性があると考えられ、QJ条件の方がよりACL損傷のリスクに対するスクリーニング評価として適していると考えられる。また接地時間の標準偏差(以下、SD)がQJ条件で小さいことから、被験者間で接地時間を可能な限り統一するためには、HJ条件と比較しQJ条件が適していると考えられる。

本研究では二つ目の解析として、QJ条件で実施したDVJにおける1st landingと2nd landingの運動学・運動力学的な特徴を明らかにすることを目的に行った。

本研究ではDVJの1st landingが2nd landingと比べIC時点の股屈曲・膝屈曲角度、

外的膝関節外転モーメントが有意に高値を示し、peak vGRF 出現時及び重心最下点での股関節屈曲・膝関節屈曲・膝関節外転角度が有意に高値を示した。Batesら<sup>102)</sup>、<sup>103)</sup>は DVJ の 2nd landing と比較し 1st landing では IC・peak vGRF 出現時・最大股・膝関節屈曲角度が有意に高値を示し、最大膝関節外反モーメント及び最大膝関節外反角度が高値を示したと報告しており、本研究と同様の傾向を示した。

DVJ の 1st landing と 2nd landing の 2 つの着地動作違いは、1st landing が台からの着地動作である一方で、2nd landing は垂直跳び後の着地動作であることである。先行研究では台高が異なると運動学・運動力学的パラメータは異なると報告されている。本研究における DVJ の 1st landing は高さ 30cm 台からの着地動作、2nd landing は垂直跳び後の着地動作である。2nd landing 前の垂直跳びのジャンプ高は平均 29cm であり、1st landing と 2nd landing とともに同程度の高さからの着地動作であったと考えられる。さらに、2 つの着地動作の違いは、2nd landing が垂直跳びからの単純な着地動作であることに対し、1st landing は台からの着地動作から続く垂直跳びへの踏み込み動作で構成される着地動作である。つまり 1st landing は着地時の衝撃吸収と続く垂直跳びのための地面への踏み込み動作という 2 つの要素を含み、さらに短時間での運動の切り替えが要求される動作である。高いジャンプのためには踏み込み動作時に GRF から大きな力積を得る必要があり<sup>97)</sup>、1st landing は続く垂直跳びに向けた踏み込み動作のために股関節屈曲・膝関節屈曲角度が大きくなる必要があったと考えられる。

DVJ の他の着地動作課題の 1 つに drop landing(以下、DL)がある。DVJ は台からの着地後に垂直跳びをする課題である一方で、DL は台からの着地動作のみの課題であり、着地動作のみの単一動作である点は DVJ の 2nd land と類似した課題であると考えられる。Ishidaら<sup>104)</sup>は、女性の着地動作中の最大膝関節外反角度は DVJ が DL に比し有意に高値であったのに対し、男性では両脚着地動作間に有意な膝関節外反角度の差は認めなかったと報告している。このことより、女性は着地動作後に続くジャンプ動作によって、着地動作中の膝関節外反角度が増加することを示唆していると考察している。加えて、Ishidaら<sup>104)</sup>は男女ともに DL と比べ DVJ において IC 時、IC 後 50ms 時の膝関節屈曲角度が高値であったと報告し、また Cruzら<sup>105)</sup>は、DL、DVJ、forward vertical jump を比較し、着地後にジャンプ動作が続くことによって股関節・膝関節屈曲

角度が増加することを報告しており、DVJ では着地後に続くジャンプ踏み切り動作において膝関節伸展筋でより大きなエネルギー産生をするために、膝関節屈曲角度が増加した可能性が考えられると考察している。本研究においても、続く垂直跳びの準備として、1st landing における重心最下点での股関節・膝関節屈曲角度が増大したと考えられる。さらに先行研究での DL と本研究における DVJ の 2nd landing は同様の運動学・運動力学的特徴を示し、着地動作後に続く垂直跳びなどのジャンプ動作は DVJ の 1st landing のような着地動作の運動学・運動力学パラメータに影響を及ぼすと考えられる。

本研究の結果から QJ 条件により実施した DVJ 評価の際には 1st landing 及び 2nd landing の運動学・運動力学的特徴を理解して用いる必要があると考える。また 1st landing において外的膝関節外転モーメント、重心最下点における膝関節外転角度が高値を示したことから、1st landing は着地動作のみの 2nd landing と比較し、スポーツ競技動作と類似した着地動作であり、ACL 損傷リスクのスクリーニング評価としてより有用である可能性がある。

本研究の限界としては、本研究での QJ 条件の 1st landing における膝関節外転角度は peak vGRF 出現時で  $0.8^{\circ}$  であった。一方 Koga<sup>33)</sup> は ACL 損傷時、接地後 40msec 以内に膝関節が平均  $12^{\circ}$  外反変化が起きたと報告しており、本研究の QJ 条件における膝関節外転角度の平均は ACL 損傷時の膝関節外反角度に比べ低値を示した。そのため、QJ 条件の 1st landing は ACL 損傷リスクの高い動作であることを明言することはできず、それぞれの条件、landing phase の運動学・運動力学的特徴を踏まえ評価に用いる必要がある。また、DVJ についての報告は散見されるが、peak vGRF や膝関節外反モーメントの値について ACL 損傷のリスクとしての明確な基準は報告されていないため、QJ 条件における 1st landing が ACL 損傷リスクを反映するとは断言できない。

本研究では DVJ において、「高く跳ぶ」と指示をする HJ 条件に比べ、「速く跳ぶ」と指示をする QJ 条件では接地時間が有意に短く、SD も小さかった。このことから被験者間で接地時間を可能な限り統一するためには、QJ 条件の方が適していると考えられる。また HJ 条件と比較し、QJ 条件において peak vGRF、IC 時及び peak vGRF 出現時の膝関節外転角度が有意に高値を示し、重心最下点における股・膝関節屈曲、足関節

背屈角度が有意に低値を示した。さらに QJ 条件で実施した DVJ の 1st landing と 2nd landing の運動学・運動力学的パラメータの比較を行い、2nd landing と比較して 1st landing で、重心最下点における膝関節外転角度、IC の外的膝関節外転モーメントが有意に高値を示した。これらの結果により、HJ 条件より QJ 条件で、2nd landing と比較して 1st landing において、より ACL 損傷リスクをより反映しやすい運動学・運動力学的特徴を有する着地動作である可能性が示唆された。

これらの結果より、第 2 章では動作課題である DVJ は QJ 条件にて実施し、1st landing の解析を行うこととした。



## 第2章

### 衝撃吸収能とジャンプ高に影響を及ぼす因子の検討

## 緒言

Peak vGRF は着地動作における衝撃吸収能の指標として用いられており、着地動作における peak vGRF の増大は ACL 損傷のリスクといわれている<sup>69)</sup>。そのため、ACL 損傷予防を目的とした多くの研究で着地動作やストップ動作において peak vGRF を減少するための体幹・下肢関節運動について検討されている<sup>69), 79) -81), 84), 86), 88), 89)</sup>。スポーツ競技動作においては着地動作やジャンプ動作がそれぞれ単独で行われることは少なく、着地動作、ストップ動作、ジャンプ動作、ステップ動作、走動作等の動作が連続して行われることが多い。DVJ は台からの着地動作とジャンプ動作が連続した動作であり、ジャンプ動作におけるプライオメトリクス能力やジャンプ能力の評価<sup>96), 97), 99), 100)</sup>としても用いられると同時に、ACL 損傷のリスクスクリーニングとして用いられる動作<sup>69), 74) -76), 79), 82), 101) -104)</sup>である。ACL 損傷予防の観点では衝撃吸収能の高低を評価するために、DVJ の 1st landing における IC から重心最下点までの landing phase における peak vGRF を代表とする運動力学的パラメータに及ぼす影響について検討されることが多い。

垂直跳びをはじめとするジャンプ動作においてジャンプ高を決定するのはジャンプにおける TO 直後の重心の垂直初速度であり、垂直初速度は踏み込み動作における take-off phase における vGRF の力積によって決定される<sup>91)</sup>。高くジャンプするためには、take-off phase における vGRF の力積を大きくする必要があり、大きい vGRF と長い踏切時間が必要であると考えられる。そのためジャンプ高の向上を目的とした多くの研究では vGRF を大きくするための踏み込み動作について検討されている<sup>91) -95)</sup>。DVJ は着地動作とジャンプ動作が連続した動きであるため landing phase 及び take-off phase の運動力学的パラメータは、ともに接地前や接地中の体幹・四肢関節運動によって影響を受けると考えられている。ACL 損傷予防及びジャンプ能力の向上のためには、ともに接地前・接地中の体幹・四肢関節運動を改善する必要がある。

このように DVJ の運動学・運動力学パラメータを評価する場合、ACL 損傷予防の観点ではリスク因子である peak vGRF を減少するための動作を検討し、ジャンプ高の向上のためには vGRF の増大するための動作を検討することとなる。

先行研究では、peak vGRFを減少するためには、接地時間を長くし、下肢関節を大きく屈曲する着地動作が重要であると報告されている<sup>79)</sup>。一方、take-off phaseにおけるvGRFの力積を増大し、高くジャンプするためには、下肢の各関節の運動範囲を大きくすることや、下肢の大きな筋群を動員することによって、できる限りGRFを大きくかつ長く作用させる必要がある<sup>97)</sup>と報告されている。このようにACL損傷予防、ジャンプ高の向上のためには、ともに下肢関節を大きく屈曲することが有益であると考えられるが、DVJ課題におけるvGRFに関してACL損傷予防とパフォーマンス向上を両立した動作、下肢関節運動についての報告は見当たらない。またジャンプパフォーマンス向上のためには、動作遂行時間の短縮が求められる場合がある。DVJにおいて接地時間を長くすることは必ずしもスポーツ競技動作にとって有益ではないため、素早い動きが要求される場面でのACL損傷予防とジャンプパフォーマンス向上の両立を目的とした下肢関節運動の検討も必要であると考えられるが、そのような報告は見当たらない。

また第1章において、着地後に高く跳ぶように指示するHJ条件、速く跳ぶように指示をするQJ条件ともに、DVJにおいては足関節の仕事が最も大きく、次いで膝関節、股関節となり、特にQJ条件では足関節の仕事が大きいことを報告した。QJ条件のように接地時間が短いDVJでは、特に足関節仕事の増大が重要であると考えられる。しかしながら、対象者を個々に検討すると、膝関節や股関節の仕事が最も大きい者も存在し、対象者ごとに股・膝・足関節の貢献度が異なることが考えられる。このように下肢関節貢献度が異なると、運動学・運動力学的パラメータが異なることが考えられ、それに伴ってACL損傷予防やジャンプ能力の向上を目的としたトレーニングや動作指導は異なると考えられる。先行研究では垂直跳びにおいて、関節仕事によって分類した下肢関節貢献度が症例によって異なることを報告している<sup>94)</sup>が、DVJにおいて下肢関節貢献度によって運動学・運動力学的パラメータが異なるかについて検討した報告は見当たらない。

そこで本研究の目的は、素早さを強調したDVJにおいて衝撃吸収の指標であるpeak vGRFとジャンプパフォーマンスの指標となるtake-off phaseにおけるvGRFの力積に影響する因子を検討とすることと、下肢関節貢献度のタイプ別に運動学・運動力学的パラメータを比較することを目的とした。本研究により傷害予防とジャンプパフォー

マンスの向上を両立するための因子が明らかになり、スポーツ選手の競技力向上の一助になると考える。

## 方法

対象は弘前大学に所属する健常女子大学生 29 名(年齢:21±2 歳, 身長:159.8±5.4cm, 体重:54.6±6.8kg)とした。除外基準は, 過去 1 年以内に整形外科疾患の既往のある者, 両下肢に愁訴及び手術歴を有する者とした。

被験者にはスポーツ用インナーを着用してもらい, 三次元動作解析装置に設定されている Plug-in Gait Full Body モデルに従い, 直径 14mm の赤外線反射マーカを対象者の身体の 35 か所(頭部, 第 7 頸椎棘突起, 第 10 胸椎棘突起, 胸骨柄, 胸骨剣状突起, 右肩甲骨, 肩峰, 肘関節, 橈骨茎状突起, 尺骨茎状突起, 手指第 2 中手指節間関節, 上前腸骨棘, 上後腸骨棘, 大腿外側, 膝軸, 下腿外側, 外果, 足趾第 2 中足趾節間関節, 踵部)に貼付した。

動作課題は開始肢位を両脚静止立位とし, 高さ 30cm の台の上から 30cm 前方に着地し, 直後にその場で最大垂直跳びをする DVJ 課題とし, 台からの着地後に「速く跳んでください」と指示する QJ 条件で実施した。上肢・体幹に関する指示は特に行わず, 着地後に姿勢を保持できなかった場合は失敗とし, 成功試技を 3 回ずつ測定した。3 回のうち peak vGRF の波形が類似した 2 試技から, より後に実施した 1 試技を解析に使用した。

動作解析には赤外線カメラ 8 台で構成される三次元動作解析装置(Vicon Nexus; Vicon Motion Systems, Oxford, UK)および床反力計(400 × 600 mm; AMTI, Watertown, MA, USA)2 枚を使用した。サンプリング周波数はそれぞれ 200Hz, 2000Hz とした。処理には Butterworth filter を用い遮断周波数は 12Hz とした。

本研究ではボールを蹴りやすい脚を利き脚と定義し, すべての被験者の非利き脚を解析した。本研究においてはすべての被験者の非利き脚は左脚であった。解析区間は台からの着地である 1 回目の着地相である 1st landing とした。vGRF が 10N を超えた時点を IC, 10N を下回った時点を TO と定義した。IC から TO までを接地区間, その時間を接地時間(msec)とし, IC から重心最下点までを landing phase, 重心最下点から TO までを take-off phase とした(図 6)。

Vicon Nexus から出力されたデータより, 運動学的パラメータとして IC 時点及び,

peak vGRF 出現時, 重心最下点における矢状面・前額面での股・膝・足関節角度( $^{\circ}$ ), 運動力学的パラメータとして, landing phase における peak vGRF(N/kg)を採用した。また, IC から peak vGRF 出現までの時間として time to peak vGRF(msec), take-off phase における vGRF の時間積分により vGRF の力積( $N \cdot \text{sec}/\text{kg}$ )を算出した(図 7)。接地区間における矢状面の股・膝・足関節の正の仕事・負の仕事(J/kg)は, 仕事率(W/kg)を時間積分することにより算出し, 股・膝・足関節それぞれにおいて正の仕事と負の仕事の絶対値の和である絶対仕事(J/kg), 股・膝・足関節の絶対仕事の和である総仕事(J/kg)を算出した。

また重心最下点の重心高(mm)及び, DVJ の垂直跳び時の最高到達点の重心高と静止立位の重心高からジャンプ高(mm)を算出した。

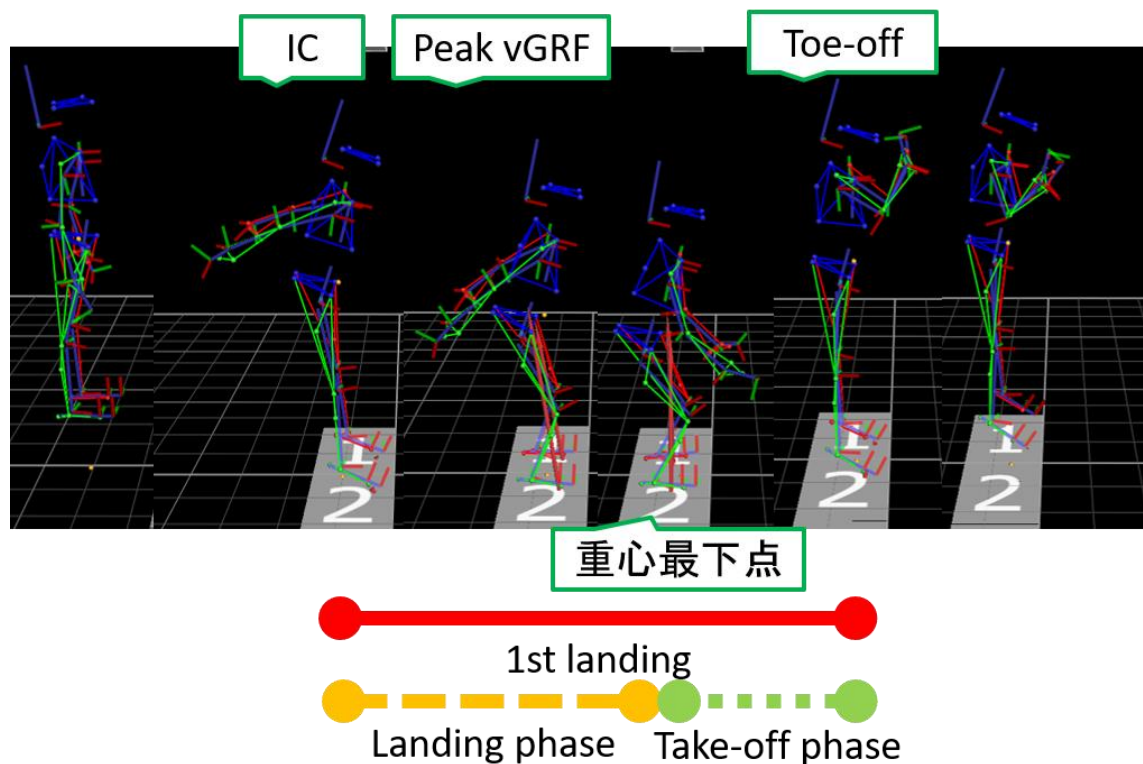


図 6 landing phase と take-off phase

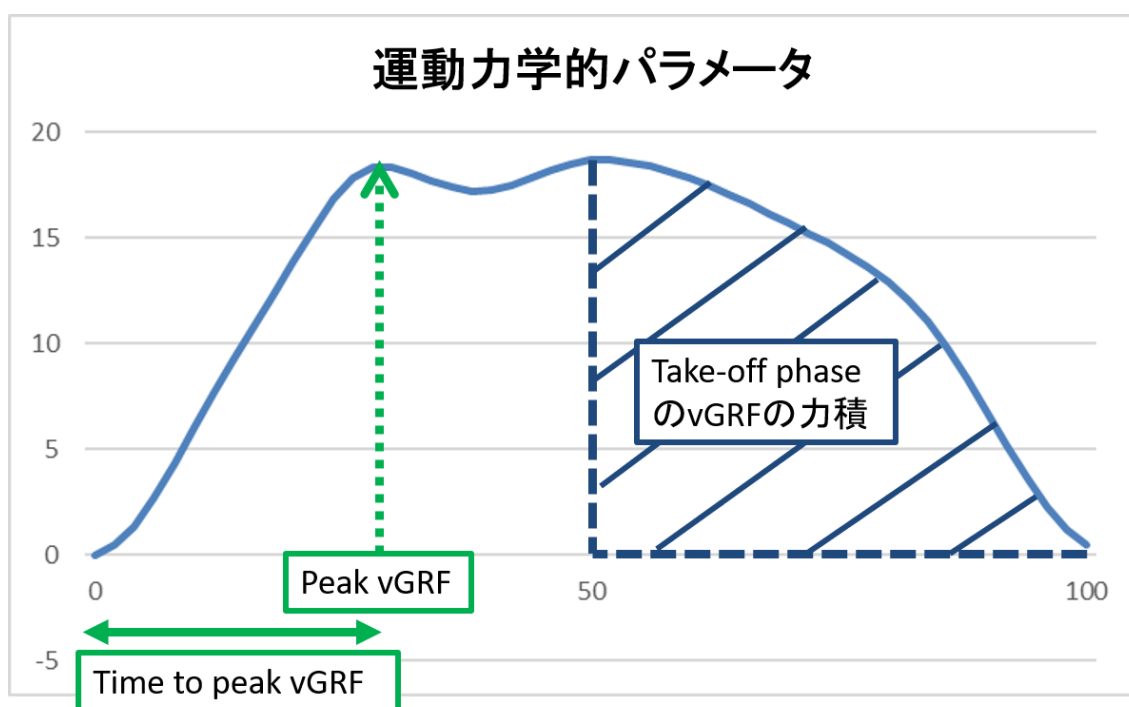


図 7 運動力学的パラメータ

(1) 解析 1: peak vGRF と take-off phase の vGRF の力積に影響を及ぼす因子の検討

Peak vGRF, time to peak vGRF, take-off phase における vGRF の力積と IC・peak vGRF 出現時・重心最下点における股・膝・足関節角度(矢状面・前額面), 重心最下点の重心高, 接地時間との関係について Shapiro Wilk 検定にて正規性を判定後に, Pearson の積率相関係数, もしくは Spearman の順位相関係数を用いて検討した。また, peak vGRF, take-off phase における vGRF の力積を従属変数, IC・peak vGRF 出現時・重心最下点における股・膝・足関節角度(矢状面・前額面), 重心最下点の重心高, 接地時間を独立変数とした重回帰分析をステップワイズ法にて行った。

## (2) 解析 2: 下肢関節貢献度の違いが運動学・運動力学的パラメータに及ぼす影響

下肢関節貢献度タイプ分類として、股・膝・足関節のそれぞれの絶対仕事を股・膝・足関節の総仕事で除した値である相対的貢献度(%)を算出した。相対的貢献度が股・膝・足関節のうちどの順番で大きいかによって、下肢関節貢献度タイプを分類した。ジャンプ高, peak vGRF, time to peak vGRF, take-off phase における vGRF の力積, IC・peak vGRF 出現時・重心最下点の下肢関節角度, 重心最下点の重心高, 接地時間を Shapiro-Wilk 検定にて正規性を判定後, 貢献度タイプによって 2 標本 t 検定もしくは Mann-Whitney の U 検定を用い群間比較した。

統計学的解析には IBM SPSS Statistics 26(Chicago, IL, USA)を使用し, 有意水準は 5%とした



## 結 果

### 1. peak vGRF と take-off phase の vGRF の力積に影響を及ぼす因子の検討

各パラメータの平均±標準偏差は表 5, 図 8 に示す。

相関分析の結果, peak vGRF と重心最下点の重心高( $r=0.694$ )と有意な正の相関, 接地時間( $r=-0.866$ ), 股関節屈曲角度( $r=-0.613$ ), 膝関節屈曲角度( $r=-0.762$ )と有意な負の相関が認められた(表 6)。Time to peak vGRF と IC の足関節背屈角度( $r_s=-0.515$ )と有意な負の相関, peak vGRF 出現時の足関節背屈角度( $r_s=0.678$ )と有意な正の相関が認められた(表 7)。Take-off phase の vGRF の力積と重心最下点の重心高( $r=-0.669$ )と有意な負の相関, 接地時間( $r=0.831$ ), ジャンプ高( $r=0.540$ ), peak vGRF 出現時の股関節屈曲角度( $r=0.562$ ), 膝関節屈曲角度( $r=0.400$ ), 重心最下点の股関節屈曲角度( $r=0.643$ ), 膝関節屈曲角度( $r=0.738$ ), 足関節背屈角度( $r=0.443$ )と有意な正の相関が認められた(表 8)。

従属変数を peak vGRF とした重回帰分析では, 独立変数として接地時間が選択された(表 9)。また従属変数を take-off phase における vGRF の力積とした重回帰分析では, 独立変数として接地時間が選択された(表 10)。

表 5 運動学・運動力学的パラメータ

		平均 ± 標準偏差	中央値(最小値 ~ 最大値)
	接地時間(msec)	337.8 ± 84.2	310(220 ~ 555)
	ジャンプ高(mm)	294.6 ± 56.5	300.5 (180.8 ~ 400.0)
	重心最下点の重心高 (mm)	744.2 ± 55.5	750.2 (610.4 ~ 834.0)
IC	股関節屈曲/伸展(°)	21.2 ± 8.7	20.9 (-1.7 ~ 40.5)
	股関節外転/内転(°)	6.2 ± 3.9	5.8 (0.5 ~ 18.0)
	膝関節屈曲/伸展(°)	13.2 ± 6.2	13.6 (-2.1 ~ 27.7)
	膝関節外転/内転(°)	0.9 ± 3.6	0.5 (-6.0 ~ 6.9)
	足関節背屈/底屈(°)	-22.8 ± 10.0	-25.9 (-33.2 ~ 21.0)
Peak vGRF	股関節屈曲/伸展(°)	38.4 ± 9.8	37.5 (20.8 ~ 55.0)
	股関節外転/内転(°)	5.9 ± 4.5	5.7 (-3.8 ~ 16.4)
	膝関節屈曲/伸展(°)	52.2 ± 8.3	51.9 (40.6 ~ 70.1)
	膝関節外転/内転(°)	2.0 ± 9.7	0.5 (-17.9 ~ 23.9)
	足関節背屈/底屈(°)	25.0 ± 6.7	26.1 (3.3 ~ 37.7)
重心 最下 点	股関節屈曲/伸展(°)	47.3 ± 13.3	46.9 (24.0 ~ 78.8)
	股関節外転/内転(°)	3.9 ± 4.7	2.6 (16.4 ~ 4.6)
	膝関節屈曲/伸展(°)	69.1 ± 11.6	66.9 (50.4 ~ 96.4)
	膝関節外転/内転(°)	6.6 ± 13.2	8.6 (-21.7 ~ 42.1)
	足関節背屈/底屈(°)	31.4 ± 5.1	31.7 (21.6 ~ 42.0)
Peak vGRF(N/kg)		18.3 ± 3.9	18.5 (11.1 ~ 26.0)
Time to peak vGRF (msec)		87.6 ± 19.1	85.0 (50.0 ~ 140.0)
vGRF の力積 (Nsec/kg)		1.9 ± 0.3	1.8 (1.3 ~ 2.7)

+: 股関節屈曲, 股関節外転, 膝関節屈曲, 膝関節外転, 足関節背屈.

-: 股関節伸展, 股関節内転, 膝関節伸展, 膝関節内転, 足関節底屈.

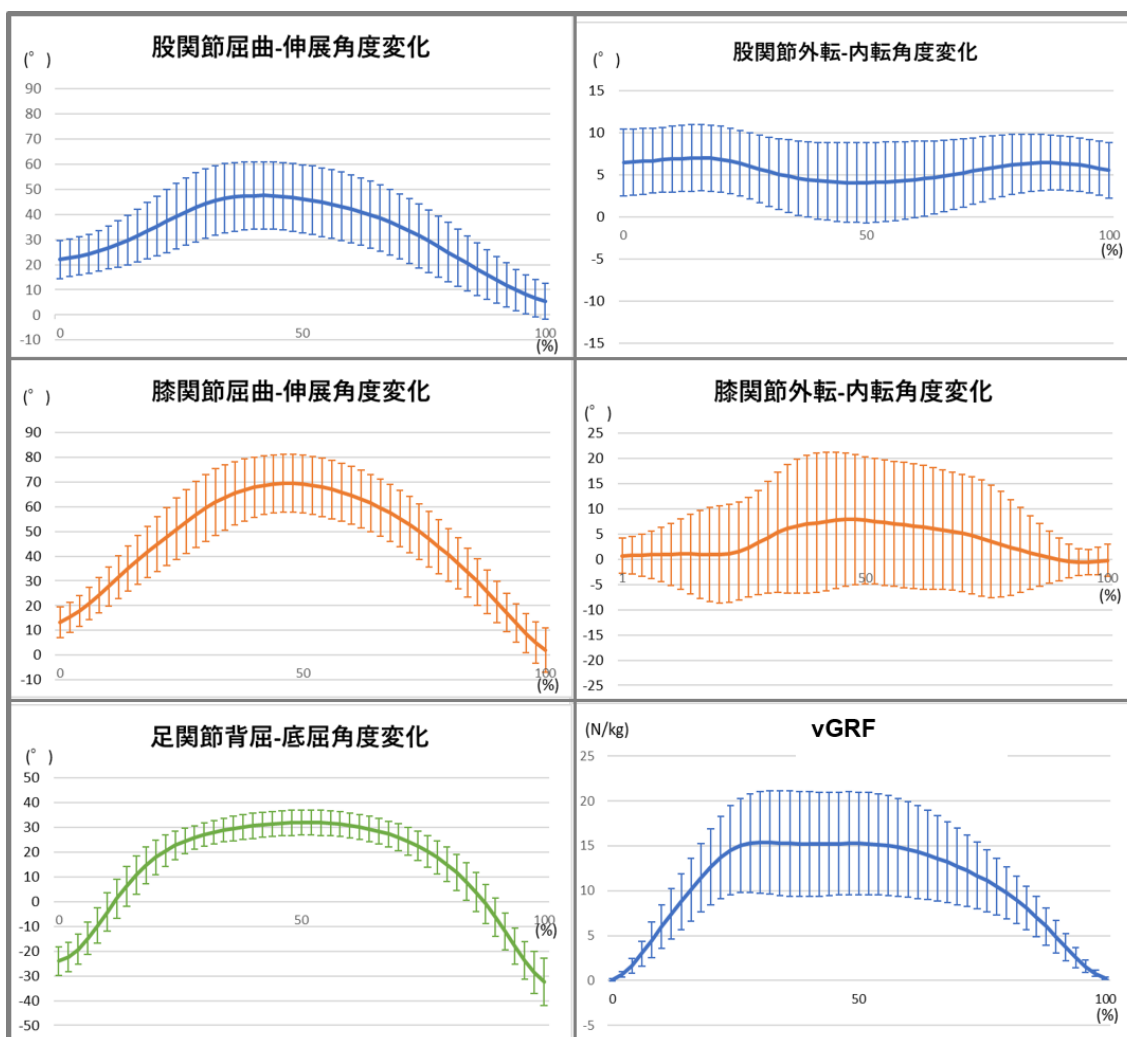


図 8 1st landing における運動学・運動力学的パラメータの変化

接地時間を 100%と正規化

左上：股関節屈曲-伸展角度変化 右上：股関節外転-内転角度変化

左中：膝関節屈曲-伸展角度変化 右中：膝関節外転-内転角度変化

左下：足関節背屈-底屈角度変化 右下：vGRF 角度変化

＋：股関節屈曲, 股関節外転, 膝関節屈曲, 膝関節外転, 足関節背屈

－：股関節伸展, 股関節内転, 膝関節伸展, 膝関節内転, 足関節底屈

表 6 Peak vGRF との相関係数

		相関係数 r もしくは rs
接地時間		<b>r=-0.866 *</b>
ジャンプ高		r=-0.206
重心最下点の重心高		<b>r=0.694 *</b>
IC	股関節屈曲/伸展	r=-0.051
	股関節外転/内転	r=0.259
	膝関節屈曲/伸展	r=-0.261
	膝関節外転/内転	r=0.173
	足関節背屈/底屈	rs=0.034
Peak vGRF	股関節屈曲/伸展	r=-0.323
	股関節外転/内転	r=-0.132
	膝関節屈曲/伸展	r=-0.217
	膝関節外転/内転	r=0.011
	足関節背屈/底屈	rs=0.191
重心最下点	<b>股関節屈曲/伸展</b>	<b>r=-0.613 *</b>
	股関節外転/内転	rs=0.158
	<b>膝関節屈曲/伸展</b>	<b>r=-0.762 *</b>
	膝関節外転/内転	r=-0.175
	足関節背屈/底屈	r=-0.312

Shapiro Wilk 検定にて  $p > 0.05$  の場合は Pearson の積率相関係数,  $p < 0.05$  の場合は Spearman の順位相関係数を用いて検討

\*  $p < 0.05$

表 7 time to peak vGRF との相関

		相関係数 r もしくは rs
接地時間		rs=0.047
ジャンプ高		rs=0.284
重心最下点の重心高		rs=0.211
IC	股関節屈曲/伸展	rs=-0.021
	股関節外転/内転	rs=-0.214
	膝関節屈曲/伸展	rs=-0.097
	膝関節外転/内転	rs=-0.163
	<b>足関節背屈/底屈</b>	<b>rs=-0.515 *</b>
Peak vGRF	股関節屈曲/伸展	rs=0.263
	股関節外転/内転	rs=-0.074
	膝関節屈曲/伸展	rs=0.670
	膝関節外転/内転	rs=-0.070
	<b>足関節背屈/底屈</b>	<b>rs=0.678 *</b>
重心最下点	股関節屈曲/伸展	rs=0.044
	股関節外転/内転	rs=-0.041
	膝関節屈曲/伸展	rs=0.036
	膝関節外転/内転	rs=-0.114
	足関節背屈/底屈	rs=0.256

※Shapiro Wilk 検定にて  $p>0.05$  の場合は Pearson の積率相関係数,  $p<0.05$  の場合は Spearman の順位相関係数を用いて検討

\*  $p<0.05$

表 8 take-off phase の vGRF の力積との相関

		相関係数 r もしくは rs
接地時間		<b>r=0.831 *</b>
ジャンプ高		<b>r=0.540 *</b>
重心最下点の重心高		<b>r=-0.669 *</b>
IC	股関節屈曲/伸展	r=0.335
	股関節外転/内転	r=0.030
	膝関節屈曲/伸展	r=0.276
	膝関節外転/内転	r=-0.051
	足関節背屈/底屈	rs=0.004
Peak vGRF	股関節屈曲/伸展	<b>r=0.562 *</b>
	股関節外転/内転	r=0.108
	膝関節屈曲/伸展	<b>r=0.400 *</b>
	膝関節外転/内転	r=0.153
	足関節背屈/底屈	rs=0.065
重心最下点	股関節屈曲/伸展	<b>r=0.643 *</b>
	股関節外転/内転	rs=-0.095
	膝関節屈曲/伸展	<b>r=0.738 *</b>
	膝関節外転/内転	r=0.069
	足関節背屈/底屈	<b>r=0.443 *</b>

※Shapiro Wilk 検定にて  $p>0.05$  の場合は Pearson の積率相関係数,  $p<0.05$  の場合は Spearman の順位相関係数を用いて検討

\*  $p<0.05$

表 9 Peak vGRF を従属変数とした重回帰分析の結果

	Peak vGRF				
	B	SE B	$\beta$	t	P
(定数)	31.945	1.563		20.437	0.000
接地時間	-0.040	0.004	-0.866	-8.987	0.000
R <sup>2</sup>					0.749

表 10 Take-off phase の vGRF の力積を従属変数とした重回帰分析の結果

	Take-off phase の vGRF の力積				
	B	SE B	$\beta$	t	p
(定数)	0.925	0.125		7.425	0.000
接地時間	0.003	0.000	0.831	7.752	0.000
R <sup>2</sup>					0.690

## 2. 下肢関節貢献度の違いが運動学・運動力学的パラメータに及ぼす影響

下肢関節貢献度タイプは股・膝・足関節の相対的貢献度の大きさにより群分けし、足・膝・股関節の順に相対的貢献度が大きい足-膝-股タイプは 20 名、膝-足-股タイプは 7 名、足-股-膝タイプは 1 名、股-足-膝タイプは 1 名の 4 群となった(表 11)。

下肢関節貢献度タイプにおいて 2 名以上の足-膝-股タイプと膝-足-股タイプの 2 群における運動学・運動力学的パラメータを比較した(表 12)。膝関節の相対的貢献度が最も大きい膝-足-股タイプと比較し、足関節の相対的貢献度が最も大きい足-膝-股タイプにおいて、接地時間, IC の膝関節屈曲角度, 重心最下点における股関節屈曲角度・内転角度, 膝関節屈曲角度・外転角度, 足関節背屈角度, take-off phase における vGRF の力積が有意に低値を示し, Peak vGRF, 重心最下点における重心高が有意に高値を示した。ジャンプ高は群間で有意差は認められなかった(表 13, 14)。

**表 11 股・膝・足関節の貢献度タイプ分類**

タイプ分類	
足-膝-股タイプ	20 名
膝-足-股タイプ	7 名
足-股-膝タイプ	1 名
股-足-膝タイプ	1 名

※股・膝・足関節の貢献度の大きさの順によって分類

**表 12 基本データ**

	足-膝-股タイプ	膝-足-股関節タイプ
	平均±標準偏差	平均±標準偏差
年齢(歳)	21 ± 2	21 ± 1
身長(cm)	160.4 ± 5.5	159.4 ± 4.9
体重(kg)	54.2 ± 7.2	56.1 ± 6.7



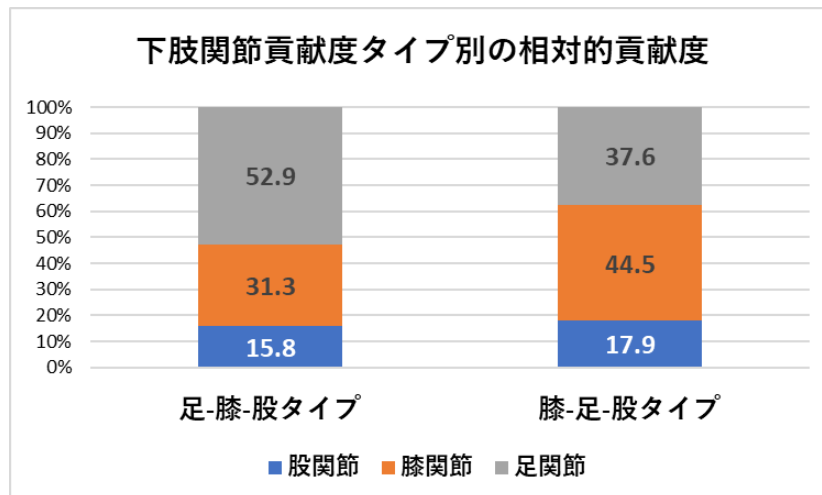


図 9 下肢関節貢献度タイプ別の相対的貢献度の割合

表 13 下肢関節貢献度タイプによる運動学的パラメータの比較

		足-膝-股タイプ		膝-足-股タイプ	
		平均 ±標準偏差	中央値 (最小値～最大値)	平均 ±標準偏差	中央値 (最小値～最大値)
接地時間(msec)		<b>313.8 ± 81.7</b>	290.0 (220.0～555.0)	<b>393.6 ± 47.6 *</b>	390.0 (305.0～455.0)
IC	股関節 屈曲/伸展(°)	20.3 ± 6.6	20.5 (9.7 ~ 32.7)	20.1 ± 11.7	21.1 (-1.7 ~ 32.6)
	股関節 外転/内転(°)	6.5 ± 3.9	6.0 (1.9 ~ 18.0)	5.4 ± 4.3	4.2 (0.5 ~ 12.4)
	膝関節 屈曲/伸展(°)	<b>11.4 ± 5.1</b>	12.3 (-2.1 ~ 22.1)	<b>17.1 ± 5.3 *</b>	18.1 (7.9 ~ 24.5)
	膝関節 外転/内転(°)	0.5 ± 3.1	0.1 (-4.7 ~ 6.9)	1.5 ± 5.0	3.9 (-6.0 ~ 6.5)
	足関節 背屈/底屈(°)	-25.1 ± 4.9	-26.3 (-33.3 ~ -16.5)	-17.2 ± 17.9	-18.5 (-31.3 ~ 21.0)
Peak vGRF	股関節 屈曲/伸展(°)	36.8 ± 9.7	34.5 (20.8 ~ 55.0)	40.6 ± 10.2	41.6 (21.3 ~ 54.2)
	股関節 外転/内転(°)	6.1 ± 4.8	6.4 (-3.8 ~ 16.4)	6.5 ± 3.8	5.7 (1.4 ~ 10.8)
	膝関節 屈曲/伸展(°)	51.6 ± 8.1	50.8 (40.6 ~ 69.2)	56.4 ± 7.9	56.8 (47.4 ~ 70.1)
	膝関節 外転/内転(°)	0.4 ± 9.7	0.5 (-17.9 ~ 18.6)	5.7 ± 10.1	4.5 (-24.0 ~ 4.0)
	足関節 背屈/底屈(°)	26.0 ± 4.6	26.3 (16.9 ~ 37.7)	24.5 ± 9.7	26.1 (3.3 ~ 31.1)
重心 最下点	股関節 屈曲/伸展(°)	<b>43.1 ± 11.9</b>	43.4 (24.0 ~ 64.1)	<b>54.7 ± 9.2 *</b>	50.6 (46.8 ~ 71.0)
	股関節 外転/内転(°)	<b>4.8 ± 5.5</b>	4.5 (-4.6 ~ 16.4)	<b>2.0 ± 1.3 *</b>	1.6 (-0.2 ~ 3.8)
	膝関節 屈曲/伸展(°)	<b>65.2 ± 9.9</b>	63.3 (50.4 ~ 96.4)	<b>80.0 ± 10.0 *</b>	78.4 (65.2 ~ 95.8)
	膝関節 外転/内転(°)	<b>3.4 ± 12.2</b>	6.1 (-21.7 ~ 25.7)	<b>15.9 ± 14.0 *</b>	16.3 (-0.5 ~ 42.1)
	足関節 背屈/底屈(°)	<b>30.5 ± 4.3</b>	29.8 (23.3 ~ 41.6)	<b>35.9 ± 4.2 *</b>	34.3 (31.8 ~ 42.1)
	重心高(mm)	<b>766.1 ± 42.9</b>	772.7 (661.2 ~ 834.0)	<b>699.1 ± 39.5 *</b>	709.6 (635.0 ~ 750.2)

+: 股関節屈曲, 股関節外転, 膝関節屈曲, 膝関節外転, 足関節背屈.  
 -: 股関節伸展, 股関節内転, 膝関節伸展, 膝関節内転, 足関節底屈.  
 \*: p<0.05 (vs 足・膝・股タイプ)

表 14 下肢関節貢献度タイプによる運動力学的パラメータの比較

	足-膝-股タイプ		膝-足-股タイプ	
	平均 ±標準偏差	中央値 (最小値～最大値)	平均 ±標準偏差	中央値 (最小値～最大値)
ジャンプ高(mm)	281.4 ± 55.9	270.9 (180.8～386.7)	323.3 ± 56.1	333.8 (223.2～400.1)
Peak vGRF(N/kg)	<b>19.5 ± 3.4</b>	19.2 (13.5 ~ 26.0)	<b>15.0 ± 2.9 *</b>	14.5 (11.1 ~ 20.2)
Time to peak vGRF(msec)	91.3 ± 18.5	87.5 (70.0 ~ 140.0)	84.3 ± 17.2	90.0 (65.0 ~ 105.0)
Take-off phase に おける vGRF の力積 (N・sec/kg)	1.8 ± 0.3	<b>1.8</b> <b>(1.3 ~ 2.7)</b>	2.0 ± 0.2	<b>1.9 *</b> <b>(1.8 ~ 2.4)</b>
股関節の絶対仕事 (J/kg)	0.065 ± 0.023	0.065 (0.030 ~ 0.110)	0.082 ± 0.026	0.084 (0.040 ~ 0.120)
膝関節の絶対仕事 (J/kg)	0.125 ± 0.049	<b>0.110</b> <b>(0.050~0.270)</b>	0.159 ± 0.035	<b>0.165 *</b> <b>(0.090 ~ 0.190)</b>
足関節の絶対仕事 (J/kg)	0.182 ± 0.047	0.190 (0.070 ~ 0.260)	0.199 ± 0.019	0.191 (0.180 ~ 0.240)

\* : p<0.05(vs 足・膝・股タイプ)

## 考 察

本研究では相関分析の結果(解析 1)より着地時の重心最下点における重心高が低く、重心最下点における股・膝関節屈曲角度が大きく、接地時間が長いほど、peak vGRF が低値を示した。さらに従属変数を peak vGRF, 独立変数を IC・peak vGRF・重心最下点における股・膝・足関節角度, 重心最下点の重心高, 接地時間とした重回帰分析を行った結果, 接地時間が独立変数として選択された。つまり, 素早さを強調した DVJ において, peak vGRF が減少し衝撃吸収能の高い着地動作のためには, 股・膝関節を大きく屈曲し, 重心を大きく下げることにより, 接地時間を延長させることが大切であることが分かった。先行研究においても下肢関節屈曲角度の増大は衝撃吸収には大切であると報告されており<sup>79)・81)</sup>, それらを指示する結果となった。

また, IC の足関節底屈角度が大きく, peak vGRF 出現時の足関節背屈角度が大きいと time to peak vGRF が延長することが分かった。Time to peak vGRF の短縮は ACL 損傷のリスクであると考えられている。本研究のような台からの両脚着地動作では, IC では足関節底屈位で接地し, その後重心が降下しながら足関節は背屈運動をする。Selp BP ら<sup>89)</sup>は膝を可能な限り屈曲せず, 足尖接地で着地する片脚着地動作において, 普通の着地, 膝関節を屈曲しない着地, 膝関節を屈曲せず足底接地での着地と比較して, time to peak vGRF が最も延長したと報告している。また Shimokochi ら<sup>85)</sup>は, 台からの片脚着地動作において, 自由な着地動作と体幹直立位で足底接地での着地動作と比べ, 体幹前傾し足尖接地での着地動作で, time to peak vGRF が減少したとし, 足関節底屈筋の機能が衝撃吸収には重要であることを述べている。これらのことから, DVJ の台からの着地動作においては, IC 時により足関節底屈位であると, その後の足関節背屈運動の範囲が大きくなることで足関節の仕事が大きくなり, time to peak vGRF が延長したと考えられる。

さらに相関分析の結果より, 重心最下点での重心高が低く, peak vGRF 出現時及び重心最下点での股・膝関節屈曲角度, 重心最下点での足関節背屈角度が大きく, 接地時間が長いと, take-off phase における vGRF の力積が大きくなることが分かった。また, 従属変数を take-off phase における vGRF の力積, 独立変数を IC・peak vGRF・重

心最下点における股・膝・足関節角度, 重心最下点の重心高, 接地時間とした重回帰分析の結果より, 接地時間が独立変数として選択された。これは, 下肢関節の屈曲角度が大きく, 重心高を低くすることで接地時間を長くする着地動作において **take-off phase** の **vGRF** の力積が増大することを示している。垂直跳びにおいてジャンプ高は, **take-off** における重心の垂直初速度が決定すると報告されており, **TO** における垂直方向の初速度は **take-off phase** における重心最下点から **take-off** までの **vGRF** の力積が大きいほど速くなる<sup>91)</sup>。垂直跳びにおいて高くジャンプするためには, **take-off phase** における **vGRF** の力積を増大させ, 重心の垂直初速度を大きくすること必要となる。**Take-off phase** における力積を大きくするためには, **take-off phase** における大きい **vGRF** と長い踏切時間が必要と考えられる。重心最下点までに大きく股関節を屈曲し, 股関節伸筋群の活動により大きい範囲で股関節伸展することで大きな **vGRF** を生み出すことができると考えられる。

本研究の結果より, 素早さを強調した **DVJ** において衝撃吸収能の向上とジャンプ能力の向上を両立するためには, **DVJ** の **1st landing** において, 素早さを強調しても, 可能な限り接地時間をより長くすることが重要であり, そのために大きく股・膝関節屈曲し, 足関節を背屈することで, 重心高をより低くする着地動作をすることが大切であることが分かった。

さらに本研究では 2 つめの解析 (解析 2) として股・膝・足関節の各絶対仕事を総仕事で除した相対的貢献度を算出し, 下肢関節貢献度タイプ分類を行った。その後, 下肢関節貢献度の違いによって運動学・運動力学的パラメータが変動するかについて検討した。その結果, 相対的貢献度が足・膝・股関節の順に大きい足-膝-股タイプが 20 名, 膝・足・股関節の順に大きい膝-足-股タイプが 7 名, 足・股・膝関節の順に大きい足-股-膝タイプ 1 名, 股・足・膝関節の順に大きい股-足-膝タイプが 1 名に分類された。阿江ら<sup>94)</sup>は垂直跳びの下肢関節貢献度タイプについて報告しているが, 最大ジャンプ高における垂直跳びでは股-膝-足タイプが多くなり, 最大ジャンプ高の 40~80% の垂直跳びでは, 膝-股-足タイプと膝-足-股タイプが多くなることを報告している。これは今回の **DVJ** とは異なる結果となり, ジャンプ高を求める垂直跳びではより大きい筋群を動員するために, 股関節や膝関節の貢献度が大きくなっていると考えられる。本

研究の結果より、垂直跳びと着地動作とジャンプ動作を切り返すプライオメトリクス要素を含み、ジャンプ高と素早さを求める DVJ と垂直跳びとは下肢関節の使い方は異なると考えられた。今回は「着地後できる限り速く跳ぶ」ように指示を行う QJ 条件で DVJ 実施した。第 1 章の結果より、DVJ は HJ 条件および QJ 条件ともに足関節の仕事が大きいという動作特性があり、QJ 条件のように素早く着地動作と踏み込み動作を切り替える動作では、さらに足関節の仕事が増大する動作である。そのため本研究において、足-膝-股タイプが最も多かったと考えられる。しかしながら、足-股-膝タイプ以外の貢献度タイプの対象者も 9 名いることから、対象者によって下肢関節の使い方は異なることが分かり、この動作特性が ACL 損傷などの傷害の発生やジャンプパフォーマンスに影響を与えている可能性があると考えられ、今後検討が必要であると考えられる。

本研究において足-股-膝タイプと股-足-膝タイプがいずれも 1 名ずつであったため、2 名以上が分類されている足-膝-股タイプと膝-足-股タイプの 2 群で、運動学・運動力学的パラメータを比較した。膝関節の貢献度が最も大きい膝-足-股タイプと比較し、足関節の貢献度が最も大きい足-膝-股タイプにおいて、接地時間、IC の膝関節屈曲角度、重心最下点における股関節屈曲・内転角度、膝関節屈曲・外転角度、足関節背屈角度、take-off phase における vGRF の力積が有意に低値を示し、peak vGRF および重心最下点における重心高が有意に高値を示した。Peak vGRF 出現時における膝関節外転角度は膝-足-股タイプで大きい傾向にあったが、有意差は認められなかった。ジャンプ高は膝-足-股タイプで大きい傾向にあったが、群間で有意差は認められなかった。

足-股-膝タイプは、股・膝関節屈曲、足関節背屈角度が小さく、peak vGRF が大きく、ジャンプ高は有意差が認められなかったものの take-off phase における vGRF の力積が小さいことから、衝撃吸収及び高いジャンプには不利な動作であると考えられた。Shimokochi ら<sup>85)</sup> や Selp ら<sup>89)</sup> の報告により足関節の仕事は衝撃吸収には重要と考えられる。しかしながら本研究では足関節の仕事が大きい足-膝-股タイプにおいて有意に peak vGRF が増大した。先行研究<sup>85) 89)</sup> では片脚着地動作であったのに対して、本研究は着地動作に続くジャンプ動作のある DVJ であり、着地動作において続くジャンプに備えるために短時間に大きい vGRF が必要な動作であるため結果が異なると考え

られる。

一方で、足-膝-股タイプは接地時間が短く、素早い動作に有利なタイプであると考えられる。解析 1 の結果より、DVJ において接地時間が短いと peak vGRF が増大することが明らかになった。また図 97) は、RDJ において足関節の負の相対仕事と接地時間が負の相関があったと報告している。素早さが要求される動作でジャンプするためには、下肢関節の運動範囲を小さくし、大きな質量や慣性モーメントを持つ身体部位を動員せずに、短時間で vGRF を大きくし力積を大きくするために、足関節の貢献度を大きくする必要があると考えられる。これらのことから足-膝-股タイプでは、接地時間は短く動作遂行時間を短くすることができるが、ジャンプするために短時間に大きな vGRF を得る必要があり、peak vGRF が増大したと考えられる。

本研究において膝-足-股タイプは、股・膝関節屈曲、足関節背屈角度が大きく、peak vGRF が低値を示し、衝撃吸収には有利な動作であると考えられた。衝撃吸収のためにはより下肢関節の運動範囲を大きくする必要があると考えられる。QJ 条件での DVJ において、股関節屈曲角度を増大することは接地時間を長くし、スピードに不利であるため、膝関節屈曲角度を増大することで着地時の衝撃吸収をしていると考えられる。しかしながら、膝-足-股タイプは重心最下点の股関節内転、膝関節外転角度が有意に高値を示し、peak vGRF 出現時の膝関節外転角度は大きい傾向にあった。着地動作における膝関節外反角度の増大<sup>69)</sup>は ACL 損傷のリスクと考えられており、DVJ において膝関節の貢献度が大きい膝-足-股タイプは ACL 損傷リスクを増大させる可能性が考えられた。

これらの結果より、ACL 損傷予防の観点から考えると、足-膝-股タイプでは衝撃吸収能を向上するための矢状面における下肢関節運動の改善が必要であり、膝-足-股タイプは前額面における下肢関節運動の改善が必要であると考えられ、下肢関節貢献度タイプごとに異なるトレーニングや動作指導を行うことが大切であると考えられる。

足-膝-股タイプと膝-足-股タイプの代表例について図 10, 図 11 に示す。足-膝-股タイプの被験者 A は矢状面での下肢関節屈曲角度は小さいが、前額面での膝関節外転角度は大きくないという特徴があり、膝-足-股タイプの被験者 B は矢状面での下肢関節屈曲角度が大きい、前額面での股関節内転角度、膝関節外転角度も大きい特

徴がある。被験者 A に対しては矢状面における下肢関節屈曲角度を増大するように指導することで、衝撃吸収能を向上させ、被験者 B に対しては前額面における股関節内転、膝関節外転角度を減少するように指導することで、ACL 損傷リスクを減少させるように動作指導することが大切であると考ええる。



図 10 足-膝-股タイプと膝-足-股タイプの DVJ 1st landing(矢状面)の代表例  
左：足-膝-股タイプ(被験者 A) 右：膝-足-股タイプ(被験者 B)

ビデオ動画より足底接地のタイミングを抜粋

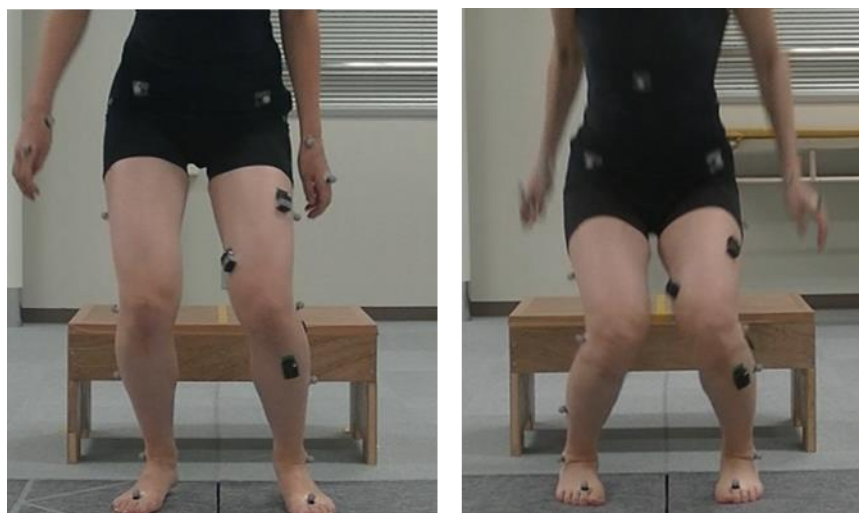


図 11 足-膝-股タイプと膝-足-股タイプの DVJ 1st landing(前額面)の代表例  
左：足-膝-股タイプ(被験者 A) 右：膝-足-股タイプ(被験者 B)



本研究の限界は、対象者数が少なかったため、下肢関節貢献度タイプを分類するとタイプごとの対象者が少なく、2群での比較しかできなかった。今後は対象者数を増やし、それぞれの貢献度タイプにおける動作特性を検討する必要があると考える。また ACL 損傷が生じやすいと考えられている片脚着地動作や片脚プライオメトリクス課題での検討、健常者のみならず ACL 損傷患者や再建術患者での前向きな検討が必要であると考ええる。さらに今後はトレーニングにより、下肢関節貢献度が変化するかどうかについても検討することで、ACL 損傷予防及びジャンプパフォーマンスの向上の一助になると考える。

本研究により DVJ において、衝撃吸収能の向上とジャンプ能力の向上の両立のためには、重心最下点における重心高を低く、下肢関節を大きく屈曲することにより、接地時間を長くすることが大切であることが明らかになった。また下肢関節貢献度の違いは運動学・運動力学的パラメータに影響を与えることが明らかになった。足関節貢献度の高い足-膝-股タイプは、短時間に大きな vGRF を得ることができるため素早いジャンプに有利な動作であるが、衝撃吸収には不利であると考えられた。膝関節貢献度の高い膝-足-股タイプは衝撃吸収には有利だが、素早い動きには不利で peak vGRF 出現時に膝関節外転角度が大きい傾向、重心最下点において股関節内転、膝関節外転角度が増大する特徴があり、下肢関節貢献度ごとに異なる特徴があることが明らかになった。ACL 損傷予防やジャンプ能力の向上のためには、それぞれの下肢関節貢献度タイプごとの特徴をとらえて、トレーニング指導や動作指導を行う必要があると考えられる。

## 第1章 口頭指示・landing phase の違いが運動学・運動力学的パラメータに及ぼす影響

1. 本学に在学中の健常女子大学生 20 名を対象に 30cm 台からの DVJ を, HJ 条件と QJ 条件の 2 条件で運動学・運動力学的パラメータについて比較した。
2. さらに QJ 条件で実施した DVJ の 1st landing と 2nd landing の 2 つの landing phase で運動学・運動学的パラメータについて比較した。
3. HJ 条件と比較し QJ 条件において接地時間が有意に短かった。
4. HJ 条件と比較し QJ 条件において IC 時及び peak vGRF 出現時の膝関節外転角度, peak vGRF が有意に高値を示し, 重心最下点における股関節屈曲, 膝関節屈曲, 足関節背屈角度が有意に低値を示した。
5. QJ 条件と比較し HJ 条件で股関節の負の仕事, 膝関節の負の仕事, 股関節の正の仕事が有意に高値を示した。
6. 2nd landing と比較し 1st landing において, IC の股関節屈曲・外転角度, 膝関節屈曲角度, peak vGRF 出現時における股・膝関節屈曲角度, 重心最下点における股・膝関節屈曲角度が有意に高値を示し, 重心最下点における膝関節外転角度, IC の外的膝関節外転モーメントが有意に高値を示した。
7. これらの結果により, HJ 条件より QJ 条件で, 2nd landing と比較して 1st landing において, より ACL 損傷リスクをより反映しやすい運動学・運動力学的特徴を有する着地動作である可能性が示唆された。
8. 本研究では DVJ において, 「高く跳ぶ」と指示をする HJ 条件に比べ, 「速く跳ぶ」と指示をする QJ 条件では接地時間が有意に短く, SD も小さかった。
9. 被験者間で接地時間を可能な限り統一するためには, QJ 条件の方が適していると考えられる。
10. 以上より, 第 2 章では動作課題である DVJ は QJ 条件にて実施し, 1st landing の解析を行うこととした。

## 第2章 衝撃吸収能とジャンプ高に影響を及ぼす因子の検討

11. 本研究では DVJ において衝撃吸収能の指標である peak vGRF とジャンプ能力の指標である take-off phase の vGRF の力積に影響する因子を検討することを目的とした。
12. 本学に在学中の健常女子大学生 29 名を対象に QJ 条件での DVJ を実施した。
13. 1st landing における peak vGRF, time to peak vGRF, take-off phase における vGRF の力積と接地時間, 重心最下点の重心高, IC・peak vGRF 出現時・重心最下点の下肢関節角度との相関分析, 従属変数を peak vGRF, vGRF の力積, 独立変数を接地時間, 重心最下点の重心高, IC・peak vGRF 時点・重心最下点の下肢関節角度とした重回帰分析にて検討した。
14. さらに着地動作における股・膝・足関節の絶対仕事をそれぞれ下肢総仕事で除した値を相対的貢献度(%)とし, 貢献度タイプにより群分けした。統計学的解析はジャンプ高, 1st landing における接地時間, peak vGRF, time to peak vGRF, IC・peak vGRF 出現時・重心最下点の下肢関節角度について群間比較した。
15. Peak vGRF と重心最下点の重心高との間に正の相関, peak vGRF と接地時間, 股・膝関節屈曲角度と負の相関が認められた。
16. Time to peak vGRF と IC の足関節背屈角度と有意な負の相関, time to peak vGRF と peak vGRF 出現時の足関節背屈角度と有意な正の相関が認められた。
17. vGRF の力積と重心最下点の重心高と負の相関, vGRF の力積と接地時間, ジャンプ高, peak vGRF 出現時の股・膝関節屈曲角度, 重心最下点の股・膝関節屈曲角度, 足関節背屈角度と正の相関が認められた。
18. Peak vGRF, vGRF の力積を従属変数とした重回帰分析の結果, それぞれ接地時間が独立変数として選択された。
19. 下肢関節貢献度タイプは相対的貢献度の大きさが足・膝・股関節の順に大きい足-膝-股タイプ 20 名, 膝-足-股タイプ 7 名, 足-股-膝タイプ 1 名, 股-足-膝タイプ 1 名に分類された。

20. 足-膝-股タイプと膝-足-股タイプの2群間で比較した結果、足-膝-股タイプは膝-足-股タイプと比べ、接地時間、IC の膝関節屈曲、重心最下点の股関節屈曲・内転、膝関節屈曲・外転、足関節背屈角度が有意に低値を示し、peak vGRF が有意に高値を示した。
21. 素早さを強調した DVJ において、衝撃吸収能及びジャンプ能力の向上のためには下肢関節屈曲角度の増大と重心最下点での重心高の低下による接地時間の延長が重要であることが示唆された。
22. しかしながら、下肢関節貢献度タイプごとに運動学・運動力学的パラメータが異なることから、衝撃吸収能及びジャンプ能力の向上のためには、貢献度タイプごとの着地動作の特徴をとらえたトレーニング・動作指導をする必要があると考えられる。

## 謝 辞

本研究を遂行するにあたり、ご協力いただきましたすべての被験者の皆様に感謝申し上げます。また本研究の実施に際して大変お忙しいところご指導とご鞭撻を賜りました弘前大学教育研究院医学系保健科学領域の尾田敦教授、論文執筆にあたりましてご助言、ご協力を賜りました弘前大学大学院医学研究科リハビリテーション医学講座の津田英一教授、弘前大学医学部附属病院の塚本利昭先生はじめ弘前大学医学部附属病院リハビリテーション部のスタッフの皆様には深謝いたします。さらにご指導のみならずデータ収集にご協力くださいました弘前大学教育研究院医学系保健科学領域の牧野美里助教、石川大瑛助教、城下やえがき整形外科の鹿内和也先生、弘前大学大学院保健学研究科大学院生の山舘菜緒先生、尾田敦研究室の皆様には深謝いたします。また主査の労をお執りくださった吉田英樹准教授、副査の労をお執りくださった若山佐一教授、敦賀英和教授に深謝いたします。本当にありがとうございました。

## 引用文献

- 1) 中村利孝, 松野丈夫, 井樋栄二, 馬場久敏: 標準整形外科学 第 11 版. pp.613-614, 医学書院, 東京, 2011.
- 2) Amis AA, Dawkins GP: Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br*, 73: 260-267, 1991.
- 3) Harner CD, Beck GH, Vogrin TM, Carlin GJ, Kashiwaguchi S, Woo SLY : Quantitative Analysis of Human Cruciate Ligament Insertions. *Arthroscopy*, 15(7) : 741-749, 1999.
- 4) Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS: Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am*, 66(3):344-352, 1984.
- 5) Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Kitamura N, Tanabe Y, Tohyama H, Minami A: Anatomic reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament using hamstring tendon grafts. *Arthroscopy*, 20(10) :1015-1025, 2004.
- 6) Kondo E, Merican AM, Yasuda K, Amis AA: Biomechanical analysis of knee laxity with isolated anteromedial or posterolateral bundle deficient anterior cruciate ligament. *Arthroscopy*, 30(3): 335-343, 2014.
- 7) 阿部信寛: 膝前十字靭帯損傷. *岡山医学会雑誌*, 123: 53-55, 2011.
- 8) Yasuda K, Tanabe Y, Kondo E, Kitamura N, Tohyama H: Anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 26(9): 521-534, 2010.
- 9) Boden BP, Dean GS, Feagin JA Jr, Garrett WE Jr: Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6): 573-578, 2000.
- 10) Bradley JP, Klimkiewicz JJ, Rytel MJ, Powell JW: Anterior cruciate ligament injuries in the National Football League: Epidemiology and current treatment trends among team physicians. *Arthroscopy*, 18(5): 502-509, 2002.

- 11) Agel J, Arendt EA, Bershadsky B: Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *Am J Sports Med*, 33(4): 524-530, 2005.
- 12) 井原秀俊, 高山正伸, 福本貴彦, 下沖典子: 非接触型 ACL 損傷における性差・左右差. *整外と災外*, 54(2): 241-246, 2005.
- 13) Gwinn DE, Wilckens JH, McDevitt ER, Ross G, Kao TC: The relative incidence of anterior cruciate ligament injury in men and women at the United States Naval Academy. *Am J Sports Med*, 28(1): 98-102, 2000.
- 14) Messina DF, Farney WC, DeLee JC: The incidence of injury in Texas high school basketball. A prospective study among male and female athletes. *Am J Sports Med*, 27(3): 294-299, 1999.
- 15) Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R: Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med*, 32(4): 1002-1012, 2004.
- 16) Shimokochi Y, Shultz SJ: Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train*, 43(4): 396-408, 2008.
- 17) Millett PJ, Willis AA, Warren RF: Associated injuries in pediatric and adolescent anterior cruciate ligament tears: Does a delay in treatment increase the risk of meniscal tear? *Arthroscopy*, 18(9): 955-959, 2002.
- 18) Papastergiou SG, Koukoulis NE, Mikalef P, Ziogas E, Voulgaropoulos H.: Meniscal tears in the ACL-deficient knee: correlation between meniscal tears and the timing of ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 15:1438-1444, 2007.
- 19) 佐々木香奈, 片岡洋一, 齊藤英知, 島田洋一: 前十字靭帯再建術症例の術前待機期間と半月板・軟骨損傷の関係. *東北膝関節研究会会誌*, 26: 45-49, 2017.
- 20) Chhadia AM, Inacio MC, Maletis GB, Csintalan RP, Davis BR, Funahashi TT: Are meniscus and cartilage injuries related to time to anterior cruciate ligament reconstruction? *Am J Sports Med*, 39(9): 1894-1899, 2011.

- 21) 黒田良祐, 吉矢晋一, 松井允三, 柴沼均, 松本彰生, 松下雄彦, 黒坂昌弘: 合併する関節内病変からみた膝前十字靭帯損傷のメカニズム. 臨床スポーツ医学: 19(9): 1021-1025, 2002.
- 22) Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA.: Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a systematic review and meta-analysis of the state of play. Br J Sports Med, 45(7): 596-606, 2011.
- 23) 鬼木泰成, 中村英一, 工藤智志, 仙波圭, 水田博志: 膝屈筋腱を用いた前十字靭帯再建術後のスポーツ復帰について. 整形外科と災害外, 54(4): 684-688, 2005.
- 24) 前達雄, 史野根生, 平松久仁彦, 橘優太, 北圭介, 中田研: コンタクトスポーツ選手における ACL 再建術後のスポーツ復帰. 日臨スポ医会誌, 21(1): 165-169, 2013.
- 25) 今屋健, 田中龍太: ACL 再建術後の競技復帰と筋力回復との関係 —性別とスポーツレベル別による検討—. 臨床スポーツ医学: 35(4): 404-411, 2018.
- 26) Wiggins AJ, Grandhi RK, Schneider DK, Stanfield D, Webster KE, Myer GD: Risk of secondary injury in younger athletes after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis. Am J Sports Med, 44(7):1861-1876, 2016.
- 27) 木村由佳, 津田英一, 石橋恭之: 膝 ACL 再建術後の競技復帰—復帰基準—. 臨床スポーツ医学: 36(8): 860-866, 2019.
- 28) 中畑晶博, 湯朝友基, 江本玄: 当院における前十字靭帯再建術後再断裂の調査. 日臨スポ医会誌, 23(1): 120-127, 2015.
- 29) 森未聖, 木村由佳, 山本祐司, 奈良岡琢哉, 佐々木静, 石橋恭之, 津田英一: バスケットボールによる膝前十字靭帯損傷の受傷状況調査. 東北整災誌, 60(1): 41-44, 2017.
- 30) Kimura Y, Ishibashi Y, Tsuda E, Yamamoto Y, Hayashi Y, Sato S: Increased knee valgus alignment and moment during single-leg landing after overhead stroke as a potential risk factor of anterior cruciate ligament injury in badminton. Br J Sports Med, 46(3): 207-213, 2012.



- 31) Waldén M, Krosshaug T, Bjørneboe J, Andersen TE, Faul O, Hägglund M: Three distinct mechanisms predominate in non-contact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: a systematic video analysis of 39 cases. *Br J Sports Med*, 49(22): 1452-1460, 2015.
- 32) Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck JR, Hewett TE, Bahr R: Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med*, 35(3): 359-367, 2007.
- 33) Koga H, Nakamae A, Shima Y, Iwasa J, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R, Krosshaug T: Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *Am J Sports Med*, 38(11): 2218-2225, 2010.
- 34) 小笠原一生, 古賀英之, 中前敦雄, 奥脇透, 佐久間克彦, 福林徹, 宮川俊平: ビデオ解析による非接触型前十字靭帯および内側側副靭帯損傷時の膝モーメント推定と受傷メカニズムの物理的考察. *日臨スポ医会誌*, 21(1):131-142, 2013.
- 35) Shin CS, Chaudhari AM, Andriacchi TP: The influence of deceleration forces on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. *J Biomech*, 40(5): 1145-1152, 2007.
- 36) Taylor KA, Terry ME, Utturkar GM, Spritzer CE, Queen RM, Irribarra LA, Garrett WE, DeFrate LE: Measurement of in vivo anterior cruciate ligament strain during dynamic jump landing. *J Biomech*, 44(3):365-371, 2011.
- 37) Cerulli G, Benoit DL, Lamontagne M, Caraffa A, Liti A: In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement: case report. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 11(5): 307-311, 2003.
- 38) Hashemi J, Chandrashekar N, Mansouri H, Gill B, Slauterbeck JR, Schutt RC Jr, Dabezies E, Beynnon BD: Shallow medial tibial plateau and steep medial and lateral tibial slopes: new risk factors for anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med*, 38(1): 54-62, 2010.

- 39) Meyer EG, Haut RC: Excessive compression of the human tibio-femoral joint causes ACL rupture. *J Biomech*, 38(11): 2311-2316, 2005.
- 40) Meyer EG, Haut RC: Anterior cruciate ligament injury induced by internal tibial torsion or tibiofemoral compression. *J Biomech*, 41(9): 3377-3383, 2008.
- 41) Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE: Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics. *Am J Sports Med*, 37(2): 252-259, 2009.
- 42) Hashemi J, Chandrashekar N, Jang T, Karpal F, Oseto M, Ekwaro-Osire S: An alternative mechanism of non-contact anterior cruciate ligament injury during jump-landing: in-vitro simulation. *Experimental Mechanics*, 47: 347-354, 2007.
- 43) Koga H, Nakamae A, Shima Y, Bahr R, Krosshaug T: Hip and ankle kinematics in noncontact anterior cruciate ligament injury situations: video analysis using model-based image matching. *Am J Sports Med*, 46(2): 333-340, 2018.
- 44) Sheehan FT, Sipprell WH 3rd, Boden BP: Dynamic sagittal plane trunk control during anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*, 40(5): 1068-1074, 2012.
- 45) 佐々木 静, 石橋 恭之, 津田 英一, 山本 祐司, 前田 周吾, 大塚 博徳: 体幹変位に着目した膝前十字靭帯損傷の受傷機転解析. *青森スポーツ研誌*, 2: 7-10, 2012.
- 46) Hewett TE, Torg JS, Boden BP: Video analysis of trunk and knee motion during noncontact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *Br J Sports Med*, 43(6):417-422, 2009.
- 47) 宗田大, 山本晴康, 外間力人, 石橋俊郎, 酒井裕, 古屋光太郎: 再建前十字靭帯の張力測定 屍体膝における長さ変化と張力変化の関係. *日整会誌*, 66 (7): 633-642, 1992.
- 48) Staeubli HU, Adam O, Becker W, Burgkart R: Anterior cruciate ligament and intercondylar notch in the coronal oblique plane: anatomy complemented by magnetic resonance imaging in cruciate ligament-intact knees. *Arthroscopy*, 15(4):349-359, 1999.

- 49) Chandrashekar N, Mansouri H, Slauterbeck J, Hashemi J: Sex-based differences in the tensile properties of the human anterior cruciate ligament. *J Biomech*, 39(16): 2943-2950, 2006.
- 50) Ireland ML, Ott SM: Special concerns of the female athlete. *Clin Sports Med*, 23: 281-298, 2004.
- 51) 金子雅明, 岡崎倫江, 上條史子, 上田泰久, 柿崎藤泰, 桜庭景植: 足部・足関節アライメントが片脚着地動作時の動的下肢アライメントと着地直前直後筋活動に及ぼす影響. *理学療法科学*, 26(1): 27-31, 2011.
- 52) Dejour H, Bonnin M: Tibial translation after anterior cruciate ligament rupture. Two radiological tests compared. *J Bone Joint Surg Br*, 76(5): 745-749, 1994.
- 53) Brandon ML, Haynes PT, Bonamo JR, Flynn MI, Barrett GR, Sherman MF: The association between posterior-inferior tibial slope and anterior cruciate ligament insufficiency. *Arthroscopy*, 22(8): 894-899, 2006.
- 54) Meister K, Talley MC, Horodyski MB, Indelicato PA, Hartzel JS, Batts J: Caudal slope of the tibia and its relationship to noncontact injuries to the ACL. *Am J Knee Surg*, 11(4):217-219, 1998.
- 55) Brody DM: Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *Orthop Clin North Am*, 13: 541-558, 1982.
- 56) Woodford-Rogers B, Cyphert L, Denegar CR: Risk factors for anterior cruciate ligament injury in high school and college athletes. *J Athl Train* 29(4): 343-346, 1994.
- 57) Allen MK, Glasoe WM: Metrocom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train*, 35(4): 403-406, 2000.
- 58) Smith J, Szczerba JE, Arnold BL, Perrin DH, Martin DE.: Role of hyperpronation as a possible risk factor for anterior cruciate ligament injuries. *J Athl Train*, 32(1): 25-28, 1997.
- 59) Joseph M, Tiberio D, Baird JL, Trojian TH, Anderson JM, Kraemer WJ, Maresh CM: Knee valgus during drop jumps in National Collegiate Athletic Association Division I female athletes: the effect of a medial post. *Am J Sports Med*, 36(2): 285-289, 2008.

- 60) Pantano KJ, White SC, Gilchrist LA, Leddy J: Difference in peak knee valgus angles between individuals with high and low Q-angle during a single limb squat. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20: 966-972, 2005.
- 61) Ruwe PA, Gage JR, Ozonoff MB, DeLuca PA: Clinical determination of femoral anteversion. A comparison with established techniques. *J Bone Joint Surg Am*, 74(6): 820-30, 1992.
- 62) Nguyen AD, Shultz SJ: Identifying relationships among lower extremity alignment characteristics. *J Athl Train*, 44(5): 511-518, 2009.
- 63) Kaneko M, Sakuraba K: Association between femoral anteversion and lower extremity posture upon single-leg landing: Implications for anterior cruciate ligament injury. *J Phys Ther Sci*, 25:1213-1217, 2013.
- 64) 金子雅志, 大見頼一, 尹成祚, 川島達宏, 長妻香織, 栗原智久, 土井朋美, 吉本真純, 宮本謙司, 遠藤なな, 野口恵, 栗山節郎: 大腿骨前捻角が片脚着地時の膝外反角度に与える影響—二次元動作解析法を用いて—. *日臨スポ医会誌*, 23(1): 50-57, 2015.
- 65) 國田泰弘, 金子雅志, 大見頼一, 川島達宏, 栗原智久, 関大輔, 井上拓海, 栗山節郎, 星田隆彦: 女性スポーツ選手における膝前十字靭帯損傷者の大腿骨前捻角について. *日臨スポ医会誌*, 24(3): 390-395, 2016.
- 66) Gomes JL, de Castro JV, Becker R: Decreased hip range of motion and noncontact injuries of the anterior cruciate ligament. *Arthroscopy*, 24(9): 1034-1037, 2008.
- 67) 横山寛子, 尾田敦, 白石彩佳, 鳩岡洋太, 石川大瑛, 前田健太郎, 浦本史也, 伊藤亮太, 藤林直樹, 鹿内和也, 川口陽亮, 渡邊好孝: 下肢アライメントの測定信頼性—Navicular drop test, Q-angle, Craig test の検討—. *東北理学療法学*, 29: 112-119, 2017.
- 68) Choi BR, Kang SY: Intra- and inter-examiner reliability of goniometer and inclinometer use in Craig's test. *J Phys Ther Sci*, 27(4): 1141-1144, 2015.

- 69) Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS Jr, Colosimo AJ, McLean SG, van den Bogert AJ, Paterno MV, Succop P: Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med*, 33(4):492-501, 2005.
- 70) Padua DA, Marshall SW, Boling MC, Thigpen CA, Garrett WE Jr, Beutler AI.: The Landing Error Scoring System (LESS) is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics The JUMP-ACL Study. *Am J Sports Med*, 37(10): 1996-2002, 2009.
- 71) Padua DA, DiStefano LJ, Beutler AI, de la Motte SJ, DiStefano MJ, Marshall SW: The landing error scoring system as a screening tool for an anterior cruciate ligament injury–prevention program in elite-youth soccer athletes. *J Athl Train*, 50(6): 589-595, 2015.
- 72) Yu B, Lin CF, Garrett WE: Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 21(3): 297-305, 2006.
- 73) Nagano Y, Ida H, Akai M, Fukubayashi T: Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing. *Knee*, 14(3): 218-223, 2007.
- 74) Ford KR, Shapiro R, Myer GD, Van Den Bogert AJ, Hewett TE: Longitudinal sex differences during landing in knee abduction in young athletes. *Med Sci Sports Exerc*, 42(10): 1923-1931, 2010.
- 75) Hewett TE, Myer GD, Ford KR: Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes. *J Bone Joint Surg Am*, 86(8): 1601-1608, 2004.
- 76) Quatman CE, Ford KR, Myer GD, Hewett TE.: Maturation leads to gender differences in landing force and vertical jump performance: a longitudinal study. 2006. *Am J Sports Med*, 34(5): 806-813, 2006.
- 77) Deneweth JM, Bey MJ, McLean SG, Lock TR, Kolowich PA, Tashman S: Tibiofemoral joint kinematics of the anterior cruciate ligament-reconstructed knee during a single-legged hop landing. *Am J Sports Med*, 38(9): 1820-1828, 2010.

- 78) Delahunt E, Sweeney L, Chawke M, Kelleher J, Murphy K, Patterson M, Prendiville A: Lower limb kinematic alterations during drop vertical jumps in female athletes who have undergone anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Res*, 30(1): 72-78, 2012.
- 79) 横山寛子, 尾田敦, 牧野美里, 石川大瑛, 鹿内和也, 塚本利昭, 津田英一: 両脚着地動作における衝撃吸収能と下肢関節運動の関連. *青森スポ研誌*, 26: 11-15, 2017.
- 80) 大見頼一, 尹成祚, 長妻香織, 川島達宏, 栗原智久, 小林朋美, 栗山節朗, 宮本謙司, 齋藤千津子, 加藤宗規: 膝前十字靭帯損傷予防プログラムのトレーニング効果~三次元動作解析による片脚着地動作と下肢筋力評価~. *日臨スポ医会誌*, 20(1): 56-65, 2012.
- 81) Laughlin WA, Weinhandl JT, Kernozek TW, Cobb SC, Keenan KG, O'Connor KM: The effects of single-leg landing technique on ACL loading. *J Biomech*, 44(10): 1845-1851, 2011.
- 82) 石田 知也: 着地動作時の膝関節外反角度およびモーメントに影響する要因の検討 -膝前十字靭帯損傷予防の観点から -. 北海道大学大学院保健科学院保健科学専攻保健科学コース学位論文, 2015.
- 83) Blackburn JT, Padua DA: Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23(3): 313-319, 2008.
- 84) Blackburn JT, Padua DA: Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *J Athl Train*, 44(2): 174-179, 2009.
- 85) Shimokochi Y, Ambegaonkar JP, Meyer EG, Lee SY, Shultz SJ: Changing sagittal plane body position during single-leg landings influences the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 21(4): 888-897, 2013.

- 86) Shimokochi Y, Ambegaonkar JP, Meyer EG: Changing sagittal-plane landing styles to modulate impact and tibiofemoral force magnitude and directions relative to the tibia. *J Athl Train*,51(9): 669-681, 2016.
- 87) Shimokochi Y, Yong Lee S, Shultz SJ, Schmitz RJ: The relationships among sagittal-plane lower extremity moments: implications for landing strategy in anterior cruciate ligament injury prevention. *J Athl Train*, 44(1): 33-38, 2009.
- 88) 菊元孝則, 宮川俊平: 片脚着地時における矢状面上の下肢関節戦略. *理学療法科学*, 33(2): 245-250, 2018.
- 89) Self BP, Paine D: Ankle biomechanics during four landing techniques. *Med Sci Sports Exerc*, 33(8): 1338-1344, 2011.
- 90) 藤堂愛, 石田知也, 松本尚, 伊藤雄, 田邊芳恵, 青木喜満: 片脚着地時の体幹前傾の動作指導が矢状面および前額面上の下肢関節角度に与える影響. *北海道理学療法*, 33: 48-52, 2016.
- 91) 深代千之, 内海良子: 運動生理学とバイオメカニクスがパフォーマンスを変える 身体と動きで学ぶスポーツ科学 初版. pp.116-131, 東京大学出版会, 東京, 2018.
- 92) 深代千之: 瞬発性運動におけるパワー評価. *体育の科学*, 67(4): 221-225, 2017.
- 93) Bobbert MF, Gerritsen KG, Litjens MC, Van Soest AJ: Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Med Sci Sports Exerc*, 28(11): 1402-1412, 1996.
- 94) 阿江通良, 大木昭一郎, 高松潤二: 垂直跳および着地動作におけるパワー発揮の大きさと下肢関節の貢献度, *バイオメカニズム*, 12: 97-108, 1994.
- 95) Hara M, Shibayama A, Takeshita D, Fukashiro S: The effect of arm swing on lower extremities in vertical jumping. *J Biomech*, 39(13): 2503-2511, 2006.
- 96) 関子浩二, 高松薫: バリスティックな伸張—短縮サイクル運動の遂行能力を決定する要因—筋力および瞬発力に着目して—. *体力科学*, 44(1): 147-154, 1995.
- 97) 関子浩二, 高松薫: リバウンドドロップジャンプにおける踏切時間を短縮する要因: 下肢の各関節の仕事と着地に対する予測に着目して. *体育学研究*, 40(1): 29-39, 1995.

- 98) 関子浩二, 高松薫: リバウンドドロップジャンプにおける着地動作の違いが踏切中のパワーに及ぼす影響—膝関節角度に着目して—. 体力科学, 45(1): 209-217, 1996.
- 99) 梶谷亮輔, 前村公彦, 山元康平, 関慶太郎, 尾縣貢, 木越清信: ジャンプ運動における個人の反動動作特性を評価する方法の開発. 体育学研究, 63: 139-149, 2018.
- 100) Young WB, Pryor JF, Wilson GJ: Effect of Instructions on characteristics of Counter movement and Drop Jump Performance. Journal of Strength and Conditioning Research, 9(4): 232-236, 1995.
- 101) Khuu S, Musalem LL, Beach TA: Verbal instructions acutely affect drop vertical jump biomechanics--implications for athletic performance and injury risk assessments. J Strength Cond Res, 29(10): 2816-2826, 2015.
- 102) Bates NA, Ford KR, Myer GD, Hewett TE: Kinetic and kinematic differences between first and second landings of a drop vertical jump task: Implications for injury risk assessments. Clin Biomech (Bristol, Avon), 28(4): 459-466, 2013.
- 103) Bates NA, Ford KR, Myer GD, Hewett TE: Timing differences in the generation of ground reaction forces between the initial and secondary landing phases of the drop vertical jump. Clin Biomech (Bristol, Avon), 28(7): 796-799, 2013.
- 104) Ishida T, Koshino Y, Yamanaka M, Ueno R, Taniguchi S, Samukawa M, Saito H, Matsumoto H, Aoki Y, Tohyama H: The effects of a subsequent jump on the knee abduction angle during the early landing phase. BMC Musculoskelet Disord, 19(1): 379, 2018.
- 105) Cruz A, Bell D, McGrath M, Blackburn T, Padua D, Herman D: The effects of three jump landing tasks on kinetic and kinematic measures: implications for ACL injury research. Res Sports Med, 21(4): 330-342, 2013.



## Abstract

### **Shock absorption and jumping abilities during drop vertical jump**

~Examination from the view point of anterior cruciate ligament injury prevention~

Hiroko YOKOYAMA

Department of Physical Therapy, Division of Comprehensive Rehabilitation Sciences,  
Hirosaki University Graduate School of Health Sciences

#### **Chapter 1. Effect of oral instructions and landing phase on kinematic and kinetic parameters**

**[Objectives]** The purpose of Chapter 1 was to compare the kinematic and kinetic characteristics between the high jump (HJ) and quick jump (QJ) conditions during drop vertical jump (DVJ) and the 1st and 2nd landings during DVJ in QJ.

**[Methods]** Twenty female university students for whom the landing motion during DVJ was analyzed in HJ or QJ were included.

**[Results]** In QJ, the stance time was shorter; the knee abduction angle at initial contact (IC) was higher; and peak vertical reaction force (peak vGRF) and lower hip flexion, knee flexion, and ankle dorsiflexion angles occurred at the lowest point of the center of mass (COM). Further, QJ showed a higher peak vGRF. The 1st landing showed higher hip flexion and abduction and knee flexion angles at IC; higher hip flexion, knee flexion, and abduction angles at the lowest point of COM; and higher knee abduction moment and lower ankle plantar flexion angle at IC.

**[Discussions]** In QJ, with a shorter stance time, it will be easy to unify the stance time among subjects. The 1st landing is characterized by landing motion similar to that in sports and is likely to reflect anterior cruciate ligament injury risk. In Chapter 2 we decided to analyze the 1st landing during DVJ in the QJ condition.

## **Chapter 2. Balance between shock absorption ability and jumping ability**

**[Objectives]** The purpose of Chapter 2 was to clarify the kinematic and kinetic parameters involved in shock absorption ability and jumping ability improvement during DVJ in QJ.

**[Methods]** Twenty-nine female university students for whom the landing motion during DVJ was analyzed in QJ were included. Correlation analysis was performed between peak vGRF, time to peak vGRF, and impulse of vGRF during take-off and the kinematics. Multiple regression analysis was performed with the peak vGRF or impulse of vGRF as the dependent variable and stance time, COM height at the lowest point of COM, and kinematic parameters as the independent variables. Moreover, the subjects were categorized by lower limb contribution type, ankle-knee-hip type and knee-ankle-hip type, and kinematic and kinetic parameters were compared.

**[Results]** The peak vGRF increased as the COM height at the lowest point of COM increased and the stance time and hip and knee flexion angles at this point decreased. Time to peak vGRF became shorter as the ankle dorsiflexion angle at IC increased and ankle dorsiflexion angle at peak vGRF decreased. In the multiple regression analysis, impulse of vGRF increased as the COM height at the lowest point of COM decreased and stance time, jump height, hip and knee flexion angles at peak vGRF, and hip and knee flexion and ankle dorsiflexion angles at this point increased. Moreover, in the comparison between the two groups, ankle-knee-hip type versus knee-ankle-hip type, stance time and knee joint flexion at IC, hip flexion and abduction, knee flexion and abduction, and ankle dorsiflexion angles at the lowest point of COM were lower and the peak vGRF was higher in ankle-knee-hip type.

**[Discussion]** Increasing the duration of the stance phase by increasing the lower limb joint flexion angles and decreasing the COM height at the lowest point of COM is important for improving shock absorption and jumping abilities. However, the kinematic and kinetic parameters differed according to the lower limb contribution type, and thus, training and instructions tailored for each type are necessary.