



Title	着地動作における膝関節バイオメカニクスに対する下肢筋張力の影響
Author(s)	上野, 亮
Citation	北海道大学. 博士(保健科学) 甲第13192号
Issue Date	2018-03-22
DOI	10.14943/doctoral.k13192
Doc URL	http://hdl.handle.net/2115/70135
Type	theses (doctoral)
File Information	Ryo_Ueno.pdf



[Instructions for use](#)

学位論文

着地動作における膝関節バイオメカニクスに対する
下肢筋張力の影響

上野 亮

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

2017 年度

目 次

要約	- 1 -
1. 緒言	- 3 -
1.1. 膝関節の構造と膝前十字靭帯	- 3 -
1.1.1. 膝関節の構造	- 3 -
1.1.2. 膝前十字靭帯の機能	- 3 -
1.2. 膝前十字靭帯損傷	- 4 -
1.2.1. 疫学	- 4 -
1.2.2. 損傷メカニズム	- 4 -
1.2.3. バイオメカニクス危険因子	- 5 -
1.3. 筋骨格モデルによるバイオメカニクス解析	- 7 -
1.3.1. 筋骨格モデルを用いたバイオメカニクス解析	- 7 -
1.3.2. 筋骨格モデルを用いた着地動作における膝関節のバイオメカニクス解析	- 7 -
1.4. 研究目的	- 8 -
2. 着地動作における大腿四頭筋張力および脛骨前方引き出し力の最大値出現時期の検討	- 9 -
2.1. 緒言	- 9 -
2.2. 方法	- 9 -
2.2.1. 対象	- 9 -
2.2.2. データ収集	- 10 -
2.2.3. データ解析	- 11 -
2.2.4. 統計学的解析	- 16 -
2.3. 結果	- 17 -
2.4. 考察	- 20 -
2.5. 結論	- 22 -
3. 着地動作における膝外反モーメントと下肢筋張力の関係	- 23 -
3.1. 緒言	- 23 -
3.2. 方法	- 24 -
3.2.1. 対象	- 24 -
3.2.2. 実験手順およびデータ収集	- 24 -
3.2.3. データ解析	- 25 -

3.2.4. 統計学的解析	- 25 -
3.3. 結果	- 27 -
3.4. 考察	- 30 -
3.5. 結論	- 32 -
4. 総括論議	- 33 -
5. 結論	- 35 -
6. 謝辞	- 36 -
7. 引用文献	- 37 -
8. 業績一覧	- 46 -

要約

1. 緒言

膝前十字靭帯 (Anterior cruciate ligament: ACL) 損傷はアメリカにおいて年間約 8~25 万例発生し、本損傷治療のための ACL 再建術は約 10 万例行われている。ACL 再建術 1 件につき 12,000~17,000 ドルの費用を要するため、経済的な影響は年間およそ 10 億ドルと推定される。一方、ACL 再建術後 12 ヶ月で競技レベルのスポーツに復帰した例は 33.4%と報告されている。このように、ACL 損傷に伴う経済的損失、社会的損失は大きく、ACL 損傷の予防法の確立が急務である。過去 17 年間に於いて、近年では 22~28%の ACL 損傷率の低下が示されており、ACL 損傷予防プログラムの効果と考えられているが、さらなる改善が求められている。

ACL 損傷の受傷機序に関する疫学的研究では、ACL 損傷の約 70%が他者との明らかな接触がない非接触型損傷とされ、ジャンプ着地や急激な方向転換を行うカッティング動作を伴うスポーツで多いとされている。ACL 損傷の受傷機序を推定するため、ACL 損傷の受傷時のビデオ解析が行われてきた。ビデオ解析による研究では、ジャンプ着地やカッティング動作時の浅い膝屈曲角度における膝外反と脛骨内旋の組み合わせが、ACL 損傷の受傷機序と推察されている。これらの報告に加え、屍体膝を用いたバイオメカニクス解析では着地動作における ACL 損傷を再現することで ACL 損傷を引き起こす負荷を検証した。その結果、ACL の断裂および骨挫傷等の合併症が臨床所見と一致し、特に衝撃軸圧荷重下における脛骨前方引き出し力と膝外反モーメントによって引き起こされることが示された。脛骨前方引き出し力は大腿四頭筋の収縮によって増加することが知られており、着地動作時の遠心性収縮が受傷機序に関与すると考えられているが、前向き調査では大腿四頭筋の筋力は ACL 損傷を予測できず、現段階では大腿四頭筋の収縮が実際に ACL 損傷を引き起こすかは明らかにされていない。一方、着地動作における膝外反モーメントは前向き調査において ACL 損傷を有意に予測し、ACL 損傷の危険因子の 1 つとされている。膝外反モーメントの増加は神経筋コントロールの不足によるとされており、トレーニングによる改善が図られている。しかし着地動作における脛骨前方引き出し力や膝外反モーメントに対する下肢筋張力の影響は十分に明らかになっていない。したがって本研究の目的は、1) 着地動作における脛骨前方引き出し力および大腿四頭筋張力の最大値出現時期を検討すること、2) 着地動作における膝外反モーメントと下肢筋張力の影響を検討することとした。

2. 着地動作における大腿四頭筋張力および脛骨前方引き出し力の最大値出現時期の検討

健康女性 14 名を対象に片脚着地動作を行わせ、三次元動作解析装置を用いてマーカー位置と床反力を記録した。マーカー位置および床反力のデータより筋骨格モデルを用いて膝屈曲角度、膝屈曲モーメント、大腿四頭筋張力、脛骨前方引き出し力を算出した。反復測定一元配置分散分析を用いて大腿四頭筋張力、脛骨前方引き出し力、垂直床反力のピーク時間を比較した。また Pearson の積率相関係数を用いて大腿四頭筋張力と脛骨前方引き出し力の関係を検討し、重回帰分析を用いて大腿四頭筋張力を予測する因子の検討を行った。大腿四頭筋張力および脛骨前方引き出し力のピーク時間は垂直床反力に比して有意に遅い

値を示した。大腿四頭筋張力は脛骨前方引き出し力と有意な正の相関を示し、大腿四頭筋張力は膝屈曲モーメントによって有意に予測されることが示された。

3. 着地動作における膝外反モーメントと下肢筋張力の関係

健康女性 14 名を対象に台からの着地後直ちに垂直跳びを行わせる Drop vertical jump を行わせ、三次元動作解析装置を用いてマーカー位置と床反力を記録した。マーカー位置および床反力データより筋骨格モデルを用いて、膝外反モーメントと下肢筋張力を算出した。Spearman の順位相関係数を用いて膝外反モーメントと下肢筋張力の関係および膝外反モーメントと外方床反力、垂直床反力の関係を検討した。重回帰分析を用いて膝外反モーメントを予測する因子の検討を行った。Drop vertical jump における膝外反モーメントと中殿筋張力との間に有意な負の相関が認められた。また膝外反モーメントと外方床反力の間に有意な正の相関が認められた。重回帰分析の結果、中殿筋張力の減少および外側方向への床反力の増加が膝外反モーメントを有意に予測した。

4. 考察および結論

片脚着地動作における大腿四頭筋張力および脛骨前方引き出し力のピーク時間は垂直床反力よりも有意に遅く、ACL 損傷が生じるとされる時間よりも明らかに遅い値であった。大腿四頭筋張力が ACL 損傷を引き起こす要因となる場合、着地後早期に大腿四頭筋張力が増加する必要がある。よって、今後の研究では大腿四頭筋張力が早期に増加する要因を検討する必要があると考える。また本研究では最大膝屈曲モーメントが最大大腿四頭筋張力を予測したため、ACL 受傷時のビデオ調査において膝屈曲モーメントの推定ができれば、大腿四頭筋の収縮の ACL 損傷機序への関与がさらに明らかになると考える。Drop vertical jump における膝外反モーメントは外側方向への床反力により増加し、中殿筋張力の増加によって減少することが本研究により示された。外側方向への床反力の増加は床反力ベクトルを膝関節の外側へ向け、膝外反モーメントを増加させると考えられる。ACL 損傷時にも見られる体幹側屈の増加は床反力を外側に向けることで膝外反モーメントを増加させ、その制御には股関節外転筋の神経筋コントロールが必要と考えられている。近年の ACL 損傷予防プログラムにおいても体幹のコントロールを目的としたトレーニングを含めた方が ACL 損傷を予防する効果があるとされている。体幹および骨盤の制御に必要な股関節外転筋の着動作中のリクルートメントを増加させるトレーニングが ACL 損傷の減少に有効であると考えられる。

以上の所見から、着地動作における脛骨前方引き出し力および膝外反モーメントに与える下肢筋張力の影響が一部明らかとなった。これらの報告は今後の ACL 損傷メカニズムの解明および予防プログラムの発展に貢献するものと考えられる。

1. 緒言

1.1. 膝関節の構造と膝前十字靭帯

1.1.1. 膝関節の構造

膝関節は大腿骨と脛骨および膝蓋骨からなっており、本論文における膝関節とは大腿骨と脛骨から成る脛骨大腿関節を指す。脛骨大腿関節は、大きな凸面の大腿骨顆とわずかな凹面の脛骨顆とから構成される。脛骨顆は内側により深い凹面が見られ、外側の凹みは少なく、脛骨高原全体は脛骨軸に対して後方に傾斜した形状となっている¹。脛骨大腿関節の安定性には、骨性適合だけではなく、筋や靭帯、関節包、半月といった軟部組織が重要な役割を果たしている。

1.1.2. 膝前十字靭帯の機能

膝前十字靭帯（Anterior cruciate ligament: ACL）は大腿骨外側顆内側面より起始し、脛骨高原の前顆間区のくぼみに沿って停止する²。ACLは前内側線維束、中部線維束、後外側線維束に分けられる³。前内側線維束は膝屈曲時に、後外側線維束は膝伸展時に特に伸長され、脛骨の内外旋に対しては各線維束の伸長に有意な差は認められていない^{3,4}。またACLは脛骨の前方引き出しを制動することが知られており、膝屈曲位よりも膝伸展位においてより脛骨前方引き出しを制動する^{5,6}。中でも後外側線維束は膝伸展位で、前内側線維束は膝屈曲位において、脛骨前方引き出しを制動する役割が大きい³。さらには膝関節に外反モーメントが加わるとACLの張力が増加することが報告されている⁷。これに対してMatsumotoら⁸は、膝外反モーメントは脛骨高原外側に圧縮力を加え、後方に傾斜した脛骨高原外側上を大腿骨が滑ることで脛骨前方引き出しを生じさせ、ACL負荷を増加させると考察している。

1.2. 膝前十字靭帯損傷

1.2.1. 疫学

ACL 損傷はアメリカにおいて年間約 8~25 万例発生し、本損傷治療のための ACL 再建術は約 10 万例行われている⁹。ACL 再建術 1 件につき 1 万 2000~1 万 7000 ドルの費用を要するため、経済的な影響はアメリカにおいて年間およそ 10 億ドルと推定される^{10,11}。一方、ACL 再建術後 12 か月で競技レベルに復帰した例は 33.4%と報告されている¹²。また近年の報告では、ACL 再建術後 2 年間は再受傷リスクが大きいことが示されている^{13,14}。これらの報告から ACL 損傷がもたらす経済的、社会的損失は大きく、ACL 損傷予防は医療費の削減とアスリートの選手生活の質の向上に大きく貢献すると考えられる。近年の報告では、過去 17 年間で急激な方向転換を行うカッティング動作やピボット動作を伴うスポーツにおいて ACL 損傷率が減少してきているとされている¹⁵。ACL 損傷率の単位には athlete-exposures が用いられ、一人の選手が一回の練習または試合を行うことを単位としている。全米大学体育協会 (National Collegiate Athletic Association: NCAA) におけるサッカー選手の 1000 athlete-exposures では、1994-1998 年は男性が 0.12、女性が 0.33 であり¹⁶、1989-2004 年は男性が 0.12、女性が 0.32¹⁷、最近の報告である 2011-2014 年は男性が 0.07、女性が 0.25 である¹⁸。NCAA のバスケットボールでも同様に、1994-1998 年は男性が 0.07、女性が 0.28 であり¹⁶、1989-2004 年は男性が 0.08、女性が 0.32¹⁷、2011-2014 年は男性が 0.07、女性が 0.20 である¹⁸。こうした ACL 損傷率の減少は ACL 損傷予防を目的とした神経筋トレーニングの普及の効果と思われる¹⁵。しかし、サッカーやバスケットボールにおいても ACL 損傷率の増加を示すシーズンもあり、他のスポーツでは ACL 損傷率の増加を示しているものも見られ、ACL 損傷が減少したとするコンセンサスはない¹⁹。したがって、さらなる ACL 損傷率の減少のために、神経筋トレーニングの普及、改善を進めていく必要があり、そのためにも ACL 損傷メカニズムの解明が必要である。

1.2.2. 損傷メカニズム

ACL 損傷の受傷機序に関する疫学的研究では、ACL 損傷の約 70%が非接触型損傷とされ、ジャンプ着地やカッティング動作を行うスポーツで多いとされている^{10,20}。ACL 損傷の受傷機序を推定するため、ACL 損傷の受傷時のビデオ解析が行われてきた²¹⁻²⁴。ビデオ解析による研究では、ジャンプ着地やカッティング動作時の浅い膝屈曲角度における膝外反と脛骨内旋の組み合わせが、ACL 損傷の受傷機序と推察されている²³。しかし、ビデオ解析では体表からの解析のため、ACL 損傷の瞬間を客観的に判断することは不可能であり、下肢キネマティクスの評価も精度の面から限界があった。さらに ACL 損傷時の ACL の伸長状態の検討は不可能であり、ACL 損傷の受傷機序の詳細の解明には至っていない。

一方、屍体膝を用いたバイオメカニクス研究は、精度の高い関節運動の計測ならびに ACL をはじめとする膝関節周囲の靭帯組織の伸長および張力の評価が可能であり、ACL 損傷の受傷機序の解明に有用な知見がもたらされている²⁵⁻⁴⁰。ACL 損傷に関する屍体膝を用いたバイオメカニクス研究では、4500N の大腿四頭筋張力や 5000N の脛骨大腿関節軸圧荷重を

加えることでACL損傷が生じたと報告されている^{25,28}. Levineら³¹は脛骨前方引き出し力, 膝外反モーメント, 脛骨内旋モーメントを加え, 重錘を落下させることで着地動作における床反力を再現し, 関節負荷を複合的に組み合わせてACL損傷の再現を試みた. その結果, ACL損傷およびそれに伴う骨挫傷などの合併症は, 臨床で見られるような実際のACL損傷で観察されるものと一致したと報告した. Kiapourら³³は, 同様の手法を用いて, 脛骨前方引き出し力, 膝外反モーメント, 脛骨内旋モーメントの単独負荷およびそれらの複合負荷がACL strain (歪み: 自然長からの伸長率)を増加させたことを示した. 一方, 膝外反モーメントに対する一次支持機構は内側側副靭帯 (Medial collateral ligament: MCL)であるが⁴¹, ACL損傷にMCL損傷が合併する頻度はACL損傷全体の6~17%にすぎない^{42,43}. Quatmanら³⁴はLevineら³¹, Kiapourら³³と同様の手法を用いて着地シミュレーション時のACLとMCLのstrainの比較を行い, 軸圧荷重下では脛骨前方引き出し力, 膝外反モーメント, 脛骨内旋モーメントの単独負荷およびそれらの複合負荷が加わった場合, すべての条件でMCLに比してACLのstrainが大きいことを示し, ACL単独損傷が生じても矛盾がないことを示唆した. これらの報告より, ACL損傷は衝撃軸圧荷重下における複合的負荷, 特に膝外反モーメントおよび脛骨前方引き出し力により生じる可能性が高いと考えられる. 最近では, 上述の手法に加え, 大腿四頭筋や, ハムストリングスなどの筋張力を経時的に変化させ, より生体運動に近い着地シミュレーションが行われており, ACL損傷メカニズムのさらなる解明が期待される^{36,38,39}.

1.2.3. バイオメカニクス危険因子

非接触型のACL損傷と関連する危険因子には環境因子, 解剖学的因子, ホルモン因子, バイオメカニクス因子が報告されている¹⁰. 中でもバイオメカニクス因子は, 近年の神経筋トレーニングがACL損傷率を低下させているように, ACL損傷リスクを減少し得る要因として, 研究が盛んに行われている. 屍体膝を用いたバイオメカニクス研究により, 脛骨前方引き出し力, 膝外反モーメントはACLの受傷機序に関わると考えられている. ACL損傷が多発するジャンプ動作やカッティング動作において脛骨前方引き出し力や膝外反モーメントを増加させる要因は多くの研究で検討されている.

脛骨前方引き出し力を増加させる因子として, 大腿四頭筋の収縮が一般的に知られている⁴⁴⁻⁴⁶. ACL損傷が生じるのはジャンプからの着地やカッティングといった減速を伴う動作であり, その際には大腿四頭筋の遠心性収縮が働く¹⁰. また, ACL損傷が生じるとされるのは膝関節が浅屈曲位の時とされ^{20,21,47}, 膝屈曲角度が浅いほど, 大腿四頭筋による脛骨前方引き出し力が大きくなる⁴⁵. つまり, 着地動作やカッティング動作中に膝浅屈曲位で大腿四頭筋の遠心性収縮が強まり, 脛骨が前方に引き出されることによってACL損傷が生じると考えられ, そのメカニズムが論じられている^{25,48,49}. 一方で, 拮抗筋であるハムストリングスは脛骨を後方に牽引し, ACLの張力を減少させることが知られている^{45,50,51}. Malinzakら⁵²はランニング, サイドカッティング, クロスカッティング動作時の大腿四頭筋とハムストリングスの筋活動量の性差について検討し, 結果, すべての動作において男性に比して女性がより大腿四頭筋の活動量が大きく, ハムストリングスの活動量が小さかったと報告している. その他にも着地動作やカッティング動作において女性の方が男性と比べて,

ハムストリングスよりも大腿四頭筋の筋活動が優位であったとする報告が多く見られる⁵³⁻⁵⁶。また、大腿四頭筋の活動は脛骨前方引き出し力を予測するという報告があり^{57,58}、大腿四頭筋の ACL 損傷機序への関与が示唆されている。しかし、Uhorchak ら⁵⁹は 859 名を対象とした 4 年間の前向き研究を行い、大腿四頭筋、ハムストリングスの筋力および大腿四頭筋とハムストリングスの筋力比は ACL 損傷を予測しなかったと報告している。ACL 損傷受傷時のビデオ調査などにおいても、ACL 損傷と大腿四頭筋の関与を裏付けることは困難であり、大腿四頭筋が実際に ACL 損傷を引き起こしているかどうかは不明である。

一方、膝外反モーメントについて、Hewett ら⁶⁰は、女性アスリート 205 名を対象に、ACL 損傷と関連するバイオメカニクスの因子を前向き調査において検討した。被験者に台からの着地後直ちに垂直跳びを行う drop vertical jump (DVJ) 課題を行わせ、三次元動作解析装置により着地中の kinetics, kinematics データを取得し、その後の ACL 損傷発生を追跡し、ACL 損傷を予測する因子の検討を行った。その結果、最大膝外反モーメントは感度 78%、特異度 73%で ACL 損傷を予測したと報告した。また Ford ら⁶¹は DVJ における膝外反モーメントは男女共に思春期前の被験者に比べて思春期後の被験者の方が大きく、また思春期後の被験者間では男性に比して女性で大きな値を示したと報告している。この結果は思春期後の女性に ACL 損傷が多く見られるという報告と一致している⁶²。膝外反モーメントの増加は体幹、股関節を含めた神経筋コントロールに不足が見られるためと考えられており⁶³⁻⁶⁶、多くの ACL 損傷予防プログラムで神経筋コントロールの向上が図られている。近年の systematic-review, meta-analysis では、ACL 損傷予防プログラムを行った群は対象群と比較して ACL 損傷率が小さかったことが示されている⁶⁷⁻⁶⁹。しかし、これらの報告では ACL 損傷率の減少と膝外反モーメントの関連については言及されていない。また Krosshaug ら⁷⁰は DVJ 時の膝外反モーメントは ACL 損傷を予測しなかったとしており、ACL 損傷のスクリーニングとしての精度は一致した見解が得られていない。着地動作における ACL 損傷リスク因子のさらなる検討のために、近年ではコンピュータシミュレーションによる筋骨格モデルを使用したバイオメカニクス解析が行われている。

1.3. 筋骨格モデルによるバイオメカニクス解析

1.3.1. 筋骨格モデルを用いたバイオメカニクス解析

バイオメカニクスの研究には屍体膝を用いた研究や、生体での動作解析を行い、関節モーメントや関節間力などを解析するものが多く報告されているが、それらの研究では生体運動での筋腱にかかる張力を検討することは困難である。Delp ら⁷¹が報告した筋骨格モデルは片側下肢モデルに 43 の筋モデルを含み、歩行や kicking などにおける各筋の筋張力を推定することを可能とした⁷²⁻⁷⁴。この筋骨格モデルは骨セグメント上に関節と筋のパラメーターが定義されている。膝関節は生理的な運動を再現するため、脛骨大腿関節の接点を基準に関節軸が移動しながら屈伸するようになっており、筋モデルは先行研究の値から最大等尺性筋力、筋長、羽状角、さらには骨モデル上を生理的な位置で滑るように設定されている⁷¹。このモデルは SIMM という動作解析ソフトによってユーザーが使用できるようになっており、新たなモデルの製作、変更、評価を可能とした⁷⁵。2007 年、Delp ら⁷⁶はこの技術をフリーソフトの OpenSim として発表し、現在ではユーザーによってモデルやプログラムのさらなる発展がなされ、無料で公開されている⁷⁷⁻⁷⁹。この OpenSim を用いた動作時の kinetics, kinematics データの妥当性は先行研究によって検証されている^{72,73,80,81}。

1.3.2. 筋骨格モデルを用いた着地動作における膝関節のバイオメカニクス解析

近年では筋骨格モデルを使用して、ACL 損傷が生じるとされる着地動作時の膝関節バイオメカニクスを検討した研究が散見される⁸²⁻⁸⁹。Laughlin ら⁸²は、soft landing と stiff landing の 2 種類の片脚着地法について、ACL 張力の違いを検討した。ACL 張力は、膝周囲筋の張力、関節間力との矢状面上での釣り合いから算出している。その結果、soft landing において ACL 張力が有意に減少したと報告した。Mokhtarzadeh ら⁸⁴は Laughlin ら⁸²と同様の方法を用いて、片脚着地時のヒラメ筋、腓腹筋の張力が引き起こす脛骨前方引き出し力を調査した。その結果、ヒラメ筋はハムストリングスに次いで脛骨を後方に引く力を発生させているとし、腓腹筋は脛骨前方引き出し力を発生させるがその影響は無視できるほど小さいとした。それに対し、Morgan ら⁸⁵は片脚ジャンプ着地において ACL 張力と膝周囲筋張力を算出し、ACL 張力の小さい群で腓腹筋張力の値が大きかったとした。その群では膝関節間の圧縮力が大きかったため、腓腹筋は膝関節圧縮力を増加させ、ACL を保護する可能性があるとして報告した。これらの報告は ACL 損傷が生じるとされる着地動作時の筋張力を算出し、ACL に加わる負荷との関連を検討したものであり、ACL 損傷メカニズムの考察に新たな情報を提供した。

1.4. 研究目的

ACL 損傷はスポーツ外傷の中でも若年アスリートに多く、最も重篤で、経済的、社会的損失の大きなものの1つである。ACL 再建術後のスポーツ復帰には1年に至る期間を費やし、また再建後2年までは再受傷の危険性も大きい。これらの事実から ACL 損傷に対する予防法の確立が重要と考えられている。ACL 損傷一例の予防につき、17,000 ドルの医療費を削減し、アメリカの ACL 損傷の半数を防ぐことで約 10 億ドルの医療費を削減することが可能である。しかし、一般的なトレーニングでは ACL 損傷などに対する予防効果は示されておらず、専門的な介入が必要である。Hewett と Bates¹⁵ は予防バイオメカニクスというリスクスクリーニング、神経筋トレーニング介入、リハビリテーション治療によって構成される一連の予防戦略を提唱した。予防バイオメカニクスの各ステージでは、ACL 損傷リスクの高い者を選別し、損傷リスクの高い者には神経筋トレーニングを行わせ、ACL 損傷を引き起こした者には早期回復と二次損傷を予防するリハビリ治療を行わせる。彼らは過去 17 年における ACL 損傷率の 22~28% の低下¹⁶⁻¹⁸ は、ACL 損傷への予防介入が世間に広まったことによると示唆したが、現段階では予防バイオメカニクスを構成する各ステージにおいても課題が残っている。リスクスクリーニングにおいては、臨床現場で行えるような ACL 損傷を予測したスクリーニングツールは未だ報告されておらず、三次元動作解析を用いた実験室での解析によってもコンセンサスのある方法は確立していない。神経筋トレーニング介入については、ACL 損傷の減少を報告したものはあるが、ACL 損傷が減少した機序は明らかになっておらず、神経筋コントロールにどのような改善が得られたのかも明らかとなっていない。リハビリテーション治療においてはスポーツ復帰率の向上、二次損傷率の減少が課題となっている。これらの問題を解消するためには、ACL 損傷メカニズムとリスク因子のさらなる解明が必要である。

ACL 損傷は着地動作やカッティング動作などにおいて、脛骨前方引き出し力や膝外反モーメントが膝関節に加わることで引き起こされると考えられている。ACL 損傷予防では神経筋の制御によって膝関節に加わる脛骨前方引き出し力や膝外反モーメントの増加を防ぐ必要がある。しかし、着地動作時の脛骨前方引き出し力や膝外反モーメントに対する下肢筋張力の影響は十分に明らかにされておらず、これらを明らかにすることはスクリーニングツール、予防プログラム、リハビリテーションの改善に繋がると考えられる。

したがって本論文の目的は、1) 着地動作における脛骨前方引き出し力および大腿四頭筋張力の最大値出現時期を検討すること、2) 着地動作における膝外反モーメントと下肢筋張力の影響を検討することとした。

2. 着地動作における大腿四頭筋張力および脛骨前方引き出し力の最大値出現時期の検討

2.1. 緒言

着地動作における脛骨前方引き出し力は ACL 損傷メカニズムの 1 つと考えられており^{31,33,34}、脛骨前方引き出し力は膝浅屈曲位での大腿四頭筋の収縮によって引き起こされることが一般的に知られている⁴⁴⁻⁴⁶。また脛骨前方引き出し力が加わった際、膝屈曲の深い角度より浅い角度において、より ACL 張力は大きくなるとされている⁵。Kiapour ら³²は屍体膝を用いて着地動作における ACL 損傷を再現し、ACL strain と kinematics の経時的な変化を調査した。その結果、ACL strain が最大となったのは着地後約 45ms であり、脛骨前方引き出し量のピーク時間と同時期であった。したがって、膝屈曲角度の浅い着地後早期において脛骨前方引き出し力が増加することは ACL 損傷リスクの増加につながると考えられる。

一方、着地時の垂直床反力の増加も ACL の張力を増加させる要因の 1 つと考えられている^{28,34,90}。Koga ら²³は ACL 損傷時のビデオ調査において、重心の加速度から推定した垂直床反力ピークが ACL 損傷のタイミングと同時期だったとし、その平均時間は着地後約 40ms であったと報告した。彼らの報告では同時期に大腿四頭筋による前方引き出し力も加わるというメカニズムが提唱されているが、大腿四頭筋張力の推定はできていない。

着地動作において大腿四頭筋は外的膝屈曲モーメントに抗するように遠心性収縮を行う。Shimokochi ら⁹¹は着地動作中の内的膝伸展モーメントが増加するまでには時間を要することを示唆しており、大腿四頭筋は膝屈曲角度の増加に伴い着地後遅い時期により大きな張力を生じる可能性がある⁹²。これらのことから、着地後早期に大腿四頭筋の収縮が大きな脛骨前方引き出し力を増加させているかは十分に明らかではないと考えられる。したがって、本研究の目的は、1) 大腿四頭筋張力、脛骨前方引き出し力、垂直床反力のピーク時間を比較すること、2) 着地動作における大腿四頭筋張力と脛骨前方引き出し力の関係を検討すること、3) 大腿四頭筋張力に影響を与える因子を回帰モデルにおいて検討することとした。仮説は 1) 大腿四頭筋張力および脛骨前方引き出し力は垂直床反力に比してピークが遅く出現する、2) 着地中の大腿四頭筋張力は脛骨前方引き出し力と有意な相関を示す、3) 膝屈曲モーメントおよび膝屈曲角度が有意に大腿四頭筋張力を予測するとした。

2.2. 方法

2.2.1. 対象

健康若年女性 14 名を対象とした (平均 \pm SD: 年齢 21.5 ± 0.8 歳, 身長 162.1 ± 5.9 cm, 体重 53.2 ± 6.6 kg)。本研究の対象における除外基準は、1) 過去半年以内の筋骨格系障害 (足関節捻挫や腰痛等)、2) 全ての膝関節障害および手術歴、3) 下肢および体幹の骨折歴、4) ACL 損傷予防プログラムもしくはスポーツ障害予防プログラムへの参加歴を有するものとした。全ての被験者に本研究の主旨および実験内容について口頭および書面にて説明し、各被験者から書面にてインフォームドコンセントを取得した。また本研究は、北海道大学大学院保健科学研究所の倫理委員会の承認を得て行った。

2.2.2. データ収集

対象の動作解析を行うため、被験者には全 40 個の反射マーカを両側の肩峰、上前腸骨棘、大転子、股関節、大腿骨外側上顆、大腿骨内側上顆、内果、外果、踵骨、第 2 中骨頭、第 5 中足骨頭および右側の大腿と下腿に貼付し、さらに大腿直筋、内側広筋、外側広筋に表面筋電計（WEB-1000, Nihon Kohden Corporation, Tokyo, Japan）を SENIAM に準じて貼付した⁹³。

被験者には静止立位課題と片脚着地課題を行わせた。片脚着地課題では被験者に 30cm 台上に利き脚で立たせ、床反力計上（Type 9286; Kistler AG, Winterthur, Switzerland）に利き脚にて着地させた（図 1）。動作課題時のマーカ位置と床反力データ、筋活動電位は 6 台の高速カメラ（Hawk cameras; Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA）と床反力計および表面筋電計を三次元動作解析ソフト EvaRT4.4（Motion Analysis Corporation）により同期し記録した。サンプリング周波数は、高速カメラを 200Hz、床反力計を 1000Hz、表面筋電計を 1000Hz とした。マーカ位置データおよび床反力データは zero-lag fourth order Butterworth filter を用いて 12Hz の low-pass filter 処理をした。表面筋電図は zero-lag fourth order Butterworth filter を用いた 20-500Hz の band-pass filter 処理をし、整流化後、zero-lag fourth order Butterworth filter を用いて 12Hz の low-pass filter 処理を行った。

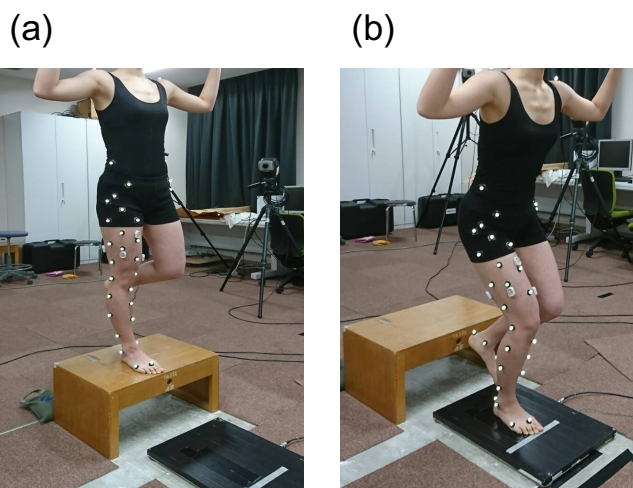


図 1. 片脚着地動作時の三次元動作解析。被験者は 30cm 台上に右脚で立ち (a) , 右脚で床反力上に着地する (b) .

2.2.3. データ解析

筋骨格モデルを用いて、三次元動作解析により得たマーカー位置と床反力から大腿四頭筋張力、脛骨前方引き出し力を算出した (OpenSim3.2) (図2)。筋張力、脛骨前方引き出し力の算出手順は Scaling, Inverse Kinematics (IK), Reduce residual algorithm (RRA), Static optimization (SO), Joint reaction Analysis の順に進めた。一連の解析プロトコルを図3に示す。Scaling では関節自由度や筋腱の強度があらかじめ設定されている一般モデルを被験者の体格と一致させるため、三次元動作解析を用いて取得した静止立位時のマーカーデータから身体計測データを取得し、一般モデルのサイズ、体重を被験者と一致させた。一般モデルには OpenSim の標準モデルである gait2392 を使用した。gait2392 モデルは 23 の関節自由度と 92 の筋モデルを有し、あらゆる靭帯および上肢が除外されている (図4)。先行研究に準じ、着地動作の負荷に耐えうるモデルとするため、各筋モデルに設定されている最大当尺性張力を 2 倍に変更した^{38,82,84}。Scaling に続き、IK, RRA, SO および Joint reaction analysis を行った。

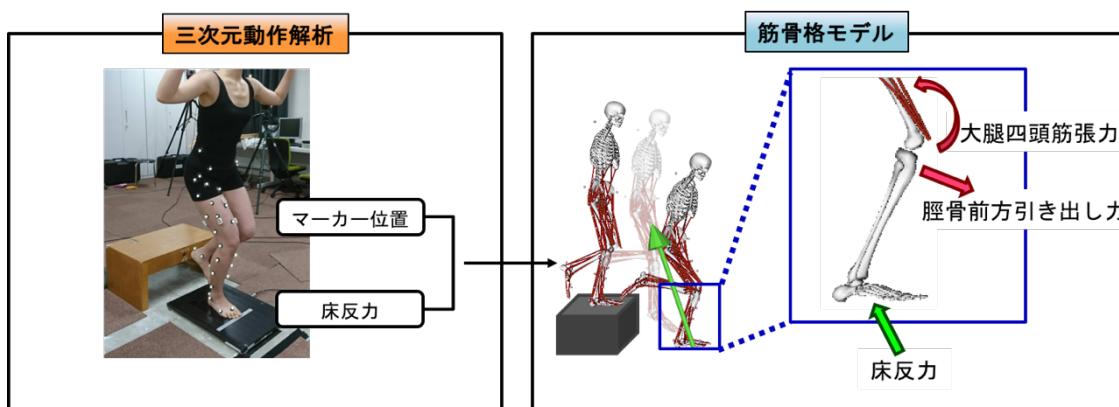


図2. 三次元動作解析データを用いた筋骨格モデルでの解析。

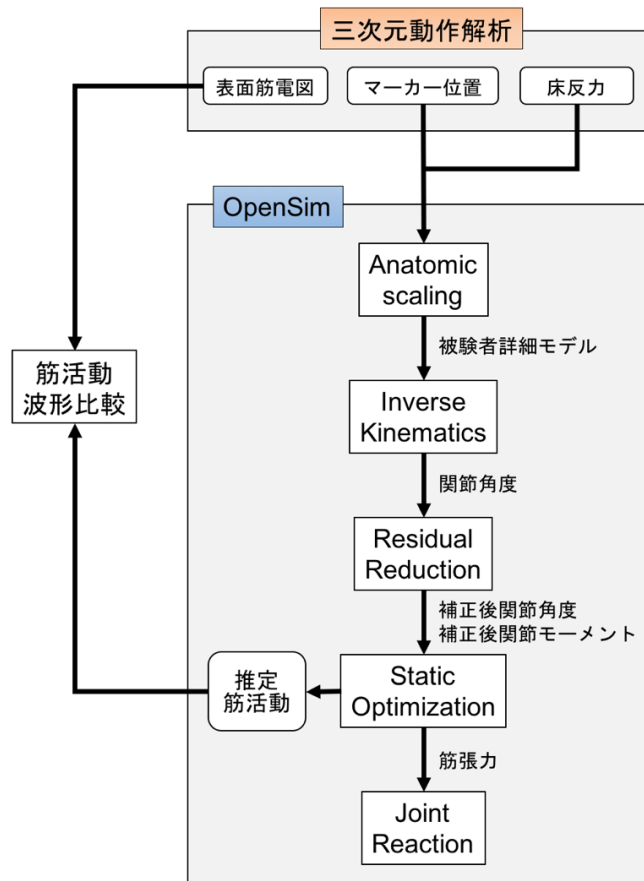


図 3. データ解析プロトコル.

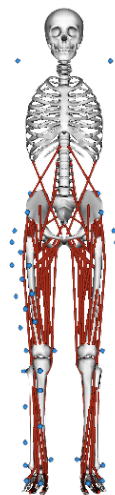


図 4. 筋骨格モデルとマーカー配置.

IK は取得したマーカー位置データより動作課題中の関節運動を定義するツールであり、片脚着地動作中の関節運動を IK によって算出した。IK の計算では重み付き最小二乗法を応用した global optimization⁹⁴ を用い、一般モデルに設定してある仮想マーカーと実測マーカーの誤差が最小になるように関節角度を最適化した (式 1)。IK で定義された関節運動には、scaling やスキナーチファクトによる誤差が含まれており、床反力データとの不一致、つまりニュートンの第 2 法則に不一致が生じる (式 2)。よって、関節運動および体幹セグメントの重心を再定義する RRA を用いて、床反力との不一致を減少させた (式 3)⁹⁵。RRA により再定義された関節運動と床反力データより、SO では片脚着地中の筋張力および推定筋活動を算出した。SO では逆動力学 (式 4) より求めた関節モーメントを各筋のトルクに分配し、全体の推定筋活動の二乗平均が最小となるように最適化することで筋張力を算出した (式 5)⁷⁴。筋モデルには張力、長さ、収縮速度の関係を考慮した Hill-type muscle model を採用しているため⁹⁶、関節モーメントを筋トルクに分配する際には、単位活動量で算出できるモーメントが大きい筋ほど優先的に分配される。大腿四頭筋の張力は大腿直筋と広筋群の張力を合計して算出した。Joint reaction analysis では算出した筋張力および床反力データから脛骨に関する釣り合いの式を求め、関節間力を算出した⁹⁷。本研究では関節間力の脛骨軸上の前方成分を脛骨前方引き出し力とした。

本シミュレーションの妥当性を検証するため、推定筋活動と表面筋電図の波形を比較した。⁸⁰ 推定筋活動は表面筋電図とは異なり、神経活動ではなくカルシウムイオンの増加を反映する^{96,98}。よって推定筋活動と表面筋電図の間には electromechanical delay と同様の時間差が生じ、Hicks らの報告に準じ、その差が 100ms 以内であることを妥当性の基準とした^{80,98,99}。全ての変数は成功 3 施行を平均し、解析相を初期接地時 (垂直床反力が 10N を超えた時点) から最大膝屈曲時とした。

式 1)

$$\min_{\mathbf{q}} \left[\sum_{i \in \text{markers}} w_i \|\mathbf{x}_i^{\text{exp}} - \mathbf{x}_i(\mathbf{q})\|^2 + \sum_{j \in \text{unprescribed coords}} \omega_j (q_j^{\text{exp}} - q_j)^2 \right]$$

$$q_j = q_j^{\text{exp}} \text{ for all prescribed coordinates } j$$

\mathbf{q} : j 関節の最適化後の関節角度

$\mathbf{x}_i^{\text{exp}}$: 実験により取得した i マーカーの位置

$\mathbf{x}_i(\mathbf{q})$: 筋骨格モデル上の仮想マーカーの位置 (最適化後の関節角度に依存する)

q_j^{exp} : j 関節のマーカー位置由来の関節角度

w_i, ω_j : i マーカー, j 関節の重み. (誤差を最小化する優先度)

(<https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/How+Inverse+Kinematics+Works>)

式 2)

$$F + F_{residual} = ma$$

F : 床反力

$F_{residual}$: 床反力と kinematics の誤差 (誤差があることで計算上は空間と身体の間力が加わっていることになる)

m : 身体質量

a : 加速度

式 3)

$$J = \sum_{i=1}^{nx} x_i^2 + \sum_{j=1}^{nq} w_j (\ddot{q}_j^* - \ddot{q}_j)^2$$

J : 目的関数 (J が最小となるように x_i , q_j^* を最適化する)

x_i : i 関節の駆動力のコントロール値 (RRA では筋の変わりに関節駆動力を設定し, x はその駆動力の活動量を表す. 駆動力には式 2 の $F_{residual}$ も含まれる)

q_j^* : 最適化後の j 関節の角速度

q_j : 最適化前の j 関節の角速度 (IK から得た関節角速度)

(<https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Settings+Files+and+XML+Tag+Definitions>)

式 4)

$$\underbrace{\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{G}(\mathbf{q})}_{\text{knowns}} = \underbrace{\boldsymbol{\tau}}_{\text{unknowns}}$$

以下 N は自由度の数を表す

$\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}} \in \mathbf{R}^N$: それぞれ左から角度, 角速度, 角加速度のベクトル

$\mathbf{M}(\mathbf{q}) \in \mathbf{R}^{N \times N}$: セグメントの質量分布

$\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \in \mathbf{R}^N$: コリオリの力と遠心力

$\mathbf{G}(\mathbf{q}) \in \mathbf{R}^N$: 重力

$\boldsymbol{\tau} \in \mathbf{R}^N$: 関節モーメントベクトル

(<https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/How+Inverse+Dynamics+Works>)

式 5)

$$\sum_{m=1}^n [a_m f(F_m^0, l_m, v_m)] r_{m,j} = \tau_j$$

$$J = \sum_{m=1}^n (a_m)^p$$

n : 筋モデルの数

a_m : m 筋の活動量 (各筋の活動量の合計が最小になるように最適化される)

F_{m0} : m 筋の当尺性最大筋力

l_m : m 筋の筋長

v_m : m 筋の収縮速度

$f(F_{m0}, l_m, v_m)$: m 筋の張力, 長さ, 収縮速度の関数で表される筋張力

$r_{m,j}$: m 筋の j 関節におけるモーメントアーム

τ_j : j 関節における関節モーメント

p : 定数 (通常は 2 を用いる)

(<https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/How+Static+Optimization+Works>)

2.2.4. 統計学的解析

一元配置反復測定分散分析と **post-hoc Bonferroni test** を用いて、片脚着地における垂直床反力、脛骨前方引き出し力、大腿四頭筋張力のピーク時間を比較した。またピアソンの積率相関係数を用いて、大腿四頭筋張力の最大値と垂直床反力、後方床反力、膝屈曲角度、膝屈曲モーメントおよび脛骨前方引き出し力の最大値の関係性を検討した。ステップワイズ法による重回帰分析を用いて、垂直床反力、後方床反力、膝屈曲角度および膝屈曲モーメントの最大値を独立変数として大腿四頭筋張力の最大値の予測を行った。全ての統計学的解析の有意水準を $P < 0.05$ とし、IBM SPSS Statistics 19 (IBM, Chicago, IL, USA) を用いて解析した。

2.3. 結果

大腿四頭筋の表面筋電図と推定筋活動は類似した波形パターンを示した。各筋の表面筋電図と推定筋活動のピーク時間は、大腿直筋では表面筋電図が 51.1 ± 27.1 ms, 推定筋活動が 71.7 ± 65.1 ms, 内側広筋では表面筋電図が 51.9 ± 33.8 ms, 推定筋活動が 152.1 ± 38.1 ms, 外側広筋では表面筋電図が 67.8 ± 19.1 ms, 推定筋活動が 150.1 ± 39.9 ms であった (図 5)。

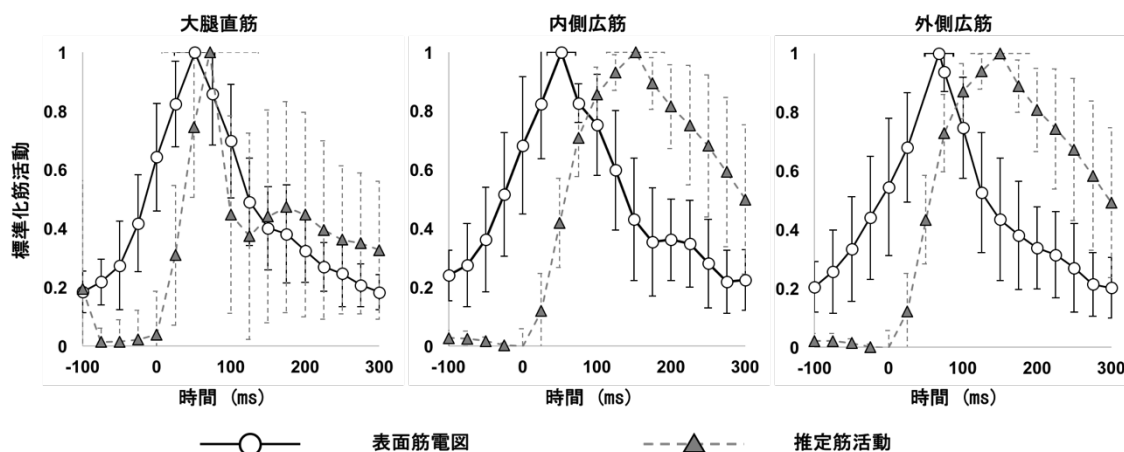


図 5. 全被験者の片脚着地中の表面筋電図と推定筋活動の平均 \pm SD の比較。各活動量は着地時の最大値で標準化している。ピーク値とそのエラーバーは各活動量のピーク時間の平均 \pm SD を示す。

垂直床反力, 後方床反力, 大腿四頭筋張力, 脛骨前方引き出し力, 膝屈曲角度および膝屈曲モーメントの最大値を表 1 に, 経時的变化を図 6 に示す。垂直床反力, 大腿四頭筋張力および脛骨前方引き出し力のピーク時間はそれぞれ, 初期接地後 63.5 ± 6.8 ms, 96.0 ± 23.0 ms, 111.9 ± 18.9 ms であった。大腿四頭筋張力および脛骨前方引き出し力のピーク時間は垂直床反力のピーク時間と比較して有意に遅い値であった ($P < 0.001$)。また, 脛骨前方引き出し力のピーク時間は大腿四頭筋張力のピーク時間と比較して有意に遅い値であった ($P < 0.001$; 図 7)。

表 1. 各変数の最大値の平均 \pm SD.

変数	平均 \pm SD
垂直床反力 (N)	1619 \pm 148
後方床反力 (N)	-218 \pm 33
大腿四頭筋張力 (N)	3741 \pm 774
脛骨前方引き出し力 (N)	3613 \pm 836
膝屈曲モーメント (Nm)	143 \pm 29
膝屈曲角度 ($^{\circ}$)	55.6 \pm 5.2

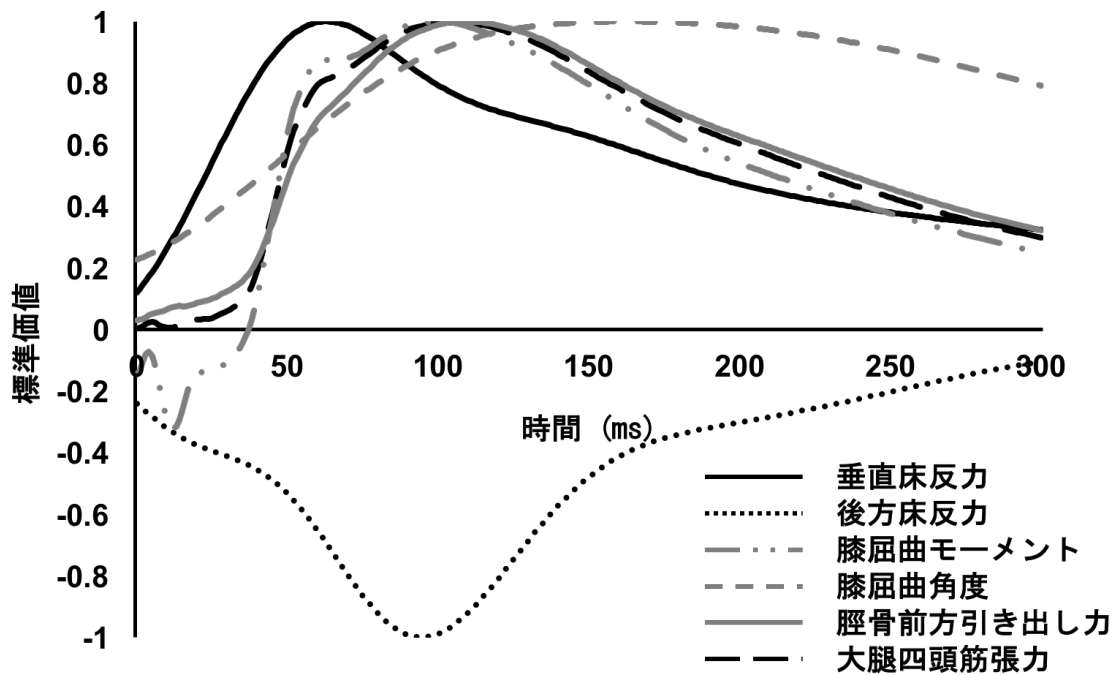


図 6. 垂直床反力，後方床反力，膝屈曲角度，膝屈曲モーメント，大腿四頭筋張力，脛骨前方引き出し力の経時的变化。波形は全被験者の平均であり，各変数は最大値によって標準化した。

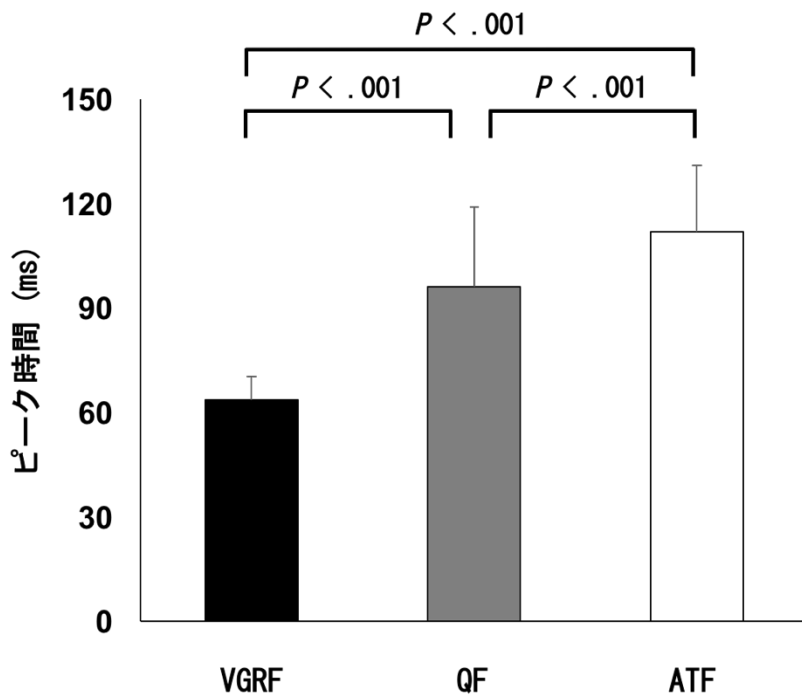


図 7. 垂直床反力 (VGRF)，大腿四頭筋張力 (QF)，脛骨前方引き出し力 (ATF) のピーク時間の比較。

大腿四頭筋張力と各変数との間のピアソンの積率相関係数を表 2 に示す。大腿四頭筋張力の最大値は脛骨前方引き出し力の最大値と有意な正の相関を示した ($R = 0.953$, $P < 0.001$; 図 8)。

重回帰分析の結果、膝屈曲モーメントの最大値が大腿四頭筋張力の最大値を有意に予測し、以下の回帰式が得られた($P < 0.001$, $R^2 = 0.778$)。

$$\text{最大大腿四頭筋張力} = 360.8 + 23.69 \times \text{最大膝屈曲モーメント}$$

各変数の P 値はそれぞれ、切片が $P = 0.510$ 、最大膝屈曲モーメントが $P < 0.001$ であった。

表 2. 大腿四頭筋張力と各変数との間の Pearson の積率相関係数

変数	大腿四頭筋張力	
	R	P 値
垂直床反力 (N)	0.519	0.057
後方床反力 (N)	-0.551	0.041
膝屈曲モーメント (Nm)	0.882	< 0.001
膝屈曲角度 (°)	0.505	0.065

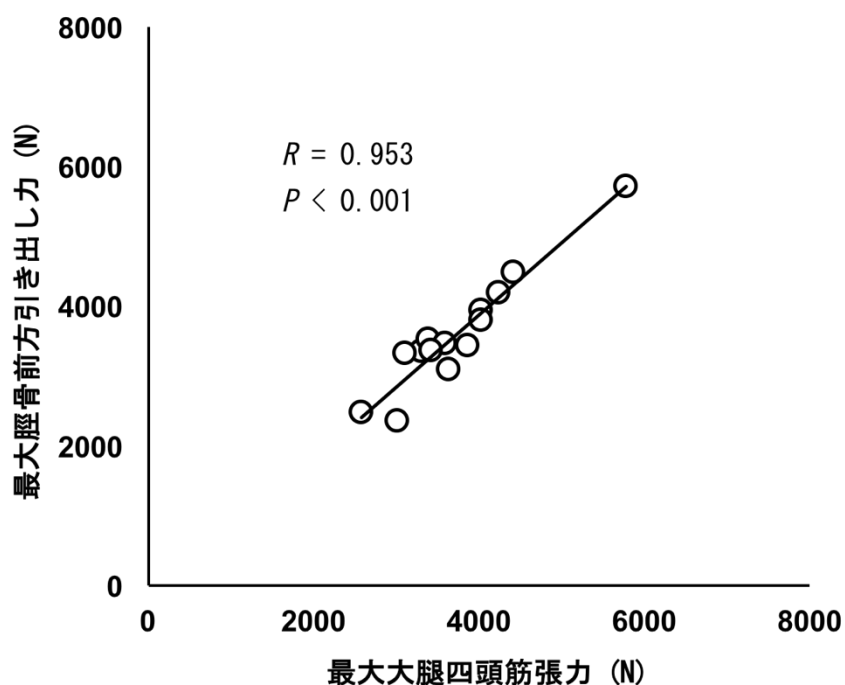


図 8. 最大脛骨前方引き出し力と最大大腿四頭筋張力の関係。

2.4. 考察

本研究の目的は片脚着地動作において、大腿四頭筋張力および脛骨前方引き出し力の最大値が着地後早期に出現するかを検討すること、大腿四頭筋張力と脛骨前方引き出し力の関連を検討すること、最大大腿四頭筋張力に寄与する要因を検討することであった。本研究結果は大腿四頭筋張力の最大値は垂直床反力の最大値より遅く出現するという仮説を支持し、片脚着地動作において大腿四頭筋は遅い時期に脛骨前方引き出し力を発生させることを示唆した。そして大腿四頭筋張力は膝屈曲モーメントによって予測された。

表面筋電波形と推定筋活動波形が同様の波形パターンを示され、推定筋活動に見られる遅延は *electromechanical delay* の範囲内であり、Hicks ら⁸⁰の定める妥当性基準に達したことから本研究のシミュレーションが問題なく行われたと考えられる。ただし、大腿直筋と広筋群で異なる表面筋電図と推定筋活動の差が見られた。着地中は二関節筋である大腿直筋は短縮していき、反関節筋である広筋群は伸長していくため、着地後半においてモデル上では広筋群が有意に活動することになったと考える。しかし、大腿四頭筋張力を予測した膝屈曲モーメントや膝屈曲角度、床反力の波形も先行研究^{38,57,82,84,91}と同様の波形を示しており、本研究における推定筋張力の評価は大腿四頭筋張力の最大値出現時期の検討に十分に有用な方法であったと考えられる。

本研究結果は若年女性の片脚着地動作において大腿四頭筋張力および脛骨前方引き出し力の最大値が垂直床反力の最大値より有意に遅いことを示した。脛骨前方引き出し力のピーク時間は大腿四頭筋張力のピーク時間より有意に遅かったが、およそ近い時期に出現した。本研究の大腿四頭筋張力および脛骨前方引き出し力のピーク時間は約 100ms と遅い値であったが、Kiapour ら³²の報告では屍体を用いた着地時の ACL 損傷の再現において脛骨前方偏位のピーク時間は約 45ms であったとしている。したがって、ACL 損傷場面では非予測的な状況において大腿四頭筋の活動が早期に高まり、脛骨前方引き出し力を生じて ACL 損傷を引き起こしているのかもしれない。これを明らかにするためにはさらなる研究により、ACL 損傷時における大腿四頭筋張力の経時的変化と ACL の破断時期の関連を調査する必要がある。

回帰分析により膝屈曲モーメントが大腿四頭筋張力を有意に予測することを示した。また、膝屈曲モーメントの波形は大腿四頭筋張力の波形と類似しており、着地動作において大腿四頭筋が膝屈曲モーメントに抗しているためと考えられる。Shimokochi ら⁹¹は片脚着地動作時の姿勢の変化が内的膝伸展モーメントに与える影響を調査した。被験者に与えた課題は 1) 体幹前傾位かつつま先で着地、2) 体幹直立位かつかかとで着地、3) 自由着地の 3 課題であるが課題間で内的膝伸展モーメントに有意差は認められなかった。先行研究の結果に加え本研究結果を踏まえると、予測下での着地動作においては、矢状面上の姿勢によらず大腿四頭筋張力は着地後遅い時期に出現する可能性が考えられる。

本研究にはいくつかの限界が挙げられる。本研究では先行研究で報告されているような ACL およびその他の靭帯にかかる張力は考慮されていない^{82,84,85,87,89}。ACL 張力の算出は動作課題における ACL 損傷リスクを直接検討することに有用であるが、我々が焦点を当てたのは大腿四頭筋張力のピーク時間であり、本研究の目的は ACL 張力の算出をせずに十分に達成された。次に、本研究で用いた筋骨格モデルでは脛骨高原の後方傾斜は考慮されてい

ない。脛骨高原後方傾斜が考慮されたモデルでは、圧縮力のベクトルを前方に変えることで垂直床反力がより大きな脛骨前方引き出し力を引き起こすと考えられる⁹¹。また、本研究で用いた筋骨格モデルに設定されている最大当尺性筋力は **Scaling** されず全被験者で同一のものが用いられていることも限界として挙げられる。

最後に、実際の ACL 損傷場面での大腿四頭筋張力は不明である。ACL 損傷時の筋活動や膝屈曲モーメントなどの **kinetics** データの報告はされておらず、過去に報告されたものはビデオ解析により推定された垂直床反力のみである²³。将来的な研究では ACL 損傷時の膝屈曲モーメントを調査することで大腿四頭筋張力を推定し、ACL 損傷との関連を検討するのに有用であると考えられる。

2.5. 結論

本研究は片脚着地動作において大腿四頭筋が着地後早期に大きな脛骨前方引き出し力を発生させるかを検討した。大腿四頭筋張力および脛骨前方引き出し力のピーク時間は先行研究の報告した ACL 損傷が生じるとされる時期よりも明らかに遅いことが示された。大腿四頭筋張力と脛骨前方引き出し力は有意な正の相関を示し、大腿四頭筋張力の最大値は最大膝屈曲モーメントによって有意に予測されることを示した。

3. 着地動作における膝外反モーメントと下肢筋張力の関係

3.1. 緒言

着地動作における膝外反モーメントは脛骨前方引き出し力同様に ACL 損傷メカニズムの主要因の1つと考えられている^{31,33,34}。さらに Hewett ら⁶⁰は、女性アスリート 205 名を対象に行なった前向き調査において DVJ 中の最大膝外反モーメントは感度 78%、特異度 73%で ACL 損傷を予測したと報告している。このことから、ACL 損傷リスクを回避するためには着地動作時の膝外反モーメントの増加を防ぐ神経筋コントロールが重要と考えられている。近年、股関節外転筋力および股関節外旋筋力が ACL 損傷を予測したという前向き調査が報告されている¹⁰⁰。彼らは、股関節外転筋および股関節外旋筋力の減少は動作課題時の体幹や骨盤の動揺を引き起こし、膝外反モーメントなどの ACL 損傷リスクとなりうる負荷を増加させることが要因ではないかと考察している。Lawrence ら⁶⁴は股関節外転筋力および股関節外旋筋力の弱い群は片脚着地時の膝外反モーメントが大きかったとしており、股関節筋力と膝外反モーメントの関係が示唆されている。一方、Mizner ら¹⁰¹は DVJ 時の動作指導を行い、指導前後における膝外反モーメント変化量と下肢筋力の影響を検討した。検討された筋は体幹伸展筋、体幹屈曲筋、股関節外転筋、股関節伸展筋、膝伸展筋、膝屈曲筋、足底屈筋である。その結果、指導後の DVJ 時の膝外反モーメントは有意に減少したが、どの関節の筋力においても膝外反モーメントの減少を予測しなかったと報告している。つまり、着地動作時の膝外反モーメントは体幹、下肢の筋力のみで制御しているものではなく、筋のリクルートメントを含めた神経筋によるコントロールが必要である可能性がある。したがって、筋骨格モデルを用いた筋張力の算出により、着地動作時の下肢筋張力と膝外反モーメントの関係を調査することで、神経筋コントロールの必要性を示すことが可能と考える。本研究の目的は DVJ における下肢筋張力と膝外反モーメントとの関係を調査することとした。さらに、姿勢制御の変化による膝外反モーメントの影響を検討するため、垂直床反力および外方床反力を評価し、膝外反モーメント、下肢筋張力への影響を検討することとした。

3.2. 方法

3.2.1. 対象

健康若年女性 14 名を対象とした（平均±SD: 年齢 21.1±2.0 歳，身長 158.8±4.7 cm，体重 51.2±4.5kg）。本研究の対象における除外基準は，1) 過去半年以内の筋骨格系障害（足関節捻挫や腰痛等），2) 全ての膝関節障害および手術歴，3) 下肢および体幹の骨折歴，4) ACL 損傷予防プログラムもしくはスポーツ障害予防への参加歴を有するものとした。全ての被験者に本研究の主旨および実験内容について口頭および書面にて説明し，各被験者から書面にてインフォームドコンセントを取得した。また本研究は，北海道大学大学院保健科学研究所の倫理委員会の承認を得て行った。

3.2.2. 実験手順およびデータ収集

被験者に全 40 個の反射マーカを両側の肩峰，上前腸骨棘，大転子，股関節，大腿骨外側上顆，大腿骨内側上顆，内果，外果，踵骨，第 2 中骨頭，第 5 中足骨頭および右側の大腿と下腿に貼付し，さらに大殿筋，中殿筋，内側広筋，外側広筋，半腱様筋，内側腓腹筋に表面筋電計（WEB-1000, Nihon Kohden Corporation, Tokyo, Japan）を SENIAM に準じて貼付した⁹³。

被験者には静止立位課題と着地動作時の膝外反モーメントを評価する際に多く使用されている DVJ を行わせた^{60,102,103}。DVJ では被験者に 30cm 台上に立たせ，2 枚の床反力計上（Type 9286; Kistler AG, Winterthur, Switzerland）に着地後直ちに最大垂直跳びを行わせた（図 9）。動作課題時のマーカ位置，床反力データおよび筋活動電位は 6 台の高速度カメラ（Hawk cameras; Motion Analysis Corporation）と 2 枚の床反力計および表面筋電計を三次元動作解析ソフト EvaRT4.4（Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA）により同期し記録した。サンプリング周波数は，高速度カメラを 200Hz，床反力計を 1000Hz，表面筋電計を 1000Hz とした。マーカ位置データは zero-lag fourth order Butterworth filter を用いた 12Hz の low-pass filter 処理をした。床反力データは先行研究に準じ zero-lag fourth order Butterworth filter を用いた 50Hz の low-pass filter 処理をした¹⁰⁴。表面筋電計図は zero-lag fourth order Butterworth filter を用いた 20-500Hz の band-pass filter 処理をし，整流化後，zero-lag fourth order Butterworth filter を用いて 12Hz の low-pass filter 処理を行った。

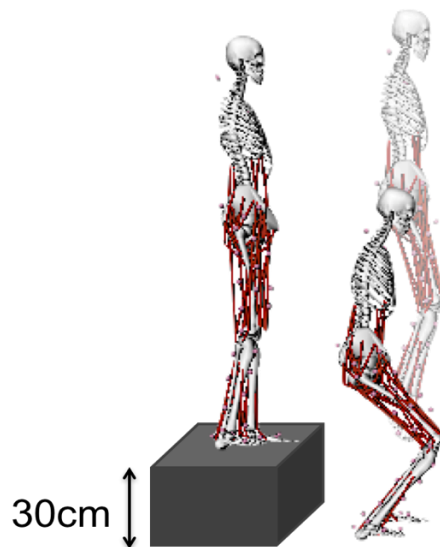


図 9. Drop vertical jump. 30cm 台の上から落下し，着地後直ちに垂直跳びを行う。

3.2.3. データ解析

動作解析ソフト OpenSim3.3 を用いて，取得した静止立位時のマーカー位置データおよび各被験者の体重によって一般モデルである gait2392 を scaling し，各被験者の筋骨格モデルを作成した．本研究では gait2392 の両膝に自由度を追加し，内外反および内外旋を行えるように変更した⁸⁵．右膝を集中的に解析するマーカー配置としたため左膝は内外反自由度のみの追加とした．よって本研究の筋骨格モデルは 26 の関節自由度と 92 の筋モデルを有し，あらゆる靭帯および上肢が除外されたものとした．先行研究に準じ，着地動作の負荷に耐えうるモデルとするため，各筋モデルに設定されている最大当尺性張力を 2 倍に変更した^{38,82,84}．Scaling に続き，IK，RRA，SO を行った．

IK によって DVJ 中の関節運動を算出後，RRA によって，関節運動を再定義し，床反力データとの不一致を減少させた．RRA により再定義された関節運動と床反力データより SO では DVJ 中の筋張力および推定筋活動を算出し，推定筋活動と表面筋電図の波形を比較した．大殿筋および中殿筋はそれぞれ上部，中部，下部線維の合計，大腿四頭筋は大腿直筋と広筋群の合計，ハムストリングスは半腱様筋，半膜様筋，大腿二頭筋長頭，大腿二頭筋短頭の合計，腓腹筋は内側腓腹筋，外側腓腹筋の合計として算出した．全ての変数は成功 3 施行を平均し，解析相を初期接地時（垂直床反力が 10N を超えた時点）から最大膝屈曲時とした．

3.2.4. 統計学的解析

最大膝外反モーメントと大殿筋，中殿筋，大腿四頭筋，ハムストリングス，腓腹筋の各最大張力および床反力の垂直成分と外方成分の最大値との相関を検討した．Shapiro-Wilk 検定の結果，膝外反モーメントに正規性が認められなかったため，相関の検討には Spearman の順位相関係数を用いた．ステップワイズ法による重回帰分析を用いて，膝外反モーメン

トを従属変数とし，独立変数には Spearman の順位相関係数によって膝外反モーメントと有意な相関を示した変数を投入し，解析を行った．全ての統計学的解析の有意水準を $P < 0.05$ とし，IBM SPSS Statistics 19 (IBM, Chicago, IL, USA) を用いて解析した．

3.3. 結果

各筋の表面筋電図と推定筋活動とは類似した波形パターンを示した。各筋の表面筋電図と推定筋活動のピーク時間は、大殿筋では表面筋電図が 110.1 ± 84.4 ms, 推定筋活動が 196.1 ± 101.8 ms, 中殿筋では表面筋電図が 125.1 ± 100.1 ms, 推定筋活動が 120.0 ± 104.1 ms, 内側広筋では表面筋電図が 52.8 ± 104.7 ms, 推定筋活動が 226.4 ± 46.7 ms, 外側広筋では表面筋電図が 67.9 ± 92.6 ms, 推定筋活動が 219.6 ± 63.8 ms, 半腱様筋では表面筋電図が 173.4 ± 109.8 ms, 推定筋活動が 124.7 ± 105.1 ms, 内側腓腹筋では表面筋電図が 133.0 ± 76.3 ms, 推定筋活動が 227.6 ± 83.3 ms であった。(図 10)。

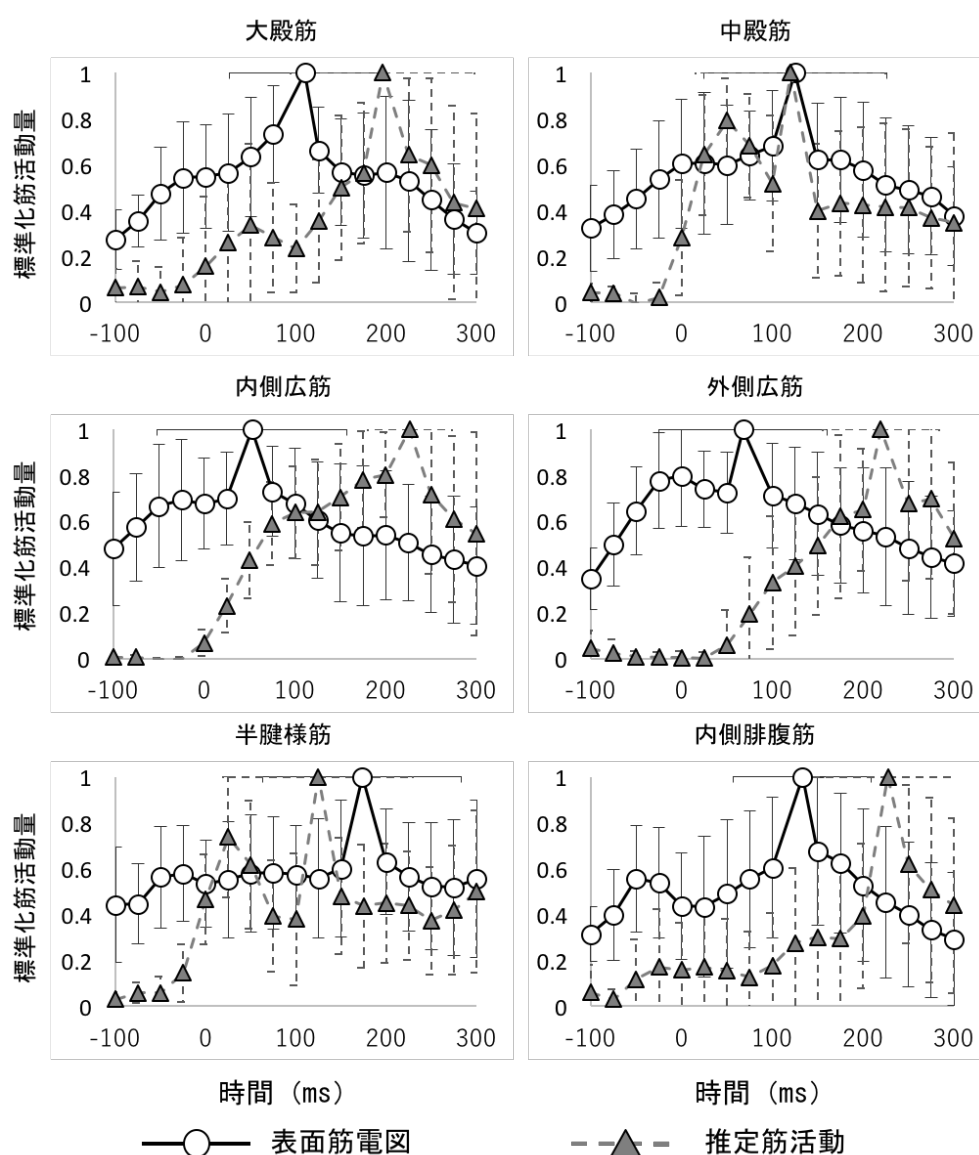


図 10. 全被験者の片脚着地中の表面筋電図と推定筋活動の平均 \pm SD の比較. 各活動量は着地時の最大値で標準化している. ピーク値とそのエラーバーは各活動量のピーク時間の平均 \pm SD を示す.

最大膝外反モーメント，垂直床反力，外方床反力および各筋張力の経時的变化を図 11 に各変数のピーク時間を表 3 に示す．最大膝外反モーメントと中殿筋張力の最大値の間に有意な負の相関が認められた ($\rho = -0.692, P = 0.006$) (表 4)．その他の筋張力最大値との間に有意な相関は認められなかった．また最大膝外反モーメントと最大外方床反力の間に有意な正の相関が認められた ($\rho = 0.618, P = 0.019$)．最大膝外反モーメントと最大垂直床反力との間に有意な相関は認められなかった (表 4)．

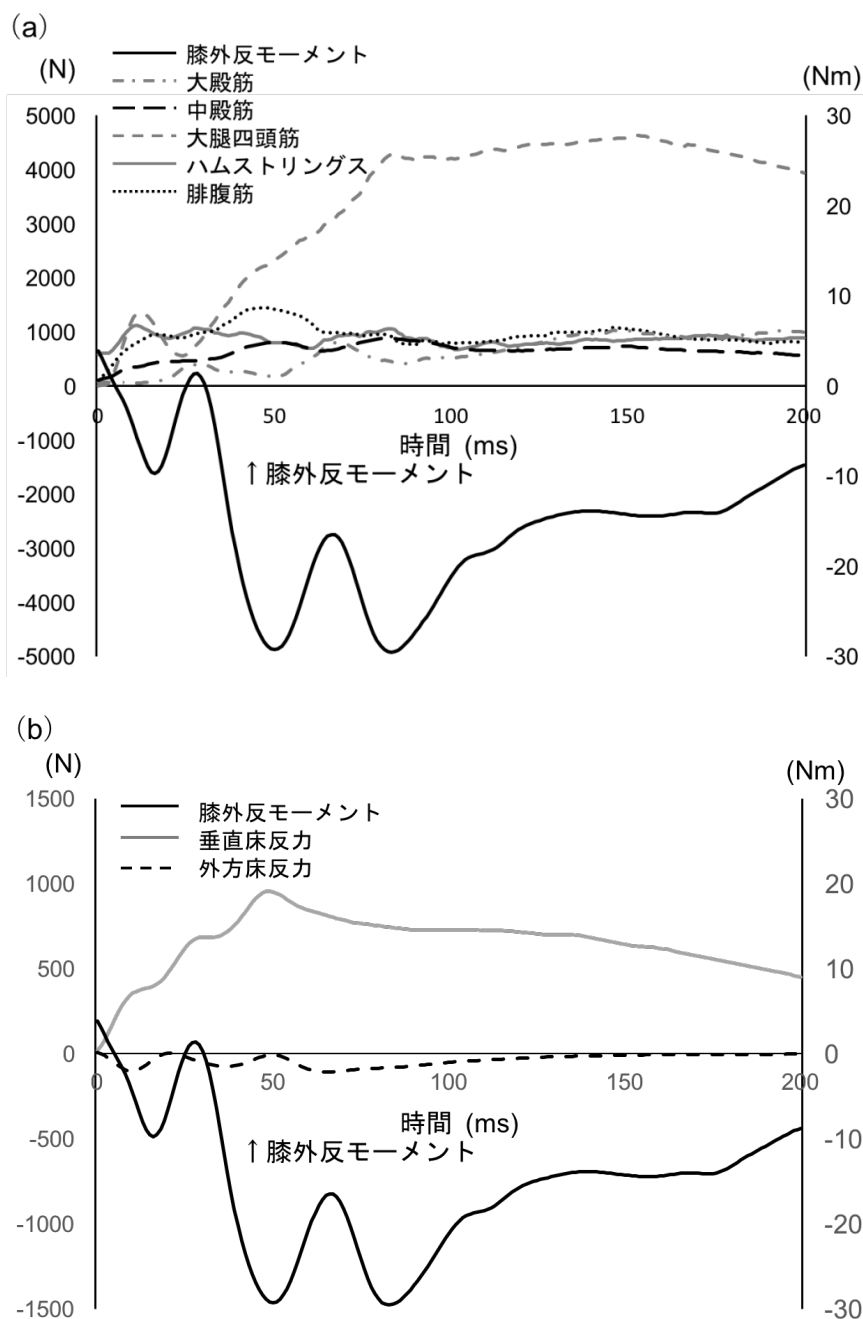


図 11. 膝外反モーメントと下肢筋張力の経時的变化 (a) および膝外反モーメントと床反力の経時的变化 (b)．波形は全被験者の平均を示す．

表 3. 各変数のピーク時間の平均 ± SD.

変数 (ms)	平均 ± SD
膝外反モーメント	33.9 ± 31.4
筋張力	
大殿筋	114.2 ± 38.2
中殿筋	72.6 ± 32.9
大腿四頭筋	132.5 ± 48.7
ハムストリングス	68.8 ± 34.1
腓腹筋	74.9 ± 34.5
床反力	
垂直床反力	71.2 ± 19.4
外方床反力	52.3 ± 19.5

表 4. 膝外反モーメントと下肢筋張力および床反力のための Spearman の順位相関係数

変数	膝外反モーメント	
	ρ	P 値
筋張力		
大殿筋	0.354	0.215
中殿筋	-0.692	0.006
大腿四頭筋	0.055	0.852
ハムストリングス	0.499	0.069
腓腹筋	0.134	0.648
床反力		
垂直床反力	-0.086	0.771
外方床反力	0.618	0.019

ステップワイズ重回帰分析には中殿筋張力の最大値および最大外方床反力を独立変数として投入した。その結果，中殿筋張力の最大値および最大外方床反力が最大膝外反モーメントの有意な予測変数となり，以下の回帰式が得られた($P < 0.001$, $R^2 = 0.760$)。

$$\text{最大膝外反モーメント} = 29.9 - 0.019 \times \text{最大中殿筋張力} + 1.061 \times \text{最大外方床反力}$$

各変数の P 値はそれぞれ，切片が $P = 0.045$ ，最大中殿筋張力が $P = 0.055$ ，最大外方床反力が $P = 0.002$ であった。

3.4. 考察

本研究の目的は DVJ における膝外反モーメントと下肢筋張力の関係を検討することであった。本研究結果は、DVJ における最大膝外反モーメントと中殿筋張力の最大値の間に有意な負の相関を示し、仮説を支持する結果となった。また最大膝外反モーメントと最大外方床反力の間には有意な正の相関が認められ、回帰分析の結果から、膝外反モーメントは外方床反力が大きい程増加し、中殿筋張力が大きい程減少することが示された。また、大殿筋、中殿筋、内側腓腹筋の表面筋電図と推定筋活動波形は同様の波形パターンを示し、推定筋活動に見られる遅延は *electromechanical delay* の範囲内であり、Hicks ら⁸⁰の定める妥当性基準に達した。しかし、内側広筋、外側広筋に見られた推定筋活動の遅延は 100ms 以上であり、半腱様筋の推定筋活動は表面筋電図より約 50ms 早期に出現した。広筋群については着地後のジャンプ時にモデル上で大きな筋活動が要求されたと考えられる。筋張力は長さ変化により張力が変化する受動要素と、活動量により張力が変化する収縮要素の合計により算出されるが、受動要素は生体よりも強く、収縮要素は生体よりも弱かったために、推定筋活動は大きく遅延した可能性がある。半腱様筋については生体では大腿四頭筋との同時収縮を示しているが、モデル上では拮抗筋である半腱様筋には膝屈曲モーメントは分配されず同時収縮を再現できていない可能性がある。これらの *electromechanical delay* との相違は本モデルの限界として挙げられる。

本研究結果は、DVJ 中の中殿筋張力が大きいものは膝外反モーメントが小さいことを示した。Hewett ら⁶⁰の報告により、DVJ における膝外反モーメントの大きい女性アスリートは高い ACL 損傷リスクを有するとされており、本研究結果は DVJ 中の中殿筋張力を高めることが ACL 損傷リスクを減少させる可能性があることを示唆したと考える。Mizner ら¹⁰¹の報告では股関節外転筋力と動作指導後の DVJ 中の膝外反モーメントの改善に有意な相関は認められなかったとされている。これらの報告より、股関節外転筋力のみではなく股関節外転筋の神経筋コントロール、すなわち着地中の股関節外転筋のリクルートメントを増加させることが膝外反モーメントを減少させることに寄与すると考えられる。したがって、着地動作における中殿筋のリクルートメントを増加させることを目的とした神経筋トレーニングは、膝外反モーメントを減少させることで ACL 損傷を減少させる可能性がある。

本研究では中殿筋以外の筋張力と膝外反モーメントの間に有意な相関は認められなかった。Uhorchak ら⁵⁹は大腿四頭筋とハムストリングスの求心性および遠心性筋力を計測し、前向き研究において ACL 損傷リスクを検討したが、大腿四頭筋、ハムストリングスの筋力は ACL 損傷を予測せず、大腿四頭筋とハムストリングスの筋力比を用いても ACL 損傷を予測し得なかったと報告している。Mizner ら¹⁰¹は、上述した股関節外転筋力以外に、体幹伸展・屈曲、股関節伸展、膝伸展・屈曲の筋力を計測し、膝外反モーメントとの相関を検討したが、有意な相関は認められなかった。本研究結果はこれらの先行研究を一部支持し、着地中の大腿四頭筋、ハムストリングス、腓腹筋の張力は膝外反モーメントと有意な相関を認めず、膝外反モーメントの制御には膝周囲筋よりも中殿筋による股関節の制御が重要である可能性を示唆した。

重回帰分析により膝外反モーメントは外方床反力および中殿筋張力の値から予測されることが示された。したがって、着地中の中殿筋のリクルートメントを増加させる神経筋ト

レーニングを行い、前額面上での姿勢制御を安定させることが ACL 損傷リスクの減少に寄与すると考えられる。本予測モデルでは中殿筋張力と外方床反力間に有意な相関は認められず、多重共線性の問題は認めなかった。よって、本モデルでは外方床反力と中殿筋張力は独立した説明変数と考えられるが、外方床反力および中殿筋張力がどのような条件で増加するかは不明である。

本研究にはいくつかの限界が挙げられる。最初に、本研究では着地中の中殿筋張力が膝外反モーメントと相関を示したが、先行研究で ACL 損傷と予測した股関節外転筋力および股関節外旋筋力¹⁰⁰と中殿筋張力との関係は不明である。次に、本研究では ACL 張力は計測しておらず、膝外反モーメントを予測した中殿筋張力や外方床反力が ACL 張力と関連するかは不明である。最後に本研究では外方床反力や中殿筋張力を増加させる要因は不明である。今後の研究では体幹や股関節の kinematics を含めて検討し、外方床反力や中殿筋張力が増加する要因を検討することで、膝外反モーメントを減少させる要因が示唆されると考える。

3.5. 結論

本研究は着地動作における最大膝外反モーメントと下肢筋張力の最大値の関係を検討し、最大膝外反モーメントと中殿筋張力の最大値との間に有意な負の相関が認められた。しかし、最大膝外反モーメントとその他の下肢筋張力の最大値との間に有意な相関は認められなかった。また最大膝外反モーメントと最大外方床反力との間に有意な正の相関を認め、重回帰分析では最大外方床反力の増加と最大中殿筋張力の減少が有意に最大膝外反モーメントを予測した。

4. 総括論議

本論文では ACL 損傷メカニズムの要因と考えられている着地中の脛骨前方引き出し力および膝外反モーメントに与える下肢筋張力の影響を検討した。第 2 章では着地動作における脛骨前方引き出し力は大腿四頭筋張力が引き起こしていることを明らかにし、そのピーク時間が ACL 損傷の生じるとされる時期よりも明らかに遅いことを示した。第 3 章では着地動作における膝外反モーメントは外方床反力が大きい程増加し、中殿筋張力が大きい程減少することを明らかにした。本章では、これらの結果を総括し、ACL 損傷メカニズムとの関連や予防介入の今後の発展について論じる。

ACL 損傷メカニズムについて、大腿四頭筋の収縮による脛骨前方引き出し力は受傷メカニズムの仮説の 1 つである。大腿四頭筋の収縮が脛骨を前方に牽引し、ACL 張力を増加させることはコンセンサスの得られていることであるが、現在のビデオ調査においては受傷場面における kinetics 解析には限界があり、垂直床反力を推定するのみに留まっている²³。着地動作においては大腿四頭筋が遠心性に収縮することは明らかであり、ACL 損傷の生じる膝浅屈曲位ではより大きな ACL 負荷が生じることから、これまで大腿四頭筋の受傷機序への関与が支持されてきた。しかし、本研究において通常の片脚着地動作時には大腿四頭筋および脛骨前方引き出し力のピーク時間は ACL が損傷するとされる時期よりも明らかに遅かった。つまり、大腿四頭筋の収縮が ACL 損傷を引き起こすには何らかの要因によって着地後早期に張力を増加させる必要がある。よって大腿四頭筋の収縮の ACL 損傷機序への関与を示すためには、今後の研究で大腿四頭筋張力が早期に増加する要因を検討する必要がある。また本研究では膝屈曲モーメントが大腿四頭筋張力を予測したため、ACL 受傷時のビデオ調査における kinetics の解析が膝屈曲モーメントの推定にまで発展することができれば、大腿四頭筋の収縮の ACL 損傷機序への関与がさらに明らかになると考える。

膝外反モーメントについては外方床反力により増加することが本研究により示された。外方床反力の増加は床反力ベクトルを膝関節の外側へ向け、膝外反モーメントを増加させると考えられる。ビデオ調査において、女性アスリートの ACL 時には大きな体幹の側方傾斜が観測されており²²、体幹側方傾斜の増加は床反力を外側に向け、膝外反モーメントを増加させることが要因だとし、その制御には股関節外転筋の神経筋コントロールが必要だと考察している。本研究結果は先行研究²²を支持し、外方床反力の増加および中殿筋張力の減少が膝外反モーメントを予測することを示した。ただし、本予測モデルでは外方床反力と中殿筋張力の間に関連は認められなかったため、それぞれの要因を増加させる要素についてはさらなる検討が必要である。体幹側屈や重心位置については本研究では言及していないため、今後の研究においては着地動作時などでの体幹側屈と外方床反力の関係や中殿筋張力の寄与についての検討が課題である。

予防介入のトレーニングについて、Sugimoto ら⁶⁹はメタ回帰分析を用いて ACL 損傷予防に影響を与える神経筋トレーニングの要素を検討した。その結果、トレーニング参加者の年齢、トレーニング時間および頻度、エクササイズの種類、動作指導のフィードバックの有無が神経筋トレーニングの予防効果に影響があるとした。エクササイズの種類には、バランストレーニング、プライオメトリックトレーニング、筋力トレーニングなどがあるが、この中で複数の要素を取り入れたトレーニングプログラムがより予防効果があると報

告した。近年の予防プログラムでは、体幹および上肢の筋力向上を目的とした近位セグメントのコントロールを含む傾向にあり、下肢の筋力トレーニングのみのプログラムよりも ACL 損傷予防の効果を示している¹⁰⁵。本研究では着地時の膝外反モーメントが大きな外方床反力によって増加することを示した。外方床反力は体幹の姿勢制御の不良によって増加すると考えられるため²²、体幹のコントロールを向上させるトレーニングは外方床反力の増加を防ぎ、ACL 損傷予防に貢献すると考える。さらに Sugimoto ら⁶⁹は口頭指示によるスポーツ動作の指導が ACL 損傷の予防効果があるとしている。これまで口頭指示の影響を検討した先行研究では、着地動作やカッティング動作における膝関節の屈曲角度増加、膝外反の減少、体幹側屈の減少などを指示し、動作時の kinetics, kinematics の変化を調査している。^{101,106-108} Benjaminse ら¹⁰⁷はカッティング動作時の体幹側屈角度を増加させないように指導した結果、膝外反モーメントが減少したと報告している。動作時の体幹および骨盤の制御には股関節外転筋による制御が必要であることが一般的に知られている。本研究では着地中の中殿筋張力が膝外反モーメントを減じることを示しており、外転筋のリクルートメントを増加させるような神経筋トレーニングの必要性を示唆した。筋力のみではなくリクルートメントの向上を図るためには体幹の制御を含めた動作指導を行うことが膝外反モーメントの減少および ACL 損傷リスクの減少に有効であると考えられる。

5. 結論

本論文の目的は、膝関節バイオメカニクスと下肢筋張力の関係を検討することであった。第二章では、着地動作における脛骨前方引き出し力と大腿四頭筋張力の関係性を示し、その最大値を呈する時期の検討を行った。第三章では、着地動作における膝外反モーメントと下肢筋張力の関係性を検討した。2つの研究より以下の結論を得た。

1. 片脚着地動作における大腿四頭筋張力および脛骨前方引き出し力のピーク時間は先行研究の報告した ACL 損傷が生じるとされる時期よりも明らかに遅いことが示された。大腿四頭筋張力と脛骨前方引き出し力は有意な正の相関を示し、大腿四頭筋張力の最大値は最大膝屈曲モーメントによって有意に予測されることを示した。
2. DVJ において最大膝外反モーメントと中殿筋張力の最大値との間に有意な負の相関が認められた。しかし、最大膝外反モーメントとその他の下肢筋張力の最大値との間に有意な相関は認められなかった。また最大膝外反モーメントと最大外方床反力との間に有意な正の相関を認め、重回帰分析では最大外方床反力の増加と最大中殿筋張力の減少が有意に最大膝外反モーメントを予測した。

6. 謝辞

本研究は、筆者が北海道大学大学院保健科学院保健科学専攻博士後期課程在学中に、大学院保健科学研究院機能回復学分野、山中正紀教授の指導のもと行われたものです。本論文を終えるに当たり、多大なるご指導やご支援を賜りました山中正紀教授に心より敬意と感謝の意を表します。

副指導教員である北海道大学大学院保健科学研究院機能回復学分野、遠山晴一教授には、研究内容から論文の執筆・投稿に至るまで、貴重なご意見、ご指導を頂きました。深く感謝申し上げます。

北海道大学大学院保健科学研究院機能回復学分野、前島洋教授、寒川美奈准教授には、ご多忙の中、本論文の審査員として新身なご指導、ご指摘を賜り心より感謝致します。

医療法人北海道大学大学院保健科学研究院機能回復学分野、齊藤展士助教には、論文投稿に当たり、また研究内容に関してご指導を賜り深く感謝致します。

北海道整形外科記念病院リハビリテーション科、神成透科長をはじめ、同病院に所属する医師、理学療法士の方々には学術的な面のみならず、臨床的な側面から貴重なご意見、ご指導を賜りましたこと深く感謝いたします。また、リハビリテーション科の皆様には、社会人学生としてご理解、ご協力いただきましたこと重ねて深謝申し上げます。

本研究を進めるに当たり、多大なるご協力やご支援を賜り、公私にわたって支えていただいた北海道大学大学院保健科学研究院運動器障害学研究室の関係者皆様には深く感謝いたします。特に、石田知也氏、谷口翔平氏、生田亮平氏、千々松雅人氏には有益な助言や多大なるご協力を賜り、心から感謝申し上げます。また、被験者を快諾して頂いた皆様にもこの場を借りて感謝申し上げます。

最後に、長期間に渡る学生生活を支えて下さった家族に、この場を借りて心から感謝の意を表します。

7. 参考文献

1. Hashemi J, Chandrashekar N, Mansouri H, et al. Shallow medial tibial plateau and steep medial and lateral tibial slopes: new risk factors for anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med.* 2010;38(1):54-62. doi:10.1177/0363546509349055.
2. Fuss FK. Anatomy of the cruciate ligaments and their function in extension and flexion of the human knee joint. *Am J Anat.* 1989;184(2):165-176. doi:10.1002/aja.1001840208.
3. 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.* 1991;73(2):260-267.
4. Bach JM, Hull ML, Patterson HA. Direct measurement of strain in the posterolateral bundle of the anterior cruciate ligament. *J Biomech.* 1997;30(3):281-283.
5. Sakane M, Livesay GA, Fox RJ, Rudy TW, Runco TJ, Woo SL-Y. Relative contribution of the ACL, MCL, and bony contact to the anterior stability of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1999;7(2):93-97. doi:10.1007/s001670050128.
6. Butler DL, Noyes FR, Grood ES. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am.* 1980;62(2):259-270.
7. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res.* 1995;13(6):930-935. doi:10.1002/jor.1100130618.
8. Matsumoto H. Mechanism of the pivot shift. *J Bone Joint Surg Br.* 1990;72(5):816-821.
9. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *Am J Sports Med.* 2006;34(9):1512-1532. doi:10.1177/0363546506286866.
10. Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg.* 2000;8(3):141-150.
11. Paxton ES, Kymes SM, Brophy RH. Cost-effectiveness of anterior cruciate ligament reconstruction: a preliminary comparison of single-bundle and double-bundle techniques. *Am J Sports Med.* 2010;38(12):2417-2425. doi:10.1177/0363546510375545.
12. Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA. Return to the preinjury level of competitive sport after anterior cruciate ligament reconstruction surgery: two-thirds of patients have not returned by 12 months after surgery. *Am J Sports Med.* 2011;39(3):538-543. doi:10.1177/0363546510384798.
13. Paterno MV, Rauh MJ, Schmitt LC, Ford KR, Hewett TE. Incidence of Second ACL Injuries 2 Years After Primary ACL Reconstruction and Return to Sport. *Am J Sports Med.* 2014;42(7):1567-1573. doi:10.1177/0363546514530088.
14. Nagelli CV, Hewett TE. Should Return to Sport be Delayed Until 2 Years After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction? Biological and Functional Considerations. *Sports Med.* 2017;47(2):221-232. doi:10.1007/s40279-016-0584-z.
15. Hewett TE, Bates NA. Preventive Biomechanics. *Am J Sports Med.* February 2017;363546516686080. doi:10.1177/0363546516686080.

16. Arendt EA, Agel J, Dick R. Anterior cruciate ligament injury patterns among collegiate men and women. *J Athl Train.* 1999;34(2):86-92.
17. Mihata LCS, Beutler AI, Boden BP. Comparing the incidence of anterior cruciate ligament injury in collegiate lacrosse, soccer, and basketball players: implications for anterior cruciate ligament mechanism and prevention. *Am J Sports Med.* 2006;34(6):899-904.
doi:10.1177/0363546505285582.
18. Stanley LE, Kerr ZY, Dompier TP, Padua DA. Sex Differences in the Incidence of Anterior Cruciate Ligament, Medial Collateral Ligament, and Meniscal Injuries in Collegiate and High School Sports: 2009-2010 Through 2013-2014. *Am J Sports Med.* 2016;44(6):1565-1572.
doi:10.1177/0363546516630927.
19. Agel J, Rockwood T, Klossner D. Collegiate ACL Injury Rates Across 15 Sports: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System Data Update (2004-2005 Through 2012-2013). *Clin J Sport Med.* 2016;26(6):518-523. doi:10.1097/JSM.0000000000000290.
20. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics.* 2000;23(6):573-578.
21. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med.* 2007;35(3):359-367.
doi:10.1177/0363546506293899.
22. Hewett TE, Torg JS, Boden BP. 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. *Br J Sports Med.* 2009;43(6):417-422.
doi:10.1136/bjism.2009.059162.
23. Koga H, Nakamae A, Shima Y, et al. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *Am J Sports Med.* 2010;38(11):2218-2225. doi:10.1177/0363546510373570.
24. Cochrane JL, Lloyd DG, Buttfield A, Seward H, McGivern J. Characteristics of anterior cruciate ligament injuries in Australian football. *J Sci Med Sport.* 2007;10(2):96-104.
doi:10.1016/j.jsams.2006.05.015.
25. DeMorat G, Weinhold P, Blackburn T, Chudik S, Garrett W. Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2004;32(2):477-483.
doi:10.1177/0363546503258928.
26. Withrow TJ, Huston LJ, Wojtys EM, Ashton-Miller JA. The effect of an impulsive knee valgus moment on in vitro relative ACL strain during a simulated jump landing. *Clin Biomech.* 2006;21(9):977-983. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.05.001.
27. Meyer EG, Haut RC. Anterior cruciate ligament injury induced by internal tibial torsion or tibiofemoral compression. *J Biomech.* 2008;41(16):3377-3383.
doi:10.1016/j.jbiomech.2008.09.023.
28. Meyer EG, Haut RC. Excessive compression of the human tibio-femoral joint causes ACL rupture. *J Biomech.* 2005;38(11):2311-2316. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.10.003.

29. Oh YK, Kreinbrink JL, Wojtys EM, Ashton-Miller JA. Effect of axial tibial torque direction on ACL relative strain and strain rate in an in vitro simulated pivot landing. *J Orthop Res.* 2012;30(4):528-534. doi:10.1002/jor.21572.
30. Lipps DB, Oh YK, Ashton-Miller JA, Wojtys EM. Effect of increased quadriceps tensile stiffness on peak anterior cruciate ligament strain during a simulated pivot landing. *J Orthop Res.* 2014;32(3):423-430. doi:10.1002/jor.22531.
31. Levine JW, Kiapour AM, Quatman CE, et al. Clinically relevant injury patterns after an anterior cruciate ligament injury provide insight into injury mechanisms. *Am J Sports Med.* 2013;41(2):385-395. doi:10.1177/0363546512465167.
32. Kiapour AM, Quatman CE, Goel VK, Wordeman SC, Hewett TE, Demetropoulos CK. Timing sequence of multi-planar knee kinematics revealed by physiologic cadaveric simulation of landing: implications for ACL injury mechanism. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2014;29(1):75-82. doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.10.017.
33. Kiapour AM, Demetropoulos CK, Kiapour A, et al. Strain Response of the Anterior Cruciate Ligament to Uniplanar and Multiplanar Loads During Simulated Landings: Implications for Injury Mechanism. *Am J Sports Med.* 2016;44(8):2087-2096. doi:10.1177/0363546516640499.
34. Quatman CE, Kiapour AM, Demetropoulos CK, et al. Preferential loading of the ACL compared with the MCL during landing: a novel in sim approach yields the multiplanar mechanism of dynamic valgus during ACL injuries. *Am J Sports Med.* 2014;42(1):177-186. doi:10.1177/0363546513506558.
35. Bates NA, Nesbitt RJ, Shearn JT, Myer GD, Hewett TE. Relative Strain in the Anterior Cruciate Ligament and Medial Collateral Ligament During Simulated Jump Landing and Sidestep Cutting Tasks. *Am J Sports Med.* 2015;43(9):2259-2269. doi:10.1177/0363546515589165.
36. Bates NA, Schilaty ND, Nagelli C V., Krych AJ, Hewett TE. Novel mechanical impact simulator designed to generate clinically relevant anterior cruciate ligament ruptures. *Clin Biomech.* 2017;44:36-44. doi:10.1016/j.clinbiomech.2017.03.005.
37. Bates NA, McPherson AL, Nesbitt RJ, Shearn JT, Myer GD, Hewett TE. Robotic simulation of identical athletic-task kinematics on cadaveric limbs exhibits a lack of differences in knee mechanics between contralateral pairs. *J Biomech.* 2017;53:36-44. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.12.019.
38. Bakker R, Tomescu S, Brenneman E, Hangalur G, Laing A, Chandrashekar N. Effect of sagittal plane mechanics on ACL strain during jump landing. *J Orthop Res.* 2016;34(9):1636-1644. doi:10.1002/jor.23164.
39. Cassidy K, Hangalur G, Sabharwal P, Chandrashekar N. Combined in vivo/in vitro method to study anteriomedial bundle strain in the anterior cruciate ligament using a dynamic knee simulator. *J Biomech Eng.* 2013;135(3):35001. doi:10.1115/1.4023520.
40. Hashemi J, Breighner R, Jang TH, Chandrashekar N, Ekwaro-Osire S, Slauterbeck JR. Increasing pre-activation of the quadriceps muscle protects the anterior cruciate ligament during the landing phase of a jump: An in vitro simulation. *Knee.* 2010;17(3):235-241. doi:10.1016/j.knee.2009.09.010.

41. Grood ES, Noyes FR, Butler DL, Suntay WJ. Ligamentous and capsular restraints preventing straight medial and lateral laxity in intact human cadaver knees. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63(8):1257-1269.
42. Sankar WN, Wells L, Sennett BJ, Wiesel BB, Ganley TJ. Combined anterior cruciate ligament and medial collateral ligament injuries in adolescents. *J Pediatr Orthop.* 2006;26(6):733-736. doi:10.1097/01.bpo.0000242433.81187.89.
43. Shelbourne KD, Nitz PA. The O'Donoghue triad revisited. Combined knee injuries involving anterior cruciate and medial collateral ligament tears. *Am J Sports Med.* 1991;19(5):474-477. doi:10.1177/036354659101900509.
44. Markolf KL, Graff-Radford A, Amstutz HC. In vivo knee stability. A quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. *J Bone Joint Surg Am.* 1978;60(5):664-674.
45. Yasuda K, Sasaki T. Exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. The force exerted on the tibia by the separate isometric contractions of the quadriceps or the hamstrings. *Clin Orthop Relat Res.* 1987;220:275-283.
46. Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS. Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72(4):557-567.
47. 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.* 2004;32(4):1002-1012.
48. Quatman CE, Hewett TE. The anterior cruciate ligament injury controversy: is "valgus collapse" a sex-specific mechanism? *Br J Sports Med.* 2009;43(5):328-335. doi:10.1136/bjism.2009.059139.
49. Hashemi J, Breighner R, Chandrashekar N, et al. Hip extension, knee flexion paradox: A new mechanism for non-contact ACL injury. *J Biomech.* 2011;44(4):577-585. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.11.013.
50. Li G, Rudy TW, Sakane M, Kanamori A, Ma CB, Woo SL. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech.* 1999;32(4):395-400.
51. Renström P, Arms SW, Stanwyck TS, Johnson RJ, Pope MH. Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. *Am J Sports Med.* 1986;14(1):83-87. doi:10.1177/036354658601400114.
52. Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin Biomech.* 2001;16(5):438-445.
53. Nagano Y, Ida H, Akai M, Fukubayashi T. Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing. *Knee.* 2007;14(3):218-223. doi:10.1016/j.knee.2006.11.008.
54. Sigward SM, Powers CM. The influence of gender on knee kinematics, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting. *Clin Biomech.* 2006;21(1):41-48. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.08.001.

55. Hanson AM, Padua DA, Blackburn JT, Prentice WE, Hirth CJ. Muscle activation during side-step cutting maneuvers in male and female soccer athletes. *J Athl Train*. 2008;43(2):133-143. doi:10.4085/1062-6050-43.2.133.
56. Beaulieu ML, Lamontagne M, Xu L. Lower limb muscle activity and kinematics of an unanticipated cutting manoeuvre: a gender comparison. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009;17(8):968-976. doi:10.1007/s00167-009-0821-1.
57. Brown TN, McLean SG, Palmieri-Smith RM. Associations between lower limb muscle activation strategies and resultant multi-planar knee kinetics during single leg landings. *J Sci Med Sport*. 2014;17(4):408-413. doi:10.1016/j.jsams.2013.05.010.
58. Shultz SJ, Nguyen A-D, Leonard MD, Schmitz RJ. Thigh strength and activation as predictors of knee biomechanics during a drop jump task. *Med Sci Sports Exerc*. 2009;41(4):857-866. doi:10.1249/MSS.0b013e3181e3b3f.
59. Uhorchak JM, Scoville CR, Williams GN, Arciero RA, Pierre P St., Taylor DC. Risk Factors Associated with Noncontact Injury of the Anterior Cruciate Ligament. *Am J Sports Med*. 2003;31(6):831-842. doi:10.1177/03635465030310061801.
60. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al. 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*. 2005;33(4):492-501. doi:10.1177/0363546504269591.
61. 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*. 2010;42(10):1923-1931. doi:10.1249/MSS.0b013e3181dc99b1.
62. Shea KG, Pfeiffer R, Wang JH, Curtin M, Apel PJ. Anterior cruciate ligament injury in pediatric and adolescent soccer players: an analysis of insurance data. *J Pediatr Orthop*. 2004;24(6):623-628. doi:10.1097/01241398-200411000-00005.
63. Kim D, Unger J, Lanovaz JL, Oates AR. The Relationship of Anticipatory Gluteus Medius Activity to Pelvic and Knee Stability in the Transition to Single-Leg Stance. *PM R*. 2016;8(2):138-144. doi:10.1016/j.pmrj.2015.06.005.
64. Lawrence RK, Kernozek TW, Miller EJ, Torry MR, Reuteman P. Influences of hip external rotation strength on knee mechanics during single-leg drop landings in females. *Clin Biomech*. 2008;23(6):806-813. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.02.009.
65. Frank B, Bell DR, Norcross MF, Blackburn JT, Goerger BM, Padua D a. Trunk and hip biomechanics influence anterior cruciate loading mechanisms in physically active participants. *Am J Sports Med*. 2013;41(11):2676-2683. doi:10.1177/0363546513496625.
66. Pollard CD, Sigward SM, Powers CM. Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clin Biomech*. 2010;25(2):142-146. doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.10.005.
67. Myer GD, Sugimoto D, Thomas S, Hewett TE. The influence of age on the effectiveness of neuromuscular training to reduce anterior cruciate ligament injury in female athletes: a meta-analysis. *Am J Sports Med*. 2013;41(1):203-215. doi:10.1177/0363546512460637.

68. Donnell-Fink LA, Klara K, Collins JE, et al. Effectiveness of knee injury and anterior cruciate ligament tear prevention programs: A meta-analysis. *PLoS One*. 2015;10(12):1-17. doi:10.1371/journal.pone.0144063.
69. Sugimoto D, Myer GD, Barber Foss KD, Pepin MJ, Micheli LJ, Hewett TE. Critical components of neuromuscular training to reduce ACL injury risk in female athletes: meta-regression analysis. *Br J Sports Med*. 2016;50(20):1259-1266. doi:10.1136/bjsports-2015-095596.
70. Krosshaug T, Steffen K, Kristianslund E, et al. The Vertical Drop Jump Is a Poor Screening Test for ACL Injuries in Female Elite Soccer and Handball Players: A Prospective Cohort Study of 710 Athletes. *Am J Sports Med*. 2016;44(4):874-883. doi:10.1177/0363546515625048.
71. Delp SL, Loan JP, Hoy MG, Zajac FE, Topp EL, Rosen JM. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1990;37(8):757-767. doi:10.1109/10.102791.
72. Hamner SR, Delp SL. Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. *J Biomech*. 2013;46(4):780-787. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.11.024.
73. Hamner SR, Seth A, Delp SL. Muscle contributions to propulsion and support during running. *J Biomech*. 2010;43(14):2709-2716. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.06.025.
74. Erdemir A, McLean S, Herzog W, van den Bogert AJ. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin Biomech*. 2007;22(2):131-154. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.09.005.
75. Delp S, Loan J. A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement. *Comput Sci Eng*. 2000;2(5):46-55. doi:10.1109/5992.877394.
76. Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, et al. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2007;54(11):1940-1950. doi:10.1109/TBME.2007.901024.
77. Pizzolato C, Lloyd DG, Sartori M, et al. CEINMS: A toolbox to investigate the influence of different neural control solutions on the prediction of muscle excitation and joint moments during dynamic motor tasks. *J Biomech*. 2015;48(14):3929-3936. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.09.021.
78. Mantoan A, Pizzolato C, Sartori M, Sawacha Z, Cobelli C, Reggiani M. MOtoNMS: A MATLAB toolbox to process motion data for neuromusculoskeletal modeling and simulation. *Source Code Biol Med*. 2015;10(1):12. doi:10.1186/s13029-015-0044-4.
79. Tagliapietra L, Vivian M, Sartori M, Farina D, Reggiani M. Estimating EMG signals to drive neuromusculoskeletal models in cyclic rehabilitation movements. *Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc EMBS*. 2015;2015-Novem:3611-3614. doi:10.1109/EMBC.2015.7319174.
80. Hicks JL, Uchida TK, Seth A, Rajagopal A, Delp SL. Is My Model Good Enough? Best Practices for Verification and Validation of Musculoskeletal Models and Simulations of Movement. *J Biomech Eng*. 2015;137(2):20905. doi:10.1115/1.4029304.
81. Arnold EM, Hamner SR, Seth A, Millard M, Delp SL. How muscle fiber lengths and velocities affect muscle force generation as humans walk and run at different speeds. *J Exp Biol*. 2013;216:2150-2160. doi:10.1242/jeb.075697.

82. 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.* 2011;44(10):1845-1851. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.04.010.
83. Mokhtarzadeh H, Perraton L, Fok L, et al. A comparison of optimisation methods and knee joint degrees of freedom on muscle force predictions during single-leg hop landings. *J Biomech.* 2014;47(12):2863-2868. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.07.027.
84. Mokhtarzadeh H, Yeow CH, Hong Goh JC, Oetomo D, Malekipour F, Lee PV-S. Contributions of the soleus and gastrocnemius muscles to the anterior cruciate ligament loading during single-leg landing. *J Biomech.* 2013;46(11):1913-1920. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.04.010.
85. Morgan KD, Donnelly CJ, Reinbolt JA. Elevated gastrocnemius forces compensate for decreased hamstrings forces during the weight-acceptance phase of single-leg jump landing: implications for anterior cruciate ligament injury risk. *J Biomech.* 2014;47(13):3295-3302. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.08.016.
86. Ewing KA, Fernandez JW, Begg RK, Galea MP, Lee PVS. Prophylactic knee bracing alters lower-limb muscle forces during a double-leg drop landing. *J Biomech.* 2016;49(14):3347-3354. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.08.029.
87. Kar J, Quesada PM. A musculoskeletal modeling approach for estimating anterior cruciate ligament strains and knee anterior-posterior shear forces in stop-jumps performed by young recreational female athletes. *Ann Biomed Eng.* 2013;41(2):338-348. doi:10.1007/s10439-012-0644-y.
88. Kar J, Quesada PM. A numerical simulation approach to studying anterior cruciate ligament strains and internal forces among young recreational women performing valgus inducing stop-jump activities. *Ann Biomed Eng.* 2012;40(8):1679-1691. doi:10.1007/s10439-012-0572-x.
89. Weinhandl JT, Earl-Boehm JE, Ebersole KT, Huddleston WE, Armstrong BSR, O'Connor KM. Anticipatory effects on anterior cruciate ligament loading during sidestep cutting. *Clin Biomech.* 2013;28(6):655-663. doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.06.001.
90. 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.* 2003;11(5):307-311. doi:10.1007/s00167-003-0403-6.
91. 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.* 2016;51(9):669-681. doi:10.4085/1062-6050-51.10.15.
92. Domire ZJ, Boros RL, Hashemi J. An examination of possible quadriceps force at the time of anterior cruciate ligament injury during landing: A simulation study. *J Biomech.* 2011;44(8):1630-1632. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.03.001.
93. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):361-374. doi:10.1016/S1050-6411(00)00027-4.

94. Lu T-W, O'Connor JJ. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *J Biomech.* 1999;32(2):129-134. doi:10.1016/S0021-9290(98)00158-4.
95. Thelen D, Anderson F. Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *J Biomech.* 2006;39:1107-1115. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.02.010.
96. Thelen DG. Adjustment of Muscle Mechanics Model Parameters to Simulate Dynamic Contractions in Older Adults. *J Biomech Eng.* 2003;125(1):70. doi:10.1115/1.1531112.
97. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.* 4th ed. Canada: Wiley & Sons, Inc.; 2009.
98. Zhou S. Effects of fatigue and sprint training on electromechanical delay of knee extensor muscles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1996;72(5-6):410-416. doi:10.1007/BF00242269.
99. Corcos DM, Gottlieb GL, Latash ML, Almeida GL, Agarwal GC. Electromechanical delay: An experimental artifact. *J Electromyogr Kinesiol.* 1992;2(2):59-68. doi:10.1016/1050-6411(92)90017-D.
100. Khayambashi K, Ghoddosi N, Straub RK, Powers CM. Hip Muscle Strength Predicts Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury in Male and Female Athletes: A Prospective Study. *Am J Sports Med.* 2016;44(2):355-361. doi:10.1177/0363546515616237.
101. Mizner RL, Kawaguchi JK, Chmielewski TL. Muscle strength in the lower extremity does not predict postinstruction improvements in the landing patterns of female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38(6):353-361. doi:10.2519/jospt.2008.2726.
102. Myer GD, Ford KR, Khoury J, Succop P, Hewett TE. Development and Validation of a Clinic-Based Prediction Tool to Identify Female Athletes at High Risk for Anterior Cruciate Ligament Injury. *Am J Sports Med.* 2010;38(10):2025-2033. doi:10.1177/0363546510370933.
103. Hewett TE, Myer GD, Kiefer AW, Ford KR. Longitudinal Increases in Knee Abduction Moments in Females during Adolescent Growth. *Med Sci Sports Exerc.* 2015;47(12). doi:10.1249/MSS.0000000000000700.
104. Roewer BD, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. The “impact” of force filtering cut-off frequency on the peak knee abduction moment during landing: artefact or “artifiction”? *Br J Sports Med.* 2014;48(6):464-468. doi:10.1136/bjsports-2012-091398.
105. Sugimoto D, Alentorn-Geli E, Mendiguch??a J, Samuelsson K, Karlsson J, Myer GD. Biomechanical and Neuromuscular Characteristics of Male Athletes: Implications for the Development of Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Programs. *Sport Med.* 2015;45(6). doi:10.1007/s40279-015-0311-1.
106. Elias ARC, Hammill CD, Mizner RL. Changes in quadriceps and hamstring cocontraction following landing instruction in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2015;45(4):273-280. doi:10.2519/jospt.2015.5335.
107. Benjaminse A, Otten B, Gokeler A, Diercks RL, Lemmink KAPM. Motor learning strategies in basketball players and its implications for ACL injury prevention: a randomized controlled trial. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017;25(8):2365-2376. doi:10.1007/s00167-015-3727-0.

108. Dempsey AR, Lloyd DG, Elliott BC, Steele JR, Munro BJ. Changing sidestep cutting technique reduces knee valgus loading. *Am J Sports Med.* 2009;37(11):2194-2200.
doi:10.1177/0363546509334373.

8. 業績一覧

1. 学会誌又は学術誌への論文掲載

I. 論文発表

1. Ueno R, Ishida T, Yamanaka M, Taniguchi S, Ikuta R, Samukawa M, Saito H, Tohyama H. Quadriceps force and anterior tibial force occur obviously later than vertical ground reaction force: a simulation study. BMC Musculoskelet Disord. 2017;18(1):467
2. 生田亮平, 石田知也, 山中正紀, 谷口翔平, 上野亮, 越野裕太, 寒川美奈, 遠山晴一. Drop vertical jump におけるハムストリングスの着地前筋活動と着地中の膝関節外反角度および外反モーメントとの関係. 日本臨床スポーツ医学会誌. 2016;24(1):71-77.

II. 口頭発表

1. Ikuta R, Ishida T, Tohyama H, Taniguchi T, Ueno R, Koshino Y, Samukawa M, Saito H, Yamanaka M. The Pelvic Lateral Tilting At Ground Contact Increases The Knee Abduction Moment During A Single Leg Landing Task. 62th Orthopaedic Research Society Annual Meeting. 2016. Mar 5-8 (Disney's Coronado Springs Resort in Orlando, FL, USA).
2. Ishida T, Yamanaka M, Taniguchi T, Ueno R, Minami S, Koshino Y, Samukawa M, Saito H, Kobayashi T, Matsumoto H, Aoki Y, Tohyama H. The Hip Internal Rotation is Negatively Correlated to Valgus Knee Motion and Internal Tibial Rotation in the Early Phase during a Landing Task in Drop Jumping. 61th Orthopaedic Research Society Annual Meeting. 2015. Mar 28-31 (MGM Grand Hotel, Las Vegas, NV, USA).
3. Ohsuka S, Yamanaka M, Miura T, Saito Y, Ueno R, Samukawa M, Saito H, Tohyama H. Changes in Feedforward Activation of the Deep Abdominal Muscles Associated with Trunk Rotational Torque in Subjects with Non-specific Chronic Low Back Pain. 64th Orthopaedic Research Society Annual Meeting. 2018. Mar 10-13 (Hyatt Regency New Orleans, New Orleans, LA, USA).
4. Taniguchi T, Ishida T, Tohyama H, Ueno R, Ikuta R, Koshino Y, Samukawa M, Saito H, Yamanaka M. The Effects Of The Lateral Trunk Lean And Gender-difference On The Peak Moment Of The Knee And Hip In The Frontal Plane During Single Leg Landing. 62th Orthopaedic Research Society Annual Meeting. 2016. Mar 5-8 (Disney's Coronado Springs Resort in Orlando, FL, USA).

5. Ueno R, Yamanaka M, Ishida T, Taniguchi T, Ikuta R, Tohyama H. Comparisons of Angular Velocities of Knee Abduction and Tibial Internal Rotation between Female and Male Subjects during a Landing Task. 61th Orthopaedic Research Society Annual Meeting. 2015. Mar 28-31 (MGM Grand Hotel, Las Vegas, NV, USA).
6. Ueno R, Yamanaka M, Ishida T, Taniguchi T, Ikuta R, Tohyama H. Peak Muscle Forces Around The Knee Joint Do Not Significantly Contribute To The Peak Valgus Knee Moment During A Drop Vertical Jump Task In Female Subjects. 62th Orthopaedic Research Society Annual Meeting. 2016. Mar 5-8 (Disney's Coronado Springs Resort in Orlando, FL, USA).
7. Ueno R, Yamanaka M, Ishida T, Taniguchi T, Samukawa M, Saito H, Tohyama H. Correlative Relationship Between Gluteus Medius Force and Knee Valgus Moment During Drop Vertical Jump Task in Female Subjects. 64th Orthopaedic Research Society Annual Meeting. 2018. Mar 10-13 (Hyatt Regency New Orleans, New Orleans, LA, USA).
8. Ueno R, Yamanaka M, Ishida T, Taniguchi T, Samukawa M, Saito H, Tohyama H. Peak Times of Quadriceps Force And Anterior Tibial Force Are Significantly Later Than That of Vertical Ground Reaction Force During Single Leg Landing. 63th Orthopaedic Research Society Annual Meeting. 2017. Mar 19-22 (San Diego Convention Center, San Diego, CA, USA).
9. 生田亮平, 石田知也, 山中正紀, 谷口翔平, 上野亮, 遠山晴一. 佐藤正裕, 馬越博久. Drop vertical jump における膝最大外反モーメントと垂直床反力の衝撃緩衝係数との関連性. 第9回日本関節鏡・膝・スポーツ整形外科学会 (JOSKAS) . 2017年7月28-30日 (札幌市, 札幌コンベンションセンター)
10. 生田亮平, 石田知也, 山中正紀, 谷口翔平, 上野亮, 越野裕太, 寒川美奈, 遠山晴一. Drop vertical jump における着地後早期の膝関節外反増加量は着地動作中の膝関節最大外反モーメントと相関する. 第26回日本臨床スポーツ医学会学術集会. 2015年11月7-8日 (神戸市, 神戸国際会議場, 神戸商工会議所)
11. 生田亮平, 石田知也, 谷口翔平, 上野亮, 馬場周, 越野裕太, 寒川美奈, 遠山晴一, 山中正紀. 片脚着地動作における接地時の骨盤傾斜角度が接地後早期の膝関節外反運動に与える影響. 第4回日本アスレティックトレーニング学会学術集会. 2015年7月18-19日 (松戸市, 流通経済大学新松戸キャンパス)
12. 生田亮平, 石田知也, 山中正紀, 谷口翔平, 上野亮, 南茂幸, 越野裕太, 遠山晴一. 片脚着地における接地後早期の膝関節外反と股関節 kinematics との相関性の検討.

第7回日本関節鏡・膝・スポーツ整形外科学会（JOSKAS）．2015年6月18-20日
（札幌市，札幌コンベンションセンター・札幌市産業振興センター）

13. 生田亮平，山中正紀，石田知也，谷口翔平，越野裕太，上野亮，遠山晴一． Drop vertical jump における膝関節周囲筋の接地前筋活動が膝関節外反に与える影響． 2014年11月8-9日（東京都，国立スポーツ科学センター・味の素ナショナルトレーニングセンター）
14. 生田亮平，山中正紀，石田知也，谷口翔平，越野裕太，上野亮． 着地動作における膝周囲筋前活動と接地後早期の膝外反角度および膝外反モーメントの関係． 第49回日本理学療法学会． 2014年5月30日-6月1日（横浜市，パシフィコ横浜）
15. 上野亮，石田知也，谷口翔平，山中正紀，遠山晴一． 片脚着地動作における大腿四頭筋筋力および脛骨前方引き出し力の最大値発生時期の検討． 第9回日本関節鏡・膝・スポーツ整形外科学会（JOSKAS）． 2017年7月28-30日（札幌市，札幌コンベンションセンター）
16. 上野亮，山中正紀，石田知也，谷口翔平，生田亮平，遠山晴一． Drop vertical jump と片脚着地課題における垂直床反力と脛骨前方引き出し力の相関性の検討． 第8回日本関節鏡・膝・スポーツ整形外科学会（JOSKAS）． 2016年7月28-30日（福岡市，福岡国際会議場）
17. 上野亮，山中正紀，石田知也，谷口翔平，生田亮平，遠山晴一． Drop vertical jump における膝外反モーメントと脛骨前方剪断力に対する膝周囲筋筋張力の影響． 第26回日本臨床スポーツ医学会学術集会． 2015年11月7-8日（神戸市，神戸国際会議場，神戸商工会議所）
18. 上野亮，山中正紀，石田知也，谷口翔平，生田亮平，遠山晴一． Drop vertical jump における膝外反が膝前十字靭帯の伸長に与える影響． 2014年11月8-9日（東京都，国立スポーツ科学センター・味の素ナショナルトレーニングセンター）
19. 上野亮，山中正紀，石田知也，谷口翔平，武田直樹． 着地動作における膝外転，内旋角速度の特性とその性差． 第48回日本理学療法学会． 2013年5月24-26日（名古屋市，名古屋国際会議場）
20. 大須賀聡，山中正紀，三浦拓也，上野亮，遠山晴一． 非特異的腰痛症例における上肢挙上時の体幹深層筋のオンセットの検討． 第9回日本関節鏡・膝・スポーツ整形外科学会（JOSKAS）． 2017年7月28-30日（札幌市，札幌コンベンションセンター）

21. 大須賀聡, 山中正紀, 三浦拓也, 齋藤優輝, 上野亮, 寒川美奈, 齊藤展士, 遠山晴一. 体幹回旋を伴う上肢運動時の体幹ローカル筋筋活動 onset の検討. 第 52 回日本理学療法学会. 2017 年 5 月日 (札幌市, 幕張メッセ国際会議場)
22. 谷口翔平, 山中正紀, 石田知也, 生田亮平, 上野亮, 越野裕太, 江沢侑也, 井上雅之, 遠山晴一. 片脚着地動作時の体幹側屈は膝関節外反モーメントを増加させる. 第 26 回日本臨床スポーツ医学会学会. 2015 年 11 月 7-8 日 (神戸市, 神戸国際会議場, 神戸商工会議所)
23. 千々松雅人, 石田知也, 山中正紀, 谷口翔平, 上野亮, 寒川美奈, 遠山晴一. 片脚着地後のジャンプ動作が接地時の膝外反モーメントに与える影響. 第 28 回日本臨床スポーツ医学会. 2017 年 11 月 18-19 日 (東京都, 国立オリンピック記念青少年総合センター)
24. 千々松雅人, 石田知也, 谷口翔平, 上野亮, 遠山晴一, 山中正紀. 片脚着地後のジャンプ動作が接地後早期の膝外反角度および膝外反モーメントに与える影響. 第 68 回北海道理学療法士学会. 2017 年 10 月 21-22 日 (苫小牧市, 苫小牧市民会館).
25. 馬場周, 山中正紀, 石田知也, 谷口翔平, 上野亮, 生田亮平, 齊藤展士, 寒川美奈, 遠山晴一. 下腿側方傾斜角度を用いた drop vertical jump 着地時の膝関節外反角度の評価の試み. 第 51 回日本理学療法学会. 2016 年 5 月 27-29 日 (札幌市, 札幌コンベンションセンター・札幌市産業振興センター)
26. 南茂幸, 山中正紀, 石田知也, 谷口翔平, 上野亮, 生田亮平, 越野裕太, 遠山晴一. Drop vertical jump 着地動作修正介入が膝関節 kinetics およびジャンプパフォーマンスに与える効果. 第 7 回日本関節鏡・膝・スポーツ整形外科学会 (JOSKAS). 2015 年 6 月 18-20 日 (札幌市, 札幌コンベンションセンター・札幌市産業振興センター)

2. 総説・解説

1. 上野亮, 山中正紀, 遠山晴一. 膝前十字靭帯損傷の受傷機序に関するバイオメカニクス. 関節外科. 2017;36(3):212-219