

2014年度 修士論文

前十字靱帯損傷メカニズムにおける
下腿回旋の影響：
2009 年以降のレビュー

早稲田大学 大学院スポーツ科学研究科

スポーツ科学専攻 健康スポーツマネジメントコース

5014A314-1

田中 章博

研究指導教員： 中村 好男 教授

目次

第1章 緒言	1
第1節 論拠	1
第1項 前十字靱帯損傷の特徴	1
第2項 前十字靱帯損傷メカニズム	1
第3項 既存のレビュー研究における下腿回旋の解釈	2
第4項 近年の変化	2
第2節 研究の目的	2
第2章 方法	3
第1節 プロトコルと登録	3
第2節 適格性基準	3
第1項 研究の種類	3
第2項 対象、方法ならびにアウトカムの種類	3
第3節 情報ソース	4
第4節 検索	4
第5節 研究の選択	5
第6節 データの収集課程ならびにデータ項目	5
第7節 各研究のバイアス危険	5
第8節 研究全般のバイアス危険	7
第3章 結果	9
第1節 研究の選択	9
第2節 研究の特徴	10
第1項 研究デザイン	10
第2項 対象	10
第3項 方法	11
第4項 比較	13
第5項 アウトカム	13
第3節 研究内バイアス危険	14
第4節 各研究の結果	15
第5節 研究全般のバイアス危険	18
第4章 考察	19

第1節	エビデンスの要約	19
第1項	研究方法	19
第2項	結果	21
第2節	限界	25
第3節	結論	25
参考文献		27
謝辞		33

第1章 緒言

第1節 論拠

第1項 前十字靱帯損傷の特徴

競技選手にとって膝関節前十字靱帯損傷は重篤な外傷である。近年の報告においても、前十字靱帯再建術から競技復帰までの平均の期間は 8.3 ± 2.5 か月[1]と、受傷した選手は長期間の競技離脱を強いられている。また受傷前の活動レベルが Tegner Scale 7~10 の群において前十字靱帯再建術後に受傷前の活動レベルに復帰できなかったものの割合は 13.1%[1]と報告されており、スポーツ競技選手の大半は Tegner Scale 7~10 に当てはまることを考慮すると、受傷者の 1 割以上が選手生命を脅かされていると考えられる。その他にも、中高生において前十字靱帯再建術後、同側および対側における第二の前十字靱帯損傷の発生率は 22.6%[2]と報告されている。第二の受傷をした際には、選手は再度長期離脱を強いられ、また選手生命が脅かされるリスクを背負う。それゆえ、まず初回の前十字靱帯損傷を予防することが非常に重要である。

第2項 前十字靱帯損傷メカニズム

前十字靱帯損傷予防に関する研究はこれまでに多数実施されている。こういった対象に発生が多いかを明らかにする疫学研究、こういった動作で損傷が発生しているかを明らかにするメカニズム研究、どのような要素が受傷につながる可能性が高いかを明らかにするリスクファクターに関する研究、何をすれば予防できるのかに関する予防法研究などが行われている[3]。その中で、「どのような状況が危険か、どのような動作が危険か」という情報を提供する受傷メカニズムに関する知見は予防法の土台となる部分であり、予防に関する研究の中核と言っても過言ではないだろう。

解剖学的視点から見た前十字靱帯損傷メカニズム

膝関節前十字靱帯損傷は大腿骨顆間窩後外側から斜め前方に走行し、脛骨前顆間区に付着する靱帯である。主要な機能として大腿骨に対する脛骨の前方への滑り出しや膝関節伸展における過伸展を抑制し、また大腿骨に対する脛骨の内旋を抑制する。他にも内側側副靱帯と共同して膝関節外反を、外側側副靱帯と共同して膝関節内反を補助的に抑制する。一方、抑制している動きが大きくなった際に前十字靱帯は引き伸ばされ歪みが発生する[4]。そして、その動きが靱帯の強度を上回った際に損傷が発生すると考えられている。

受傷状況分析から見た前十字靱帯損傷メカニズム

前十字靱帯損傷受傷状況を分析した研究において、バスケットボール、サッカー、ハンドボール、アメリカンフットボール、ラグビー、ラクロス、器械体操などの競技において損傷が多く発生していることが報告されている[3]。受傷状況は大きく、下腿に直接衝突が加わることによって発生する接触性損傷と下腿への衝突がない状況で発生する非接触性損傷に分類される。アメリカンフットボールなどコンタクトスポーツにおいては接触性損傷が多く、バスケットボールなどのスポーツにおいては非接触性損傷が多いことが報告されている[3]。接触性損傷の受傷起点は下腿への衝突であるが、非接触性損傷の受傷起点は片足着地、急な減速、方向転換が多いと報告されている[3]。非接触性損傷受傷映像のビデオ分析から報告されている代表的な受傷メカニズムとして、‘Valgus Collapse’ [5]と呼ばれる膝関節外反・外旋位での損傷があり、前十字靱帯損傷の危険肢位と考えられてきた。そして、ビデオ分析研究において、受傷時の下腿の回旋肢位は外旋の方が多く報告されてきた[6 7]。それを説明するメカニズムとして、下腿の外旋によって、インピンジメントと称される大腿骨顆部と前十字靱帯の衝突が発生

し、それによって前十字靭帯が引き伸ばされると報告されている[6]。

第3項 既存のレビュー研究における下腿回旋の解釈

水平面以外の要素である、脛骨近位の前方引出しや膝関節過伸展、膝関節外反や接触性損傷における膝関節内反などは前十字靭帯損傷における危険因子であることに一定のコンセンサスが得られている。一方で、上述のように下腿回旋の影響に関しては解剖学的視点と受傷状況分析において結論が一貫していない。2010年にQuatmanらが報告した前十字靭帯損傷メカニズムに関する最新のシステマティックレビューにおいては、水平面単独のメカニズムを支持した研究はわずか5%であり、「多くの研究では実験において回旋を評価することを無視しており、回旋メカニズムの影響は顕著に明らかでない。」と述べている。そのうえで、複数の研究で下腿内旋が外旋より強く影響しているという支持はあるものの、観察研究における受傷時の状況は下腿外旋が多く、また荷重位では外旋によって歪みが増加するという報告が存在するとし、多面的な‘Valgus Collapse’に膝関節の内旋もしくは外旋が組み合わさることで損傷に影響すると考察している[8]。上記から理解されることは、過去の研究において回旋に関する検討は少なく、また他の関節運動と比較して損傷に与えるインパクトが小さいと評価されてきたということであろう。

第4項 近年の変化

一方で、近年は測定方法の発展が見られ、ビデオ映像から詳細な3次元の関節運動データを抽出する手法や、より生体に近い動作様式を用いた屍体でのシミュレーション方法などが開発され、前十字靭帯損傷メカニズムにおける下腿回旋に着目した報告が増加している。そういった過程において、回旋が外反などと同様に損傷メカニズムにおいて大きなインパクトを持っているという評価が見られるようになった。しかしながら、2010年以降、前十字靭帯損傷メカニズムに関するシステマティックレビューは報告されていない。近年の報告をレビューした場合、2010年のレビュー[8]とは異なる結論が出るのではないだろうかという疑問がある。

第2節 研究の目的

本研究は前十字靭帯損傷メカニズムにおいて、下腿回旋は影響しているのか、また内旋と外旋どちらの影響が大きいのかを近年の知見から同定することを目的とした。筆者の仮説は“下腿内旋が下腿外旋よりも強く前十字靭帯損傷に影響している”である。

第2章 方法

第1節 プロトコルと登録

本研究は Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement[9-11]のガイドラインに従って実施した。

また、本研究は前十字靭帯損傷メカニズムに関する最新のシステマティックレビューである Quatman ら[8]のレビューを先行研究とし、本研究のテーマや PRISMA Statement のガイドラインに従って変更を加えてレビューを実施した。

第2節 適格性基準

第1項 研究の種類

レビューの対象は英文の文献とし、実験に基づくオリジナルデータを含むアーティクルのみとした。研究デザインの種類については、全てのエビデンスレベルの基礎研究を含む研究をレビューの対象とした。前十字靭帯損傷メカニズムというテーマの特性上、高いエビデンスレベルの研究は少ないことが予想されたため先行研究と同様に上記の対象を設定した。

第2項 対象、方法ならびにアウトカムの種類

文献の採択基準として、アウトカムの必須項目を

- 実際に前十字靭帯損傷が発生している研究
- 前十字靭帯損傷が発生する状況をシミュレーションしている研究
- 前十字靭帯に加わる負荷を直接計測している研究
- 前十字靭帯に加わる負荷をシミュレーションしている研究

の4項目設定し、いずれかのアウトカムを含む文献を採択文献とした。先行研究の採択基準は前十字靭帯損傷メカニズム、前十字靭帯損傷リスクファクター、前十字靭帯負荷に関連する膝関節バイオメカニクスの3項目のいずれかに関する知見を提供する文献であった。一方、本研究では前十字靭帯損傷メカニズムにより強くフォーカスするため、先行研究にて‘direct’ mechanism と定義された前十字靭帯損傷の発生もしくは前十字靭帯負荷を計測している研究のみに対象を限定した。

一方、文献の除外基準を、

- ① 人間以外の標本を用いた研究
 - ② スポーツ以外で発生する前十字靭帯損傷に関する研究（例：交通事故など）
 - ③ 前十字靭帯に直接関係しない部位に関する研究
 - ④ 外部環境に関する研究
 - ⑤ 測定方法に関する研究
 - ⑥ 月経周期などホルモンに関する研究
 - ⑦ 受傷メカニズムと関係のない要素に関する研究（例：装具に関する研究など）
 - ⑧ 再建術の影響に関する研究
 - ⑨ 予防介入に関する研究
 - ⑩ 受傷群と非受傷群を比較したリスクファクターに関する研究
 - ⑪ 膝関節もしくは下腿の回旋に関する知見を提供していない研究
- ①から⑦は先行研究と同様の基準を設定した。再建術脚の特徴は本レビューが求めているアウトカムではないので⑧の基準を設定した。採択基準の部分で記載したように本レビューでは損傷メカニズムにフォーカスしているため⑨⑩の基準を設定した。⑪は先行研究が前十字靭帯損傷メカニズムにおける3面（矢状面・前額面・水平面）の回転運動・並進運動の影響を解釈しているのに対し、本レビューは水平面の回転運動である下腿回

旋のみにフォーカスしているため基準を変更した。また、先行研究で除外対象とした1例の症例報告も最新の知見の集約に必要であると考えたため、本レビューではレビュー対象とした。

第3節 情報ソース

電子データベース PubMed (2009-2014)、Web of Science (2009-2014)、Scopus (2009-2014) を用いて情報の収集を実施した。期間は2009年~2014年とした。本レビューにおいては、先行研究で実施された収集文献の参考文献・同一著者の文献・関連ジャーナルのハンドサーチによる情報の収集は実施しなかった。先行研究では電子データベース PubMed MEDLINE (1966-2008)、CINAHL (1982-2008)、SportDiscus® (1985-2008) を用いているが、本研究で使用した電子データベースにおいても同様に包括的な検索が可能であると判断した。また近年の知見に対象を限定するために、期間を先行研究にてレビューされていない期間に限定した。最終検索は2015年1月31日に実施した。

第4節 検索

本レビューでは検索ワード ACL; “anterior cruciate ligament”, injury; rupture; tear; mechanism; rotation; transverse; axial を用いて検索を実施した(表1)。先行研究では ‘anterior cruciate ligament’のみを検索ワードとして使用しているが、本レビューでは①前十字靭帯損傷の発生もしくは前十字靭帯負荷を計測している研究のみに対象を限定すること、②膝関節の水平面の回転運動である下腿回旋に関する知見を提供している研究のみに対象を限定することを目的として検索ワードを追加した。

表1 データベース検索ワード

#	検索式
01	ACL
02	“anterior cruciate ligament”
03	1 OR 2
04	injury
05	rupture
06	tear
07	4 OR 5 OR 6
08	mechanism
09	rotation
10	transverse
11	axial
12	9 OR 10 OR 11
13	3 AND 7 AND 8 AND 12

第5節 研究の選択

タイトル、アブストラクトによるスクリーニングによって除外基準に適合する文献を除外した後に、採択基準に当てはまる、もしくは当てはまらないと言い切れない文献を全文コンテンツとして選択した。全文コンテンツは内容の適格性評価を経て、適格性基準に適合した文献を最終採択文献とした。文献の選択は筆者1名が実施した。

第6節 データの収集課程ならびにデータ項目

Minds 診療ガイドライン作成マニュアル[12]を参考にデータ抽出シートを作成し、シートにしたがって各研究よりデータを抽出した(表2)。主なデータ項目は①対象者の特徴、②研究方法、③前十字靭帯損傷ならびに負荷における下腿回旋の影響に関する結果、④研究デザインとした。各研究は Krosshaug らの分類[13]を用いて、方法によってインタビュー調査、ビデオ分析、臨床画像分析、in VIVO 測定、数学モデル、屍体に分類した。屍体を用いた研究については数学モデルを含む研究も屍体に分類した。データの抽出は筆者1名にて実施した。

表2 データ抽出シート フォーマット

著者	発行年	分類	研究デザイン	・アウトカムの種類 ・統計	対象の特徴			種目	研究方法		結果	その他
					数	年齢	性別	レベル	肢位・試行	取得データ		

第7節 各研究のバイアス危険

レビューに用いる各研究の妥当性を確認するために、研究レベル、結果レベルの両面においてバイアス危険を評価した。研究レベルにおいては、各研究の研究デザインを基準に Oxford Centre for Evidence-based Medicine のエビデンスレベル[14]にて評価した(表3)。

表3 エビデンスレベルの判定基準

評価	内容
1a	ランダム化比較試験のシステマティックレビュー
1b	ランダム化比較試験
2a	コホート研究のシステマティックレビュー
2b	コホート研究
2c	生態学的研究
3a	症例対象研究のシステマティックレビュー
3b	症例対象研究
4	症例集積
5	専門家の意見など

結果レベルにおいては、Minds の診療ガイドライン作成マニュアル[12]に基づき、各研究のバイアス危険、非直接性の評価を実施した。各項目の評価項目として、バイアス危険

- 選択的アウトカム報告
- 非直接性
- 研究対象集団の違い

- 介入（方法）の違い
- 比較の違い
- アウトカム測定の違い

を設定し、各項目を一定の基準にて3段階で評価した（表4-8）。レビュー対象にランダム化比較試験が1件も存在しなかったため、バイアス危険において選択バイアス、実行バイアス、検出バイアス、症例減少バイアスは評価項目から除外した。評価は筆者1名が研究の内容から判断し、最も適切と考えられる評価に分類した。各項目を評価後、個々の項目のまとめを3段階で判定した（表9）。

表4 選択的アウトカム報告の評価方法

評価	バイアス危険	判定基準
0	低リスク	外的回旋負荷なし 外的回旋負荷あり（内旋と外旋を比較）
-1	中／疑い	外的回旋負荷あり（回旋ありと回旋なしを比較）
-2	高リスク	外的回旋負荷あり（回旋による比較なし）

表5 研究対象集団の違いの評価方法

評価	非直性	判定基準
0	非直接性なし	競技レベルでスポーツをしている競技者
-1	深刻な非直接性あり	スポーツを実施している一般人
-2	とても深刻な非直接性あり	スポーツを実施していない一般人

表6 介入（方法）の違いの評価方法

評価	非直性	判定基準
0	非直接性なし	荷重あり、筋張力あり、動的の全てを満たす
-1	深刻な非直接性あり	荷重あり、筋張力あり、動的の1つまたは2つを満たす
-2	とても深刻な非直接性あり	荷重あり、筋張力あり、動的の1つも満たさない

表7 比較の違いの評価方法

評価	非直性	判定基準
0	非直接性なし	内旋と外旋を比較
-1	深刻な非直接性あり	回旋ありと回旋なしを比較
-2	とても深刻な非直接性あり	回旋による比較なし

表 8 アウトカム測定の違いの評価方法

評価	非直性	判定基準
0	非直接性なし	ACL 損傷と客観的かつ量的な変数
-1	深刻な非直接性あり	ACL 損傷と主観的もしくは質的な変数 ACL 歪みまたは張力と客観的かつ量的な変数
-2	とても深刻な非直接性あり	ACL 歪みまたは張力と主観的もしくは質的な変数

ACL=前十字靱帯

表 9 まとめ判定の評価方法

評価	まとめ判定	判定基準
0	リスクなし	ほとんどが 0
-1	深刻なリスク	3 種が混じる
-2	とても深刻なリスク	ほとんどが-2

第 8 節 研究全般のバイアス危険

研究全般のバイアス危険の評価については、最初に Oxford Centre for Evidence-based Medicine の Grades of Recommendation[14]に基づき、研究デザインによってエビデンス総体を 4 段階で評価した(表 10)。

表 10 エビデンス総体評価

評価	研究デザインによる評価
A(強)	一貫したレベル 1 研究
B(中)	一貫したレベル 2 または 3 研究、もしくはレベル 1 による補外
C(弱)	レベル 4 研究、もしくはレベル 2 または 3 研究の補外
D(とても弱い)	レベル 5 研究、もしくはあらゆるレベルの 厄介な非一貫性や非決定的な研究

その後、Minds の診療ガイドライン作成マニュアル[12]に基づきエビデンスの強さを下げる 5 項目の評価を行った。

- ① バイアス危険
- ② 非直接性
- ③ 非一貫性
- ④ 不精確
- ⑤ 報告バイアス

上記の各項目を一定の基準にて 3 段階で評価した (表 11-13)。バイアス危険と非直接性は各研究の評価のまとめを評価値として用いた。非一貫性、不精確、報告バイアスの評価は筆者 1 名が研究全般の内容から判断し、最も適切と考えられる評価に分類した。

表 11 非一貫性の評価方法

評価	非一貫性	判定基準
0	非一貫性なし	一貫した結果
-1	深刻な非一貫性あり	ほとんどの研究が一貫した結果
-2	とても深刻な非一貫性あり	研究によって結果が一貫していない

表 12 不精確の評価方法

評価	不精確	判定基準
0	不精確さなし	ほとんどの研究で統計的有意差あり
-1	深刻な不精確さあり	半数以上の研究で統計的有意差あり
-2	とても深刻な不精確さあり	半数以上の研究で統計的有意差なし

表 13 報告バイアスの評価方法

評価	報告バイアス	判定基準
0	報告バイアスなし	選択的アウトカム報告のまとめ評価が 0 である 意図的な対象の増減が想定される研究がほとんどない
-1	深刻な報告バイアスあり	選択的アウトカム報告のまとめ評価が-1 である 意図的な対象の増減が想定される研究が少数ある
-2	とても深刻な報告バイアスあり	選択的アウトカム報告のまとめ評価が-2 である 意図的な対象の増減が想定される研究が多数ある

最終的な研究全般のエビデンスの推奨度合いを、研究デザインによる評価を基準にエビデンスの強さを下げる 5 項目の評価を加味して 4 段階で評価した（表 14）。評価は筆者 1 名が総合的に判断した。

表 14 エビデンス総体評価

評価	内容
A(強)	効果の推定値に強く確信がある
B(中)	効果の推定値に中程度の確信がある
C(弱)	効果の推定値に対する確信は限定的である
D(とても弱い)	効果推定値がほとんど確認できない

第3章 結果

第1節

研究の選択

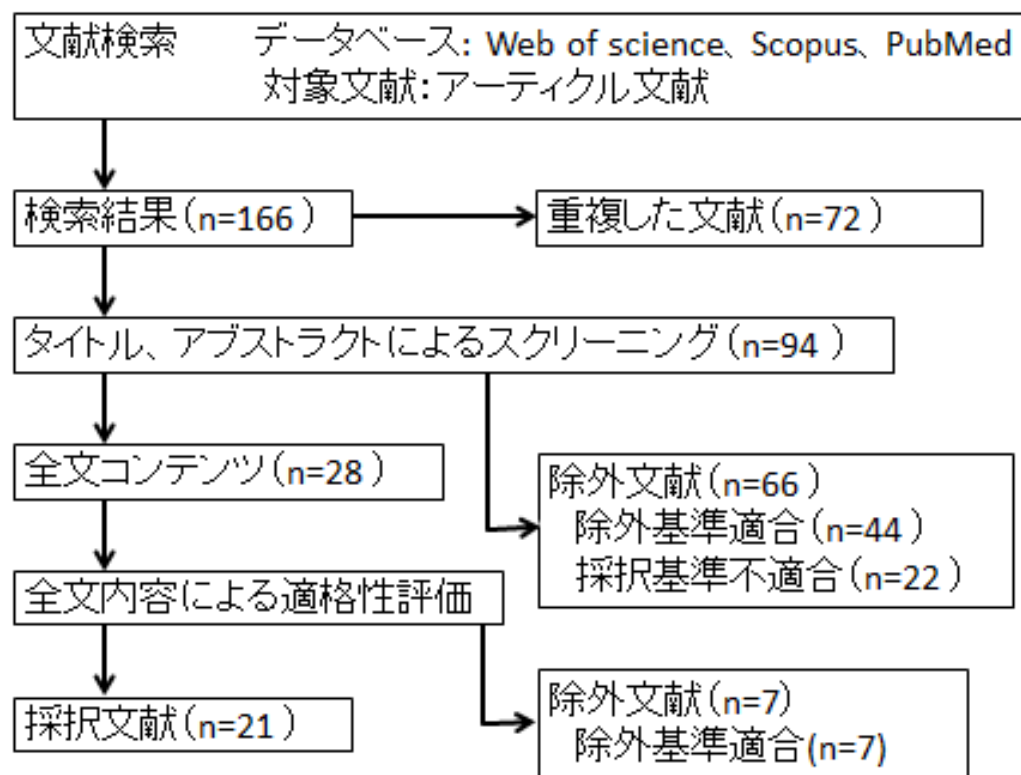


図 1 文献選択フローチャート

データベース検索の結果、条件に適合した文献は 94 件であった。タイトル、アブストラクトによる 1 次スクリーニングの選択結果は下記の通りであった。

除外基準に適合した件数：44 件

- ① 人間以外の標本を用いた研究：3 件
- ② スポーツ以外で発生する前十字靭帯損傷に関する研究（交通事故など）：1 件
- ③ 前十字靭帯に直接関係しない部位に関する研究：6 件
- ④ 外部環境に関する研究：1 件
- ⑤ 測定方法に関する研究：5 件
- ⑥ 月経周期などホルモンに関する研究：1 件
- ⑦ 受傷メカニズムと関係のない要素に関する研究：4 件
- ⑧ 再建術の影響に関する研究：6 件
- ⑨ 予防介入に関する研究：3 件
- ⑩ 受傷群と非受傷群を比較したリスクファクターに関する研究：6 件
- ⑪ 膝関節もしくは下腿の回旋に関する知見を提供していない研究：8 件

採択基準に適合しなかった件数：22 件

下記のいずれも満たさなかった研究とした。

- 実際に前十字靭帯損傷が発生した状況を分析している研究
- 前十字靭帯損傷が発生する状況をシミュレーションしている研究
- 前十字靭帯に加わる負荷を直接計測している研究

● 前十字靱帯に加わる負荷をシミュレーションしている研究

よって、1次スクリーニングにより66件が除外され、28件が全文コンテンツとなった。全文コンテンツ28件の内容を確認し適格性評価を実施した結果、7件が除外基準に適合し、最終採択文献は21件であった。除外基準に適合した7件の内訳は以下の通りであった。

1. 人間以外の標本を用いた研究：2件[15 16]
2. 測定方法に関する研究：2件[17 18]
3. 膝関節もしくは下腿の回旋に関する知見を提供していない研究：3件[19-21]

第2節 研究の特徴

第1項 研究デザイン

採択文献21件の研究デザインは症例集積4件、症例報告1件、対照基礎研究10件、記述基礎研究6件であった（表15）。また、研究方法はインタビュー調査2件、ビデオ分析3件、臨床画像分析1件、in VIVO測定3件、数学モデル3件、屍体9件であった。

表 15 各研究の研究デザイン

著者・年度	研究デザイン	方法
Starr et al. 2012[22]	症例集積	インタビュー
Davies et al. 2009[23]	症例集積	インタビュー
Bere et al. 2013[24]	記述基礎研究	ビデオ
Bere et al. 2011[25]	症例集積	ビデオ
Koga et al. 2010[26]	症例集積	ビデオ
Mariani et al. 2014[27]	症例報告	臨床画像
Weinhandl et al. 2013[28]	対象基礎研究	in VIVO
Utturkar et al. 2013[29]	対象基礎研究	in VIVO
Freudiger et al. 2010[30]	記述基礎研究	in VIVO
Quatman et al. 2011[31]	記述基礎研究	数学モデル
Homyk et al. 2011[32]	記述基礎研究	数学モデル
Shin et al. 2011[33]	記述基礎研究	数学モデル
Kiapour et al. 2014[34]	対照基礎研究	屍体
Quatman et al. 2014[35]	対照基礎研究	屍体
Levine et al. 2012[36]	対照基礎研究	屍体
Oh et al. 2012[37]	対照基礎研究	屍体
Oh et al. 2012[38]	対照基礎研究	屍体
Yeow et al. 2011[39]	対照基礎研究	屍体
Yeow et al. 2009[40]	対照基礎研究	屍体
Fung et al. 2014[41]	記述基礎研究	屍体
Fujiya et al. 2011[42]	対象基礎研究	屍体

第2項 対象

採択文献21件のうち、生体を対象にした研究は9件、数学モデルによる模擬生体を対象にした研究が3件、屍体を対象にした研究が9件であった。対象者数が30名以上の研究はインタビュー調査2件のみ、一方で10名以下を対象にした研究が12件と半数以上で、3名以下を対象にした研究が7件で1/3を占めた。また、競技レベルの選手を対象にした研究は5件で、全て生体を対象にした研究であった。一方、屍体を対象に

した研究は全て中高年の屍体を対象としていた（表 16）。

表 16 各研究の対象の特徴

著者・年度	方法	N	年齢	性別	レベル	種目
Starr et al. 2012[22]	Int	52	27.8	M:43 F:9	中級	ウェイクボード
Davies et al. 2009[23]	Int	37	記載なし	M:26 F:11	上級	スノーボード
Bere et al. 2013[24]	Vid	2	M:29 F:26	M:1 F:1	国際	アルペンスキー
Bere et al. 2011[25]	Vid	20	記載なし	M:13 F:7	国際	アルペンスキー
Koga et al. 2010[26]	Vid	10	記載なし	F:10	プロ	HB:7 BB:3
Mariani et al. 2014[27]	CR	1	20	M	プロ	サッカー
Weinhandl et al. 2013[28]	VIVO	20	21±1	F:20	レク	記載なし
Utturkar et al. 2013[29]	VIVO	8	30±7	M:8	×	記載なし
Freudiger et al. 2010[30]	VIVO	1	35	M	×	記載なし
Quatman et al. 2011[31]	Mod	2	若年	F	×	記載なし
Homyk et al. 2011[32]	Mod	1	26	M	×	記載なし
Shin et al. 2011[33]	Mod	1	記載なし	記載なし	×	記載なし
Kiapour et al. 2014[34]	Cad	16	45±7	M:8, F:8	×	記載なし
Quatman et al. 2014[35]	Cad	17	45±7	M:8, F:9	×	記載なし
Levine et al. 2012[36]	Cad	17	45±7	M:8, F:9	×	記載なし
Oh et al. 2012[37]	Cad	12	65.0±10.5	M:4, F:8	×	記載なし
Oh et al. 2012[38]	Cad	15	70.4±2.9	M:9, F:6	×	記載なし
Yeow et al. 2011[39]	Cad	10	60(35-84)	M:10	×	記載なし
Yeow et al. 2009[40]	Cad	5	35-60	M:5	×	記載なし
Fung et al. 2014[41]	Cad	3	記載なし	記載なし	×	記載なし
Fujiya et al. 2011[42]	Cad	6	64.5	記載なし	×	記載なし

Int=インタビュー調査、Vid=ビデオ分析、CR=臨床画像分析、VIVO=in VIVO 測定、Mod=数学モデル、Cad=屍体、HB=ハンドボール、BB=バスケットボール

第 3 項 方法

採択文献 21 件で用いられた研究は方法の条件設定にて、荷重の有無（あり 12 件、模擬荷重位 7 件、なし 2 件）、動的吗静的か（動的吗 9 件、模擬動的吗 7 件、準静的 3 件、静的 2 件）、筋張力の有無（あり：18 件、なし 3 件）、下腿に対する直接的な回旋負荷の付加の有無（あり：10 件、なし：11 件）、膝関節屈曲角度規定の有無（あり 12 件、なし 9 件）によって分類された（表 17）。

表 17 各研究の方法の特徴

著者・年度	方法	荷重	動的・静的	筋張力	回旋負荷	膝関節角度
Starr et al. 2012[22]	Int	あり	動的	あり	なし	規定なし
Davies et al. 2009[23]	Int	あり	動的	あり	なし	規定なし
Bere et al. 2013[24]	Vid	あり	動的	あり	なし	規定なし
Bere et al. 2011[25]	Vid	あり	動的	あり	なし	規定なし
Koga et al. 2010[26]	Vid	あり	動的	あり	なし	規定なし
Mariani et al. 2014[27]	CR	あり	動的	あり	なし	規定なし
Weinhandl et al. 2013[28]	VIVO	あり	動的	あり	なし	規定なし
Utturkar et al. 2013[29]	VIVO	あり	静的	あり	なし	0° ,30°
Freudiger et al. 2010[30]	VIVO	あり	準静的	あり	あり	0° ,20°
Quatman et al. 2011[31]	Mod	あり	動的	あり	あり	規定なし
Homyk et al. 2011[32]	Mod	あり	準静的	あり	あり	25°
Shin et al. 2011[33]	Mod	あり	動的	あり	あり	25°
Kiapour et al. 2014[34]	Cad	模擬荷重	模擬動的	あり	なし	25°
Quatman et al. 2014[35]	Cad	模擬荷重	模擬動的	あり	あり	25°
Levine et al. 2012[36]	Cad	模擬荷重	模擬動的	あり	あり	25°
Oh et al. 2012[37]	Cad	模擬荷重	模擬動的	あり	あり	15°
Oh et al. 2012[38]	Cad	模擬荷重	模擬動的	あり	あり	15°
Yeow et al. 2011[39]	Cad	模擬荷重	模擬動的	なし	なし	70°
Yeow et al. 2009[40]	Cad	模擬荷重	模擬動的	なし	なし	70°
Fung et al. 2014[41]	Cad	なし	準静的	なし	あり	規定なし
Fujiya et al. 2011[42]	Cad	なし	静的	あり	あり	30° ,60° ,90° ,120°

Int=インタビュー調査、Vid=ビデオ分析、CR=臨床画像分析、VIVO=in VIVO 測定、Mod=数学モデル、Cad=屍体

第4項 比較

採択文献 21 件のうち、内旋と外旋と回旋なしの比較をしている研究は 3 件、内旋と外旋の比較をしている研究は 3 件、回旋なしと内旋もしくは外旋を比較した研究は 3 件、複数方向の回旋の比較をおこなっていない研究が 12 件であった。また前十字靱帯と内側側副靱帯を比較した研究が 3 件あった（表 18）。

表 18 各研究の比較の特徴

著者・年度	方法	比較
Starr et al. 2012[22]	Int	比較なし
Davies et al. 2009[23]	Int	比較なし
Bere et al. 2013[24]	Vid	比較なし
Bere et al. 2011[25]	Vid	比較なし
Koga et al. 2010[26]	Vid	接地時と 40msec 後
Mariani et al. 2014[27]	CR	比較なし
Weinhandl et al. 2013[28]	VIVO	予想ありとなし
Utturkar et al. 2013[29]	VIVO	外旋ありとなし
Freudiger et al. 2010[30]	VIVO	内旋と外旋
Quatman et al. 2011[31]	Mod	内旋と外旋と回旋なし
Homyk et al. 2011[32]	Mod	内旋と外旋と回旋なし、ACL と MCL
Shin et al. 2011[33]	Mod	内旋ありとなし
Kiapour et al. 2014[34]	Cad	比較なし
Quatman et al. 2014[35]	Cad	ACL と MCL
Levine et al. 2012[36]	Cad	比較なし
Oh et al. 2012[37]	Cad	内旋と外旋
Oh et al. 2012[38]	Cad	内旋と外旋、ACL と MCL
Yeow et al. 2011[39]	Cad	比較なし
Yeow et al. 2009[40]	Cad	比較なし
Fung et al. 2014[41]	Cad	外旋ありとなし
Fujiya et al. 2011[42]	Cad	内旋と外旋と回旋なし

Int=インタビュー調査、Vid=ビデオ分析、CR=臨床画像分析、VIVO=in VIVO 測定、Mod=数学モデル、Cad=屍体、ACL=前十字靱帯、MCL=内側側副靱帯

第5項 アウトカム

実際に前十字靱帯損傷が発生している研究は 11 件であった。一方、アウトカムとして前十字靱帯歪みまたは前十字靱帯長を示した研究は 11 件、前十字靱帯張力を示した研究は 1 件であった（表 19）。

表 19 各研究のアウトカムの特徴

著者・年度	方法	ACL 損傷	アウトカム
Starr et al. 2012[22]	Int	あり	ACL 損傷の状況、受傷者の特徴
Davies et al. 2009[23]	Int	あり	ACL 損傷の状況、受傷者の特徴
Bere et al. 2013[24]	Vid	あり	ACL 損傷の状況、下肢関節運動
Bere et al. 2011[25]	Vid	あり	ACL 損傷の状況、動作
Koga et al. 2010[26]	Vid	あり	ACL 損傷の状況、下肢関節運動
Mariani et al. 2014[27]	CR	あり	臨床画像、ACL 損傷時の状況
Weinhandl et al. 2013[28]	VIVO	なし	ACL 張力 下肢関節運動・力学
Utturkar et al. 2013[29]	VIVO	なし	ACL 長、下肢関節運動
Freudiger et al. 2010[30]	VIVO	なし	ACL 長、下肢関節運動
Quatman et al. 2011[31]	Mod	なし	ACL 歪み、関節軟骨圧部位 下肢関節運動・力学
Homyk et al. 2011[32]	Mod	あり	ACL・MCL 損傷発生閾値(角度、トルク) 下肢外的負荷
Shin et al. 2011[33]	Mod	なし	ACL 歪み、関節軟骨圧、下肢外的負荷
Kiapour et al. 2014[34]	Cad	なし	ACL 歪み 下肢関節運動・力学
Quatman et al. 2014[35]	Cad	あり	ACL・MCL 歪み 下肢外的負荷
Levine et al. 2012[36]	Cad	あり	ACL 歪み・損傷、膝関節周囲の損傷 下肢外的負荷 下肢関節運動・力学
Oh et al. 2012[37]	Cad	なし	ACL 歪み、下肢外的負荷 下肢関節運動・力学
Oh et al. 2012[38]	Cad	なし	ACL・MCL 歪み、下肢外的負荷 下肢関節運動・力学
Yeow et al. 2011[39]	Cad	あり	ACL 損傷時衝撃力 下肢関節運動・力学
Yeow et al. 2009[40]	Cad	あり	ACL 損傷時衝撃力 下肢関節運動・力学
Fung et al. 2014[41]	Cad	なし	ACL 接触圧、ACL 歪み 下肢関節運動
Fujiya et al. 2011[42]	Cad	なし	ACL 歪み 下肢関節運動・力学

Int=インタビュー調査、Vid=ビデオ分析、CR=臨床画像分析、VIVO=in VIVO 測定、Mod=数学モデル、Cad=屍体、ACL=前十字靱帯、MCL=内側側副靱帯

第3節 研究内バイアス危険

各研究のエビデンスレベルは症例集積 4 件がレベル 4 であり、症例報告 1 件はレベル 5 とした。また、臨床研究ではない対照基礎研究と記述基礎研究については本レビューでは研究デザインによるエビデンスレベル評価の対象外とした。

バイアス危険については、選択的アウトカム報告のリスクにおいて-2 が 2 件あったものの 0 が 17 件あり、まとめ評価 0 とした。非直接性において、研究対象集団の違いは-2 が 14 件あり、まとめ判定-2 とした。介入(方法)の違いは-2 が 1 件あったものの

0 が 14 件あり、まとめ判定 0 とした。比較の違いは 3 つの評価が混ざったが-2 が 12 件あったため、まとめ判定-2 とした。アウトカム測定の違いは-2 がなかったものの-1 が 14 件あり、まとめ判定-1 とした (表 20)。

表 20 各研究のエビデンスレベル、バイアス危険

著者・年度	方法	EL	BR		ID			
			SO	P	I	C	O	
Starr et al. 2012[22]	Int	4	0	-1	0	-2	-1	
Davies et al. 2009[23]	Int	4	0	0	0	-2	-1	
Bere et al. 2013[24]	Vid	-	0	0	0	-2	0	
Bere et al. 2011[25]	Vid	4	0	0	0	-2	-1	
Koga et al. 2010[26]	Vid	4	0	0	0	-2	0	
Mariani et al. 2014[27]	CR	5	0	0	0	-2	-1	
Weinhandl et al. 2013[28]	VIVO	-	0	-1	0	-2	-1	
Utturkar et al. 2013[29]	VIVO	-	0	-2	-1	-1	-1	
Freudiger et al. 2010[30]	VIVO	-	0	-2	-1	0	-1	
Quatman et al. 2011[31]	Mod	-	0	-2	0	0	-1	
Homyk et al. 2011[32]	Mod	-	0	-2	-1	0	0	
Shin et al. 2011[33]	Mod	-	-1	-2	0	-1	-1	
Kiapour et al. 2014[34]	Cad	-	0	-2	0	-2	-1	
Quatman et al. 2014[35]	Cad	-	-2	-2	0	-2	0	
Levine et al. 2012[36]	Cad	-	-2	-2	0	-2	0	
Oh et al. 2012[37]	Cad	-	0	-2	0	0	-1	
Oh et al. 2012[38]	Cad	-	0	-2	0	0	-1	
Yeow et al. 2011[39]	Cad	-	0	-2	-1	-2	0	
Yeow et al. 2009[40]	Cad	-	0	-2	-1	-2	0	
Fung et al. 2014[41]	Cad	-	-1	-2	-2	-1	-1	
Fujiya et al. 2011[42]	Cad	-	0	-2	-1	0	-1	
まとめ判定			0	-2	0	-2	-1	

EL=エビデンスレベル、BR=バイアス危険、SO=選択的アウトカム報告、ID=非直接性、P=研究対象集団の違い、I=介入（方法）の違い、C=比較の違い、O=アウトカム測定の違い、-=エビデンスレベル評価対象外、Int=インタビュー調査、Vid=ビデオ分析、CR=臨床画像分析、VIVO=in VIVO 測定、Mod=数学モデル、Cad=屍体

第 4 節 各研究の結果

下腿回旋と前十字靭帯損傷ならびに歪み等に関する結果を提示した研究が 20 件、下腿回旋と前十字靭帯歪みと内側側副靭帯歪みに関する結果を提示した研究が 3 件あった (表 21)。

表 21 各研究の結果

著者・年度	方法	結果
Starr et al. 2012[22]	Int	受傷時の負荷の種類(回答数 37) 回旋:5 例 受傷脚 左:27 例 右:28 例(プロ・上級者 右:78.6% 中級者・初心者 右:36.8%)
Davies et al. 2009[23]	Int	受傷時の膝の回旋 あり:2 例 なし:21 例 不明:14 例 受傷脚 前脚:34 例 後脚:4 例
Bere et al. 2013[24]	Vid	受傷動作 CASE1:膝関節内旋 0° 付近から、60msec 以内に内旋 12° まで急激に増加 CASE2:膝関節外旋位から 60msec 以内に内旋 9° まで急激に増加
Bere et al. 2011[25]	Vid	受傷機転 内旋位:13 例(接触 0) 外旋位:2 例(接触 1) 回旋なし:5 例(接触 1)
Koga et al. 2010[26]	Vid	受傷動作 膝関節回旋角度 接地時:外旋 5° (range, -5-12)、40msec 後:内旋方向に 8° 増加(95%CI, 2-14, P=0.037)、300msec 後:外旋方向に 17° 増加(95%CI, 13-22, P<0.001) ピーク床反力:体重の 3.2 倍(95%CI, 2.7-3.7.) 接地後 40msec に発生(range, 0-83)
Mariani et al. 2014[27]	CR	受傷動作 下肢への接触による強力な外旋 内外側両側の半月板ルート部損傷と ACL 損傷の併発
Weinhandl et al. 2013[28]	VIVO	ピーク ACL 張力:予想なしで予想ありより 1.38N 増加(P=0.022) 水平面成分:予想なしと予想ありに差なし 膝関節回旋角度:予想なしと予想ありに差なし
Utturkar et al. 2013[29]	VIVO	全体・前方内側束・後方外側束の ACL 長(膝関節 30° 屈曲位):下腿回旋なし>下腿 10° 外旋・股関節最大内旋位(P<0.001)
Freudiger et al. 2010[30]	VIVO	ACL 歪み・ACL 長 非荷重位受動下腿内旋①>下腿外旋②、荷重位能動的下腿内旋③>下腿外旋④、非荷重位受動的下腿内旋+膝関節内反⑤>下腿外旋+膝関節外反⑥、荷重位能動的下腿内旋+膝関節内反⑦<下腿外旋+膝関節外反⑧、ACL 歪み:大①⑧⑤⑦③②⑥④小、ACL 長:大①⑧⑤③⑥⑦②④小
Quatman et al. 2011[31]	Mod	脛骨外側後部の関節軟骨圧が高まった膝関節肢位 前方変位+内旋、前方変位+外旋、外旋、内旋 ACL 受傷群の動作データを用いたシミュレーションにおける ACL 歪み(通常動作と比較) 前方変位+内旋:3.9 倍、前方変位+外旋:3.7 倍、外反+外旋:2.0 倍、内旋:1.2 倍、外旋:0.8 倍
Homyk et al. 2011[32]	Mod	ACL 損傷発生閾値(外反・内反モーメント) & (膝関節内反角度):膝関節回旋角度によって大きく変化しない ACL 損傷発生閾値(膝関節外反角度):膝関節外旋によって小さくなる 損傷発生閾値(外反モーメント):MCL<ACL 膝関節回旋角度に関わらず一貫
Shin et al. 2011[33]	Mod	ACL 歪み(内旋単独負荷):内旋によって増加し、最大 7.7%でプラトー
Kiapour et al. 2014[34]	Cad	ACL 歪み:最大衝撃の 40.3±28.1 秒後に 4.6±2.6%増加(P<0.0005) 最大下腿回旋角度:最大衝撃の 72.5±25.6 秒後に着地前と比較して 2.8±2.6° 内旋(P=0.001) 最大下腿回旋角速度:内旋 70.5±32.3° /秒

著者・年度	方法	結果
Quatman et al. 2014[35]	Cad	ACL:MCL 歪み比 内旋モーメント付加 20Nm:ACL が増加(P=0.014)、40Nm 以上:差なし 内旋モーメント+下腿前方剪断力付加と内旋モーメント単独付加の比較 40Nm まで:内旋モーメント+下腿前方剪断力付加にて ACL が増加(P<0.05) 数学モデル 内旋負荷 24Nm 以上:ACL歪み増加率<MCL 歪み増加率
Levine et al. 2012[36]	Cad	ACL 損傷:15 標本(17 標本中) 損傷発生時、落下衝撃に付加した負荷 内旋:1 例、内旋・前方剪断力・外反の複合:7 例、前方剪断力もしくは外反(回旋なし):7 例 脛骨関節面の損傷:11 例 損傷部位外側後部 4 標本(内旋負荷:3 例) 脛骨外側後部損傷と内旋負荷に有意な相関(関節軟骨(P=0.002)・骨(P=0.005))
Oh et al. 2012[37]	Cad	10 標本(12 標本中) ACL歪み率:落下衝撃+下腿内旋>落下衝撃+下腿外旋 ACL 歪み 落下衝撃+下腿内旋>落下衝撃のみ(P=0.05)、落下衝撃+下腿外旋(P=0.023) ACL 歪み変化率 落下衝撃+下腿内旋>落下衝撃のみ(P=0.021)、落下衝撃+下腿外旋(P=0.041)
Oh et al. 2012[38]	Cad	ACL 歪み 膝関節内反・外反負荷時に問わず 下腿内旋負荷>下腿外旋負荷(P<0.05) 下腿内旋・外旋に関わらず 膝関節外反負荷と内反負荷に差なし 内旋負荷+外反負荷によって ACL 歪みは増加する、内旋負荷+外反負荷によって MCL 歪みは増加しない
Yeow et al. 2011[39]	Cad	全ての標本で ACL が損傷 10 標本中 9 標本で最大垂直衝撃力と最大脛骨内旋角度に正の相関(Range of R2=0.618-0.984, Mean R2=0.831±0.141, Range of P=<0.001-0.115)
Yeow et al. 2009[40]	Cad	全ての標本で ACL が損傷 ACL 損傷発生時垂直衝撃力:1.9-7.8kN 脛骨内旋角度:0.6-4.7°
Fung et al. 2014[41]	Cad	6 標本中インピンジメントが発生した 3 標本を対象 ACL 歪み(UM-DVRT)、ACL 歪み(数学モデル)、大腿骨外側顆 ACL 接触圧力の値の変化は類似した傾向 屈曲の減少、外反の増加、外旋の増加により増加
Fujiya et al. 2011[42]	Cad	最大の ACL 歪みが計測された条件 筋張力なし、屈曲 120°、内旋 回旋負荷なしで ACL 歪みが計測された条件 筋張力なし:屈曲 120°、Quad 張力あり:屈曲 30、60、90、Quad+Ham 張力あり:屈曲 30° 内旋負荷(12Nm)で ACL 歪みが計測された条件 筋張力なし:屈曲 30、90、120°、Quad 張力あり:屈曲 30、60、90、120°、Quad+Ham 張力あり:屈曲 30° 外旋負荷(12Nm)で ACL 歪みが計測された条件 筋張力なし:なし、Quad 張力あり:屈曲 30、60°、Quad+Ham 張力あり:屈曲 30°

Int=インタビュー調査、Vid=ビデオ分析、CR=臨床画像分析、VIVO=in VIVO 測定、Mod=数学モデル、Cad=屍体、ACL=前十字靱帯、MCL=内側側副靱帯、Quad=大腿四頭筋、Ham=ハムストリングス

第5節 研究全般のバイアス危険

Oxford Centre for Evidence-based Medicine の Grades of Recommendation[14]に基づく研究デザインによるエビデンス総体の評価は、D（とても弱い）とした。根拠として、エビデンスレベル評価対象研究5件中4件がレベル4であったものの、16件が評価対象外であったことから、レベル4研究と同等に評価するべきでないと判断した（表22）。

表22 エビデンス総体評価

評価	研究デザインによる評価
D(とても弱い)	レベル5研究、もしくはあらゆるレベルの厄介な非一貫性や非決定的な研究

一方、Mindsの診療ガイドライン作成マニュアル[12]に基づくエビデンスの強さを下げる5項目の評価は、バイアス危険は個別の研究のバイアス危険のまとめ判定の評価より0とした。非直接性は各項目のまとめ判定の評価が研究対象集団の違いにて-2、介入（方法）の違いにて0、比較の違いにて-2、アウトカム測定の違いにて-1であり、全体的には3つの数字が混在していたため、総合評価を-1とした。非一貫性は研究によって結論が異なる部分が見られたため評価は-2とした。不精確は、回旋による統計的有意差を示した研究が3件のみであったことから評価は-2とした。報告バイアスは選択的アウトカム報告のまとめ評価が0であり、また特定の結果を導くために意図的な対象の増減が想定される研究がほとんどなかったため評価は0とした（表23）。

表23 エビデンスの強さを下げる5項目評価

項目	評価
バイアス危険	0
非直接性	-1
非一貫性	-2
不精確	-2
報告バイアス	0

研究デザインによる評価D（とても弱い）を基準に、エビデンスの強さを下げる5項目を追加して最終的な研究全般のエビデンスの推奨度合いを評価し、D（とても弱い）とした（表24）。

表24 エビデンス総体評価

評価	内容
D(とても弱い)	効果推定値がほとんど確認できない

第4章 考察

第1節 エビデンスの要約

第1項 研究方法

インタビュー調査

本レビューに用いた2件のインタビュー調査は Davies ら[23]が郵送、e-mail、電話を使用した質問調査、Starr ら[22]がインターネット調査を実施していた。下腿回旋の質問については、Davies らは受傷時の「回旋の有無」を独立した質問で調査、Starr らは受傷時の状況について「圧縮、回旋、その他」という選択方式の質問で調査していた。前十字靭帯損傷は多面的な要素の複合負荷において発生するリスクが高い[8]というこれまでの知見を考慮すると、Davies らの質問はより妥当性が高いと考えられる。いずれの調査もインタビュー調査の限界点である主観的な受傷状況報告の信頼性[13 43]に関する問題点に対するアプローチはなく、方法面での新規性は見られなかった。

ビデオ分析

本レビューに用いた3件のビデオ分析のうち、Koga ら[26]と Bere ら (2013) [24]の2件の研究において Model-Based Image-Matching 法が用いられ、下肢関節の3次元の関節角度を結果として提示した。一方、Bere ら (2011) [25]は既存の単純な映像分析が用いられ、下肢関節の方向は示したものの角度は提示しなかった。

既存の単純な映像分析の手法は下肢関節運動の測定精度に問題がある[44]とされているが、Model-Based Image-Matching 法は測定精度が高い[45]とされており、複数のカメラで撮影した映像であれば前十字靭帯損傷の受傷映像分析に使用可能である[46]ことが報告されている。一方、光学式3次元動作解析装置の計測値と比較して Model-Based Image-Matching 法の妥当性を検証した報告において、膝関節屈曲伸展・内外反・回旋の中で回旋の差が最も大きく、複数のカメラで撮影した映像を用いた際にも二乗平均平方根差がカメラ角度によって 7.5° から 10.5° ある[45]とされている。この検証の際の服装が肌着のみ着用で3次元動作解析用の反射マーカーを付着していたこと、また定点固定カメラで撮影した分析に適切な縮尺の映像であったことなどを考慮すると、競技中の受傷映像を用いた分析においては測定精度が上記より低下する可能性も考えられるだろう。また、この2研究で分析された12映像のフレームレートは主に 50Hz または 60Hz (2例は 25Hz) であり、接地後 50m 秒以内で発生すると考えられている前十字靭帯損傷映像の評価はおおよそ2コマの画像でおこなわれていることになる。上述の受傷映像の分析に使用可能かを検証した報告において、最も精度が高いとされた事例は 120Hz の映像で4方向から撮影された映像を用いていた[46]。その妥当性に関しては言及されていない。

上記のような限界点はあるものの、現状において実際の受傷状況を分析する唯一の方法である受傷状況のビデオ分析においてこれまでより精度の高い手法が用いられ、より詳細な下肢関節運動データが提示されていることの価値は非常に大きく、Model-Based Image-Matching 法を用いた研究は新たな受傷メカニズムの知見を提供していると考えられる。今後、よりハイスピードなフレームレートで撮影された映像や、より多くの角度から撮影された映像を Model-Based Image-Matching 法を用いて分析した受傷メカニズム分析報告が、より多くの競技において多数発表されることが期待される。

臨床画像分析

本レビューに用いた臨床画像分析1件は、受傷後のMRI診断画像と受傷時の映像を

用いて受傷メカニズムの説明を実施していた[27]。この報告の新規性は内外側両側の半月板ルート部損傷と前十字靭帯損傷が併発した初めてのケースという点であり、受傷時の映像に関して詳細な説明はされておらず、方法論に新規性は見られなかった。

臨床画像分析に関しては、画像による骨挫傷発生部位の評価から前十字靭帯損傷受傷メカニズムを説明しうる[47]と報告されている。一方、実際の受傷時のバイオメカニクスは明らかでなく[43]、骨挫傷が前十字靭帯損傷の受傷前や後に発生していないとは言いきれない[13]という限界点が存在する。この研究では受傷時の映像を用いて説明を実施しているが、ビデオ分析の項にて記載したとおり単純な映像分析では下肢関節運動計測の精度に問題がある。今後、Model-Based Image-Matching 法を用いた損傷時の下肢運動データと臨床画像分析を組み合わせた検討により、これまでの限界点が解消される可能性があると考えられ、今後の発展が期待される。

In VIVO 測定

本レビューに用いた 3 件の in VIVO 測定は全て異なる方法で実施されていた。Weinhandl らは光学式 3 次元動作解析装置の測定データ、EMG 測定データに筋骨格モデルを用いて前十字靭帯張力を推定する方法[28]、Utturkar らは MRI と X 線透過撮影装置を用いて生体内の前十字靭帯長を計測する方法[29]、Freudiger らは生体の大腿骨と脛骨に挿入しキルシュナー鋼線の先に 3 次元磁気式位置センサーを装着して骨の位置を測定し、MRI 画像から同定した前十字靭帯付着部の位置から前十字靭帯長を計測する方法[30]を用いた。

光学式 3 次元動作解析装置の測定データ、EMG 測定データに筋骨格モデルを用いて前十字靭帯張力を推定する方法はあらゆる動作の測定が可能であり、また非侵襲的かつ X 線の被ばくもない倫理的問題の少ない有効な方法であると考えられる。一方、Weinhandl らの研究においては既存の筋骨格モデルを使用しており、個体による骨の形状の違いや前十字靭帯付着部位の違いによる影響などは反映されない。また、動作解析用反射マーカーの皮膚上のずれによる膝関節回旋測定精度の問題[48]も限界点として考えられるだろう。X 線透過撮影装置を用いて生体内の前十字靭帯長を計測する方法は個別性を反映した正確な計測が可能という点で有効な方法と考えられる。一方で、測定可能な動作が限られること、X 線の被ばくの問題などが限界点として考えられる。生体の大腿骨と脛骨にセンサーを挿入する方法は膝関節回旋を含む下肢関節運動データを正確に取得できる方法と考えられる。一方で、生体の骨上にセンサーを付ける方法は非常に侵襲的と考えられ、また可動域の制限や痛みの影響で実施可能な動作が限られるという限界点が考えられる。Freudiger のように対象者 1 名で著者自らが被験者として研究を実施するといったケースを除き、実施は難しいことが予想される。

いずれの方法においても、in VIVO 測定において実施可能な動作は損傷様式に近い運動に限られ、実際の損傷の測定は不可能という大きな限界点が存在する[43]。一方で、生体の筋活動様式における下腿の骨・関節運動データや力学データが測定できる方法であり、3 次元動作解析装置を用いた測定の膝関節回旋測定精度の向上や MRI 等の画像評価を組み合わせた手法の開発などによって、前十字靭帯受傷リスクのスクリーニングなどの発展に大きく貢献することが期待される。

数学モデル

本レビューに用いた 3 件の数学モデル中、Quatman ら[31]と Homyk ら[32]が有限要素法を用いており、Shin ら[33]は既存の 3 次元骨格モデルを使用していた。いずれの方法も前十字靭帯歪み、下肢関節運動データに加え、脛骨軟骨圧データも提示していた。Quatman らは過去に実施された前向きコホート研究の 3 次元動作解析データを使

用し、受傷群の平均値を用いた動作モデルと非受傷群の平均値を用いた動作モデルを比較するというデザインの研究[31]を実施しており、新規性が見られた。

数学モデルに関しては筋の活動様式や組織が推定になる[13]ということや、関節構造が単純化される[43]という限界点が存在する。一方で、実際の損傷が発生する動作を実施することが可能であり、in VIVO 測定の限界点を補う可能性を有している。Quatman らのような in VIVO 測定と組み合わせた数学モデルの発展が今後期待される。

屍体

本レビューで用いた屍体研究 9 件中 7 件が落下負荷を用いた模擬荷重位による動的な着地シミュレーションを実施していた。その 7 件中 5 件は筋張力を付加しており、荷重、動的、筋張力ありという生体の動作様式に最大限近づけた方法で計測された膝関節回旋に関する報告という新規性が見られた。Oh らの研究は落下負荷の模擬荷重、動的、筋張力ありの条件で外的トルク負荷を用いて内旋と外旋を比較した研究[37 38]として価値が大きいと考えられる。Kiapour らは下肢関節運動の各要素の変化の時間軸にフォーカスする[34]という新たな視点でとらえた研究であった。また、落下負荷を用いていない非荷重位の準静的な様式の研究においても、筋張力や外的トルクを付加した研究[42]があり、伝統的な非荷重位における関節角度変化のみを実施した研究[41]は 1 件にとどまった。また、屍体のデータに数学モデルを組み合わせた研究も 3 件[35 38 41]あり、より全体的なデータを提示していた。

屍体の研究については上記のように方法の発展がみられても、なお現実に前十字靱帯損傷の受傷者となる若年競技選手と屍体のサンプルの年齢など特性が大きく異なることや、筋張力を負荷しても軟部組織の活動が生体とは異なることなど生体において必ずしも適応できないという限界点が存在し[13 43]、それらが解消されることは今後も起こりえない。一方で、生体と同じ骨格構造において実際に前十字靱帯損傷が発生し、その際の関節運動データを最も正確に計測できる方法であり、これらの知見は前十字靱帯損傷メカニズム研究において有効な知見と考えられる。これまでに落下負荷を用いた研究でインピンジメントに焦点を合わせた研究は報告されていない。今後の研究が期待される。

第 2 項 結果

下腿回旋と前十字靱帯損傷・歪み

インタビュー調査

スノーボード、ウェイクボードの前十字靱帯損傷において損傷時に膝の回旋があったという回答は少数であった。この 2 競技は両足が 1 枚のボードに固定されるという特徴を有しており、それと関連している可能性も考えられるだろう。スノーボードについては顕著に前脚の受傷が多く、Davies らは前脚が内旋位になる競技姿勢が影響している可能性を提示している[23]。一方、ウェイクボードでは受傷脚が上級者では右（多くは後ろ足）、中級・初級者では左（多くは前足）が多いと報告されており[22]、Davies らの調査の対象に上級者が多かった点を考慮すると、近い競技姿勢と考えられる 2 競技において一貫していなかった。この 2 種目は特殊な競技と考えられるため、他の競技一般化することは難しいと考えられる。

ビデオ分析

Model-Based Image-Matching 法を用いた分析にて、ハンドボール・バスケットボールの受傷映像分析で接地時と比較して接地後 40m 秒後に有意に下腿が内旋しており、その後 300m 秒間に有意に外旋していることが報告された[26]。これは、Quatman ら

のレビュー[8]を含む過去の多くの報告において前十字靭帯損傷における内旋メカニズムを否定する根拠とされた、受傷映像分析において下腿外旋が多い[6 7]という報告と相反する結論である。この理解に関しては、方法論の項に記載したように既存の単純な映像分析の測定精度には問題があると考えられること、過去の研究では損傷後 300m 秒間の外旋を見て外旋と定義していた可能性が考えられること、の 2 点を考慮して実際の受傷時において内旋している可能性が高いと考えられる。これは本レビューにおいて最も新規性があると思われる知見である。一方、スキーにおける損傷メカニズムに関しては既存の研究においても内旋が多いことが Quaman らのレビューでも報告されており[8]、本レビューの用いた報告はワールドカップという競技トップレベルの条件においても同様に内旋メカニズムが多く、一方で回旋なし前方引出しメカニズムもコンスタントに存在することを示していた[25]。

臨床画像分析

内外側両側の半月板ルート部損傷と前十字靭帯損傷の併発が見られた初めてのケース (N=1) の報告にて、受傷時映像によると損傷時下肢への衝突による強力な外旋が発生していたと報告された[27]。下腿への衝突による外旋強制によって前十字靭帯損傷が発生することは過去にも報告されており、上述のスキーのビデオ分析においても 1 例下腿への衝突から発生した外旋強制による損傷例が報告されている[49]。単純な映像分析の測定精度の問題も考えられるため、この結果は一般的な非接触性の前十字靭帯損傷メカニズムには適応されないと考えられる。

in VIVO 測定

静的な測定では、荷重片足立位、膝関節屈曲 30° で膝関節・股関節回旋なしの肢位と膝関節外旋・股関節内旋の肢位を比較した研究において、膝関節外旋・股関節内旋の肢位において有意に前十字靭帯長が小さくなると報告された[29]。これは過去のレビューで外旋メカニズムの根拠とされた、荷重位では外旋で前十字靭帯歪みが増加するという Fleming らの報告[50]と相反している。一方、非荷重位の受動的な下腿内外旋、荷重位の能動的な下腿内外旋、非荷重位での受動的膝関節外反＋下腿内旋と膝関節内反＋下腿外旋、荷重位での能動的膝関節外反＋下腿内旋と膝関節内反＋下腿外旋を比較した報告において、他の全ての指標は内旋が外旋より大きく前十字靭帯歪みが増加したが、荷重位での能動的膝関節内反＋下腿外旋においてのみ膝関節外反＋下腿内旋よりも前十字靭帯歪みが大きかったと報告された[30]。この報告は対象者 1 名の報告であり一般化できるとは考えられないが、この部分においては報告に非一貫性がみられ、測定方法も異なっており明確な結論は見られない。外旋によって歪みが大きくなるケースとインピンジメントの発生に関する検討が今後期待される。

一方で動的な測定も実施されており、サイドステップカッティング動作の予想の有無による前十字靭帯張力を比較した研究において、より受傷リスクが高いと予測される予想なしの試行において、予想ありの試行より有意に前十字靭帯張力が大きくなったが、3 面各成分の分析において水平面の成分に差はなく、また膝関節回旋角度も差がなかったと報告された[28]。この結果より Weinhandl らはサイドステップカッティング動作において下腿回旋は前十字靭帯損傷の主要なメカニズムではない可能性を考察しているが、あくまで予測の有無による比較であり、受傷動作との比較ではないためこの考察は疑問がもたれる。今後、関節運動様式が受傷動作に近い動作と安全な動作の比較を実施した研究が期待される。

数学モデル

前向き研究で前十字靭帯損傷を受傷した群と受傷しなかった群のドロップジャンプ動作のデータを用いた数学モデルを比較した研究において[31]、両群の関節軟骨圧が高まる部位に違いが見られた。受傷群のモデルを用いた際に、前十字靭帯と併発する可能性が最も高い骨挫傷部位である脛骨外側後部[51]の圧は内旋（＋前方変位）動作、外旋（＋前方変位）動作のいずれにおいても高まった。また、前十字靭帯歪みは、通常と比較して内旋＋前方変位 3.9 倍、外旋＋前方変位 3.7 倍と内旋の方がおおきいものどちらも増加した。一方、内旋 1.2 倍、外旋 0.8 倍と前方変位なしの外旋は歪みが減少することが示された。他に片足着地動作の数学モデルにおいて、内旋単独負荷では前十字靭帯歪みはプラトーに達することが示され、内旋と他の要素との複合によって歪みは増加することが示された。

一方、静的なモデルでは、荷重片足立位のモデルにおいて膝関節の回旋角度によって前十字靭帯損傷が発生する膝関節内外反トルク、膝関節内反角度の閾値は大きく変化しないことが示された。一方、膝関節外反角度の閾値は膝関節外旋によって小さくなることが示され、より小さな外反でも損傷することが示された。これは上記の *in VIVO* 測定でも一貫した結論が得られなかった荷重立位での静的な関節運動の様式であり、今後の検討が求められる分野である。

屍体

筋張力を発生させた落下負荷を用いた動的な模擬着地の研究にて内旋負荷付加条件と外旋負荷付加条件を比較した研究が 2 件あった。1 件では下腿外旋負荷付加と比較して内旋負荷付加は有意に前十字靭帯歪みが大きく、回旋負荷なしと比較して外旋負荷付加では差がないが内旋負荷付加は有意に前十字靭帯歪みが大きいことが示され[37]、もう 1 件では膝関節内反負荷付加、外反負荷付加いずれにおいても下腿外旋負荷付加と比較して内旋負荷付加は有意に前十字靭帯歪みが大きいことが示された[38]。いずれも内旋による影響が大きく、生体に近い様式の屍体にて内旋が前十字靭帯損傷メカニズムに明らかに大きく影響している可能性が示唆された。また、本レビューにおいて内旋と外旋を比較して統計的な有意差が見られた報告はこの 2 件のみであり、他の報告と比較して強いエビデンスがあると考えられる。他の筋張力を発生させた落下負荷を用いた動的な模擬着地の研究では、膝関節外反負荷と下腿前方変位負荷、下腿内旋負荷を付加した研究にて前十字靭帯損傷発生時に内旋負荷を含む負荷が付加された条件は 15 例中 8 件であったが、その際に発生した 11 例の脛骨軟骨・骨損傷部位において脛骨外側後部の損傷と内旋負荷に有意な相関が報告された[36]。上述のとおり、脛骨外側後部は実際の前十字靭帯損傷の際に骨挫傷を併発する頻度が最も高い部位[51]であり、その部位の損傷と内旋負荷に相関がみられたということは実際の受傷メカニズムにおいても内旋が強く関係している可能性があると考えられるだろう。また、外的負荷を付加していない模擬着地の研究 3 件において、筋張力を発生させた研究[34]、させていない研究[39 40]いずれにおいても下腿は内旋方向に回旋していた。上記のように、動的な着地シミュレーションを用いた全ての研究において前十字靭帯損傷に下腿内旋が影響している可能性が示された。一方、上述の内旋と外旋を比較した研究において、統計的には内旋負荷で前十字靭帯歪みが大きかったが、個別の結果をみると 12 標本中 2 標本において外旋負荷で前十字靭帯歪みがより大きくなっていたことが報告されている[37]。この結果に関して Oh らは、この 2 標本の前額面 X 線画像における大腿骨顆間窩高は最も小さく、インピンジメントが発生したのではないかと考察している。インピンジメントが発生する個体においては外旋の影響も無視できない可能性が示された。

一方、静的な研究においては、下腿内旋条件、回旋なし条件、下腿外旋条件で膝屈曲角度、筋張力付加による差を検討した研究では下腿内旋条件において前十字靭帯歪み

が発生した肢位が最も多く、下腿外旋条件において前十字靭帯歪みが発生した肢位が最も少なかったが、回旋負荷によって前十字靭帯歪みに統計的な差は見られなかった[42]。他には、非荷重位、筋張力なし、準静的な関節角度変化負荷によって前十字靭帯歪みが外旋（+外反）によって大きくなったと報告されている[41]。この研究は6屍体用意した中のインピンジメントの発生が確認された3屍体のみを対象に実施されており、インピンジメントが発生する場合においては外旋の影響も考えられる可能性が示された。

総合考察

実際の受傷状況を含むダイナミックな動作において下腿内旋が前十字靭帯に大きな影響を与えている可能性が高いと考えられる。着地や減速・方向転換などの際に発生する非接触性の前十字靭帯損傷には内旋の影響が大きい可能性が予測される。一方で、インピンジメントが発生する特徴を有する個体においては外旋による影響も考えられる。下腿への直接的な接触がある前十字靭帯損傷においては下腿外旋によるインピンジメントによって損傷が発生している可能性は考えられるだろう。本レビューにおいて前十字靭帯損傷が発生しているケース中、外旋は3例報告され[25-27]、その内2例が下腿への接触がある損傷であった。そのことから、非接触性損傷における外旋の影響は限られている可能性が考えられるだろう。本レビュー中ではインピンジメントが発生する個体の特徴として大腿骨顆間窩高が小さいことが示された。既存の研究において結論は一貫していないものの、大腿骨顆間窩幅が狭い群は広い群と比較して前十字靭帯損傷受傷率が高いという報告もあり[52]、大腿骨顆間窩の大きさがインピンジメントの発生と関連があるという可能性も考えられる。インピンジメントが発生する個体を同定することが可能になれば、その特徴に応じた予防プログラムの適応が可能となる。その点において、今後インピンジメント発生の有無の同定法の報告が期待される。

一方、静的な荷重立位姿勢における回旋の影響は一貫した結論が得られていない。この分野においては結果とインピンジメント発生の関係が検討されておらず、結果の違いが個体によるインピンジメント発生の有無に起因するものであった場合、分類によって一貫した結論が得られる可能性が考えられる。今後そういった報告が期待される。いずれにしても、現状において荷重立位姿勢の下腿回旋による前十字靭帯歪みと前十字靭帯損傷との関係性は定かではないと言えるだろう。

下腿回旋と前十字靭帯歪み・内側側副靭帯歪み

屍体2件、数学モデル1件において報告があった。筋張力付加、動的な落下負荷着地シミュレーション研究において、回旋負荷なし条件と比較して内旋負荷付加条件では内側側副靭帯歪み：前十字靭帯歪み比が有意に前十字靭帯で大きくなる方へ変化した[35]。また、同様の屍体を用いた着地シミュレーション研究で数学モデルから各靭帯の影響を検討したケースでは、内旋負荷条件において前十字靭帯歪みは大きい一方で内側側副靭帯歪みは小さく、回旋なしや外旋負荷では内側側副靭帯歪みも大きくなると報告された[38]。一方で、静止片足立位の数学モデルを用いた研究において下腿回旋角度に関わらず、内側側副靭帯損傷が発生する膝関節外反トルクの閾値は前十字靭帯損傷が発生する膝関節外反トルクの閾値よりも小さいと報告されている[32]。上記の結果は相反する結論を提示しているように見えるが、膝関節外反が前十字靭帯損傷における主要な因子であるとした場合、内側側副靭帯損傷を必ず併発するはずだが実際に内側側副靭帯と前十字靭帯損傷を併発するのは4-27%に限られている[8]という過去の矛盾点に対し、内側側副靭帯損傷の併発が少ない原因は膝関節外反が主要な因子ではないからであるという結論において一貫している。その中の動的な研究において下腿内旋が重要な役割を担っている可能性が示されたことから、損傷において内旋が影響している可能性が

考えられると言えるだろう。この結論はこれまで主要な前十字靭帯損傷メカニズムと考えられてきた膝関節外反と同様、もしくはそれ以上のインパクトを下腿内旋が有している可能性を示唆するものであろう。本論では論点としていないが、本レビューで用いた文献における膝関節外反と下腿内旋のどちらがより大きなインパクトを前十字靭帯損傷メカニズムに及ぼしているかの比較については、結論がどちらも同数で一貫していなかった。このことから、内旋が外反と同様のインパクトの大きさを有している可能性があると考えられるだろう。

第2節 限界

本研究の限界点として、文献レベルでは採択した個々の研究におけるバイアス危険が考えられる。また、研究全般のバイアス危険の評価も低評価である。しかしながら、前十字靭帯損傷という受傷例が少なく不明な要素が多い題材を扱うケースでは避けられないものであり、上記のような限界が存在した上でなおそのレビュー報告には価値があると筆者は考える。

レビューレベルにおいては、本レビューで用いた文献収集方法によって前十字靭帯損傷における下腿回旋に関連する研究全てを網羅したとは限らないというリスクがある。また、本レビューは筆者1名のレビューアーによって実施されており、適格性評価やバイアス危険の評価、データ抽出において、報告バイアスや選択的アウトカム報告のバイアス危険も考えられる。しかしながら、本レビューは適格性評価やバイアス危険の評価、データ抽出において明確な方法と評価基準等のプロトコルを設定し、それを順守してレビューを実施したことによって、報告バイアスや選択的アウトカム報告のバイアス危険は最小化されたと筆者は考える。

第3節 結論

前十字靭帯損傷メカニズムにおける下腿回旋の影響について、動的な動作や実際の受傷状況においては、インピンジメントが発生する特徴を有していない限り、内旋が影響している可能性が高いことが示された。また、下腿内旋は前十字靭帯損傷メカニズムにおいて、これまで主要な要素と考えられてきた膝関節外反と同程度のインパクトを有している可能性があることが示された。本研究で新たに明らかになったこととして、これまで外旋の影響が大きいと考えられ内旋メカニズム否定の根拠とされてきた球技の受傷状況においても内旋の影響が大きいという報告がされたこと、これまで明らかでなかった筋張力を付加した動的な着地シミュレーションなど生体の実動作と近い運動様式を用いた屍体研究においても下腿内旋の影響が大きいと報告されたことである。一方、大腿骨顆と前十字靭帯にインピンジメントが発生する解剖学的特徴を有する個体においては下腿外旋も前十字靭帯に影響する可能性が示唆されたが、非接触性損傷への影響は定かではない。また、静止立位における下腿外旋と前十字靭帯歪みの関係については一貫した結論が得られなかった。これと前十字靭帯損傷との関連については定かでない。

今後の展望として、より多くのサンプルや種目のビデオ分析が Model-Based Image-Matching 法で実施され、前十字靭帯損傷受傷状況における下腿回旋運動の詳細が一層明らかにされること、またエビデンスレベルの高い報告が増加することが期待される。また、その結果を応用した膝関節回旋にフォーカスした前十字靭帯損傷リスクのスクリーニング方法や膝関節回旋予防エクササイズの開発といった前十字靭帯損傷予防プログラムに発展していくことが強く期待される。

本研究の結果は前十字靭帯損傷予防において、下腿内旋を抑制することの重要性を示唆するものである。一方で、下腿内旋が大きくなるメカニズムに関しては不明な点が多く、また生体動作における下腿回旋の評価については精度の問題がある[48]。今後、

下腿回旋に関する多くの研究によって、下腿内旋メカニズムの解明や測定方法の発展が進み、有効な前十字靭帯損傷予防プログラムに開発につながることが期待される。それによって、前十字靭帯損傷に苦しむ競技選手が減少し、選手生命における QOL の向上に寄与することが最も期待されることである。

参考文献

1. 堀江 雅, 宗田 大. 当科におけるハム ストリング腱を用いた 2 重束 ACL 再建術後のスポーツ復帰状況 (特集 競技特性からみた前十字靭帯損傷 : 競技復帰に向けたアプローチ). 臨床スポーツ医学 2014;**31**(11):1016-20
2. 山本 祐, 津田 英, 佐々木 静. 中学生・高校生における ACL 再建術後のスポーツ復帰の問題点 (特集 競技特性からみた前十字靭帯損傷 : 競技復帰に向けたアプローチ). 臨床スポーツ医学 2014;**31**(11):1022-26
3. 渡邊 裕, 福林 徹, 蒲田 和, et al. *ACL 損傷予防プログラム の科学的基礎* ナップ, 2008.
4. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, et al. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. J Orthop Res 1995;**13**(6):930-5 doi: 10.1002/jor.1100130618[published Online First: Epub Date] | .
5. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics 2000;**23**(6):573-78
6. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, et al. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball a systematic video analysis. American Journal of Sports Medicine 2004;**32**(4):1002-12 doi: 10.1177/0363546503261724[published Online First: Epub Date] | .
7. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball - Video analysis of 39 cases. American Journal of Sports Medicine 2007;**35**(3):359-67 doi: 10.1177/0363546506293899[published Online First: Epub Date] | .
8. Quatman CE, Quatman-Yates CC, Hewett TE. A 'Plane' Explanation of Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms A Systematic Review. Sports Medicine 2010;**40**(9):729-46
9. 卓 興, 吉田 佳, 大森 豊. エビデンスに基づく医療 (E BM) の実践ガイドライン システマティックレビューおよびメタアナリシスのための優先的報告項目 (P R I S M A 声明) . 情報管理 2011;**54**(5):254-66
10. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, et al. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. Ann Intern Med 2009;**151**(4):264-9, w64
11. Liberati A, Altman DG, Tetzlaff J, et al. The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate health care interventions: explanation and elaboration. Ann Intern Med 2009;**151**(4):W65-94
12. Minds 診療ガイドライン作成マニュアル Ver. 1.1 (2014.07.23). Secondary Minds 診療ガイドライン作成マニュアル Ver. 1.1 (2014.07.23) 2014. <http://minds4.jcqhc.or.jp/minds/guideline/manual.html>.
13. Krosshaug T, Andersen TE, Olsen OEO, et al. Research approaches to describe the mechanisms of injuries in sport: limitations and

- possibilities. British Journal of Sports Medicine 2005;**39**(6):330-39 doi: 10.1136/bjsm.2005.018358[published Online First: Epub Date] | .
14. Medicine CfE-B. Oxford Centre for Evidence-based Medicine – Levels of Evidence (March 2009). Secondary Oxford Centre for Evidence-based Medicine – Levels of Evidence (March 2009) 2009.
<http://www.cebm.net/oxford-centre-evidence-based-medicine-levels-evidence-march-2009/>.
 15. Yeow CH, Lee PVS, Goh JCH. Direct contribution of axial impact compressive load to anterior tibial load during simulated ski landing impact. Journal of Biomechanics 2010;**43**(2):242-47 doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.08.038[published Online First: Epub Date] | .
 16. Yeow CH, Lee PVS, Goh JCH. Extent and distribution of tibial osteochondral disruption during simulated landing impact with axial tibial rotation restraint. Journal of Biomechanics 2010;**43**(10):2010-16 doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.02.036[published Online First: Epub Date] | .
 17. Park HS, Ahn C, Fung DT, et al. A knee-specific finite element analysis of the human anterior cruciate ligament impingement against the femoral intercondylar notch. Journal of Biomechanics 2010;**43**(10):2039-42 doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.03.015[published Online First: Epub Date] | .
 18. Kiapour A, Kiapour AM, Kaul V, et al. Finite Element Model of the Knee for Investigation of Injury Mechanisms: Development and Validation. Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme 2014;**136**(1):14 doi: 10.1115/1.4025692[published Online First: Epub Date] | .
 19. Paschos NK, Gartzonikas D, Barkoula NM, et al. Cadaveric Study of Anterior Cruciate Ligament Failure Patterns Under Uniaxial Tension Along the Ligament. Arthroscopy-the Journal of Arthroscopic and Related Surgery 2010;**26**(7):957-67 doi: 10.1016/j.arthro.2009.12.013[published Online First: Epub Date] | .
 20. Wall SJ, Rose DM, Sutter EG, et al. The Role of Axial Compressive and Quadriceps Forces in Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury A Cadaveric Study. American Journal of Sports Medicine 2012;**40**(3):568-73 doi: 10.1177/0363546511430204[published Online First: Epub Date] | .
 21. Hosseini A, Gill TJ, Li GA. In vivo anterior cruciate ligament elongation in response to axial tibial loads. Journal of Orthopaedic Science 2009;**14**(3):298-306 doi: 10.1007/s00776-009-1325-z[published Online First: Epub Date] | .
 22. Starr HM, Sanders B. Anterior cruciate ligament injuries in wakeboarding: prevalence and observations on injury mechanism. Sports Health 2012;**4**(4):328-32 doi: 10.1177/1941738112443364[published Online First: Epub Date] | .
 23. Davies H, Tietjens B, Van Sterkenburg M, et al. Anterior cruciate

- ligament injuries in snowboarders: a quadriceps-induced injury. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy* 2009;**17**(9):1048-51 doi: 10.1007/s00167-008-0695-7[published Online First: Epub Date] | .
24. Bere T, Mok KM, Koga H, et al. Kinematics of Anterior Cruciate Ligament Ruptures in World Cup Alpine Skiing 2 Case Reports of the Slip-Catch Mechanism. *American Journal of Sports Medicine* 2013;**41**(5):1067-73 doi: 10.1177/0363546513479341[published Online First: Epub Date] | .
 25. Bere T, Florenes TW, Krosshaug T, et al. Mechanisms of Anterior Cruciate Ligament Injury in World Cup Alpine Skiing A Systematic Video Analysis of 20 Cases. *American Journal of Sports Medicine* 2011;**39**(7):1421-29 doi: 10.1177/0363546511405147[published Online First: Epub Date] | .
 26. 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. *American Journal of Sports Medicine* 2010;**38**(11):2218-25 doi: 10.1177/0363546510373570[published Online First: Epub Date] | .
 27. Mariani PP, Iannella G, Cerullo G, et al. Avulsion of both posterior meniscal roots associated with acute rupture of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Traumatol* 2014 doi: 10.1007/s10195-014-0302-2[published Online First: Epub Date] | .
 28. Weinhandl JT, Earl-Boehm JE, Ebersole KT, et al. Anticipatory effects on anterior cruciate ligament loading during sidestep cutting. *Clinical Biomechanics* 2013;**28**(6):655-63 doi: 10.1016/j.clinbiomech.2013.06.001[published Online First: Epub Date] | .
 29. Utturkar GM, Irribarra LA, Taylor KA, et al. The Effects of a Valgus Collapse Knee Position on In Vivo ACL Elongation. *Annals of Biomedical Engineering* 2013;**41**(1):123-30 doi: 10.1007/s10439-012-0629-x[published Online First: Epub Date] | .
 30. Freudiger S, Vogt, W., Wirz, D. Relative Motion of ACL Insertion Points In Vivo: A Case Study, Including Skiing Maneuvers. *Journal of ASTM International* 2010;**7**(8):102831 doi: 10.1520/JAI102831[published Online First: Epub Date] | .
 31. Quatman CE, Kiapour A, Myer GD, et al. Cartilage Pressure Distributions Provide a Footprint to Define Female Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms. *American Journal of Sports Medicine* 2011;**39**(8):1706-13 doi: 10.1177/0363546511400980[published Online First: Epub Date] | .
 32. Homyk A, Orsi A, Wibby S, et al. Failure locus of the anterior cruciate ligament: 3D finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2012;**15**(8):865-74 doi: 10.1080/10255842.2011.565412[published Online First: Epub Date] | .
 33. Shin CS, Chaudhari AM, Andriacchi TP. Valgus Plus Internal Rotation

- Moments Increase Anterior Cruciate Ligament Strain More Than Either Alone. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2011;**43**(8):1484-91 doi: 10.1249/MSS.0b013e31820f8395[published Online First: Epub Date] | .
34. Kiapour AM, Quatman CE, Goel VK, et al. Timing sequence of multi-planar knee kinematics revealed by physiologic cadaveric simulation of landing: Implications for ACL injury mechanism. *Clinical Biomechanics* 2014;**29**(1):75-82 doi: 10.1016/j.clinbiomech.2013.10.017[published Online First: Epub Date] | .
 35. 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. *American Journal of Sports Medicine* 2014;**42**(1):177-86 doi: 10.1177/0363546513506558[published Online First: Epub Date] | .
 36. Levine JW, Kiapour AM, Quatman CE, et al. Clinically Relevant Injury Patterns After an Anterior Cruciate Ligament Injury Provide Insight Into Injury Mechanisms. *American Journal of Sports Medicine* 2013;**41**(2):385-95 doi: 10.1177/0363546512465167[published Online First: Epub Date] | .
 37. Oh YK, Kreinbrink JL, Wojtys EM, et al. Effect of axial tibial torque direction on ACL relative strain and strain rate in an in vitro simulated pivot landing. *Journal of Orthopaedic Research* 2012;**30**(4):528-34 doi: 10.1002/jor.21572[published Online First: Epub Date] | .
 38. Oh YK, Lipps DB, Ashton-Miller JA, et al. What Strains the Anterior Cruciate Ligament During a Pivot Landing? *American Journal of Sports Medicine* 2012;**40**(3):574-83 doi: 10.1177/0363546511432544[published Online First: Epub Date] | .
 39. Yeow CH, Kong CY, Lee PVS, et al. Correlation of axial impact forces with knee joint forces and kinematics during simulated ski-landing. *Journal of Sports Sciences* 2011;**29**(11):1143-51 doi: 10.1080/02640414.2011.578146[published Online First: Epub Date] | .
 40. Yeow CH, Ng KS, Cheong CH, et al. Repeated application of incremental landing impact loads to intact knee joints induces anterior cruciate ligament failure and tibiofemoral cartilage deformation and damage: A preliminary cadaveric investigation. *Journal of Biomechanics* 2009;**42**(8):972-81 doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.03.026[published Online First: Epub Date] | .
 41. Fung DT, Lee SJ, Ren YP, et al. Impingement Analysis with 3-D Geometric Characterizations of ACL Pseudofibers and Intercondylar Notch. *Journal of Medical and Biological Engineering* 2014;**34**(2):116-22 doi: 10.5405/jmbe.1399[published Online First: Epub Date] | .

42. Fujiya H, Kousa P, Fleming BC, et al. Effect of muscle loads and torque applied to the tibia on the strain behavior of the anterior cruciate ligament: An in vitro investigation. *Clinical Biomechanics* 2011;**26**(10):1005-11 doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.06.006[published Online First: Epub Date] | .
43. Quatman CE, Quatman CC, Hewett TE. Prediction and prevention of musculoskeletal injury: a paradigm shift in methodology. *British Journal of Sports Medicine* 2009;**43**(14):1100-07 doi: 10.1136/bjsm.2009.065482[published Online First: Epub Date] | .
44. Krosshaug T, Nakamae A, Boden B, et al. Estimating 3D joint kinematics from video sequences of running and cutting maneuvers: assessing the accuracy of simple visual inspection. *Gait & Posture* 2007;**26**(3):378-85 doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.10.010[published Online First: Epub Date] | .
45. Krosshaug T, Bahr R. A model-based image-matching technique for three-dimensional reconstruction of human motion from uncalibrated video sequences. *J Biomech* 2005;**38**(4):919-29 doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.04.033[published Online First: Epub Date] | .
46. Krosshaug T, Slauterbeck JR, Engebretsen L, et al. Biomechanical analysis of anterior cruciate ligament injury mechanisms: three-dimensional motion reconstruction from video sequences. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 2007;**17**(5):508-19 doi: 10.1111/j.1600-0838.2006.00558.x[published Online First: Epub Date] | .
47. Mandalia V, Fogg AJB, Chari R, et al. Bone bruising of the knee. *Clinical Radiology* 2005;**60**(6):627-36 doi: 10.1016/j.crad.2005.01.014[published Online First: Epub Date] | .
48. Reinschmidt C, van den Bogert AJ, Nigg BM, et al. Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *J Biomech* 1997;**30**(7):729-32
49. Bere T, Florenes TW, Krosshaug T, et al. Events leading to anterior cruciate ligament injury in World Cup Alpine Skiing: a systematic video analysis of 20 cases. *British Journal of Sports Medicine* 2011;**45**(16):1294-302 doi: 10.1136/bjsports-2011-090517[published Online First: Epub Date] | .
50. Fleming BC, Renstrom PA, Beynnon BD, et al. The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *J Biomech* 2001;**34**(2):163-70
51. Patel SA, Hageman J, Quatman CE, et al. Prevalence and Location of Bone Bruises Associated with Anterior Cruciate Ligament Injury and Implications for Mechanism of Injury: A Systematic Review. *Sports Medicine* 2014;**44**(2):281-93 doi: 10.1007/s40279-013-0116-z[published Online First: Epub Date] | .
52. Uhorchak JM, Scoville CR, Williams GN, et al. Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament: a prospective

four-year evaluation of 859 West Point cadets. Am J Sports Med
2003;**31**(6):831-42

謝辞

本研究を行うにあたり、指導教員である中村好男教授には多大なるご指導を頂きました。2002年に中村教授のゼミ生として人間科学部を卒業して12年、この度は社会人修士課程の学生として中村教授よりご指導を頂き、研究を基礎から学ばせて頂きました。同様に、副査を受けて下さった平田竹男教授、岡浩一朗教授には授業、そして審査会を通じて論文作成に関する多大なご指導を頂き深く感謝申し上げます。また、社会人修士課程の研究にも関わらず副査を快諾して下さい、整形外科医の視点から大変貴重なご指導、ご指摘を頂いた鳥居俊准教授には心より感謝致します。自分自身が競技選手であった時代にお世話になったドクターに、こういった形で再度ご指導を頂くことができ大変幸せでした。そして、ゼミにおいて理学療法士としての視点から多くのご指導を頂き、副査も務めて下さった塩田琴美先生、本研究を進める大きなヒントを与えて下さった荒木邦子先生、近い分野を専門とする先輩であり、入学前より何かと気にかけて下さった矢野史也先生には深く感謝申し上げます。また、中村ゼミの同期としてお互いの研究を高め合った平林秀彦氏、加藤明雄氏、鳥居亜矢子氏、社会人修士課程においてお互いの研究を応援し合った平田ゼミの皆様、間野ゼミの皆様、岡ゼミの皆様には感謝しております。

一方で、国立スポーツ科学センター平野裕一主任研究員には、職場における多大なるご支援、ご協力のみならず、副査として本研究のご指導を頂きましたことを心より感謝申し上げます。平野先生から多くのご配慮を頂いたお蔭で、職場の環境を生かして研究を進めることができました。また、本研究を進める過程において多大なご指導、お力添えを頂いた国立スポーツ科学センター石毛勇介副主任研究員にも深く感謝しております。石毛先生に頂いたご指摘のおかげでこのテーマにたどり着くことができたと考えております。そして、本研究を進めるにあたり発想段階から多くのご指導・ご協力を頂いた、国立スポーツ科学センター松林武生研究員、稲葉優希研究員には大変感謝致しております。その他にも多大なご協力を頂いた、国立スポーツ科学センター中里浩介研究員、山下大地研究員、鈴木康弘研究員、仁田博夫氏、山田亜紗妃氏、夏見円氏、阿部圭子氏、埼玉県教員岡田朋子氏、小島洋氏に心より感謝申し上げます。また、大学院に進学するきっかけを与えて下さり、入学前から多くのアドバイスを頂いた国立スポーツ科学センター高橋佐江子研究員、小泉圭介氏に心より感謝申し上げます。そして、国立スポーツ科学センタートレーニング体育館の皆様、アスリートリハビリテーションの皆様、スポーツ科学研究部の皆様に感謝申し上げます。また、本研究は国立スポーツ科学センターハイパフォーマンスジムスタッフの伊藤良彦氏、西村徳恵氏、加藤英人氏、加藤友里恵氏、千葉夏美氏のご協力なくしては成り立ちませんでした。心より感謝致します。

結びに、本研究の実施には家族の理解と支援が不可欠でした。この場を借りて感謝の気持ちを伝えたいと思います。

皆様に心より御礼申し上げます。誠にありがとうございました。