

2023年度（令和5年度） 博士論文

跳躍高に基づいたモーグルスキー競技エア・テイクオフの
動作分析：主成分分析を用いた時系列データの分析

北翔大学大学院 生涯スポーツ学研究科
生涯スポーツ学専攻 博士後期課程

小谷 征輝

目次

第1章	序論	1
1.1	背景	1
1.2	先行研究の検討	7
1.2.1	バイオメカニクス的研究	7
1.2.2	三次元動作分析	8
1.2.3	主成分分析による時系列波形の分析	9
1.3	目的	11
1.4	研究課題	12
1.5	本論文の構成	13
1.6	文献	14
第2章	Theia3D マーカレスモーションキャプチャ・アプリの妥当性の検証	17
2.1	背景と目的	17
2.2	対象と方法	19
2.2.1	マーカレスモーションキャプチャ	19
2.2.2	対象	20
2.2.3	運動課題	21
2.2.4	計測方法	22
2.2.5	信号処理	26
2.2.6	統計処理	28
2.3	結果	29
2.4	考察	37
2.5	結論	39
2.6	文献	40
第3章	モーグルのエア・テイクオフ動作の解析	43
3.1	背景と目的	43
3.2	対象と方法	46
3.2.1	対象	46
3.2.2	運動課題	47
3.2.3	計測方法	48
3.2.4	信号処理	51
3.2.5	統計処理	54

3.3	結果：ストレートジャンプ	56
3.4	考察：ストレートジャンプ	65
3.5	結論：ストレートジャンプ	67
3.6	結果：バックフリップ	68
3.7	考察：バックフリップ	79
3.7.1	踏切動作	79
3.7.2	回転の動態	80
3.8	結論：バックフリップ	82
3.9	結果：コークスクリュー720	84
3.10	考察：コークスクリュー720	111
3.10.1	踏切動作	111
3.10.2	回転の動態	112
3.11	結論：コークスクリュー720	115
3.12	まとめ	117
3.13	文献	122
第4章	結論	124
第5章	研究成果と限界	125
	発表論文一覧	126
	謝辞	127

第1章. 序論

1.1 背景

モーグルの起源は、1960年代のアメリカで、コブだらけの斜面を誰が一番早く滑り降りることができるか競争しようという遊びから始まったといわれている。当初はホットドッグスキーなどとも言われ、インストラクターやプロスキーヤーがデモンストレーションとして全米各地で開催していた。1970年代にカナダを中心に本格的に競技会が開催され始め、普及活動が行われた。1979年から国際スキー・スノーボード連盟（International Ski and Snowboard Federation: 以下, FIS）にフリースタイル部門が設けられ、ワールドカップの開催が始まった。1986年にはフランスのティエヌで初めての世界選手権が開催され、オリンピック種目としては1988年カルガリーオリンピックで公開種目、1992年のアルベールビルオリンピックで正式種目となった。フリースタイル・モーグルの世界的な大会は、ワールドカップ、世界選手権大会、オリンピックの3つである。これら3つの大会の下には大陸別の大会となるコンチネンタルカップ、更には各国ごとに行われるナショナルチャンピオンシップなどがあり、ジュニア世界選手権なども開催されている（全日本スキー連盟2000）。

本国においては、1979年FISの正式種目の承認を受けて、1981年に長野県志賀高原にて第1回全日本フリースタイル選手権大会が開催され、1988年に日本で初のワールドカップが開催された。1998年長野オリンピックで認知されるようになった。現在行われているモーグル競技には、オリンピック種目である1人で滑るモーグル競技と、2026年ミラノ・コルティナダンペッツォオリンピックから正式種目になる2人の選手が同時に滑りトーナメント方式で対戦するデュアルモーグル競技がある（全日本スキー連盟2000）。

フリースタイルとフリースキーはスキークロス、パークアンドパイプ、モーグルアンドエアリアルに分類される。その中で、モーグルスキー競技は、全長235m±35m、斜度28°±4°のコブの連続した急斜面を高速で滑走し、コース中に設けられた2つのエア台でエアと呼ばれる空中演技を行う採点競技である（FIS2020a, 図1-1）。モーグルスキー競技は、ターン、エア、スピードによる3つの合計点を競う採点競技である。それぞれ、ターン点60%、エア点20%、タイム点20%の比率により100点満点で採点される（FIS2020b）。

ターン点は、5名または3名のジャッジにより採点される。採点における判断基準はスタートからゴールまでのフォールラインと呼ばれる最短距離を滑り、その滑りに対する技術的な評価で行われる。技術的項目として、カービング40%、吸収動作30%、上半身の状

態 30%が判断基準となり評価される (FIS2020b).

エア点は、2名のジャッジにより採点される。エアの技は、難度によるベースとなる点数にフォーム点を乗じて算出される。1つのエアは最高10点、2つのエアを合わせて20点満点で採点される。フォーム点に関する採点基準は、FISにより定められ、判断基準として1. 質 (テイクオフ, フォーム, ランディング) 2. エア (高さ, 距離) 3. なめらかさ (ターンからエアの連続性) の優先順位が設定される。更に演技動作として、1. 動作表現, 2. コントロール, 3. バランス, 4. 連続性の要素について評価され、ジャンプ台手前のコブから着地後最初のコブまでの範囲で採点される (FIS2020b, 図 1-2)。

タイム点は、スタートからゴールまでの時間で評価される。女子で 8.8m/s, 男子で 10.3m/s の基準速度が規定されており、コースの長さから採点基準となる時間が算出される。各選手のスタートからゴールまでの時間によってタイム点が計算される (FIS2020b)。

エアは、2003年よりルールの変更により三次元での回転が可能となり、実施される回転技は大きく3つの系統に分類される。身体の長軸まわりに回転を行う水平回転 (ヘリコプター), 身体の左右軸まわりに回転を行う宙返り (バックフリップ, フロントフリップ)。そして、それら2軸を合成した斜め軸まわりに回転を行う軸ずれ回転 (コークスクリュー) である。FISはエアの種類を、1. フリップ (横軸回転) 2. ループ (側転) 3. ストレートローテーション (縦軸回転) 4. オフアキシス (斜め軸回転) 5. アップライト (回転なし) の5つに分類している (FIS2020b)。近年、男女問わず回転数の増加、クラブと呼ばれるスキーを手で掴むといった技も取り入れられるようになった。そのため、全体として難度点を上げる取り組みが行われている。回転数の増加やクラブといった難度点を上げる上で重要となるのが、高く跳躍するためのテイクオフ動作である。

モーグルスキーのエアに関する指導書によると、高く跳躍するために「すねをブーツに押し付けるように加圧する。深く膝を曲げるほど、踏み切り時の反動で高く跳び上がることができる」と記載されている (全日本スキー連盟 2000)。この指導書は、ルールが改定される以前に書かれているものであり、ルール改正後の指導書は見当たらない。また、海外も同様に、エアに関する指導書は見当たらない。この20年余、世界の競技レベルが高速化、高難度化する中、国内外の指導は経験則に依存し、科学的視点を含めて体系化されていない。指導のポイントやその根拠となる科学的知見がないのが現状である。そのため、モーグル競技のエアに関する跳躍および回転に関するテイクオフ動作のバイオメカニクス的研究の重要性が示唆される。

エアの運動を概観すると、まずジャンプ台手前のコブからジャンプ台に向かい滑走し(助走局面)、ジャンプ台の最下点からジャンプ台の終端付近でテイクオフを行い(テイクオフ局面)、その後空中に飛び出し(空中局面)、着地する(着地局面)という経過をたどる(図 1-3)。

これらの局面において、エア点に影響を及ぼすと考えられる技術的要因は、まず、助走局面においてジャンプ台への進入速度をコントロールすることである。

次に、テイクオフ局面においては、股関節および膝関節の伸展により、身体重心の上昇速度を与えることが重要となる。上昇速度が大きいほど、空中局面での跳躍高を高くすることができる。更に、テイクオフ局面では、技の回転を得るために身体重心まわりの角運動量を獲得する必要がある。特にテイクオフ局面は、ジャンプ台をスキーで滑走して演技を行うスキージャンプ種目およびフリースタイルスキーの一つであるエアリアル種目では、「空中パフォーマンスはテイクオフ動作により決定する」ことが知られている(全日本スキー連盟 2000 ; M. Virnavirta 2009)。これは、モーグルスキーのエアにおいても同様であることが示唆される。

助走局面からテイクオフ局面を円弧の運動と仮定すると(円周上を滑走し、空気の影響を受けないと仮定)、滑走している選手に作用する力は、重力と遠心力、そして床反力(雪面反力)である。特にテイクオフ局面では上り面に向かって遠心力と床反力が増加する(図 1-4)。この変化する遠心力と床反力を姿勢制御により最適化を行うことが必要であることが分かる。

本研究は、モーグルスキーのテイクオフ局面に着目し、バイオメカニクスの観点から跳躍高の違いによるテイクオフ動作の運動学的特徴を明らかにする。また、本研究で得られる知見は、指導ポイントやその根拠となる科学的知見を提示することができ、競技力向上へと繋がる資料となり得ると考える。

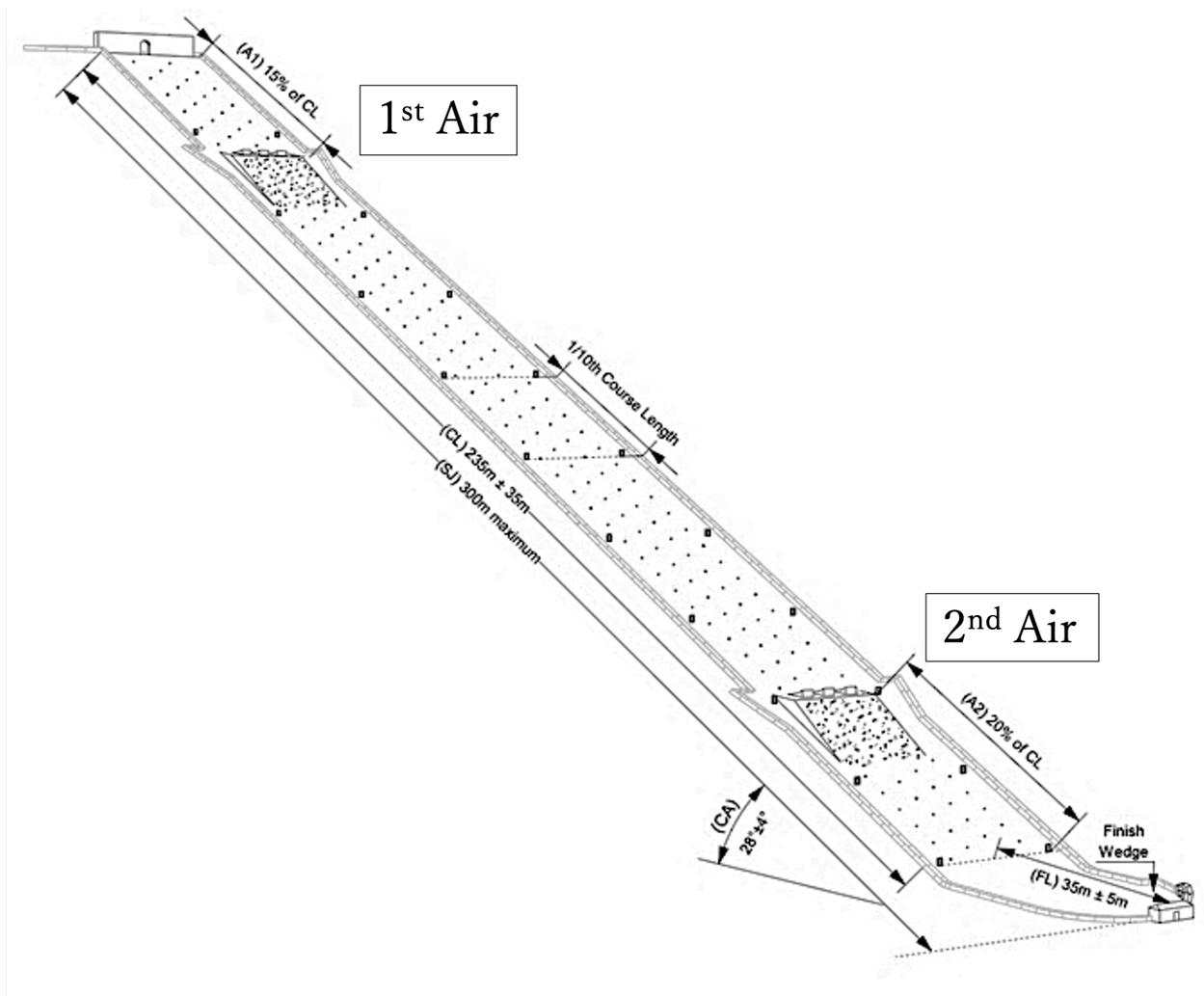


図 1-1. モーグルコース (FIS2020a)

全長 $235\text{m} \pm 35\text{m}$, 斜度 $28^{\circ} \pm 4^{\circ}$.

コースには2つのジャンプ台が設けられている.



図 1-2. エアの採点範囲

ジャンプ台手前のコブから着地後最初のコブまでエア点として採点される。



助走局面

テイクオフ局面

空中局面

着地局面

図 1-3. 運動局面

ジャンプ台手前のコブからジャンプ台に向かい滑走し（助走局面），ジャンプ台の最下点からジャンプ台の終端付近でテイクオフ（テイクオフ局面），その後空中に飛び出し（空中局面），着地する（着地局面）という経過をたどる。

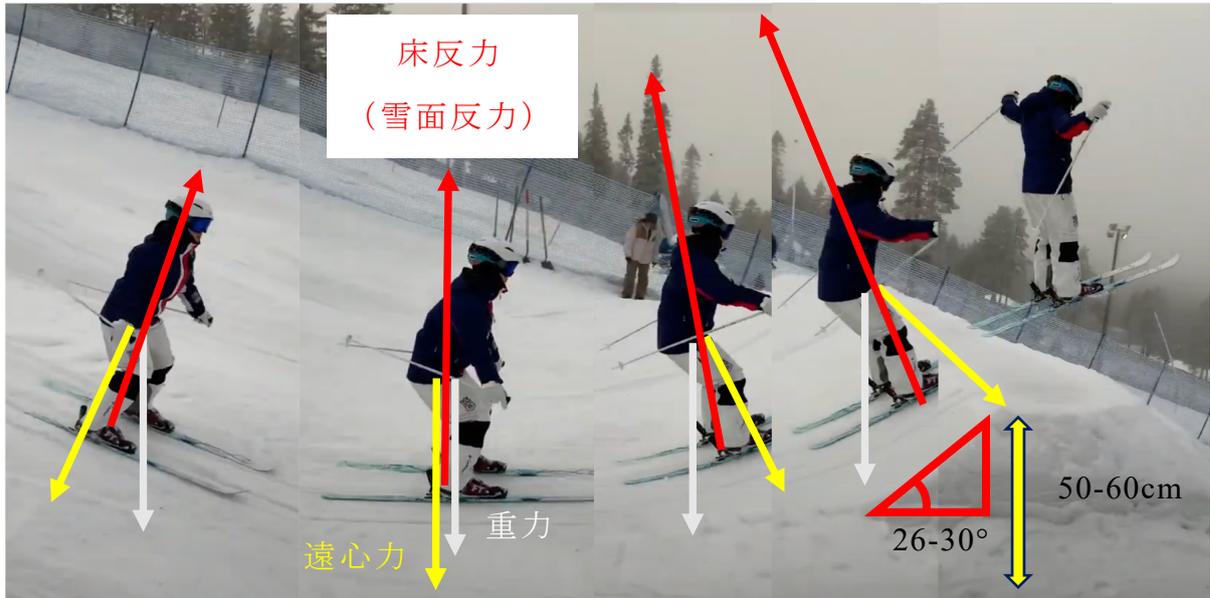


図 1-4. 力学的側面

ジャンプ台の角度は $26-30^\circ$ ， 高さは $50-60\text{cm}$.

助走局面からテイクオフ局面を円弧の運動と仮定すると（円周上を滑走し，空気の影響を受けないと仮定），滑走している選手に作用する力は，重力（白線）と遠心力（黄線），床反力（赤線）である．

1.2 先行研究の検討

ここでは、本研究に関連するモーグルスキーにおけるバイオメカニクス的研究を概観し、本研究で取り扱う課題を明確にする。

1.2.1 バイオメカニクス的研究

モーグルスキーは、採点競技でありターン点 60%、エア点 20%、タイム点 20%の比率により 100 点満点で採点される (FIS2020b)。コブ斜面の滑走動作に関する研究はこれまでいくつか報告されている。小林 (1982) は、スキーによる不整地滑走における上級者と初級者の運動学的視点から、上級者は下肢関節の調和した屈曲と伸展動作により衝撃を吸収していることを示した。同様に Anton (1994) は、Direct Linear Transformation (以下, DLT) を使用して、3 名のモーグル選手の三次元動作分析を行った。コブを越える時、下肢関節の屈曲伸展の動きにより吸収動作を行っていることを示した。また、佐々木・結城 (2003) も同様に DLT を使用して熟練者と習熟者のコブでのターンの比較を行った。熟練者はコブの頂点で切り替え、下腿の内傾角が小さいことを示した。重心の移動を見ると、服部 (2018) は上級者では重心偏位は直線的であり、初級者ではコブの形状に近い動きであることを示した。このように、コブ斜面の滑走では、熟練するほどコブの形状に合わせて下肢関節の屈曲伸展動作を行い、重心を直線的に移動させていることが分かっている (小林 1982 ; Anton1994 ; 佐々木・結城 2003 ; 服部 2018 ; 池上ほか 1991 ; 久代 1997) 。

一方、エアに関する研究は、世界的に極めて少なく、三浦 (2017) はハイスピードカメラにて第一エア側方 30m より撮影し重心位置と得点の関係を調査した。この研究では「フォーム点より技の難度が高いとトータルポイントが高い」「フォーム点に高さの影響がある」「踏切速度が速いと跳躍高が高い」ことが示された。また、中里・石毛 (2016) はエアのシミュレーションの結果「重心跳躍角度より重心跳躍速度が跳躍高に影響する」ことを示した。これらは、エアの採点基準である「エア」における高さや距離について着目し、跳躍高が高いとフォーム点が高く、高く跳ぶためには重心速度が跳躍高に影響し、跳躍角度を上げるよりも跳躍速度を上げることで跳躍高が高くなることを明らかにした。しかし、跳躍速度が速くなれば、跳躍距離が伸び、着地後のコブ斜面の滑走に影響するという問題も指摘されている。そのため、テイクオフ動作における動作分析の必要性も示唆している。また、財団法人全日本スキー連盟が示している競技スキー教程 (2000) では、高く跳ぶための方法として「すねをブーツに押し付けるように加圧する。深く膝を曲げるほど、踏切

時の反動で高く跳び上がることができる」との記載に留まり、どのようにその運動を行うかは選手および指導者の経験から実施、指導されている。そのためテイクオフ動作における運動学的検討の必要性を示唆している。

1.2.2 三次元動作分析

バイオメカニクスの研究分野における動作分析で、広く使用されている方法として三次元動作分析がある。この手法は、整形外科的分野、スポーツ分野および生体力学的研究で広く使用される方法であり、特に歩行に関しては、個人の運動パターンの定量化を実現する。三次元動作分析は、個人およびグループ内、グループ間で比較することができ、関節変性疾患の歩行評価（Janie L et al.2008；合津ほか2013）、運動パターンの修正による疼痛の軽減（吉田2002；Harrison Philip Crowell and Irene S. Davis 2011；Amir Haim et al. 2012）、理学療法（Allison L et al.2018；Tishya A.L. et al. 2011a）および外科的治療（Tishya A.L. et al. 2011b）における意思決定の一翼を担っている。

三次元動作分析の標準的手法は、光学式のマーカベースモーションキャプチャである。しかし、この手法には、いくつかの問題点が報告されている（Narayanan et al. 2007；Ugo et al. 2005；George E et al. 2009；R. Dumas et al. 2014；Alberto et al. 2005）。検者は、対象者の体表から触知可能な解剖学的ランドマークを特定し、反射マーカ（以下、マーカ）を貼付する必要がある。この触診技術には解剖学の専門的知識と触知能力が必要であり、不正確で一貫性のないマーカの貼付がデータに影響を与えることを示した（Tishya A.L. et al. 2011b）。これらの問題に対し、標準化されたプロトコルで行うことで検者間および研究室間におけるエラーを減少させることが示された（Narayanan 2007）。しかし、マーカは皮膚を介して骨のランドマークに貼付するため、軟部組織の動き（スキムムーブメント）による影響を受ける（George E et al. 2009；R. Dumas et al. 2014）。そして、マーカベースモーションキャプチャは、対象者の皮膚に密着した衣服の着用と実験室など計測環境が制限される問題が存在する。

これらの問題に対して、近年急速に発展してきた三次元動作分析がマーカレスモーションキャプチャである。皮膚に貼付するマーカを使用せずに動作分析を行う方法である。マーカを使用しないため、触診技術およびマーカへの依存性がなく、マーカの配置や軟部組織の影響を受けることがない。また、研究室での使用に限定されず、実際の環境下での計測が可能となる利点がある（Robert Kanko et al. 2020；Alexander Mathis et al. 2018）。

マーカレスモーションキャプチャは、皮膚に貼付するマーカを使用せずに動作分析する

方法である。これらのシステムは、多くの場合2次元ビデオカメラまたは深度センサーと機械学習アルゴリズムの組み合わせを使用して行われる (Alexander Mathis 2018)。Theia3D マーカレスモーションキャプチャ・アプリ (Theia Markerless Inc., Kingston, ON) は、標準的なビデオカメラの二次元データを使用して、身体の三次元モデルを推定する機械学習ベースのマーカレスモーションキャプチャシステムである。深層学習アルゴリズムベースのモーションキャプチャシステムであり、ビデオカメラの配列を使用し、人間の被験者の特徴認識に深層畳み込みニューラルネットワークを使用したマーカレスモーションキャプチャシステムである (Robert Kanko 2020a, 2020b ; Mackenzie Weygandt Mathis and Alexander Mathis 2020)。

このマーカレスモーションキャプチャは、同期およびキャリブレーションされた複数のビデオカメラで被験者を撮ることで、学習された特徴の二次元の位置をすべてのビデオ、すべてのフレーム内で推定され、カメラの内因性および外因性パラメータに基づいて3次元空間に変換される。連結された身体モデルは、最適化アプローチ (逆運動学) を使用して対象者の身体を推定し、被験者固有のランドマークの位置に合うように投影される。マーカを使用しないため、触診技術およびマーカへの依存性がなく、マーカの配置や軟部組織の影響を受けることがない。また、研究室での使用に限定されず、実際の環境下での計測が可能となる。モーグルスキーにおけるエア・テイクオフ動作を考えた場合、実際のエア台にて、スキーの装着など同様の装備を着用して行うことが重要であると考えられる。そのため運動学的検討をする上での研究手法では、マーカレスモーションキャプチャシステムが妥当であると考えられる。

1.2.3 主成分分析による時系列波形の分析

バイオメカニクス的研究で取り扱うデータは、非常に複雑であり多次元である。これらのデータは、運動全体における各関節角度等を時間波形として表される。一般的にデータ量が膨大なため、分析するために運動における局面を定義し、平均値または最大値、最小値を抽出する。これらの抽出データを比較することで、有意差を見つけ出す。しかし、これらの比較では動作波形における時間的要素が反映されない。Deluzio KJ and Astephen JL (2007) は歩行の波形解析において主成分分析 (Principal component analysis: PCA) を使用し、歩行サイクルにおける歩行波形の違いを定量的に検出し、比較している。

本研究で取り扱うデータも同様に、重心速度、関節角度、身体の角運動量、身体の慣性

モーメントが挙げられる。運動の動作波形の膨大なデータの次元削減および群間の違いを決定するための統計的検定の予備的なステップとし主成分分析を使用する。主成分分析により得られた PC スコアを群間の差の検定として一元配置分散分析と多重比較として Bonferroni post hoc test を使用するのが妥当であると考えられる。

1.3 目的

モーグルスキー競技におけるバイオメカニクス的研究では、コブ斜面の滑走に関する研究が多く、エアに関する研究は極めて少ない。エアに関する研究では重心速度と跳躍高および跳躍角度を分析対象としたものであった。エアの採点において、技の難易度と完成度が重要になる。難易度を上げるためにも、完成度を上げるためにも高く跳躍するという共通した要素が伺える。跳躍速度が上がると跳躍高が高くなるという関係は先行研究より明らかになっているが、具体的にどのような動作によってテイクオフ動作が実施されているか（運動学的研究）は不明である。

エアにおけるテイクオフ動作の運動学的特徴を明らかにするためには、雪上滑走中のスキーヤーの動作を計測する必要がある。そこで、本研究では Theia3D マーカレスモーションキャプチャ・アプリの使用を検討した。また、跳躍高の違いによる姿勢変化の群間比較を行うために、時系列波形を分析する手法として主成分分析を導入した。

本研究は、モーグルスキー競技におけるエアのテイクオフ動作に着目し、雪上滑走動作を三次元動作分析し、跳躍高の違いから動作特徴を抽出することを目的とした。

1.4 研究課題

本研究の目的を達成するために、研究の課題を以下のように設定した。

- 1) Theia3Dマーカレスモーションキャプチャ・アプリの妥当性の検証
- 2) ストレートジャンプ（身体回転のない動作）のテイクオフ動作の解析
- 3) バックフリップ（身体の左右軸まわりの回転）のテイクオフ動作の解析
- 4) コークスクリュール720（斜め軸まわりの回転）のテイクオフ動作の解析

1) 「Theia3Dマーカレスモーションキャプチャ・アプリの妥当性の検証」では、マーカベースおよびTheia3Dマーカレスモーションキャプチャ・アプリを用いたサイドボックスジャンプのキネマティックデータを比較する。スキー研究における大きな関節運動を有する運動において、Theia3Dマーカレスモーションキャプチャ・アプリの妥当性を検証する目的のため、健常人を対象にサイドボックスジャンプにおける下肢関節角度、身体重心位置をマーカベースモーションキャプチャとの比較を行う。Theia3Dマーカレスモーションキャプチャ・アプリが、大きな関節運動を有するスポーツ動作に使用可能であることを示す。

2) 「ストレートジャンプのテイクオフ動作の解析」では、エアの基本とされる身体回転のないストレートジャンプにおいて、跳躍高の違いを比較することで、跳躍高の高い試技に見られるテイクオフ動作の運動学的特徴を示す。

3) 「バックフリップのテイクオフ動作の解析」では、身体の左右軸まわりに後方一回転を伴うバックフリップにおいて、跳躍高の違いを比較することで、踏切動作および回転の動態を示し、跳躍高の高い試技に見られるテイクオフ動作の運動学的特徴を示す。

4) 「コークスクリュール720のテイクオフ動作の解析」では、斜め軸まわりに回転を伴うコークスクリュール720において、跳躍高の違いを比較することで、跳躍高の高い試技に見

られる踏切動作および回転の動態を示し、跳躍高の高い試技に見られるテイクオフ動作の運動学的特徴を示す。

1.5 本論文の構成

第1章．序論，本論文の背景および問題点について概説し，本研究における目的および意義について述べる．

第2章．サイドボックスジャンプを光学式マーカベースモーションキャプチャシステムと Theia3D マーカレスモーションキャプチャシステムで同時撮影し，Theia3D マーカレスモーションキャプチャ・アプリが，スキー研究における大きな関節運動を有する運動における相対信頼性および絶対信頼性を定量的に表し，評価した結果を述べる．

第3章．モーグルスキーのエアの基本とされる身体回転を伴わないストレートジャンプ，身体の左右軸まわりに後方一回転を行うバックフリップ，身体の長軸を後方および側方に傾けた状態で横回転を2回行うコークスクリュール720を実際に競技会で使用されるコースのエア台を使用して計測実験を行う．全てのジャンプの高さを3群に分類し，ストレートジャンプでは，身体重心速度，肩関節屈曲角度，体幹伸展角度（骨盤に対する角度），股関節屈曲角度，膝関節屈曲角度，足関節背屈角度を計測し，解析によって得られた結果について述べる．バックフリップでは，身体重心速度，身体の角運動量，身体の慣性モーメント，肩関節屈曲角度，体幹伸展角度（骨盤に対する角度），股関節屈曲角度，膝関節屈曲角度，足関節背屈角度を計測し，解析によって得られた結果について述べる．コークスクリュール720では，身体重心速度，身体の角運動量，身体の慣性モーメント，肩関節屈曲角度，体幹伸展・側屈・回旋角度（グローバル座標系に対する角度），股関節屈曲角度，膝関節屈曲角度，足関節背屈角度を計測し，解析によって得られた結果について述べる．

第4章．結論，本論文の総括を行う．

第5章．研究成果と限界，本論文で得られた知見と今後の研究課題について述べる．

1.6 文献

- 合津卓朗・徳田一貫・羽田清貴・田中泰山・吉田研吾 (2013) 変形性膝関節症における単脚支持移行期の運動学的評価-モーションレコーダ, 3次元動作解析装置, 表面筋電計を用いて-. 理学療法学, 40(2): 128-129.
- Alberto Leardini, Lorenzo Chiari, Ugo Della Croce and Aurelio Cappozzo (2005) Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture*, 21: 212-225.
- Alexander Mathis, Pranav Mamidanna, Kevin M. Cury, Taiga Abe, Venkatesh N. Murthy, Mackenzie Weygandt Mathis and Matthias Bethge (2018) DeepLabCut: markerless pose estimation of user-defined body parts with deep learning. *Nature Neuroscience*, 21: 1281-1289.
- Allison L. Clouthier, Elizabeth A. Hassan, Scott C. E. Brandon, Aaron Campbell, Michael J. Rainbow and Kevin J. Deluzio (2018) Identification of Good Candidates for Valgus Bracing as a Treatment for Medial Knee Osteoarthritis. *JOURNAL OF ORTHOPAEDIC RESEARCH*, 1: 351-356.
- Amir Haim, Guy Rubin, Nimrod Rozen, Yulya Goryachev and Alon Wolf (2012) Reduction in knee adduction moment via non-invasive biomechanical training: A longitudinal gait analysis study. *Journal of Biomechanics*, 45: 41-45.
- Anton N. Arndt (1994) A three-dimensional kinematic analysis of Alpine skiing in moguls. *J. Biomechanics*, 27 (6): 653.
- Deluzio KJ and Astephen JL (2007) Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis. An application of principal component analysis. *Gait & Posture* 25: 86-93.
- FIS FREESTYLE SKIING JUDGING HANDBOOK (2020b) https://assets.fis-ski.com/image/upload/v1602679440/fis-prod/assets/Freestyle_Skiing_Judging_Handbook_2020_13.10.20.pdf.
- FIS Mogul Course Specifications (2020a) https://assets.fis-ski.com/image/upload/v1578469002/fis-prod/assets/07_Mogul_Spec_MOG_final.pdf.
- George E. Gorton III, David A. Hebert, and Mary E. Gannotti (2009) Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. *Gait & Posture*, 29: 398-402.

- Harrison Philip Crowell and Irene S. Davis (2011) Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clinical Biomechanics*, 26: 78-83.
- 服部英一 (2018) モーグルスキーにおける頭とスキーの姿勢変化. *人文・自然・人間科学研究*, 3,: 69-7.
- 池上康夫・桜井伸二・岡本敦・池上久子・安藤好郎・袖山紘 (1991) コブ越えの力学的分析. *日本スキー学会誌*, 1(1): 41-48.
- Janie L. Astephen, Kevin J. Deluzio, Graham E. Caldwell and Michael J. Dunbar (2008) Biomechanical Changes at the Hip, Knee, and Ankle Joints during Gait Are Associated with Knee Osteoarthritis Severity. *JOURNAL OF ORTHOPAEDIC RESEARCH*, 3: 332-341.
- 久代恵介・関矢貴秋・三浦望慶 (1997) スキーにおけるコブ斜面の安定滑走動作について. *日本スキー学会誌*, 7(1): 89-98.
- 小林規 (1982) 不整地滑降のバイオメカニクス. *Jpn. J. Sports. Sci.*, 1(6): 422-432.
- M. Virnavirta (2009) Take-off analysis of the Olympic ski jumping competition (HS-106 M). *J. Biomech.*, 42: 1095-1101.
- Mackenzie Weygandt Mathis and Alexander Mathis (2020) Deep learning tools for the measurement of animal behavior in neuroscience. *Neurobiology of Behavior*, 60: 1-11.
- 三浦哲 (2017) ワールドカップ男子モーグル競技における第一エアの得点と身体中心運動. *日本スキー学会第 27 回大会講演論文集*: 20-23.
- 中里浩介・石毛勇介 (2016) フリースタイルスキー・モーグル競技におけるエア踏切時の重心跳躍角度および速度を用いた跳躍高のシミュレーション. *日本スキー学会誌第 26 回大会講演論文集*: 46-47.
- Narayanan, Unni G (2007) The role of gait analysis in the orthopaedic management of ambulatory cerebral palsy. *Current Opinion in Pediatrics*, 19(1): 38-43.
- R. Dumas, V. Camomilla, T. Bonci, L. Cheze and A. Cappozzo (2014) Generalized mathematical representation of the soft tissue artefact. *Journal of Biomechanics*, 47: 476-481.
- Robert Kanko, Elise Laende, Scott Selbie and Kevin Deluzio (2020a) Inter-session repeatability of Theia3D markerless motion capture gait kinematics. *bioRxiv*: 2020.06.23.155358.
- Robert Kanko, Gerda Strutzenberger, Marcus Brown, Scott Selbie and Kevin Deluzio (2020b) Assessment of spatiotemporal gait parameters using a deep learning algorithm-based markerless motion capture system. <https://doi.org/10.31224/osf.io/j4rbg>

- 佐々木誠互・結城匡啓 (2003) モーグル競技における習熟レベルの異なるターン動作の3次元解析. 日本体育学会大会号, 54: 391.
- Tishya A.L. Wren, George E. Gorton III, Sylvia Ounpuu and Carole A. Tucker (2011a) Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review. *Gait & Posture*, 34: 149-153.
- Tishya A.L. Wren, Norman Y. Otsuka, Richard E. Bowen, Anthony A. Scaduto, Linda S. Chan, Minya Sheng, Reiko Hara and Robert M. Kay (2011b) Influence of gait analysis on decision-making for lower extremity orthopaedic surgery: Baseline data from a randomized controlled trial. *Gait & Posture*, 34: 364-369.
- Ugo Della Croce, Alberto Leardini, Lorenzo Chiari and Aurelio Cappozzo (2005) Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait & Posture*, 21: 226-237.
- 吉田浩一 (2002) モーターコントロールからみた歩行分析. *理学療法科学*, 17(1): 25-32.
- 財団法人全日本スキー連盟 (2000) 競技スキー教程「フリースタイルスキー編」. スキージャーナル株式会社: 東京.

第2章. Theia3D マーカレスモーションキャプチャ・アプリの妥当性の検証

2.1 背景と目的

バイオメカニクスの研究分野において、三次元動作分析は整形外科的分野、スポーツ分野および生体力学的研究で広く使用される方法である。三次元動作分析は、個人およびグループ内、グループ間で比較することができ、関節変性疾患の歩行評価 (Janie L. et al. 2008)、運動パターンの修正による疼痛の軽減 (合津ほか 2013; 吉田 2002)、理学療法 (Harrison and Irene 2011; Amir et al. 2012) および外科的治療 (Allison L. et al. 2018) における意思決定の一翼を担っている。

三次元動作分析の標準的手法は、光学式のマーカベースモーションキャプチャである。この手法は検者が対象者の体表から触知可能な解剖学的ランドマークを特定し、反射マーカ (以下、マーカ) を貼付する必要がある。この触診技術には、解剖学の専門的知識と触知能力が必要であり、不正確で一貫性のないマーカの貼付はデータに影響を与えることが示されている (Tishya et al. 2011a, 2011b)。これらの問題に対し、標準化されたプロトコルで行うことにより検者間および研究室間におけるエラーを減少させることが示されているが (Narayanan 2007)、マーカは皮膚を介して骨のランドマークに貼付するため、軟部組織の動き (スキムムーブメント) による影響を受ける (R. Dumas et al. 2014; George E. et al. 2009)。更に、マーカ貼付のために対象者の皮膚に密着した衣服の着用や実験室での計測など環境が制限される問題が存在する。マーカレスモーションキャプチャは機械学習による信頼性の高い計測ができる可能性がある。

マーカレスモーションキャプチャは、皮膚に貼付するマーカを使用せずに動作分析する方法である。これらのシステムは、多くの場合 2D ビデオカメラまたは深度センサーと機械学習アルゴリズムの組み合わせを使用して行われる (Ugo et al. 2005)。Theia3D ソフトウェアは、標準的なビデオカメラの二次元データを使用して、身体の三次元 (以下、3D) モデルを推定する機械学習ベースのマーカレスモーションキャプチャシステムである。マーカを使用しないため、計測結果が検者の触診技術に依存せず、マーカの貼付位置やスキムムーブメント等の影響を受けることがない。加えて、Theia3D マーカレスモーションキャプチャ・アプリ (以下、Theia3D) では一般的なビデオ映像を用いて動作計測・分析を行うため、研究室での使用に限定されず、屋内外に関わらず実際の動作環境下での計測が可能となる。この技術の応用はスポーツ分野において、選手に装置を装着するなどの負担を強いることがなく、運動の妨げとなることもない。そのため、実際の競技およびトレーニ

ング場面において、競技で使用する着衣や用具を装着した状況で計測することが可能である。特に冬季スポーツであるスキー競技における応用が期待される。

Theia 3D の信頼性については、歩行におけるマーカベースモーションキャプチャとの比較において、下肢関節角度で平均 2.6° 以下の誤差と類似したパターンおよび高い信頼性が確認されている (R. Kanko et al. 2021a, 2021b, 2021c)。また、垂直跳びを対象としたマーカベースモーションキャプチャとの比較においても、下肢関節角度において 3.3° 以下の誤差で高い相関が示されている (John F. et al. 2021)。しかし、スポーツ動作、特に反復した下肢の大きな関節運動、左右への身体の移動における信頼性は確認されていない。

冬季屋外スポーツであるスキー競技では、競技復帰のためのリハビリテーション (Steffi L. et al. 2018)、競技力向上トレーニングおよび体力測定にサイドボックスジャンプが行われている (寒川 2013; Andersen and Montgomery 1990)。サイドボックスジャンプは、筋力、瞬発力、持久力など様々な運動要素が必要となり、多くのバリエーションが存在する (中里ほか 2019)。サイドボックスジャンプにおける動作分析は、傷害予防の観点から着地動作に着目されている (Hansen D and Kennelly S 2017; Powers CM 2010; Etnoyer J et al. 2013; Pietrosimone 2020; Aaron S. 2019)。着地動作は、股関節と膝関節角度の減少により着地時の衝撃を増加させ、下肢の損傷リスクが増加する。また、膝関節外反、対側骨盤の下制、股関節内旋の増加により、着地動作中の膝関節外反角度が増加する特徴が示されている (Hansen D and Kennelly S 2017; Etnoyer J et al. 2013)。過度の膝関節外反は、股関節外転筋の弱化により引き起こされることが示され、膝蓋大腿症候群や前十字靭帯損傷のリスクが増加することが示唆された (Aaron S. 2019)。

モーグルスキー競技におけるサイドボックスジャンプは、より競技に類似した動きを再現させるため、滑走中のターン同様に左右にジャンプを行い、体力測定およびトレーニングとして行われている (寒川 2013; Andersen and Montgomery 1990)。

本研究の目的は、モーグルスキー競技のトレーニングで使用されるサイドボックスジャンプ動作における Theia3D で得られる運動学的計測値をマーカベースのモーションキャプチャと比較し、妥当性を検討することである。

2.2 対象と方法

2.2.1 マーカレスモーションキャプチャシステム

Theia3D は、マーカレスモーションキャプチャへの深層学習アルゴリズムベースのアプローチである。同期およびキャリブレーションされたビデオカメラの配列を使用し、人間の被験者に対して三次元姿勢の推定を実行する。被験者の特徴認識に深層畳み込みニューラルネットワークを使用したマーカレスモーションキャプチャシステムである (R. Kanko et al. 2021a ; Alberto 2005 ; Alexander et al. 2018 ; Mackenzie and Alexander 2020) 。

Theia 3D は、ビデオカメラで被験者を撮影することにより、学習された身体的特徴点の位置座標を全てのビデオの全てのフレーム内で推定し、カメラの内因性および外因性パラメータに基づいて三次元空間座標に変換する。関節式マルチボディモデルを身体的特徴点の三次元位置に適用して、物理的な課題全体における被験者の三次元姿勢を推定する。連結された身体モデルは、最適化アプローチ (逆運動学) を使用して対象者の身体を推定し、被験者固有の身体的特徴点の位置に合うように投影される。Theia3D の最新バージョン (Ver. 2021_2_0_1675_p13, 2022 年 2 月 21 日現在) では、この逆運動学モデルは 17 のセグメントで構成され、下半身に関しては、骨盤に 6 自由度、股関節に 3 自由度、膝関節に 2 自由度、足関節に 3 自由度およびつま先に 1 自由度の関節が与えられる。

2.2.2 対象

対象者は、健常男性 9 名（男性 9 人，平均年齢 21.6 ± 1.2 歳，身長 172.7 ± 6.8 cm，体重 65.6 ± 3.1 kg，平均±標準偏差）とした．対象者には，事前に書面にて説明を行い，同意を得て参加した．運動の妨げとなる神経筋または筋骨格系障害を有するものは除外した．また，本研究は北翔大学研究倫理審査委員会の承認（HOKUSHO-UNIV:2021-001）を受け，ヘルシンキ宣言に準拠し実施された．

2.2.3 運動課題

被検者には、モーグルスキートレーニングであるサイドボックスジャンプの運動を課した（図 2-1）。この運動は、スキー競技のターン動作同様に右→中央→左→中央と素早くジャンプする運動である。ボックスの高さは 300 mm，ボックス間は 795 mm と規定した。左右へ 5 往復の連続ジャンプ動作を課し，最初と最後の 1 往復を除いた 3 往復を分析対象とした。

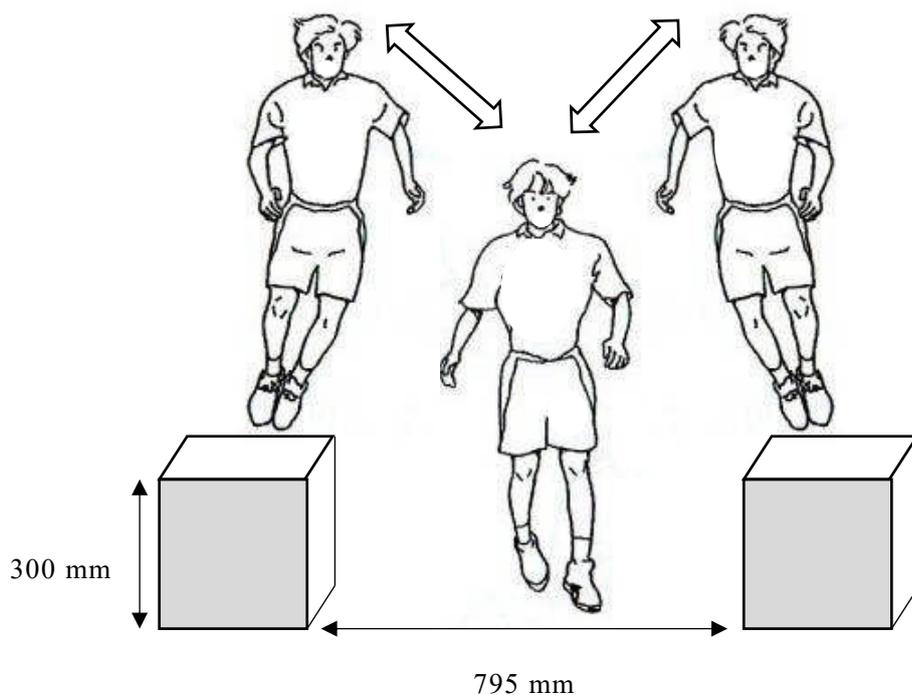


図 2-1. サイドボックスジャンプ

ボックスの高さは 300 mm，ボックス間は 795 mm と規定し，スキー競技のターン動作同様に右→中央→左→中央と素早くジャンプする運動である。

2.2.4 計測方法

マーカレスモーションキャプチャ用のカメラシステムでは、10台(RX0 II, Sony Corp., Tokyo, Japan, 解像度 1,920×1,080 ピクセル, サンプルング周波数 120 fps) のビデオカメラはカメラコントロールボックス (CCB-WD1, Sony Corp., Tokyo, Japan) を使用し接続及び同期され、被検者を取り囲むように配置した(図 2-2)。また、マーカベースの計測システムでは、光学式三次元動作分析装置 MAC 3D System (赤外線カメラ 12 台 ; Raptor-E, サンプルング周波数 120 fps, 図 2-3, Motion analysis Corp., Santa Rosa, CA, 図 2-4) を使用した。両システムで被検者を撮影できるようにカメラを配置した。マーカベースの計測のため、被検者は最小限の肌に密着した服が提供され、運動靴を履いて運動課題を実施した。マーカベースの計測のための赤外線反射マーカ(直径約 12.5 mm, 図 2-5)は、ヘレンヘイズマーカセットに準じ、身体各部位に 34 箇所および左右のボックス 2 箇所に貼付した。計測後の信号処理であるモデリングでは、身体を 15 セグメント(頭部, 体幹部, 上腕部, 前腕部, 手部, 骨盤部, 大腿部, 下腿部, 足部)に分割した(図 2-6)。

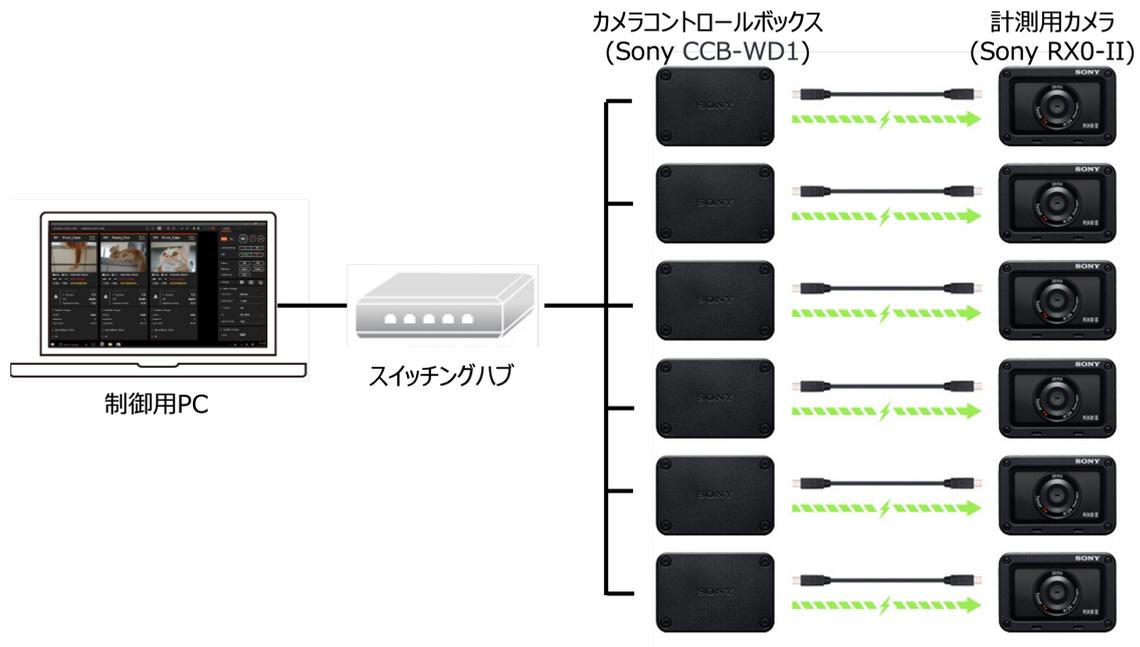


図 2-2. マーカレスカメラシステム

計測用カメラはカメラコントロールボックスに接続され、スイッチングハブを通して制御 PC に接続される。



図 2-3. 赤外線カメラ

130 万画素の解像度で、1 秒間に 500 フレーム撮影できるセンサーを搭載しているカメラ。

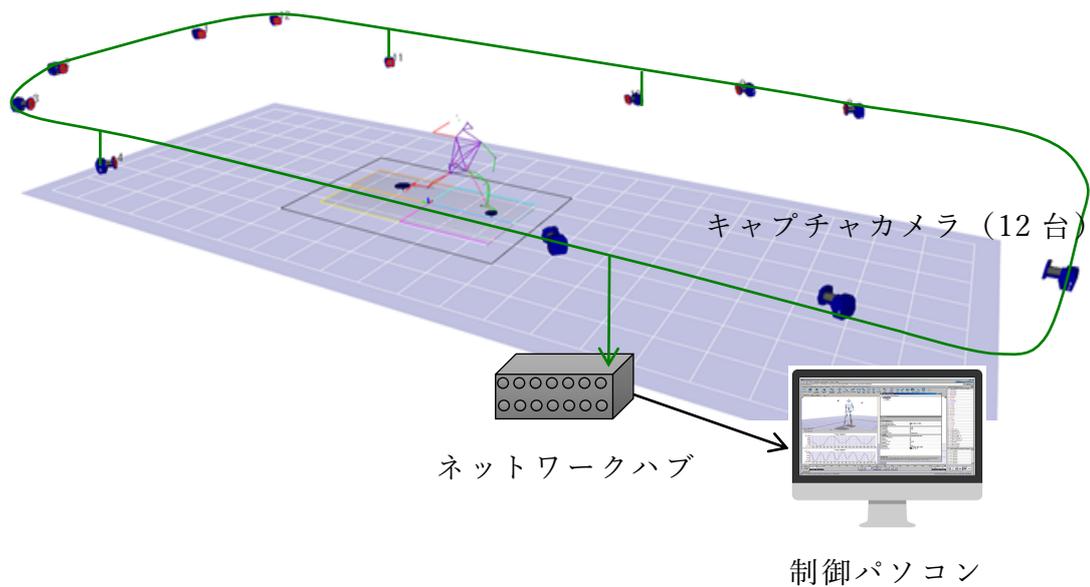


図 2-4. 三次元光学式動作分析装置

身体に貼付した赤外線反射マーカを 12 台の赤外線カメラにより捉え、マーカ中心を算出し、制御コンピュータに送信する。反射マーカの中心を複数のカメラから取得することにより、制御ソフトにてキャリブレーションされた三次元空間で三次元位置情報として算出されるシステムである。



図 2-5. 赤外線反射マーカ

直径 12.5 mm のマーカを使用。

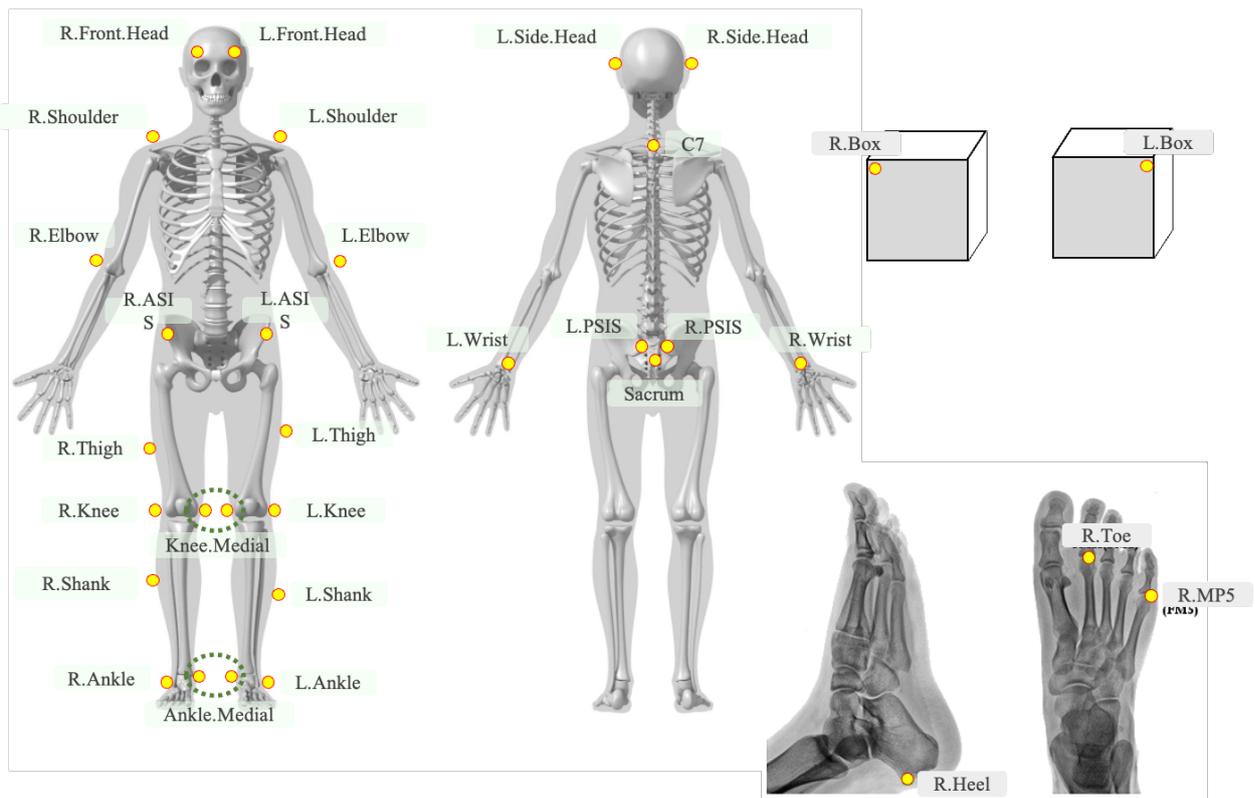


図 2-6. マーカ貼付位置

ヘレンヘイズマーカセットに準じ、身体各部位に 34 箇所および左右のボックス 2 箇所貼付した。

2.2.5 信号処理

マーカレスモーションキャプチャおよびマーカベースモーションキャプチャのデータでは、動作計測直前に行うカメラ校正で、実験室座標系を設定し、鉛直方向を Z_{Lab} 軸（鉛直上向きを正とする）、進行方向を Y_{Lab} 軸（進行方向を正とする）とした。 Y_{Lab} ベクトル Z_{Lab} ベクトルの外積から算出されたベクトルを X_{Lab} 軸（左右方向、右方向を正とする）とした。

マーカレスモーションキャプチャのデータは、分析アプリケーションTheia3D（Ver. 2021_2_0_1675_p13）を使用して処理し、マーカベースモーションキャプチャからのマーカ軌道とともに、動作解析ソフトVisual 3D（C-motion Inc., USA）で分析するためにエクスポートした。Visual3Dで2つの骨格モデルを作成した。1つは、Theia3Dから得られたデータからVisual3Dが自動的に作成したマーカレスのポーズマトリックスを追跡するもの、もう1つは、手動で定義されたマーカの軌道を追跡するものである。

マーカベースモーションキャプチャのセグメント座標系の構築、右足部セグメントについては、足関節内果と外果を結ぶ線分の中点を足関節中心とし、右足部では内果から外果に向かうベクトルを X_{foot} 軸とした（左足部セグメントでは外果から内果に向かうベクトルを X_{foot} 軸とした）。 X_{foot} ベクトルと足関節中心から第2中足骨骨頭の遠位端に向かうベクトルの外積を Z_{foot} 軸と定義し、 Z_{foot} ベクトルと X_{foot} ベクトルの外積によって算出されたベクトルを Y_{foot} 軸と定義した。右下腿部セグメントについては、足関節中心から膝関節中心（膝関節内外側上顆に貼付したマーカを結ぶ線分の中点）に向かうベクトルを Z_{shank} 軸と定義した。次に、 Z_{shank} ベクトルと膝関節内側上顆から外側上顆に向かうベクトルの外積によって算出されたベクトルを Y_{shank} 軸、 Y_{shank} ベクトルと Z_{shank} ベクトルの外積によって算出されたベクトルを X_{shank} 軸と定義した。右大腿部セグメントについては、膝関節中心から股関節中心（R. Kanko et al. 2021c ; Powers CM 2010）に向かうベクトルを Z_{shank} 軸と定義した。次に、 Z_{shank} ベクトルと膝関節内側上顆から外側上顆に向かうベクトルの外積によって算出されたベクトルを Y_{shank} 軸、 Y_{shank} ベクトルと Z_{shank} ベクトルの外積によって算出されたベクトルを X_{shank} 軸と定義した。骨盤セグメントについては、左右PSISを結ぶ線分の中点から左右 ASIS を結ぶ中点へ向かうベクトルを Y_{pelvis} 軸とし、左 ASIS から右 ASIS に向かうベクトルを X_{pelvis} 軸と定義した。 X_{pelvis} ベクトルと Y_{pelvis} ベクトルの外積から算出されるベクトルを Z_{pelvis} 軸とした。すべての座標系は右手直行座標系で構築した（D. Gordon et al. 2013）。

三次元動作解析装置によって計測されたマーカ座標データにはローパスフィルタ（4次の

Butterworth型フィルタ， cut-off周波数6 Hz（マーカ座標データ）を適用し，平滑化した．これらのモデルを使用して右下肢3関節（股関節，膝関節，足関節）の関節角度および身体重心位置（center of mass: 以下，COM）を計算した．分析対象は右側台への接地期とし，右側台への接地及び離床は，接地直前および離床直前の右足関節最大底屈と定義し，時間正規化した．関節角度の算出はオイラー角を用い，隣接するセグメント間で近位セグメントの座標系に対する遠位セグメントの座標系の回転角度を求めた．

2.2.6 統計処理

右下肢3関節の各平均関節角度およびCOMにおける相対的信頼性および絶対的信頼性の検証を行った。相対的信頼性として、マーカベースモーションキャプチャとTheia3Dの波形の比較には、Pearsonの積率相関係数を用いた。P<0.05を有意水準とした。相関係数rの解釈では、0.00～±0.25を「相関関係なし」、±0.25～±0.50を「弱い相関関係あり」、±0.50～±0.75を「相関関係あり」、±0.75～±1.00を「強い相関関係あり」とした。また、絶対的信頼性として、2つの測定値の一致性を評価するためにBland-Altman分析（下井2011；J. Martin Bland and Douglas G. Altman 1986）を使用した。Theia3Dの計測値とマーカベースモーションキャプチャの計測値の平均値と計測値の差（Theia 3D - マーカベース）を用いたBland-Altmanプロットにより、系統誤差（固定誤差および比例誤差）の有無を検討した。固定誤差は計測値の差の95%信頼区間、比例誤差はPearsonの積率相関係数の有意性から判断した。系統誤差が認められる場合は測定値の差±1.96標準偏差（95%信頼区間）の母集団推定値から誤差の許容範囲（limits of agreement: 以下、LOA）を求めた。系統誤差が認められない場合は、最小可検変化量（minimal detectable change: 以下、MDC）の95%信頼区間であるMDC₉₅を求めた。また、波形の特性は時系列ごとのシステム間の誤差を算出し、MDC₉₅以上の誤差が認められた場合、時系列ごとにPearsonの積率相関係数を用いた。P<0.05を有意水準とした。

2.3 結果

右下肢 3 関節の各平均関節角度および COM の波形を図 2-7～図 2-10, Pearson の積率相関係数の時系列全体は表 2-1, Bland-Altman 分析は表 2-2, 時系列における Pearson の積率相関係数は表 2-3 に示す. Theia3D とマーカベースモーションキャプチャにより算出された平均関節角度の波形パターンにおいて, 股関節屈伸 ($r=0.98 \pm 0.02, P<.01$), 股関節内外転 ($r=0.80 \pm 0.15, P<.01$), 膝関節屈伸 ($r=0.99 \pm 0.01, P<.01$), 足関節低背屈 ($r=0.93 \pm 0.06, P<.01$), では強い正の相関が認められ, 股関節内外旋 ($r=0.68 \pm 0.21, P<.01$), 膝関節内外反 ($r=0.73 \pm 0.16, P<.01$), 足関節回内外 ($r=0.59 \pm 0.13, P<.01$), 足関節内外転 ($r=0.72 \pm 0.17, P<.01$) では正の相関が認められ, 右側台への接地期全体で非常に類似したパターンを示した. 時系列ごとでは, 股関節内外旋では接地から 10%において, 4.8° の差が認められたが, 正の相関であった. しかし, 足関節内外転では接地から 10%および 90%から離地において 3.0° 以上の差が認められ, 負の相関であった. 2 つの計測値における Brand-Altman 分析では, 全ての関節において系統誤差は認められなかった. MDC_{95} は股関節の屈曲伸展で 3.2° , 内外転で 2.3° , 内外旋で 2.8° , 膝関節の屈曲伸展で 1.7° , 内外反で 2.5° , 足関節の低背屈で 2.0° , 回内外で 2.7° , 内外転で 2.9° であった.

COM における 2 つの波形パターンには, 強い正の相関が認められた (X: $r=0.99 \pm 0.01, P<.01$, Y: $r=0.97 \pm 0.03, P<.01$, Z: $r=0.99 \pm 0.01, P<.01$). 2 つの計測値における Brand-Altman 分析では, 全ての成分で系統誤差は認められなかった. MDC_{95} は X 成分で 0.88 cm, Y 成分で 1.11 cm, Z 成分で 0.46 cm であった.

Pearson の積率相関係数および Bland-Altman 分析により Theia 3D の下肢関節角度および COM における相対信頼性および絶対信頼性が認められた.

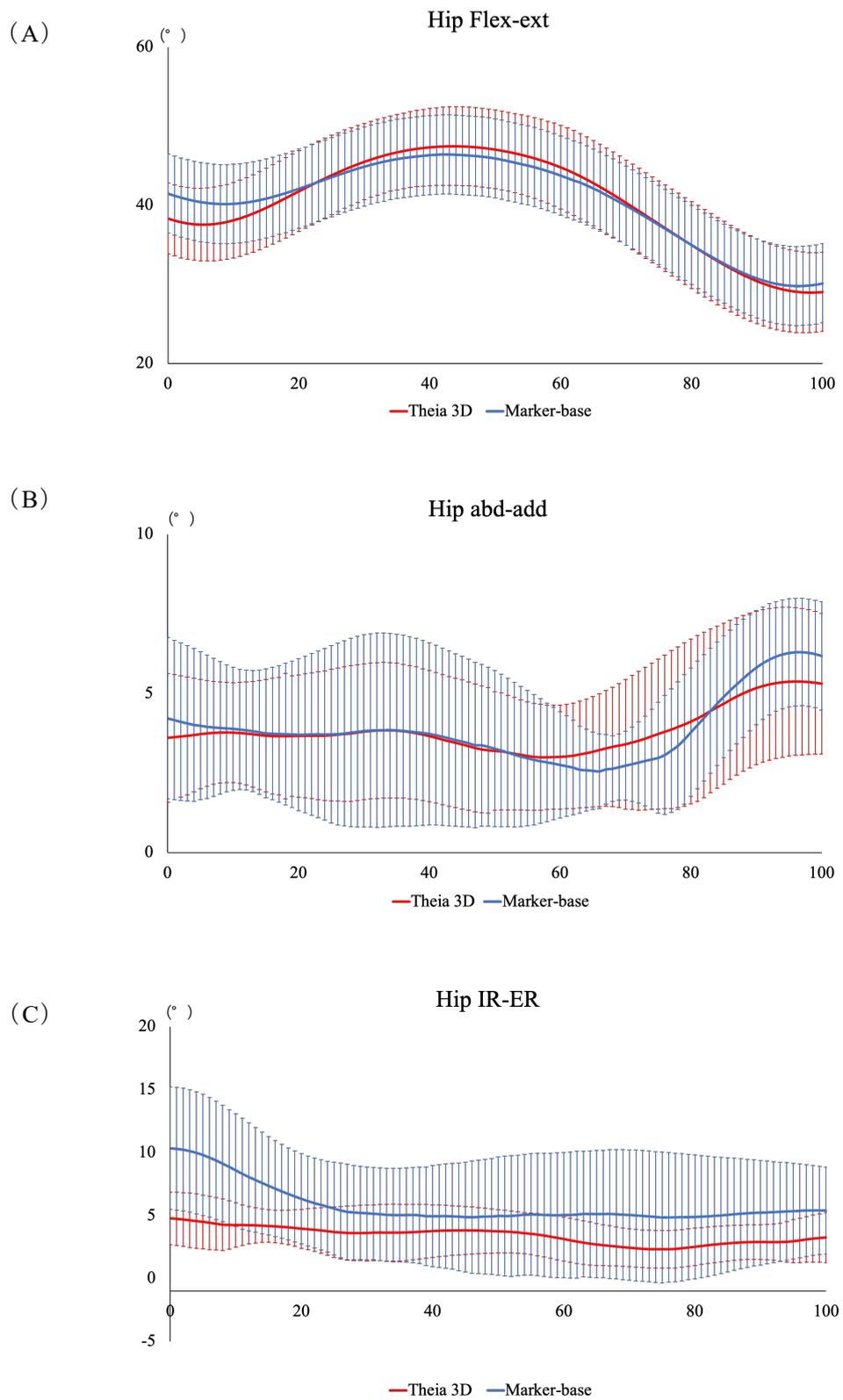


図 2-7. 股関節の波形データ

(A) X 軸：屈曲-伸展 (B) Y 軸：内転-外転 (C) Z 軸：内旋-外旋

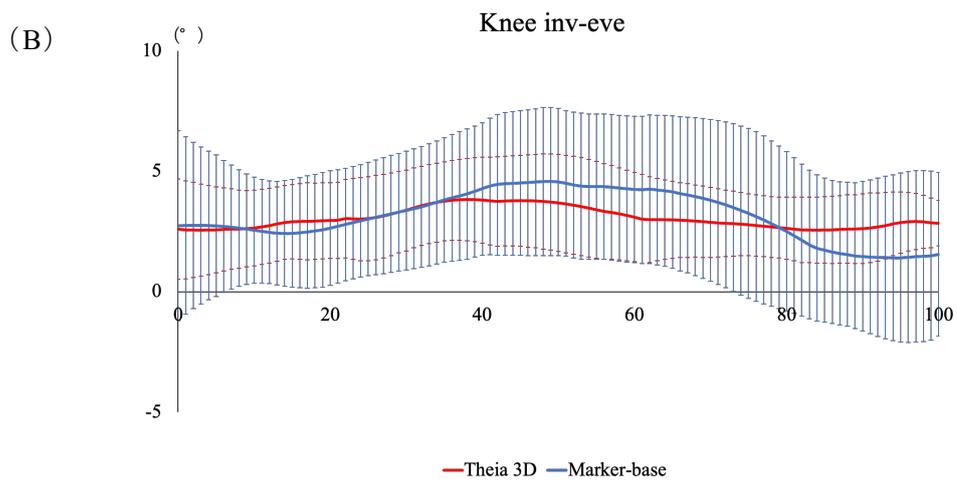
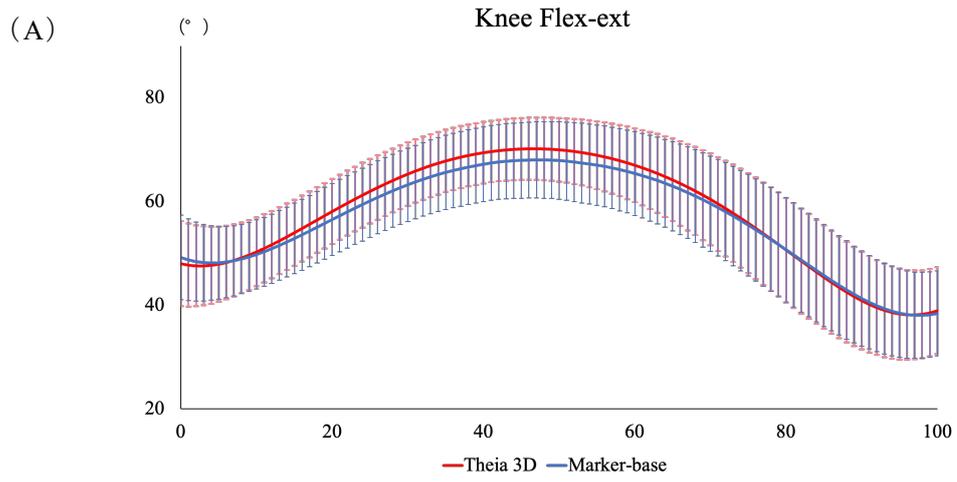


図 2-8. 膝関節の波形データ

(A) X 軸：屈曲-伸展 (B) Y 軸：内反-外板

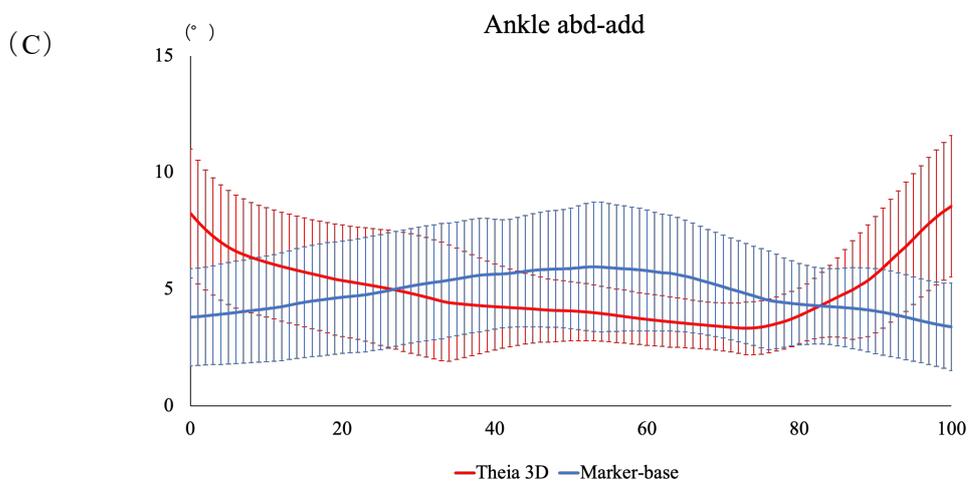
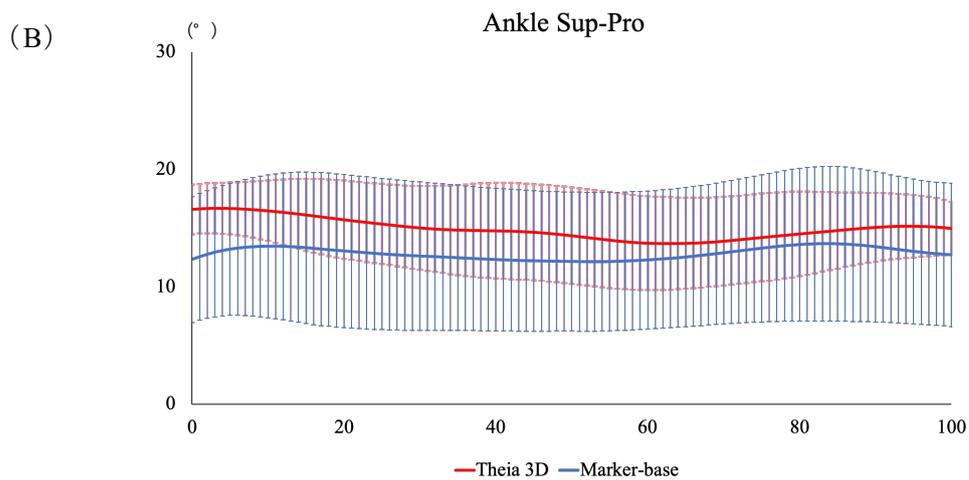
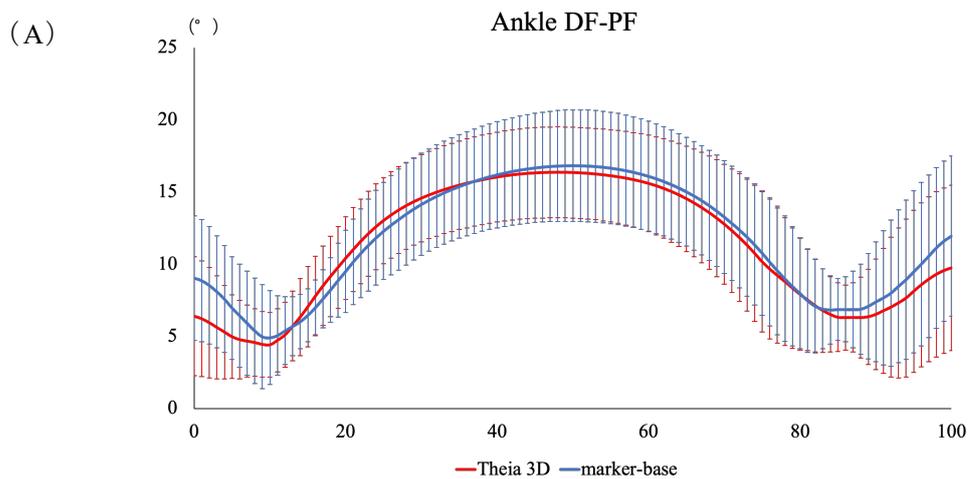


図 2-9. 足関節の波形データ

(A) X 軸：背屈-底屈 (B) Y 軸：回内-回外 (C) Z 軸：外転-内転

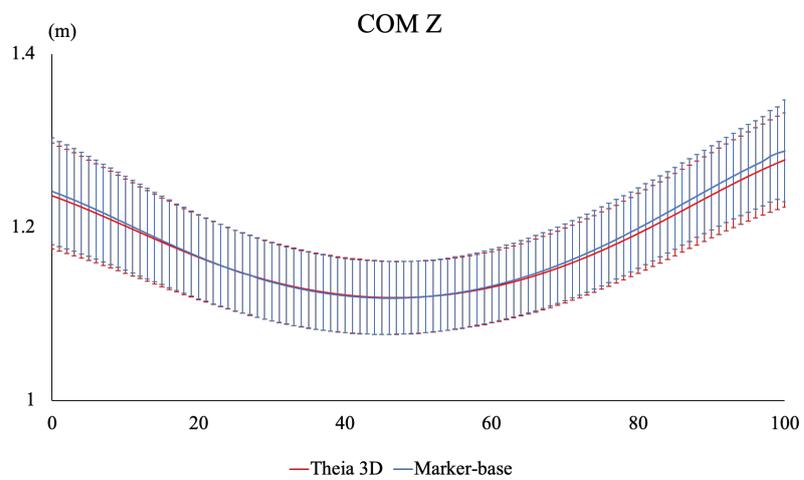
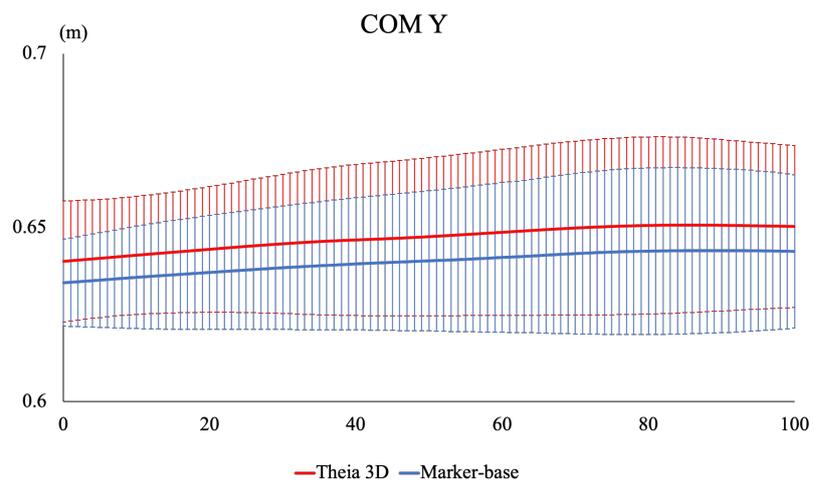
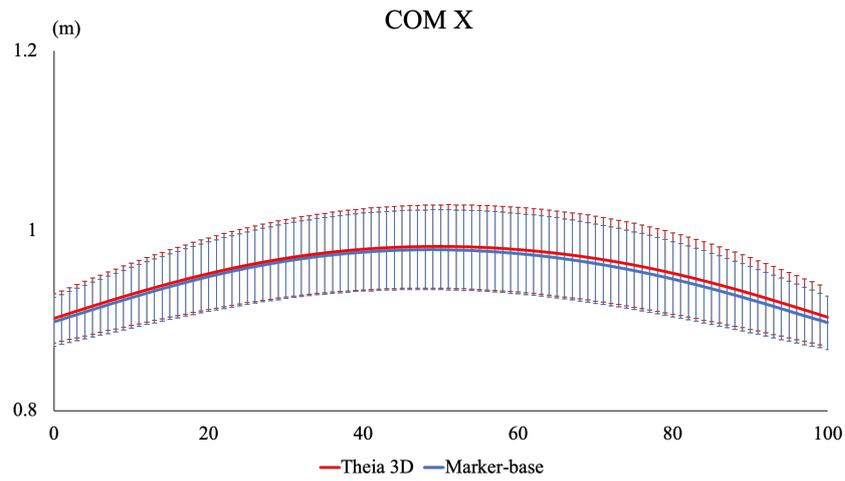


図 2-10. COM の波形データ
 (A) X 軸 (B) Y 軸 (C) Z 軸

表 2-1. Pearson の積率相関係数（時系列全体）

	Theia3D		Marker-base		r	p
R. Hip						
flex-ext	40.30°	± 0.29°	40.38°	± 5.46°	0.98**	p<0.0001
abd-add	8.45°	± 2.05°	8.68°	± 2.29°	0.80**	p<0.0001
IR-ER	7.88°	± 1.54°	8.96°	± 3.05°	0.68*	p<0.0001
R. Knee						
flex-ext	57.36°	± 1.46°	56.81°	± 7.47°	0.99**	p<0.0001
inv-eve	3.05°	± 0.26°	3.14°	± 2.00°	0.73*	p<0.0001
R. Ankle						
DF-PF	11.21°	± 0.88°	10.98°	± 3.44°	0.93**	p<0.0001
Sup-Pro	13.40°	± 0.40°	13.29°	± 2.69°	0.72*	p<0.0001
abd-add	4.94°	± 0.65°	4.85°	± 2.25°	0.59*	p<0.0001
COM (m)						
X	0.95	± 0.01	0.95	± 0.04	0.99**	p<0.0001
Y	0.63	± 0.04	0.64	± 0.02	0.97**	p<0.0001
Z	1.17	± 0.06	1.17	± 0.07	0.99**	p<0.0001

股関節屈伸（ $r=0.98 \pm 0.02$, $P<.01$ ），股関節内外転（ $r=0.80 \pm 0.15$, $P<.01$ ），膝関節屈伸（ $r=0.99 \pm 0.01$, $P<.01$ ），足関節低背屈（ $r=0.93 \pm 0.06$, $P<.01$ ），では強い正の相関が認められた。

股関節内外旋（ $r=0.68 \pm 0.21$, $P<.01$ ），膝関節内外反（ $r=0.73 \pm 0.16$, $P<.01$ ），足関節回内外（ $r=0.59 \pm 0.13$, $P<.01$ ），足関節内外転（ $r=0.72 \pm 0.17$, $P<.01$ ）では正の相関が認められた。

表 2-2. Bland-Altman 分析

	Bias	Std Dev	95% CI	r	p	LOA	Lower LOA	Upper LOA	MDC ₉₅
R. Hip									
flex-ext	-0.08	1.63	-1.33~1.17	-0.30	0.44	-3.27~3.11	-5.44	5.28	3.19
abd-add	-0.26	1.15	-1.15~0.62	0.08	0.84	-2.51~1.99	-4.05	3.53	2.26
IR-ER	-0.98	1.41	-2.07~0.10	0.63	0.07	-3.75~1.79	-5.63	3.67	2.77
R. Knee									
flex-ext	0.55	0.88	-0.12~1.23	-0.06	0.87	-1.17~2.28	-2.35	3.46	1.72
inv-eve	-0.76	1.26	-1.73~0.21	-0.43	0.25	-3.24~1.71	-4.92	3.40	2.48
R. Ankle									
DF-PF	0.23	1.03	-0.56~1.02	0.37	0.33	-1.79~2.25	-3.16	3.62	2.02
Sup-Pro	0.11	1.36	-0.93~1.16	0.47	0.20	-2.55~2.77	-4.35	4.58	2.66
abd-add	0.09	1.46	-1.03~1.21	-0.50	0.17	-2.77~2.95	-4.71	4.90	2.86
COM (cm)									
X	0.26	0.45	-0.08~0.61	-0.02	0.96	-0.61~1.17	-1.21	1.73	0.88
Y	-0.04	0.57	-0.48~0.39	-0.19	0.63	-1.16~1.07	-1.92	1.83	1.11
Z	-0.13	0.23	-0.31~0.05	0.24	0.53	-0.59~0.32	-0.90	0.63	0.46

Brand-Altman 分析では、全ての関節において系統誤差は認められなかった。MDC₉₅ は股関節の屈曲伸展で 3.2°，内外転で 2.3°，内外旋で 2.8°，膝関節の屈曲伸展で 1.7°，内外反で 2.5°，足関節の低背屈で 2.0°，回内外で 2.7°，内外転で 2.9° であった。

表 2-3. Pearson の積率相関係数（時系列ごと）

	Theia3D	Marker-base	r	p	
R. Hip					
IR-ER	4.26° ± 0.20°	9.04° ± 0.65°	0.95**	p<0.0001	10% from ground
R. Ankle					
abd-add	6.96° ± 0.69°	3.97° ± 0.12°	-0.97**	p<0.0001	10% from ground
	7.14° ± 1.00°	3.73° ± 0.24°	-0.98**	p<0.0001	90% to takeoff

股関節内外旋では接地から 10%において、4.8° の差が認められたが、正の相関であった。足関節内外転では接地から 10%および 90%から離地において 3.0° 以上の差が認められ、負の相関であった。

2.4 考察

今回、大きな関節運動および身体の側方移動を有する反復したサイドボックスジャンプ動作における Theia3D とマーカベースの光学式モーションキャプチャシステムの下肢関節角度および COM の計測値を比較し、妥当性を検討した。歩行における先行研究 (R. Kanko et al. 2021b, 2021c) では、トレッドミルに身体の一部が隠れることで計測値に影響を与える可能性が示唆された。そのため、本研究では台の影響を受けない右側台への接地期を分析対象とした。

関節角度の算出は2つの隣接する身体セグメント間で計測される。また COM の算出は、身長と体重および近位関節（関節中心）と遠位関節（関節中心）の直線上に部分重心が存在すると仮定し、身体各部位（足、下腿、大腿、骨盤、体幹、頭、上腕、前腕、手）の部分重心が求められる。部分重心を合成することで身体重心が求められ、COM はこの身体重心の原点 O からの距離で決定する (Mackenzie and Alexander 2020)。そのため、関節角度および COM はセグメント計測の差が計測値に影響を与える。今回、右側台への接地期における右下肢関節角度および COM の相対的、絶対信頼性において、両システムで同等の計測が可能であることが示唆された。

John F. Drazen et al. (2021) は垂直跳びにおいてマーカベースモーションキャプチャと比較した結果、矢状面での下肢関節角度では 3.3° 以下の誤差を報告し、今回の矢状面での誤差 3.2° 以下と同等の結果を示した。また R. Kanko et al. (2021a) は、歩行におけるマーカベースモーションキャプチャとの比較において、股関節の屈曲伸展で 2.6° 、内外転で 3.0° 、内外旋で 3.3° 、膝関節の屈曲で 2.1° 、内外転で 1.3° 、足関節の低背屈で 1.9° 、回内外で 3.3° 、内外転で 3.5° の誤差を報告した。今回の測定誤差と比較すると股関節の屈曲伸展で 3.2° 、内外転で 2.3° 、内外旋で 2.8° 、膝関節の屈曲伸展で 1.7° 、内外反で 2.5° 、足関節の低背屈で 2.0° 、回内外で 2.7° 、内外転で 2.9° と同等の結果を示した。

しかし、股関節屈曲伸展では歩行に比べると 0.6° の差を認めた。また、股関節内外旋、膝関節内外反、足関節回内外・内外転において波形パターンと関節角度にばらつきが認められた。特に股関節内外旋では着地から10%で 4.8° 、足関節内外転では着地から10%、90%から離地において 3.0° 以上のシステム間の差を認めた。R. Kanko et al. (2021b) は歩行において、大腿部および下腿のZ成分において、 8.4° と 12.1° の誤差、足部ではY成分で 7.0° 、Z成分で 2.8° の差を示し、マーカベースモーションキャプチャシステムはマー

カレスモーションキャプチャシステムより大きな値を示すことを報告した。本研究における、股関節内外旋、足関節内外転の結果も同様にマーカベースモーションキャプチャシステムで大きな値を示した。

2つのシステムにおけるセグメントの計測値に影響を与える因子として、マーカベースモーションキャプチャでは、マーカの配置、軟部組織のアーチファクトが計測値に影響を与える (R. Dumas et al. 2014 ; George E. et al. 2009) 。歩行においては、皮膚に貼付されたマーカは骨に対し可動し、その移動距離は下腿で最大 1.5 cm、大腿で 2.5 cm、回旋は最大 8°であることが示され、軟部組織のアーチファクトは膝関節角度で最大 3° の誤差があることが示されている (Benoit et al. 2015) 。サイドボックスジャンプは、歩行に比べ大きな関節運動を伴う。また、側方への大きな移動を伴い、Y 軸および Z 軸での運動がより大きくなることから、マーカの配置、軟部組織のアーチファクトが計測値の誤差および波形パターンのばらつきに影響した可能性がある。一方、Theia3D におけるセグメントの計測値に影響を与える因子として、今回マーカベースモーションキャプチャと同時撮影を行ったため、マーカ貼付のため被検者は身体に密着した最小限の衣服で実施した。肌に密着した衣服および貼付したマーカが、Theia3D のニューラルネットワークに適していない可能性が示されている (R. Kanko et al.2021b) 。この両システムの違いは、互いに計測値に寄与している可能性を考えると、システム間の違いをどちらのシステムの測定誤差と解釈するのは困難である。今後これらの関節の動きと測定に関する感度をより詳細に研究する必要がある。また今回、20代男性を対象に行っているため、年齢、性別、健康状態、衣服により結果が異なる可能性がある。

しかし、本研究の結果は、2つのシステムで非常に類似した計測が行われ、下肢関節角度、COMの計測で差が小さく、波形パターンが類似していることを示した。Theia3Dの使用は、歩行のみならずジャンプや着地といったスポーツ動作での計測が可能となることを示唆する。

2.5 結論

本研究において、サイドボックスジャンプにおけるTheia3Dとマーカベースの光学式モーションキャプチャシステムで計測した下肢関節角度およびCOMを比較した。2つの計測値において、相対信頼性および絶対信頼性が認められた。Theia3Dはジャンプや着地などの応用動作および計測環境の制限を軽減することが示唆された。

2.6 文献

- Aaron S. Fox (2019) Can athletes jump while landing safely? Relationships between lower limb landing biomechanics and jump performance during a jump-landing task. *SportRxiv*, 6: 1-16.
- 合津卓朗・徳田一貫・羽田清貴・田中泰山・吉田研吾 (2013) 変形性膝関節症における単脚支持移行期の運動学的評価-モーションレコーダ, 3次元動作解析装置, 表面筋電計を用いて-. *理学療法学*, 40(2): 128-129.
- Alberto Leardini, Lorenzo Chiarib, Ugo Della Croce and Aurelio Cappozzo (2005) Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture*, 21: 212-225.
- Alexander Mathis, Pranav Mamidanna, Kevin M. Cury, Taiga Abe, Venkatesh N. Murthy Mackenzie Weygandt Mathis and Matthias Bethge (2018) DeepLabCut: markerless pose estimation of user-defined body parts with deep learning. *Nature Neuroscience*, 21: 1281-1289.
- Allison L. Clouthier, Elizabeth A. Hassan, Scotto C. E. Brandon, Aaron Campbell, Michael J. Rainbow and Kevin J. Deluzio (2018) Identification of Good Candidates for Valgus Bracing as a Treatment for Medial Knee Osteoarthritis. *JOURNAL OF ORTHOPAEDIC RESEARCH* January, January: 351-356.
- Amir Haim, Guy Rubin, Nimrod Rozen, Yulya Goryachev and Alon Wolf (2012) Reduction in knee adduction moment via non-invasive biomechanical training: A longitudinal gait analysis study. *Journal of Biomechanics*, 45: 41-45.
- Andersen RE and Montgomery DL (1990) An ON-site test battery to evaluate giant slalom skiing performance. *J Sports Med Phys Fitness*, 30: 276-282.
- Benoit, D.L., Damsgaard, M. and Andersen M.S (2015) Surface marker cluster translation, rotation, scaling and deformation: Their contribution to soft tissue artefact and impact on knee joint kinematics. *J. Biomech*, 48: 2124-2129.
- D. Gordon E. Robertson, Graham E. Caldwell et al. (2013) *Research Methods in Biomechanics, Human Kinetics: USA, IL*, p35-58.
- Etnoyer J, Cortes N, Stacie I. Ringleb, Bonnie L. Van Lunen and Jaes A. Onate (2013) Instruction and jump-landing kinematics in college-aged female athletes over time. *J Athl*

- Train, 48(2): 161-171.
- George E. Gorton III, David A. Hebert and Mary E. Gannotti (2009) Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. *Gait & Posture*, 29: 398-402.
- Hansen D and Kennelly S (2017) *Plyometric anatomy*. Human Kinetics: USA, IL
- Harrison Philip Crowell and Irene S. Davis (2011) Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clinical Biomechanics*, 26: 78-83.
- J. Martin Bland and Douglas G. Altman (1986) Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, Feb 8,1: 307-310.
- Janie L. Astephen, Kevin J. Deluzio, Graham E. Caldwell and Michael J. Dunbar (2008) Biomechanical Changes at the Hip, Knee, and Ankle Joints during Gait Are Associated with Knee Osteoarthritis Severity. *JOURNAL OF ORTHOPAEDIC RESEARCH*, March: 332-341.
- John F. Drazan, William T. Phillips, Nidhi Seethapathi Todd J. Hullfish and Josh R. Baxter (2021) Moving outside the lab: Markerless motion capture accurately quantifies sagittal plane kinematics during the vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 125: 110547.
- Mackenzie Weygandt Mathis and Alexander Mathis (2020) Deep learning tools for the measurement of animal behavior in neuroscience. *Current Opinion in Neurobiology*, 60: 1-11.
- 中里浩介・袴田智子・石毛勇介 (2019) フリースタイルスキー・モーグル競技における運動強度の推定. *Journal of High Performance Sport*, 4: 94-104.
- Narayanan, Unni G (2007) The role of gait analysis in the orthopaedic management of ambulatory cerebral palsy. *Current Opinion in Pediatrics*, 19(1): 38-43.
- Pietrosimone LS, Blackburn JT, Wikstrom E. A, Berkoff D. J, Docking S. I, Cook J and Padua D. A (2020) Landing Biomechanics, But Not Physical Activity, Differ in Young Male Athletes With and Without Patellar Tendinopathy. *JOSPT*, 50(3): 158-166.
- Powers CM (2010) The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: An Biomechanical Perspective. *JOSPT*, 40(2): 42-51.
- R. Dumas, V. Camomilla, T. Bonci, L. Cheze and A. Cappozzo (2014) Generalized mathematical representation of the soft tissue artefact. *Journal of Biomechanics*, 47: 476-481.
- R. Kanko, Elise Laende, Elysia Davis, W. Scott Selbie and Kevin J. Deluzio (2021b) Concurrent

- assessment of gait kinematics using marker-based and markerless motion capture. *Journal of Biomechanics*, 127: 110665.
- R. Kanko, Elise Laende, Gerda Strutzenberger, Marcus Brown, W. Scott Selbie, Vincent DePaul, Stephen H. Scott and Kevin J. Deluzio (2021c) Assessment of spatiotemporal gait parameters using a deep learning algorithm-based markerless motion capture system. *Journal of Biomechanics*, 122: 110414.
- R. Kanko, Elise Laende, Scott Selbie and Kevin Deluzio (2021a) Inter-session repeatability of Theia3D markerless motion capture gait kinematics. *Journal of Biomechanics*, 121: 110422.
- Sahabuddin F. N. A, Jamaludin N. I, Bahari M. L. H. S, Ahmad Najib R. K. M. R and Shaharudin S. (2021) Lower limb biomechanics during drop vertical jump at different heights among university athletes. *JPES*, 21(4): 1829-1835.
- Steffi L. Colyer, Murray Evans, Darren P. Cosker and Aki I. T. Salo (2018) A Review of the Evolution of Vision-Based Motion Analysis and the Integration of Advanced Computer Vision Methods Towards Developing a Markerless System. *Sports Med Open*, 4(1): 24.
- 寒川美奈 (2013) スキー競技における膝前十字靭帯再建術後からの復帰. *理学療法学*, 40(8): 624-625.
- 下井俊典 (2011) 評価の絶対信頼性. *理学療法科学*, 26(3): 451-461.
- Tishya A.L. Wren, George E. Gorton III, Sylcia Ounpuu and Carole A. Tucker (2011a) Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review. *Gait & Posture*, 34: 149-153.
- Tishya A.L. Wren, Norman Y. Otsuka, Richard E. Bowen, Anthony A. Scaduto, Linda S. Cham, Minya Sheng, Reiko Hara and Robert M. Kay (2011b) Influence of gait analysis on decision-making for lower extremity orthopaedic surgery: Baseline data from a randomized controlled trial. *Gait & Posture*, 34: 364-369.
- Ugo Della Crocea, Alberto Leardini, Lorenzo Chiari and Aurelio Cappozzo (2005) Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait & Posture*, 21: 226-237.
- 吉田浩一 (2002) モーターコントロールからみた歩行分析. *理学療法学* 17(1): 25-32.

第3章. モーグル・エアのテイクオフ動作の解析

3.1 背景と目的

モーグルスキーにおけるエアは、コース上に雪で造成された 2 箇所のジャンプ台で、様々な回転技が行われ、その難易度や出来栄が複数のジャッジによって評価され、得点化される (FIS2020a, 図 3-1)。競技会で行われるエアの技は、選手が自由に選択することが可能であるが、2 箇所のジャンプ台で同じ技を行うと点数は半減してしまう (FIS2020b)。その為、選手は複数の技の習得をしなければならない (FIS2020b, 表 3-1)。エアの練習において、初心者からトップアスリートまで、種々の技を行う前に行われている基本的なジャンプがストレートジャンプ (身体の回転を伴わないジャンプ) である。指導書によるとエアの練習を行う上で「ストレートジャンプはすべての技の基本であり、エアにおける姿勢やタイミングを体得することができる」また「エアから着地までの一連の動きは、すべての技に共通している」(全日本スキー連盟 2000) と明記されている。しかし、実際のエアの練習では、種々の技のテイクオフ動作はストレートジャンプと同様であるとする指導者や、ストレートジャンプを行わせない指導者も存在する。そのため、現在の指導方法は、エアの基本とされるストレートジャンプですら、指導者の経験に依存するところが多く、統一性がないのが現状である。

また、多くの指導者は、アップライトの技を習得した後、回転系の技であるフリップの習得を目指す。その中で、モーグルスキー競技会で多くの選手が行っているのが、バックフリップと呼ばれる技である。バックフリップは、身体の左右軸まわりに後方に 1 回転する技である。FIS の採点基準では、空中局面において一定の回転スピードが求められ (FIS2020b)、回転速度の変化は減点となる。また、後方に 1 回転する間にスキーの前方部を重ねるクロスやグラブと言われるスキーを手で掴む技が存在し、掴む位置、掴む方向により更に複数の技に分類される。このグラブは高難度の技として加点され、国際大会においても多くの選手が行っている技の一つである。そのため、バックフリップにおいて点数の高い試技を行い、高難度のグラブを行うためには、基本となるより高く跳躍するバックフリップを習得することが必要であると考えられる。そして、ワールドカップや世界選手権等のモーグルスキー競技会で多くの選手が行っているのが、コークスクリュール 720 (以下、コーク 720) と呼ばれる技である。コーク 720 は、身体の長軸を後方および側方に傾けた状態で横回転を 2 回行う技である。バックフリップ同様、FIS の採点基準では、空中局面において一定の回転スピードが求められ (FIS2020b)、回転速度の変化は減点となる。また、身体の長軸まわりの回転 (身体のひねり動作) が増えるとコークスクリュール 1080、コークスクリュール 1440 と発展させることができる。加えて、回転する間にグラブと言われるスキーを手で掴む技が存在し、掴む位置、掴む方向により更に複数の技に分類される。この回転数の増加およびグラブは高難度の技として加点され、国際大会においても多

くの選手が行っている技の一つである。そのため、コーク 720 において点数の高い試技を行い、高難度のクラブを行うためには、基本となる高く跳躍するコーク 720 を習得することが必要であると考えられる。しかしながら、現在本国にある指導書（全日本スキー連盟 2000）は、2000 年に発行されたルール改正以前のものが存在するが、その後更新されていない。また、海外においてもモーグルのエアに関する指導書は見当たらない。これらストレートジャンプ、バックフリップ、コーク 720 の指導に有益な情報を提供するために、跳躍高の違いによる運動学的特徴を明らかにする必要がある。

本章の目的は、エアの基本であるストレートジャンプ、左右対称の回転を行うバックフリップ、左右非対称で回転を行うコーク 720 のテイクオフ動作における運動学的特徴を、跳躍高の異なる群間を比較し、運動学的特徴を抽出することである。

表 3-1. 技の種類 (Jump groups, Type, Description) と採点基準 (Judging Criteria)

Jump groups	Type	Description	Judging Criteria
フリップ	フロントフリップ	前方宙返り	2人の採点の平均点で、最高20点となる。 難度によるベースとなる点数にフォーム点を乗じて算出される。
	バックフリップ	後方宙返り	
ループ	すべてのループ	側方宙返り	1回のエアを最高10点で評価し、フォーム点は、 1. 質（テイクオフ、フォーム、ランディング） 2. エア（高さ、距離） 3. なめらかさ（ターンからエアの連続性） の優先順位で評価される。 エアの完成度は、質のフォームに含まれ、 1. 動作表現 2. コントロール 3. バランス 4. 連続性の要素 について評価され、ジャンプ台手前のコブから着地後最初のコブまでの範囲で採点される。
ストレート ローテーション	ヘリコプター	水平回転	
オフアキス	Dスピンの	下肢を屈曲した後方一回転一回ひねり	
	コーク	身体軸を後側方に傾けたひねり	
	ループフル	側方宙返り一回ひねり	
	ロデオ	身体軸を傾けたバックフリップ	
	ミスティ	進行方向に対して身体軸を横に向けたひねり	
アップライト	スプレッドイーグル	手足を大きく広げる	
	コザック	開脚して、体幹屈曲	
	ズートニック	閉脚のまま、体幹屈曲	
	ダフィー	歩くように手足を前後に出す	
	バックスクラッチャー	身体を後方に反らす	
	アイアングロス	スキー板を90度交差させる	
	ツイスター	上半身と下半身の逆方向のひねり	



図 3-1. モーグルコース

全長 235m±35m, 斜度 28° ±4°

コース中に設けられた 2 つのジャンプ台 (1st Air, 2nd Air) でエアと呼ばれる空中演技を行う。

3.2 対象と方法

3.2.1 対象

対象は、FIS ポイントおよび SAJ ポイントを有し、国内外の競技会に参加しているモーグルスキー選手であった。

ストレートジャンプでは、7名のモーグルスキー選手(男性7人, 平均年齢 19.4 ± 3.9 歳, 身長 166.1 ± 4.0 cm, 体重 59.3 ± 7.7 kg, FIS ポイント 152.8 ± 118.2) であった。

バックフリップでは、6名のモーグルスキー選手(男性6人, 平均年齢 20.5 ± 4.3 歳, 身長 166.3 ± 4.3 cm, 体重 61.5 ± 5.5 kg, FIS ポイント 178.3 ± 106.4) であった。

コーク 720 では、7名のモーグルスキー選手(男性7人, 平均年齢 19.6 ± 3.6 歳, 身長 165.0 ± 5.3 cm, 体重 59.3 ± 7.7 kg, FIS ポイント 161.6 ± 106.8) であった。

対象者は、事前に書面にて説明および同意を得て参加した。運動の妨げとなる神経筋または筋骨格系障害を有するものは除外した。また、本研究は北翔大学研究倫理審査委員会の承認 (HOKUSHO-UNIV:2021-001) を受け、ヘルシンキ宣言に準拠し実施された。

3.2.2 運動課題

FIS のルールに基づいた国内のモーグルスキーコース（さっぽろばんけいスキー場）の第2エア台を用いてストレートジャンプ、バックフリップ、ヨーク 720 を各 5 本実施した（図 3-2）。試技撮影に先立ち対象者には、十分なウォーミングアップを実施した後、最大努力にて高く跳躍するように指示し実施した。また、エアの練習同様、スタート位置はエア台から 5 コブ手前とし、できる限る勢いを付けずにスタートするように指示した。なお、疲労によるパフォーマンス低下を考慮して、各試技は 10 分以上の間隔をあけて実施した。

3.2.3 計測方法

エアの運動局面は、エア台手前のコブからエア台に向かい滑走し（助走局面; Approach）、エア台の最下点からエア台の終端付近でテイクオフ動作を行う（テイクオフ局面; Takeoff motion）、その後空中に飛び出し（空中局面; Flight）、着地する（着地局面; Landing）という経過をたどる（図 3-2）。動作の撮影では、ビデオカメラ 10 台（RX0 II, Sony Corp., Tokyo, Japan, 解像度 1,920×1,080 ピクセル）を三脚（高さ約 1.7 m）にて固定し、カメラコントロールボックス（CCB-WD1, Sony Corp., Tokyo, Japan）を使用して、同期撮影した。カメラの配置は、エア台手前の最下点を中心に、半径 5 m 以内に全てのカメラでエア台手前の最下点からエア台全体を撮影できるように周囲に配置した。サンプルリング周波数 120 Hz で撮影した（図 3-3）。

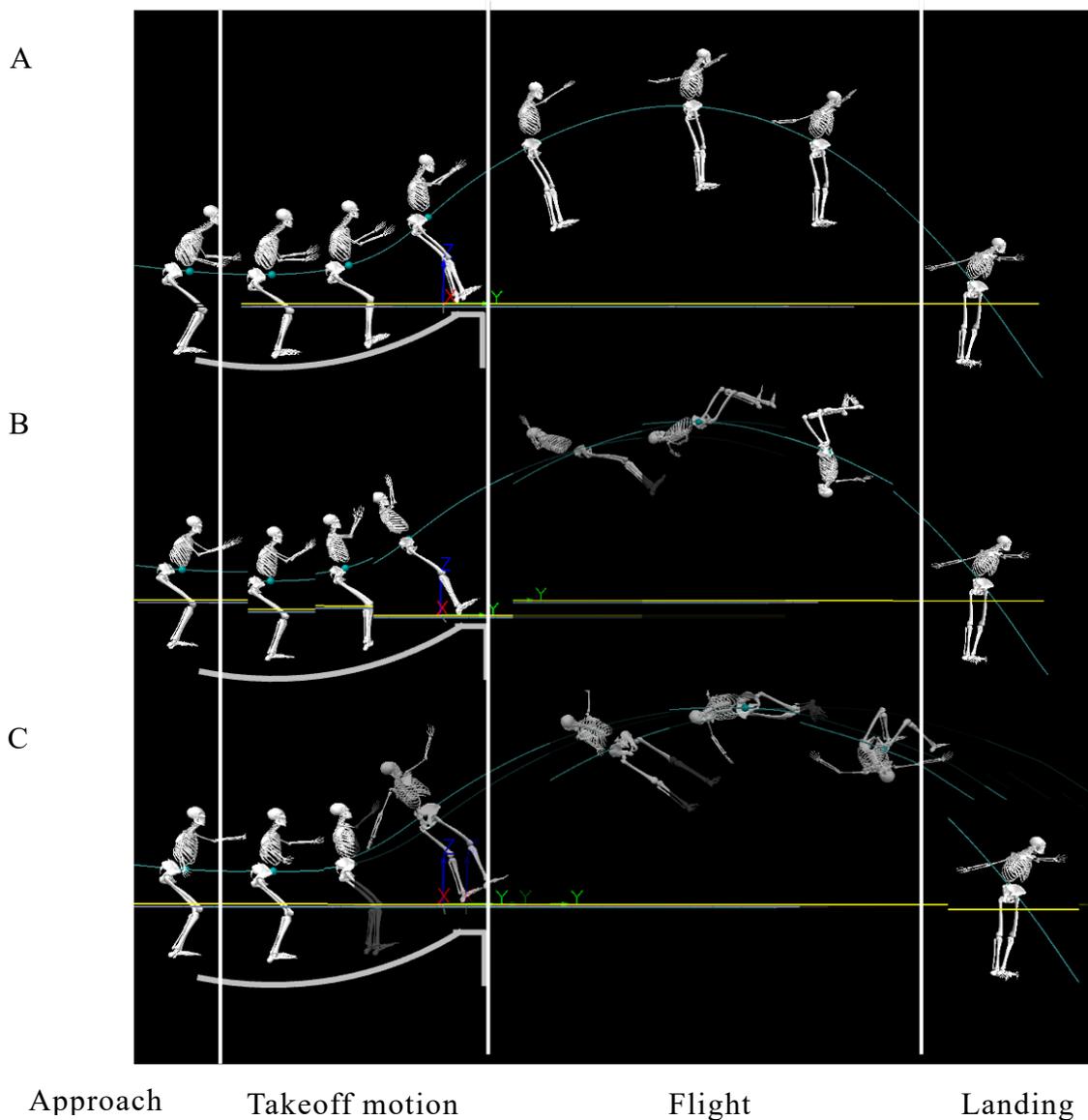


図 3-2. 運動課題と運動局面

A: ストレートジャンプは、エア台を真っ直ぐに静止した姿勢でジャンプする。

B: バックフリップは、後方に一回転するジャンプする。

C: コークスクリュー720は、身体の上軸を後方および側方に傾けた状態で横回転を2回行う技である。

助走局面 (Approach) : ジャンプ台手前のコブからジャンプ台に向かい滑走

テイクオフ局面 (Takeoff motion) : ジャンプ台の最下点から離地までのテイクオフ動作

空中局面 (Flight) : 足部が離地し空中に飛び出す

着地局面 (Landing) : 着地

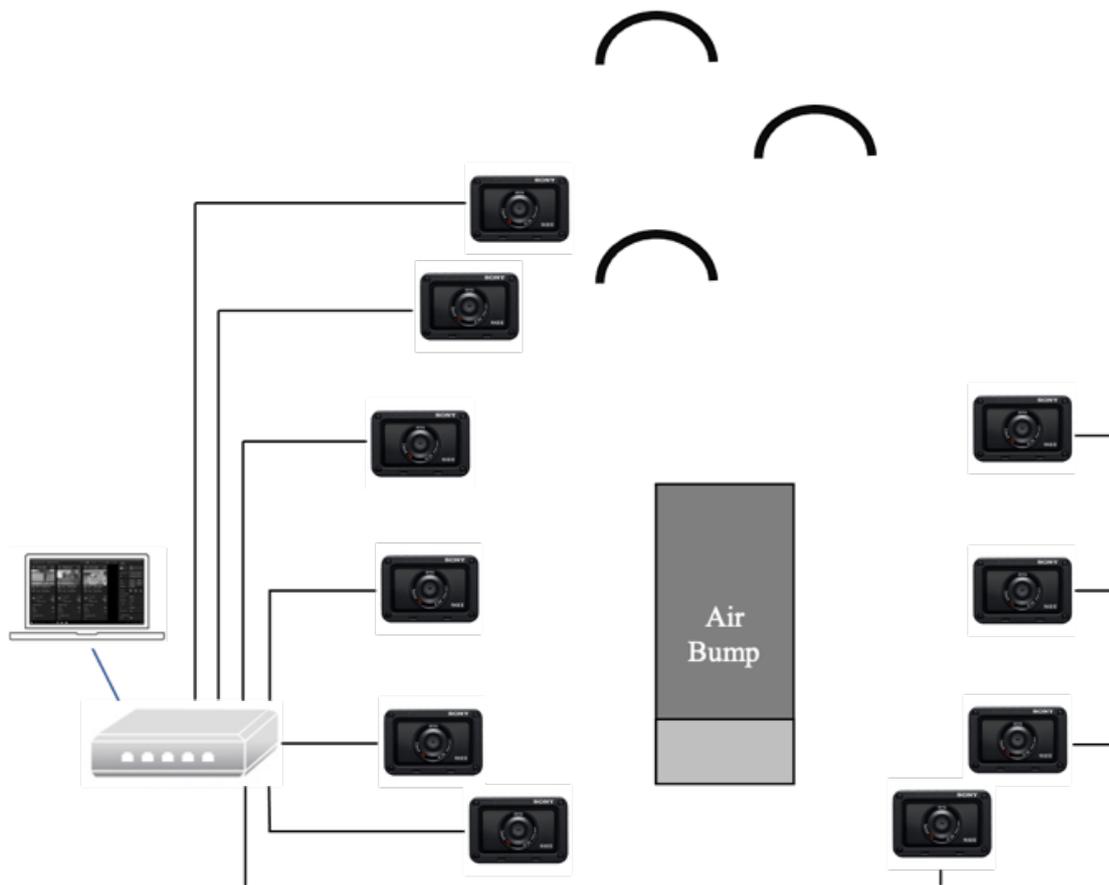


図 3-3. カメラ配置

カメラシステムは、三脚に固定し、カメラコントロールボックスを使用して、同期撮影した。全てのカメラでエア台手前の最下点からエア台全体を撮影できるように周囲に配置した。

3.2.4 信号処理

エア台に配置された既知の座標マーカを有する校正器を用いて、各カメラビューの位置と向きを校正した。カメラ校正によってグローバル座標系が設定され、鉛直方向を Z 軸（鉛直上向きを正とする）、水平方向を Y 軸（進行方向を正とする）とした。Y ベクトル、Z ベクトルの外積から算出されたベクトルを X 軸（左右方向、右方向を正とする）とした。

撮影されたビデオデータは、Theia3D (THEIA markerless 社製, Ver. 2021_2_0_1675_p13) を使用して処理され、身体部分セグメントのモデリングと三次元座標による姿勢推定が行われた。Theia3D は、深層学習アルゴリズムに基づくマーカレスモーションキャプチャのアプローチであり、一般的に使用される複数のビデオカメラを使用し、ビデオデータを Theia3D アプリケーションで処理する。ビデオカメラの配置は、計測する範囲を全てのカメラらで捉え、既知の座標マーカを有する校正器を用いて 3 次元空間での位置を決定する。これらのデータは深層畳み込みニューラルネットワークを使用して、2 次元映像内の人間の特徴認識を行い、フレームごとに関節位置および体表から識別可能な 81 の特定の解剖学的特徴を識別して位置を特定し、関節式マルチボディモデルによる三次元姿勢を推定する。それぞれのセグメントにおけるローカル座標系は、解剖学的肢位において Z 軸は鉛直方向（上向き+）、Y 軸は前後方向（正面方向+）、X 軸は Y 軸と Z 軸の外積方向（右方向+）となる。そのため、検者の意図やバイアスは棄却される。Theia3D の逆運動学モデルは 17 のセグメントで構成され、体幹に 3 自由度、骨盤に 6 自由度、股関節に 3 自由度、膝関節に 2 自由度、足関節に 3 自由度、肩関節に 3 自由度、肘関節に 2 自由度および手関節に 2 自由度の関節が与えられる。R. Kanko et al. (2020a) は異なる服装および靴における計測が可能であることを報告し、歩行およびボックスジャンプでの妥当性については、いくつかの報告がされている (R. Kanko et al. 2021 ; R. Kanko et al. 2020b ; 小谷・山本 2023)。本研究におけるヘルメットおよびゴーグルが頭部の特徴点を覆っているが、頭部と認識していることから、各被験者に対し公平に姿勢推定がされていると考えられる。また、スキーブーツにおいても同様に、スキーブーツを人間の足と認識していることから、各被験者に対し公平に姿勢推定がされていると考えられる (図 3-4)。

動作分析では、動作解析用アプリケーション Visual 3D (C-motion Inc., USA) を用いた。Theia3D で得られた各セグメントの三次元推定値を、各フレームの 4×4 ポーズマトリックス (クォータニオン/四元数) としてエクスポートされる。これらのセグメントに質量、質量中心および慣性モーメントの情報を与えた。構築されたモデルの身体重心位置 (center of

mass: 以下, COM), 身体重心速度, 体幹 (骨盤に対する角度およびグローバル座標系に対する角度), 肩関節, 股関節, 膝関節, 足関節の関節角度を算出した. 波形平滑化のローパスフィルタは, ガウス型ではないノイズの除去に優れたGCVSPLフィルタ (誤差分散0.0001) を適用し (Herman J and Woltring A 1986), 平滑化した.

関節角度の算出はオイラー角を用い, 隣接するセグメント間で近位セグメントの座標系に対する遠位セグメントの座標系の回転角度を求めた (D. Gordon E. R et al. 2014). ストレートジャンプでは, エア台手前の身体重心位置の最下点からスキーが離地するまでを時間正規化した (図 3-2 の Takeoff motion). また, バックフリップおよびコークスクリー 720 では, エア台手前の身体重心位置の最下点から身体重心位置の最高点までを時間正規化した (図 3-2 の Takeoff motion から Flight 中盤の重心最高点まで). スキー離地の同定は撮影されたビデオ映像にて行った.



図 3-4. オーバーレイ画像

マーカレスモーションキャプチャ用のアプリケーション Theia3D はスキー用具を装着した状態で、人間と認識し、姿勢推定を行う。図では対象スキー選手に骨格モデルがオーバーレイされている。

3.2.5 統計処理

Visual3Dで算出された身体重心位置のZ成分（鉛直成分）の最大値を身長で除した大きさにより，全試技を平均+標準偏差以上をHigh群，平均-標準偏差未満をLow群，その他をMiddle群の3群に分類した．

本研究では，主成分分析（Principal Component Analysis; 以下，PCA）をデータの次元削減のためのツールおよび，3群間の違いを決定する統計的検定の予備的なステップとして使用した．PCAを使用することで，波形データを客観的（数学的）に処理し，データの最も重要な情報を捉えることができる．PCAによる波形解析については，Inspect3D（C-motion Inc., USA）を使用した．Deluzio and Astephen（2007）にその数学的信号処理方法やデータの解釈方法について詳述されており，本研究ではその手法に従って分析を行った．エア台最下点からスキー離地までの時系列波形データを抽出し，時間を0から100%まで1%刻みで離散化して時間正規化した．各分析対象（身体重心速度，肩関節屈曲角度，体幹伸展角度，股関節屈曲角度，膝関節屈曲角度，足関節背屈角度）の時系列波形データの1試行は101のデータ点から構成されることになる．これを波形ベクトルと呼ぶ．次に，各分析対象データの波形ベクトルからそれぞれの行列を作成した．この行列はストレートジャンプでは，35（被検者数7×試行数5）を行に投入し，波形ベクトルを列に投入することで，35行×101列の行列となる．バックフリップでは，30（被検者数6×試行数5）を行に投入し，波形ベクトルを列に投入し，30行×101列の行列となる．コーク720では，35（被検者数7×試行数5）を行に投入し，波形ベクトルを列に投入し，35行×101列の行列となる．この行列から列方向の平均値を各要素から引いた行列を計算し，その共分散行列を計算した．さらに，これを固有値分解することで固有値と固有ベクトルを算出した．各試行の波形ベクトルをi番目の固有ベクトルの方向に投影したものがその試技の第i主成分得点（PCスコア）となる．また，固有値は，各主成分が各変数の波形の変動性に対する相対的寄与率を示している．PCスコアとそれに対応する固有ベクトルの積の総和に全試行の平均波形ベクトルを加算することで，波形ベクトルを復元することができる（式1）．

$$W = m + \sum_{i=1}^N (PCi \times Li) \quad \dots \text{式1}$$

ここで，Wは波形ベクトル，mは全試行の平均波形ベクトル，PCiは第i主成分得点（PCスコア）およびLiはi番目の固有ベクトルを表す．

主成分分析により、各被験者の各試行の波形データは小さな1組のPCスコアに変換される。従って、波形の特徴(PC)の群間差に関する仮説テストに標準的な統計的手法を適用できる。主成分の数の決定においては、累積寄与率(cumulative variance explained)が90%を超えるまでとした(Jackson J E 1991)。PCAによって算出される固有ベクトル(loading vector)の形状およびPCスコアの高低に対応する個々の波形データを検討し、主成分の運動学的な解釈を行った。各群のPCスコアを求め、PCスコアの平均値と標準偏差を求めた。3群間の差の検定では、一元配置分散分析と多重比較としてBonferroni post hoc testを用いた。有意水準は5%未満とした。

3.3 結果：ストレートジャンプ

分析対象の3群の試技数は、それぞれ High 群 6 試技、Middle 群 22 試技、および Low 群 7 試技であった。主成分モデリングは身体重心速度の鉛直上向き成分、肩関節屈曲、体幹伸展、股関節屈曲、膝関節屈曲、足関節背屈の関節角度のテイクオフ局面での波形データとした（表 3-2）。PC の数が少ないことから、テイクオフ局面における波形データに存在する変動性には単純な基礎構造があることが示唆された。PC の検定に対応する p 値、および各 PC の生体力学的解釈（feature）を表 3-3 に示す。各群の平均の波形データと固有ベクトル（loading vector）の波形を図 3-5 から図 3-10 に示す。

高さに影響を与える重心速度の鉛直上向き成分より、High 群および Middle 群は Low 群と比較し有意に速度が大きいことが明らかになった。PC1 の固有ベクトルより 50%以降に高い値が示された（ $p < 0.01$, 表 3-3, 図 3-5-B）。PC1 の固有ベクトルからは速度の大きさに影響を与える成分であることが示唆された。PC スコアの統計的解析から、High 群と Middle 群は 50%以降に速度が速いことが明らかになった（図 3-5-A）。

肩関節屈曲角度では、High 群は屈曲角度が大きいことが明らかになった。PC1 の固有ベクトルはテイクオフ局面全体で正の値が観察され、特に 70%以降に高い値が示された（図 3-6-B）。PC スコアの統計的解析から、High 群は 70%以降に屈曲角度が大きいことが明らかになった（ $p < 0.01$, 表 3-3, 図 3-6-A）。

体幹伸展角度では、波形の形状と大きさに群間差が認められた。PC1 の固有ベクトルは、テイクオフ局面全体で正の値が観察され、ほぼ一定であった（図 3-7-B）。PC1 は、テイクオフ局面での体幹伸展のタイミングの違いを捉える成分であると考えられた。Low 群では 50%、Middle 群では 60%、High 群では 70%地点で体幹伸展角度の最小値が観察された。PC スコアの統計的解析から、High 群と Middle 群は Low 群に比べてエア台の中間以降に体幹伸展角度が最小になることが明らかになった（ $p < 0.05$, 表 3-3, 図 3-7-A）。PC2 は 0%から 60%で正の値を持つことから、体幹伸展角度の減少の傾きに影響を与える成分であることが示唆された（図 7-B）。エア台最下点からエア台中間にかけて、Low 群は High 群と Middle 群と比べて大きな体幹伸展角度の減少が認められた（ $p < 0.05$, 表 3-3, 図 3-7-A）。

股関節屈曲角度では、High 群は屈曲角度が大きいことが明らかになった。PC1 の固有ベクトルはテイクオフ局面における初期で大きな正の値を示した（図 3-8-B）。PC スコアの統計的解析から High 群はテイクオフ局面 0%から 50%において Middle 群と Low 群と比較して屈曲角度が大きいことが明らかになった（ $p < 0.05$, 表 3-3, 図 3-8-A）。

膝関節屈曲角度では、High群とMiddle群で屈曲角度が大きいことが明らかになった。PC1の固有ベクトルはテイクオフ局面全体で正の値が観察され、特に0%から80%で高い値が示された(図3-9-B)。PCスコアの統計的解析から、High群とMiddle群は0%から80%で屈曲角度が大きいことが明らかになった($p < 0.05$, 表3-3, 図3-9-A)。

足関節背屈角度では、High群とMiddle群は背屈角度が大きいことが明らかになった。PC1の固有ベクトルはテイクオフ局面全体で正の値が観察され、特に0%から70%で高い値が示された(図3-10-B)。PCスコアの統計的解析から、High群とMiddle群は0%から70%で背屈角度が大きいことが明らかになった($p < 0.05$, 表3-3, 図3-10-A)。PC2は0%から50%までに正の値が観察された(図3-10-B)。PCスコアの統計的解析から、High群はLow群と比較して50%までに大きな足関節背屈角度の増加が示された($p < 0.05$, 表3-3, 図3-10-B)。

表 3-2. 主成分モデル

	COM Velocity Z	Shoulder flexion angle	Trunk extension angle	Hip flexion angle	Knee flexion angle	Ankle DF angle
Cumulative variation explained (%)	98.58	97.07	98.34	90.65	94.58	97.82
Number of PCs	2	1	2	1	1	2

表 3-3. 波形パターン間の群間差

Movement measure	PC (Variance explained)	Feature	Mean of PC Score (SD)			P-Value
			High	Middle	Low	
COM Velocity Z	PC1 (72.91%)	The speed of Low group is slower than High and Middle groups after 50%.	1.01 (0.36)	0.48 (0.25)	-1.77 (0.53)	<0.01
	PC2 (25.67%)	The slope of Low is smaller than that of High and Middle groups at 50%.	0.62 (0.34)	0.09 (1.28)	0.11 (1.11)	0.72
Shoulder flexion angle	PC1 (97.07%)	The flexion angle of High group is greater than that of Middle and Low groups after 70%.	1.07 (0.46)	0.63 (0.80)	-0.63 (0.63)	<0.01
Trunk extension angle	PC1 (58.08%)	Phase shift during after 40%	0.82 (0.85)	0.60 (0.90)	-0.63 (0.24)	<0.05
	PC2 (40.26%)	The Low group has a greater slope of decrease than the High and Middle groups by 50%.	0.48 (0.23)	0.55 (0.89)	-1.38 (1.23)	<0.05
Hip flexion angle	PC1 (90.65%)	The flexion angle of High group is greater than Middle and Low groups up to 70%.	0.26 (0.40)	0.53 (1.05)	-1.19 (0.91)	<0.05
Knee flexion angle	PC1 (94.58%)	The flexion angle of High and Middle groups are greater than Low group up to 80%.	0.72 (0.43)	0.58 (0.87)	-1.00 (1.24)	<0.05
Ankle DF angle	PC1 (89.93%)	The dorsiflexion angle of High and Middle is greater than Low.	0.90 (0.38)	0.52 (1.01)	-0.76 (0.36)	<0.05
	PC2 (7.89%)	High group have a larger slope up to 50% than Middle and Low.	0.76 (0.40)	0.31 (1.06)	-1.16 (0.27)	<0.05

COM Velocity Z

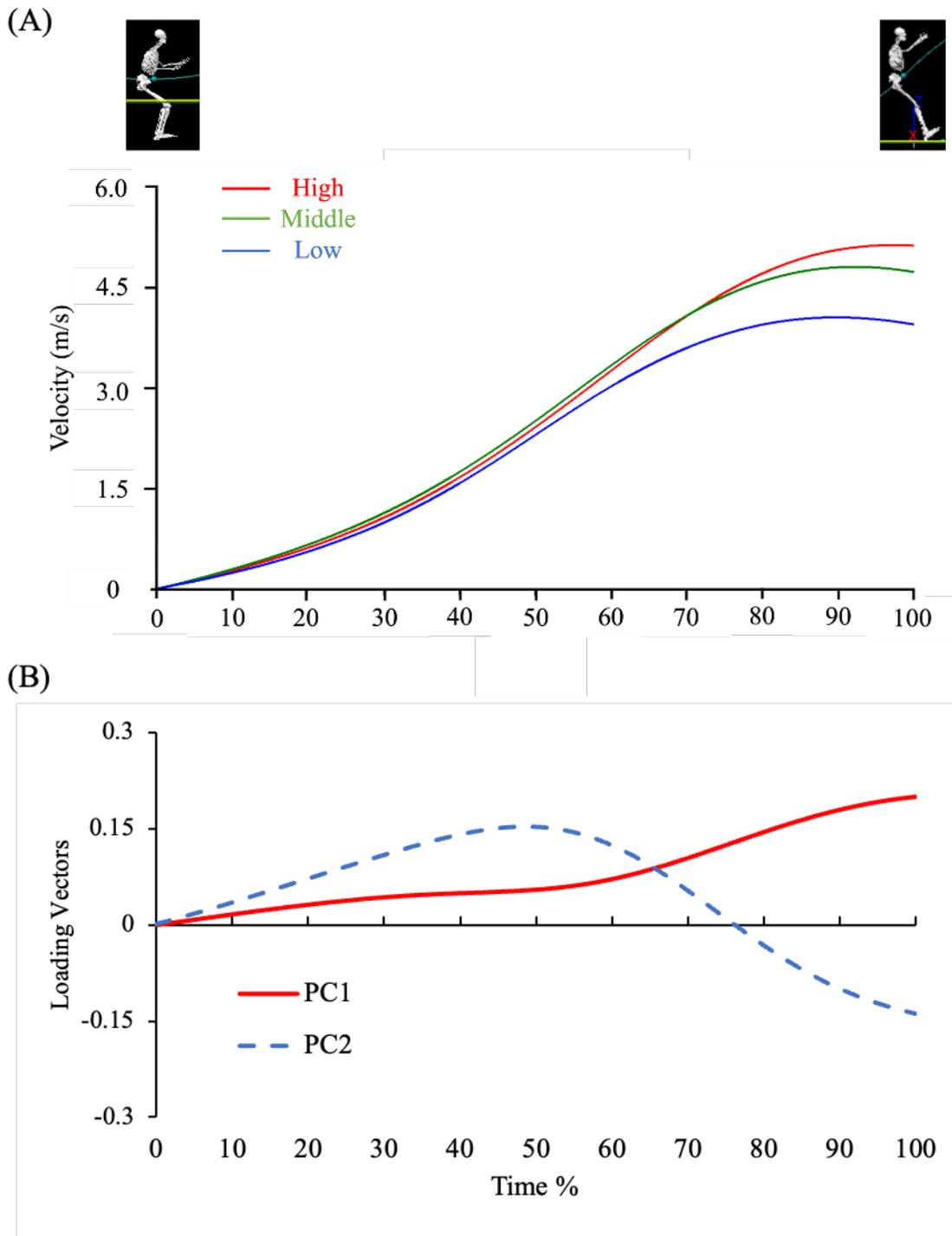


図 3-5. 身体重心速度の鉛直上向き成分の波形データ

(A) Waveform data in the Z component of the COM velocity.

(B) The loading vectors for the principal components.

X 軸は、エア台手前の身体重心位置の最下点 (0%) からスキーが離地する (100%) までを時間正規化している。

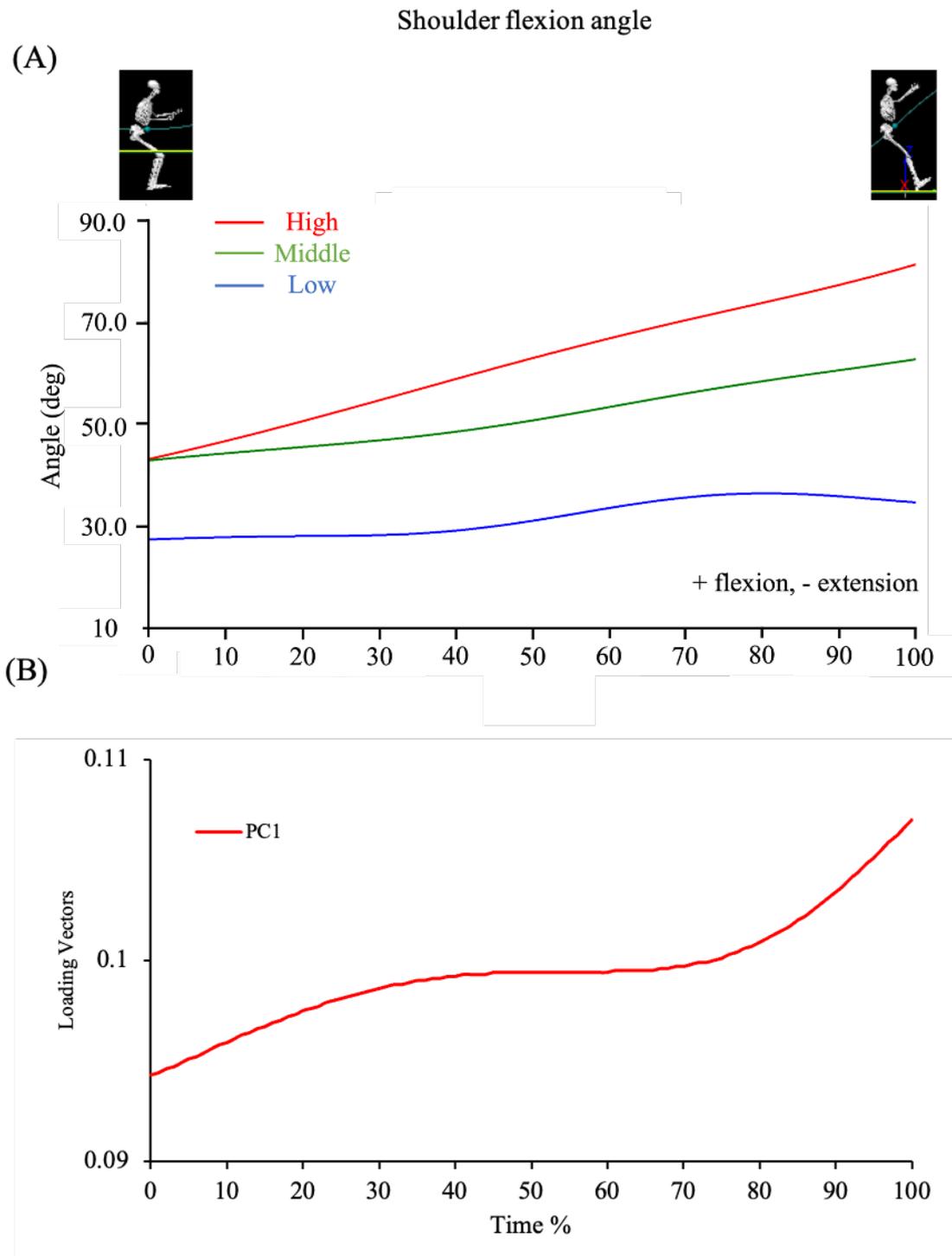


図 3-6. 肩関節屈曲の波形データ

(A) Waveform data in the Shoulder flexion angle. (B) The loading vectors for the principal components.

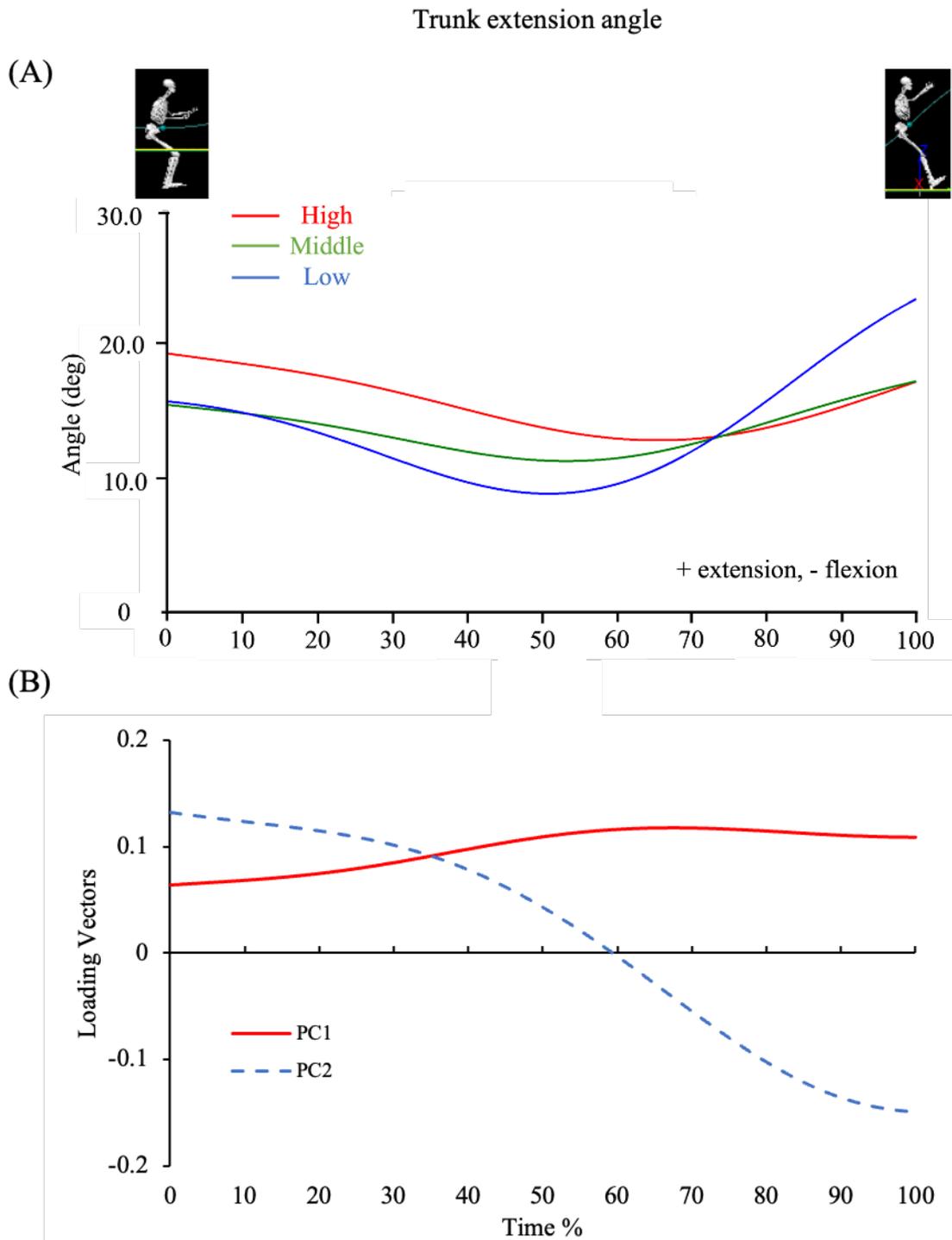


図 3-7. 体幹伸展の波形データ

(A) Waveform data in the Trunk extension angle. (B) The loading vectors for the principal components.

Hip flexion angle

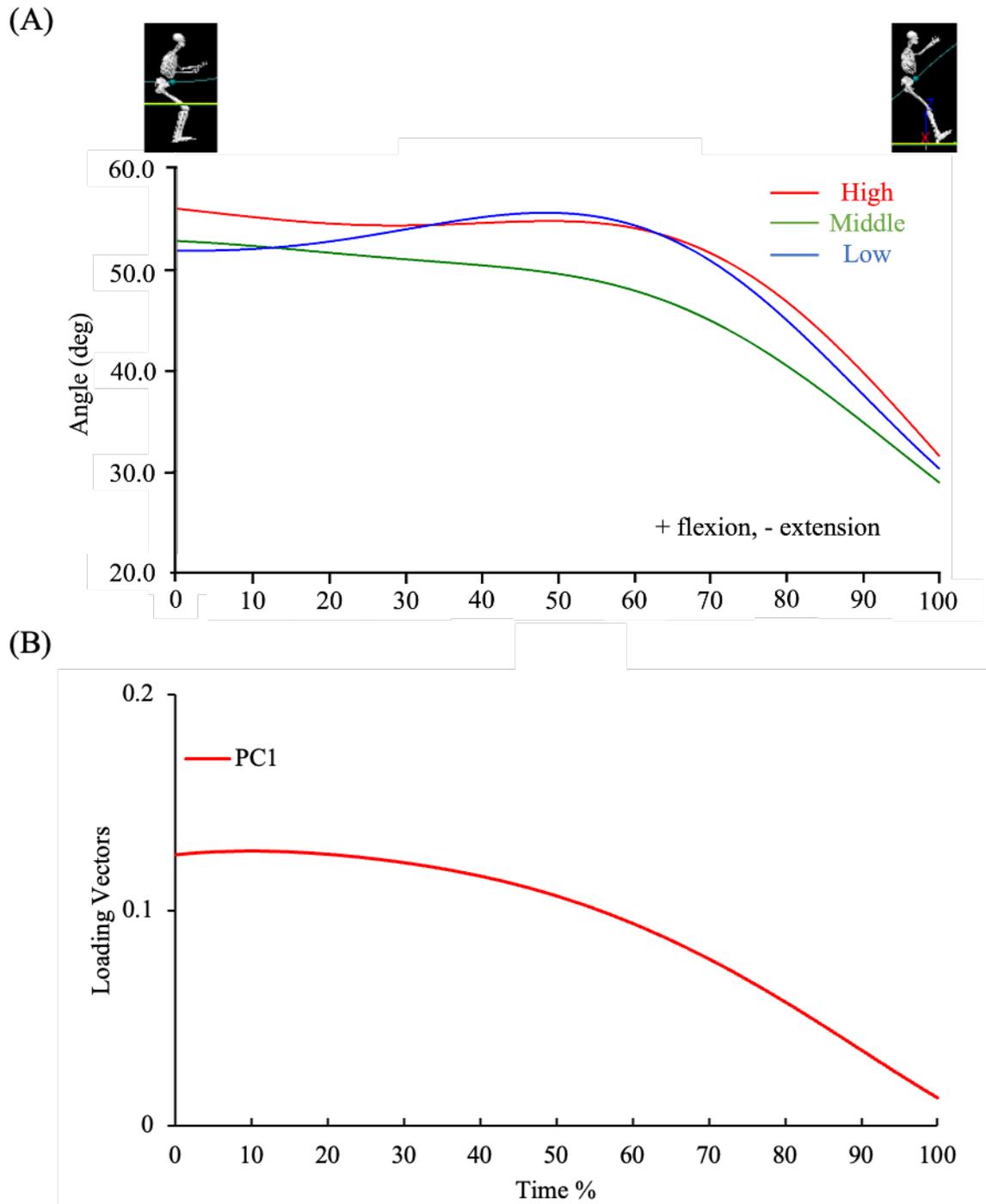


図 3-8. 股関節屈曲の波形データ

(A) Waveform data in the Hip flexion angle. (B) The loading vectors for the principal components.

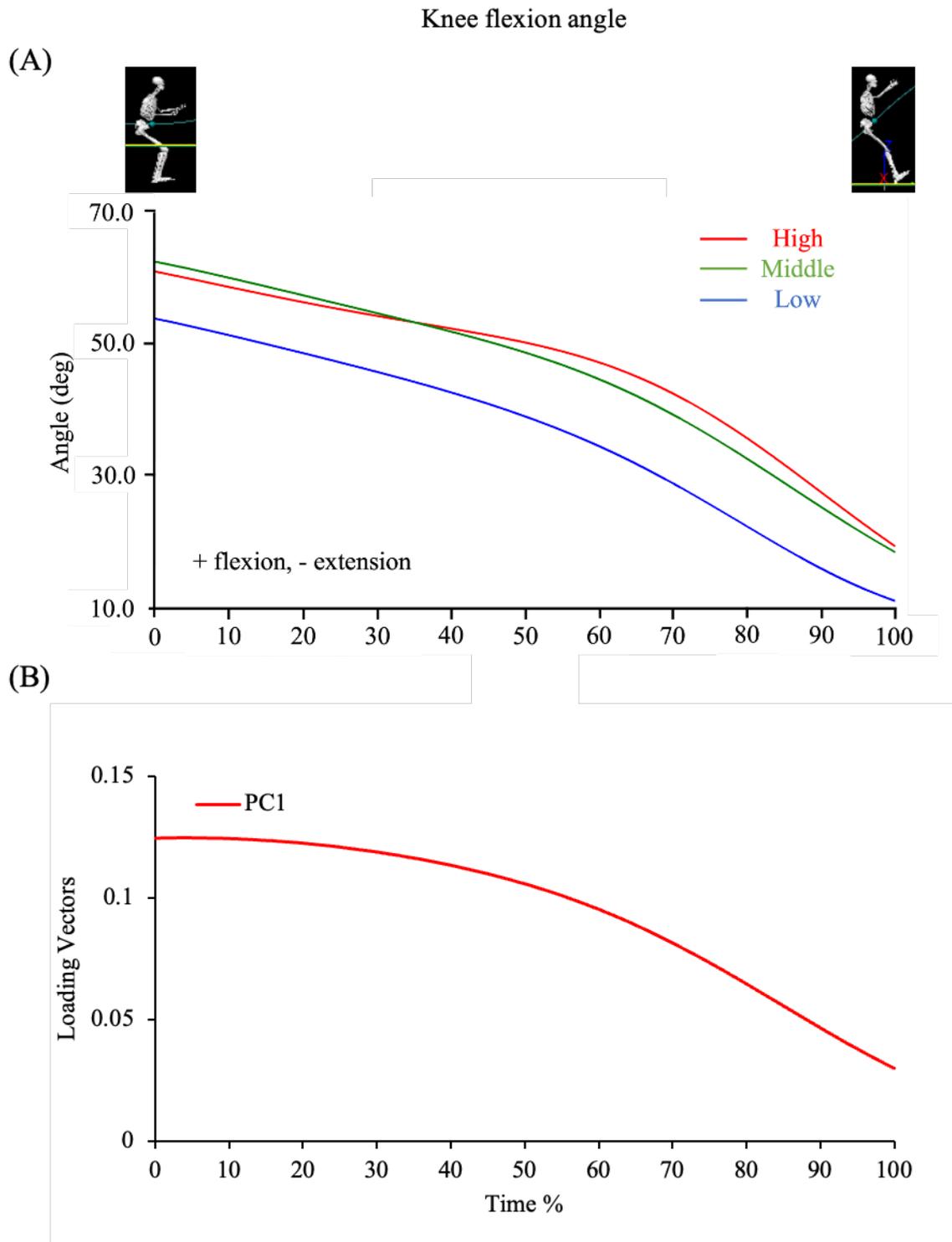


図 3-9. 膝関節屈曲の波形データ

(A) Waveform data in the Knee flexion angle. (B) The loading vectors for the principal components.

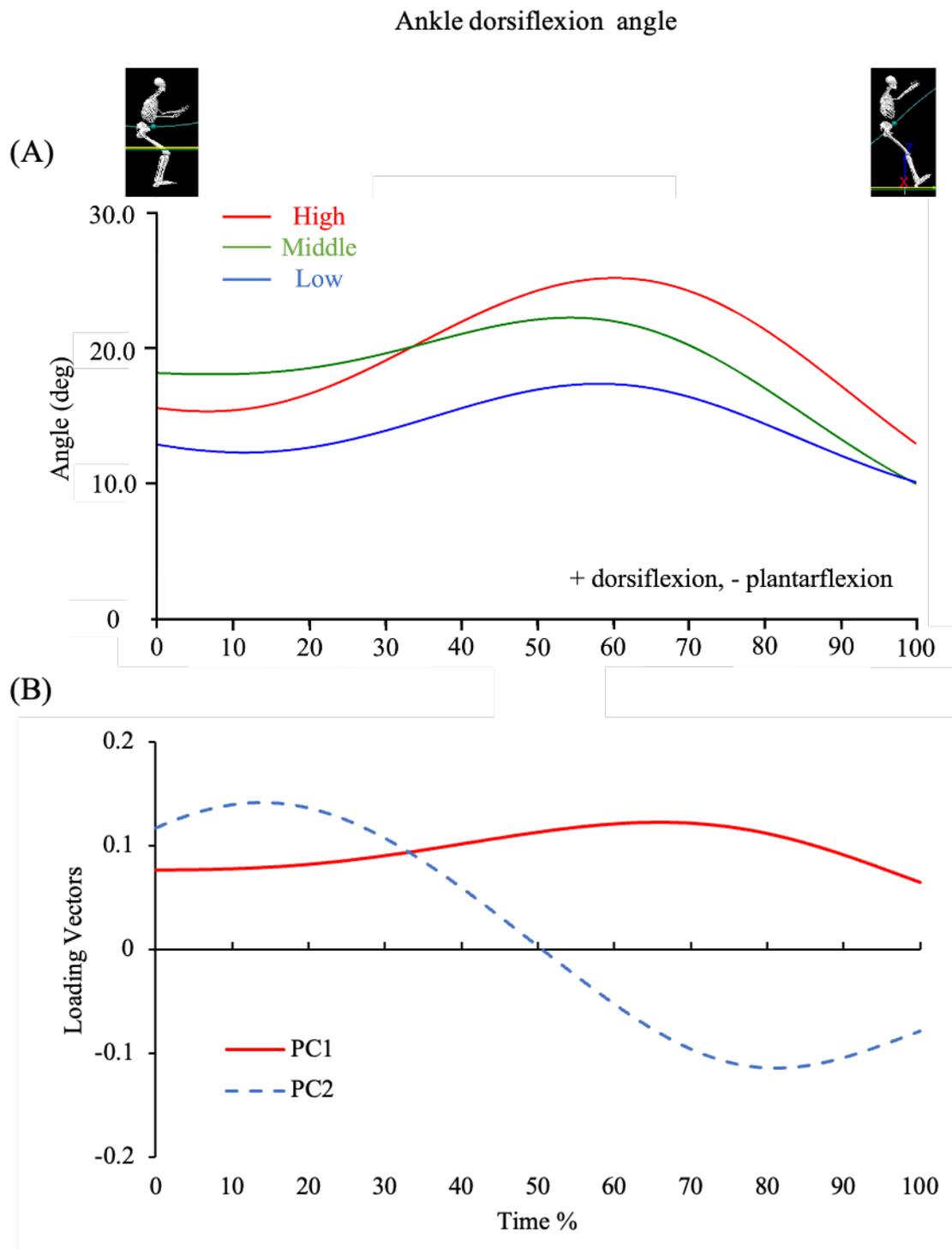


図 3-10. 足関節背屈の波形データ

(A) Waveform data in the Ankle dorsiflexion angle. (B) The loading vectors for the principal components.

3.4 考察：ストレートジャンプ

重心速度の鉛直上向き成分は 50%以降に High 群と Middle 群は Low 群に比べて有意に高かった (図 3-5-A)。跳躍高について中里・石毛 (2016) は、シミュレーションの結果、身体重心の飛び出し角度を 1 度大きくするよりも踏切時の重心速度を 0.5m/s 上げることで、跳躍高が高まることを示唆した。今回の結果も同様に、重心速度が大きいほど跳躍高が大きいことが示された。

体幹伸展角度は、3 群ともに正の値を示していることからテイクオフ局面全体で伸展位の姿勢を示している (図 3-7-A)。統計学的分析から最小値に時間的シフトがあることが示された。High 群では 70%、Middle 群では 60%、Low 群では 50%周辺で最小値を示した。同様にスキーを装着してジャンプをするエアリアル競技では、「スピードとジャンプ台からの圧力に対して身体軸で耐える」と示されている (全日本スキー連盟 2000)。エア台最下点からエア台先端に向かい傾斜が大きくなることから、身体に加わる力はエア台先端に向かって大きくなると推測される。このことは、身体重心の鉛直上向き成分が 50%以降、急激に大きくなっていることから (図 3-5-A)、エア台の傾斜により身体が受ける力が大きくなることが推察される。このことから体幹の運動として 50%以降、跳躍するために運動方向を鉛直上向き方向に変化させていることが推測される。この運動方向の変化が、Low 群では 50%、Middle 群では 60%、High 群では 70%で出現していることが示唆された。また、Low 群は 50%以降急激な運動変化を示した。本研究の結果は、高く跳躍するためにテイクオフ局面後半まで体幹の伸展角度を維持し、離地に向け、鉛直上向き方向に運動を変化させていることを示唆した。

足関節背屈角度に関して、3 群ともに正の値を示していることからテイクオフ局面全体で背屈位の姿勢を示している (図 3-10-A)。Low 群は、テイクオフ局面全体で High 群および Middle 群と比較して低値を示した。High 群は 70%時点まで背屈角度が増大し、その後減少を示した。エア台の傾斜は、最下点から先端に向かって大きくなることから、身体が後方へ傾斜するのを、足関節背屈角度を増大させ直立姿勢を保持しようとしていたことが推測される。

股関節および膝関節の屈曲角度は、3 群ともに同様の波形を示し (図 3-8-A, 図 3-9-A)、股関節は 0%から 50%時点、膝関節はテイクオフ局面全体で、Low 群と比較して High 群および Middle 群で屈曲角度が有意に大きかった。High 群と Middle 群のこの 2 関節は、より屈曲させた状態から伸展させていることを示している。特に股関節は、屈曲位を維持し、70%以降に急激に伸展させていることを示している。

肩関節屈曲角度では、3 群ともに正の値を示していることからテイクオフ局面全体で肩関節屈曲位の姿勢を示している (図 3-6-A)。3 群ともに離地に向けて屈曲角度の増大を示したが、統計学的分析から High 群は 70%以降に Middle 群および Low 群と比較して屈曲角

度の大きさに有意差が認められた。ジャンプ動作における肩関節の運動は、垂直跳びにおいては、テイクオフ時の高さの上昇と重心速度の増加が示されている（Kuangyou BC et al. 2008 ; Lees A et al. 2004）。本研究においても、High 群では、肩関節の随意的な屈曲運動を行っていることが示唆された。

本研究において、モーグルスキーのストレートジャンプでは、最下点において膝関節および股関節の屈曲および足関節背屈することでしゃがみ込み動作を行い、離地に向けて体幹、股関節、膝関節を伸展し、跳躍していることが示唆された。High 群の運動学的特徴として、最下点でより股関節および膝関節を屈曲および足関節の背屈角度を増大させしゃがみ込み動作を行う。テイクオフ動作中盤以降、エア台の傾斜で後方に倒れないように体幹、股関節の角度を維持しながら、足関節の背屈角度を増大する。エア台の後半、離地に向けて鉛直上向き方向への股関節・膝関節・体幹伸展、肩関節屈曲運動等の関節運動が示された。

3.5 結論：ストレートジャンプ

本研究では、PCAを用いてモーグルスキーにおけるストレートジャンプの体幹、股関節、膝関節、足関節、肩関節の運動学的特徴を示した（図3-11）。分析結果から、①最下点で股関節、膝関節および足関節によるしゃがみ込み動作を大きくする。②エア台の傾斜による身体後方傾斜を体幹、股関節角度を維持し、足関節背屈角度を増大することで抑制する。③エア台後半に、離地に向けて体幹、股関節および膝関節を伸展し、肩関節の随意的な屈曲を行うという新たな運動学的特徴が示された。

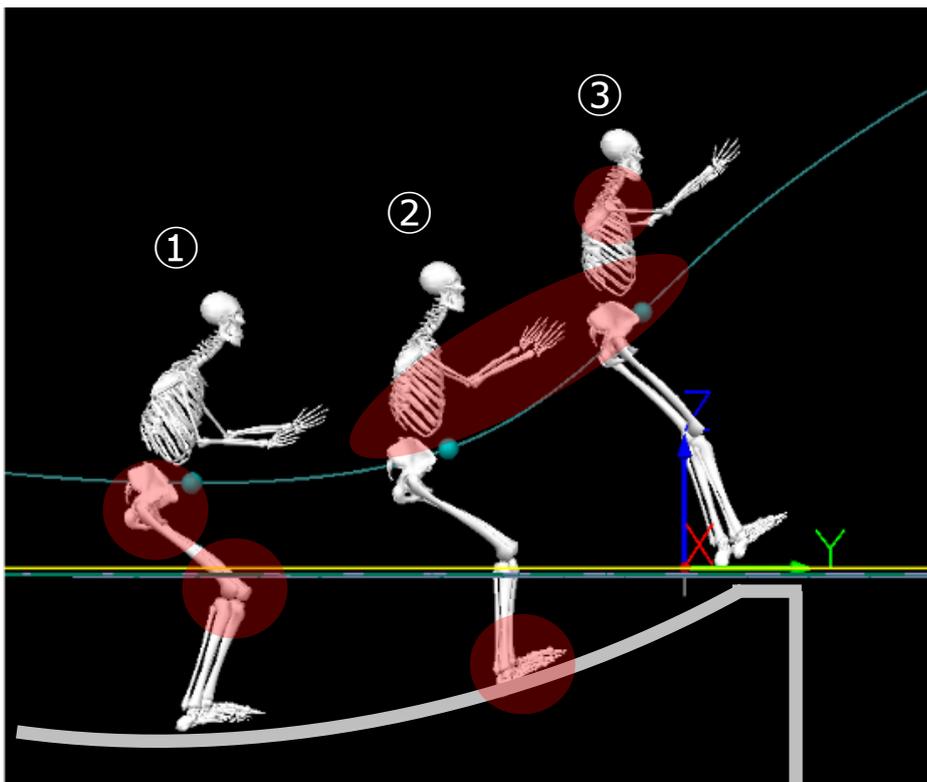


図 3-11. High 群の運動学的特徴

- ① 最下点：股関節・膝関節の屈曲によるジャンプの予備動作
- ② エア台中間：足関節背屈により身体の後方傾斜を抑制
- ③ スキー離地：体幹・股関節・膝関節の伸展および肩関節屈曲により跳躍

3.6 結果：バックフリップ

分析対象の3群の試技数は、それぞれ High 群で 6 試技、Middle 群で 17 試技、および Low 群で 7 試技であった。主成分モデリングは身体重心速度の鉛直上向き成分、身体の角運動量の X 軸周り、慣性モーメントの X 軸周り、体幹伸展、股関節屈曲、膝関節屈曲、足関節背屈の関節角度の波形データとした（表 3-4）。ここで、X 軸はエア台への進行方向（Y 軸）に対して左右軸方向を示す。バックフリップの場合、身体は X 軸まわりの回転運動を行うため、X 軸まわりを身体左右軸まわりとみなすことができる。PC の数が少ないことから、波形データに存在する変動性には単純な基礎構造があることが示唆された。これらの検定に対応する p 値、および各 PC の生体力学的解釈（feature）を表 3-5 に示す。各群の波形データと固有ベクトル（loading vector）の波形を図 3-12 から図 3-18 に示す。

高さに影響を与える身体重心速度の鉛直上向き成分より、High 群と Middle 群は Low 群と比較し有意に速度が大きいことが明らかになった。PC1 の固有ベクトルよりテイクオフ局面全体に高い値が示された（ $p < 0.05$ 、表 3-5、図 3-12-B）。PC1 の固有ベクトルからは速度変化の傾きに影響を与える成分であることが示唆された。PC スコアの統計的解析から、High 群と Middle 群はテイクオフ局面において速度が大きいことが明らかになった（図 3-12-A）。PC2 の固有ベクトルは足部離地で最大値を示し、速度の大きさに影響を与える成分であることが示唆された（図 3-12-B）。PC スコアの統計的解析から、High 群と Middle 群はテイクオフ局面において速度が大きいことが明らかになった（ $p < 0.01$ 、表 3-5、図 3-12-A）。

バックフリップの回転に影響を与える身体の角運動量の X 成分（身体左右軸まわり）では、PC1 の固有ベクトルは局面全体で正の値が観察され（図 3-13-B）、特に 20%以降に高い値が示された。High 群は Low 群と比較して角運動量が大きいことが明らかになった（ $p < 0.05$ 、表 3-5、図 3-13-A）。同様に回転に影響を与える慣性モーメントの X 成分では、High 群では慣性モーメントが大きく、Low 群では小さいことが明らかになった。PC1 の固有ベクトルは局面全体で正の値が観察され、特に 30%以降に高い値が示された（図 3-14-B）。High 群は Low 群と比較して慣性モーメントが大きいことが明らかになった（ $p < 0.05$ 、表 3-5、図 3-14-A）。PC2 の固有ベクトルは、テイクオフ局面で高い値が示されたが（図 4-7-B）、PC スコアの統計的解析に差は認められなかった（ $p = 0.13$ 、表 3-5、図 3-14-A）。

体幹伸展角度では、テイクオフ局面中盤から空中局面において、Low 群で伸展角度が大きいことが明らかになった。PC1 の固有ベクトルは、空中局面全体で正の値が観察された

(図 3-15-B). PC1 は、体幹伸展角度の大きさに影響を与える成分であることが示唆された。30%以降の空中局面において、Low 群は High 群と比較して有意に伸展角度が大きかった ($p<0.05$, 表 3-5, 図 3-15-A)。PC2 は 20%以降のテイクオフ局面で大きな正の値を持つことから、角度変化における傾きに影響を与える成分であることが示唆された (図 3-14-B)。Low 群は High 群と Middle 群と比較して体幹伸展角度の変化が有意に大きかった ($p<0.05$, 表 3-5, 図 3-15-A)。

股関節屈曲角度では、Low 群は空中局面において屈曲角度が大きいことが明らかになった。PC1 の固有ベクトルは 30%以降空中局面において大きな正の値を示した (図 3-16-B)。PC スコアの統計的解析から空中局面において、Low 群は High 群や Middle 群に比べて屈曲角度が大きいことが明らかになった ($p<0.05$, 表 3-5, 図 3-16-A)。また、PC2 の固有ベクトルは 80%まで正の値を示した (図 3-16-B)。PC スコアの統計的解析からテイクオフ局面では High 群と Middle 群はテイクオフ局面初期では股関節屈曲角度が大きく、離地に向け伸展し、空中局面では High 群は Low 群 ($p<0.01$) と Middle 群は Low 群 ($p<0.05$) と比較して、股関節屈曲角度が小さくなることが明らかになった (表 3-5, 図 3-16-A)。膝関節屈曲角度では、Low 群は空中局面において屈曲角度が大きいことが明らかになった。PC1 の固有ベクトルは 40%以降空中局面において大きな正の値を示した (図 3-17-B)。PC スコアの統計的解析から空中局面において、Low 群は High 群と比較して屈曲角度が大きいことが明らかになった ($p<0.05$, 表 3-5, 図 3-17-A)。また、PC2 の固有ベクトルは 70%まで正の値を示した (図 3-17-B)。PC スコアの統計的解析からテイクオフ局面では High 群はテイクオフ局面初期では膝関節屈曲角度が大きく、離地に向け伸展し、空中局面では High 群は Low 群と比較して、膝関節屈曲角度が小さくなることが明らかになった ($p<0.01$, 表 3-5, 図 3-17-A)。

足関節背屈角度では、テイクオフ局面中盤において High 群と Middle 群は背屈角度が大きいことが明らかになった。また、COM 最高点において Low 群の背屈角度の増加が認められた。PC1 の固有ベクトルは全体で正の値が観察され、特に 20%から 30%、80%から 90%で高い値が示された (図 3-18-B)。PC スコアの統計的解析から、High 群と Middle 群は Low 群と比較して 20%から 30%では背屈角度が大きく、80%から 90%で背屈角度が小さいことが明らかになった ($p<0.05$, 表 3-5, 図 3-18-A)。また、PC2 の固有ベクトルは空中局面における 80%以降に大きな正の値を示した (図 3-18-B)。PC スコアの統計的解析から、Low 群は COM 最高点付近で急激な足関節背屈運動が認められた ($p<0.05$, 表 3-5, 図 3-18-A)。

表 3-4. 主成分モデル

	COM Velocity Z	Angular Momentum X	Moment of Inertia_X	Trunk extension angle	Hip flexion angle	Knee flexion angle	Ankle DF angle
Cumulative variation explained (%)	92.08	90.11	95.93	91.95	91.99	92.79	90.38
Number of PCs	2	1	2	2	2	2	2

表 3-5. 波形パターンの群間差

Movement measure	PC (Variance explained)	Feature	Mean of PC score (SD)				P-Value
			High	Mid	Low		
COM Velocity Z	PC1 (56.93%)	The Low slope is up to 20% smaller than the High and Middle slopes.	0.89(0.47)	0.75(0.49)	-0.58(1.19)	<0.05*	
	PC2 (35.15%)	After 30%, Low speeds are slower than High and Middle speeds.	0.70(0.23)	0.58(0.84)	-1.15(0.44)	<0.01**	
Angular Momentum_X	PC1 (90.11%)	Differences in the size of the three groups were observed during the takeoff phase.	0.87(0.35)	-0.37(1.09)	-0.77(0.68)	<0.05*	
	PC1 (87.20%)	The High group had larger values than the Low group.	1.01(0.38)	0.11(1.01)	-0.93(0.59)	<0.05*	
	PC2 (8.74%)	There is a difference in the slope of the graph up to 50% among the three groups.	-0.16(0.37)	-0.34(0.40)	0.63(1.79)	P=0.13	
Trunk extension angle	PC1 (78.68%)	After 30%, the Low group has a greater angle of extension than the High group.	-0.87(0.53)	0.37(0.98)	0.95(0.59)	<0.05*	
	PC2 (13.27%)	After 20%, the slope of the Low group is larger than that of the High and Middle groups.	-0.34(0.59)	-0.56(0.96)	1.11(0.42)	<0.05*	
Hip flexion angle	PC1 (75.00%)	The Low group had a greater flexion angle after 30% than the High and Middle groups.	-0.72(0.34)	1.10(1.07)	-0.27(1.13)	<0.05*	
	PC2 (16.98%)	The High and Middle groups had greater hip flexion angles in the early takeoff phase and less hip flexion angles in the flight phase.	-0.94(0.27)	-0.16(0.98)	1.12(0.27)	<0.01**, <0.05*	
Knee flexion angle	PC1 (75.91%)	The High group had a smaller flexion angle after 40% than the Low group.	-0.50(0.40)	0.23(0.82)	1.31(0.68)	<0.05*	
	PC2 (16.88%)	The High groups had greater knee flexion angles in the early takeoff phase and less knee flexion angles in the flight phase.	1.02(0.45)	0.55(0.90)	-0.55(0.89)	<0.05*	
Ankle DF angle	PC1 (65.43%)	The High and Middle groups have larger angles than the Low group during the takeoff phase, and the angles become smaller after 80%.	-0.76(0.76)	-0.53(1.01)	0.87(0.30)	<0.05*	
	PC2 (24.95%)	In the flight phase, the Low group showed a more abrupt change in angle than the High and Middle groups.	0.65(0.44)	0.69(0.89)	-0.88(0.71)	<0.05*	

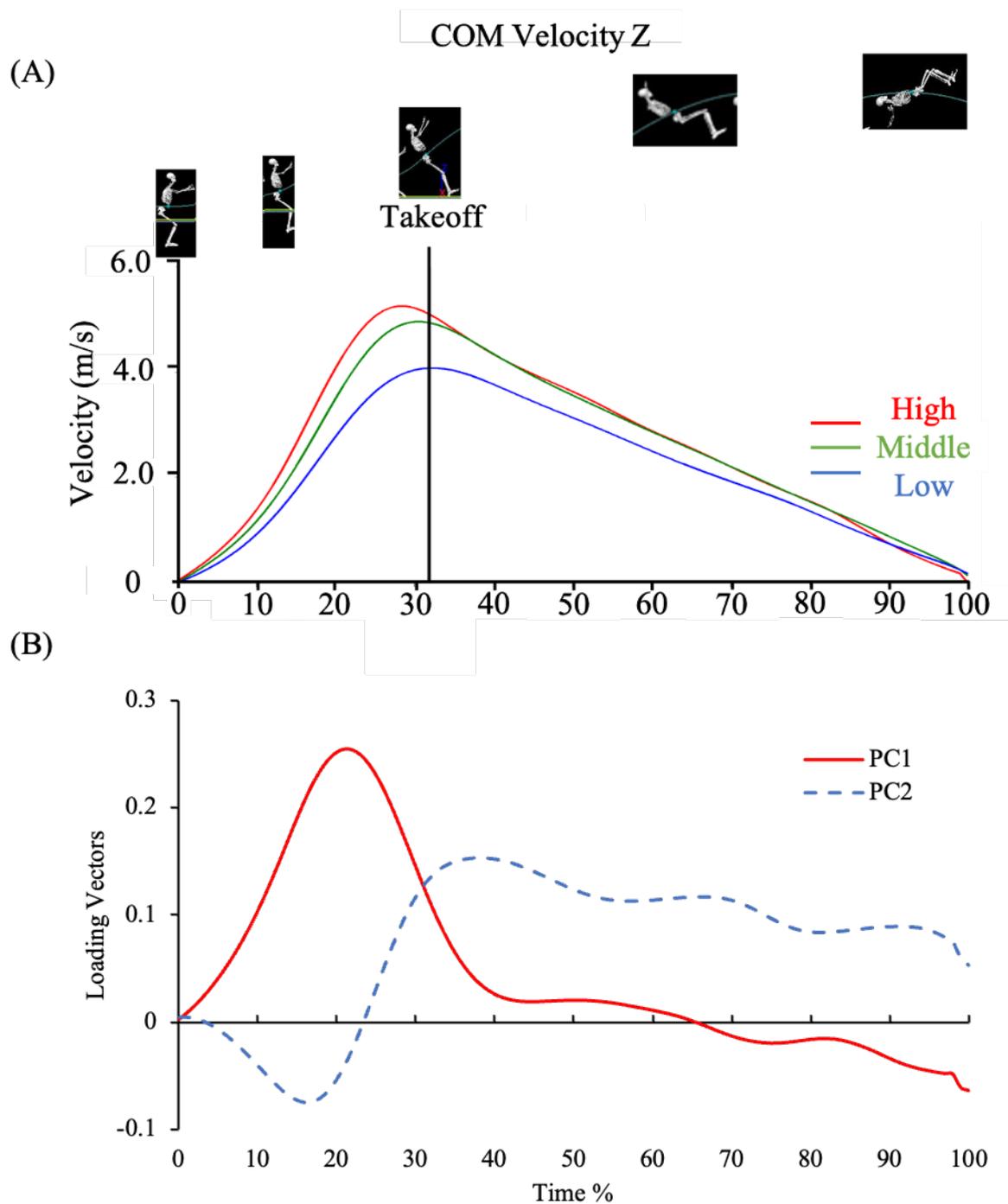


図 3-12. 身体重心速度の鉛直上向き成分の波形データ

(A) Waveform data in the Z component of the COM velocity.

(B) The loading vectors for the principal components.

X 軸は、エア台手前の身体重心位置の最下点 (0%) から身体重心位置の最高点 (100%) までを時間正規化している。32%はスキー離地のタイミングを示す。

Model_Angular Momentam_X

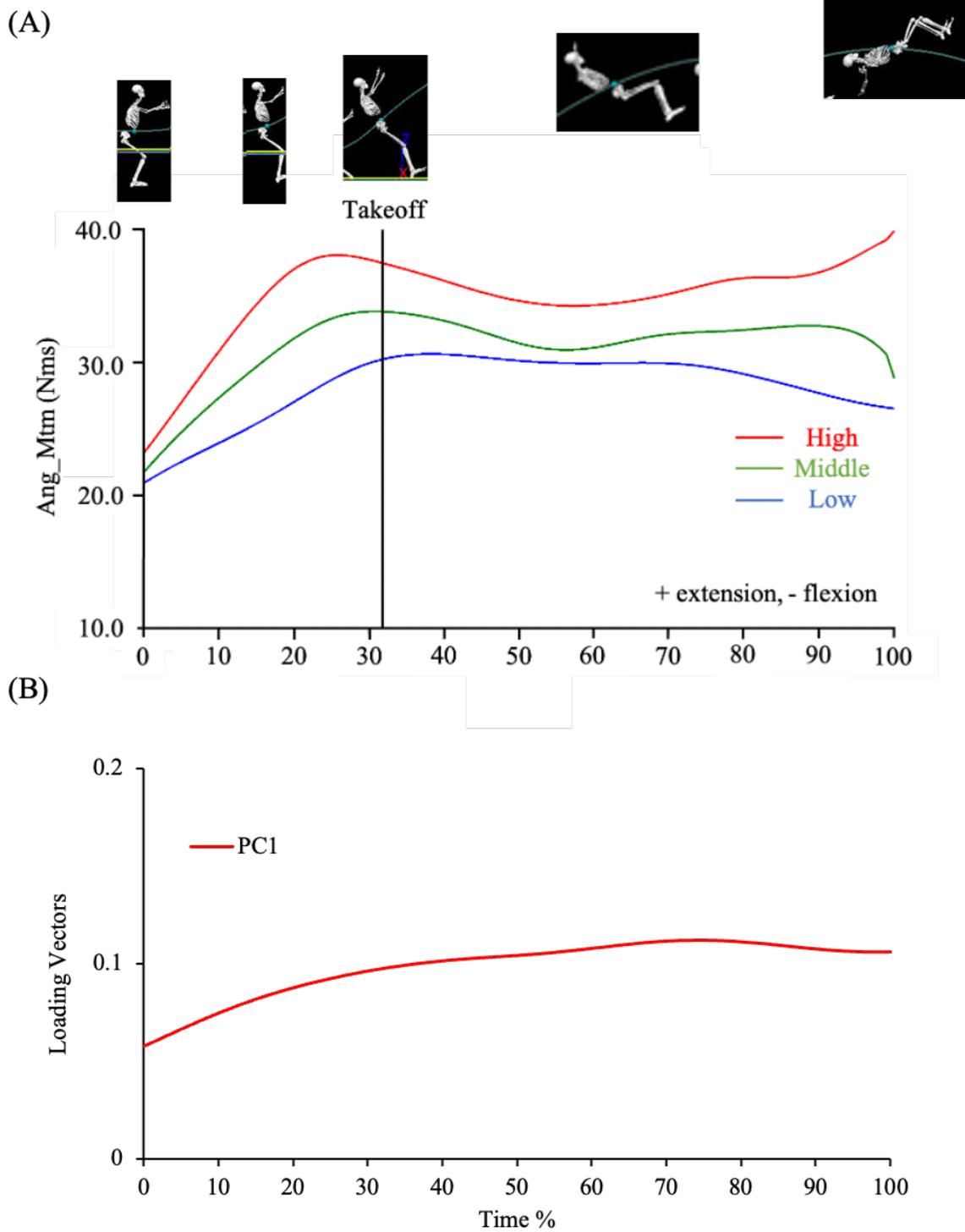


図 3-13. 身体の角運動量 X の波形データ

(A) Waveform data in the X component of the angular momentum. (B) The loading vectors for the principal components.

Model_Moment of Inertia_X

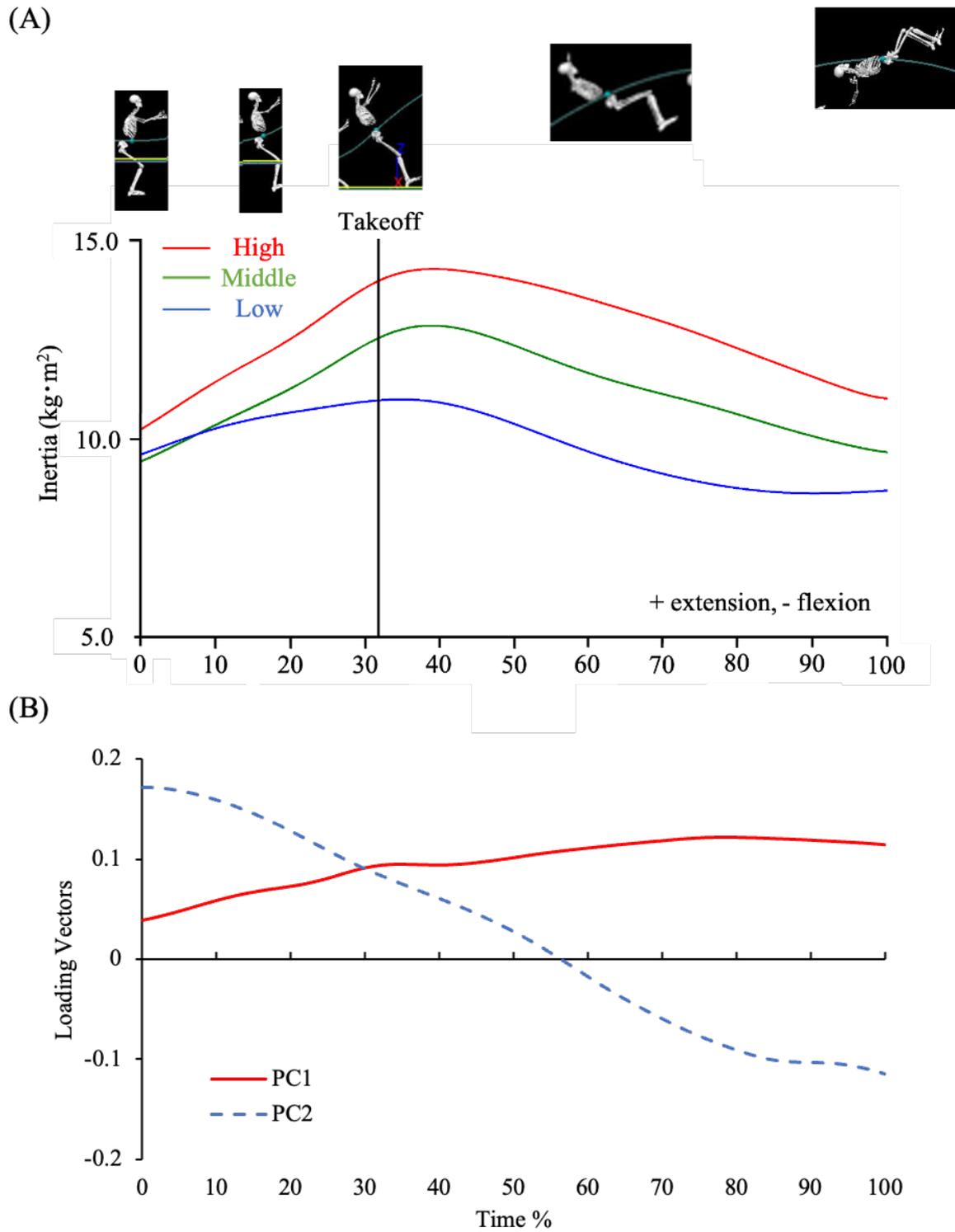


図 3-14. 身体の慣性モーメント X の波形データ

(A) Waveform data in the X component of the momentum inertia. (B) The loading vectors for the principal components.

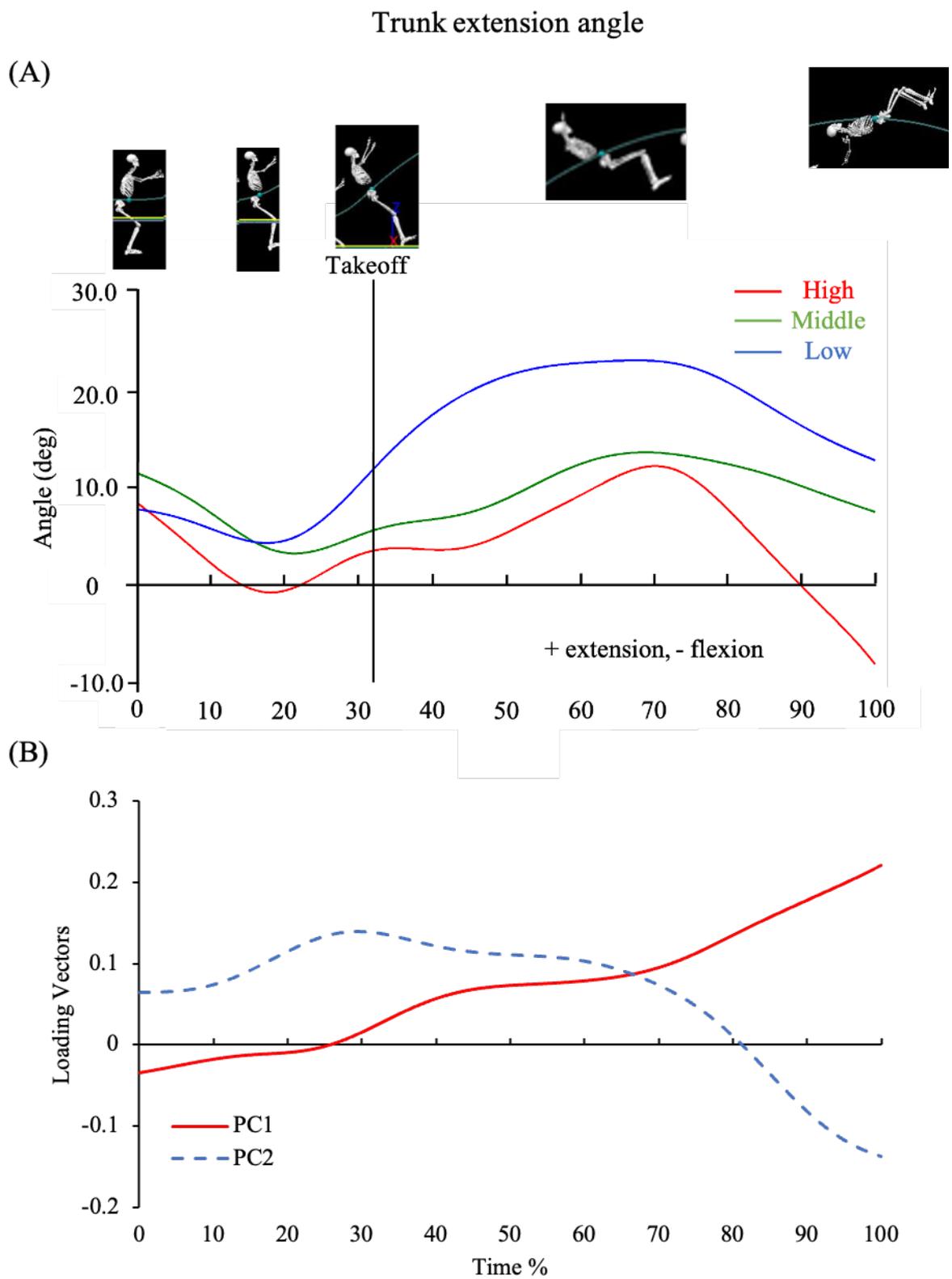


図 3-15. 体幹伸展の波形データ

(A) Waveform data in the Trunk extension angle. (B) The loading vectors for the principal components.

Hip flexion angle

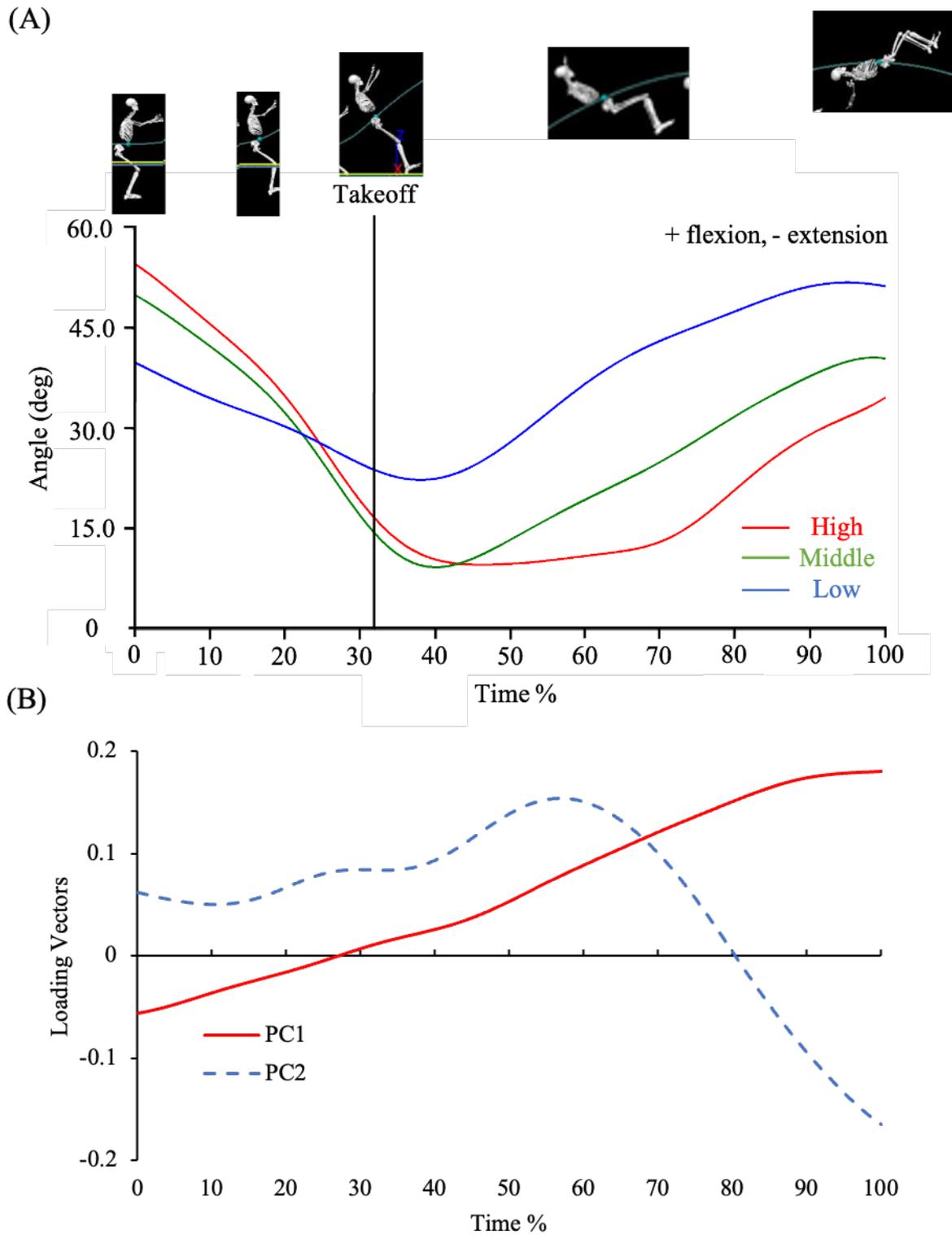


図 3-16. 股関節屈曲の波形データ

(A) Waveform data in the Hip flexion angle. (B) The loading vectors for the principal components.

Knee flexion angle

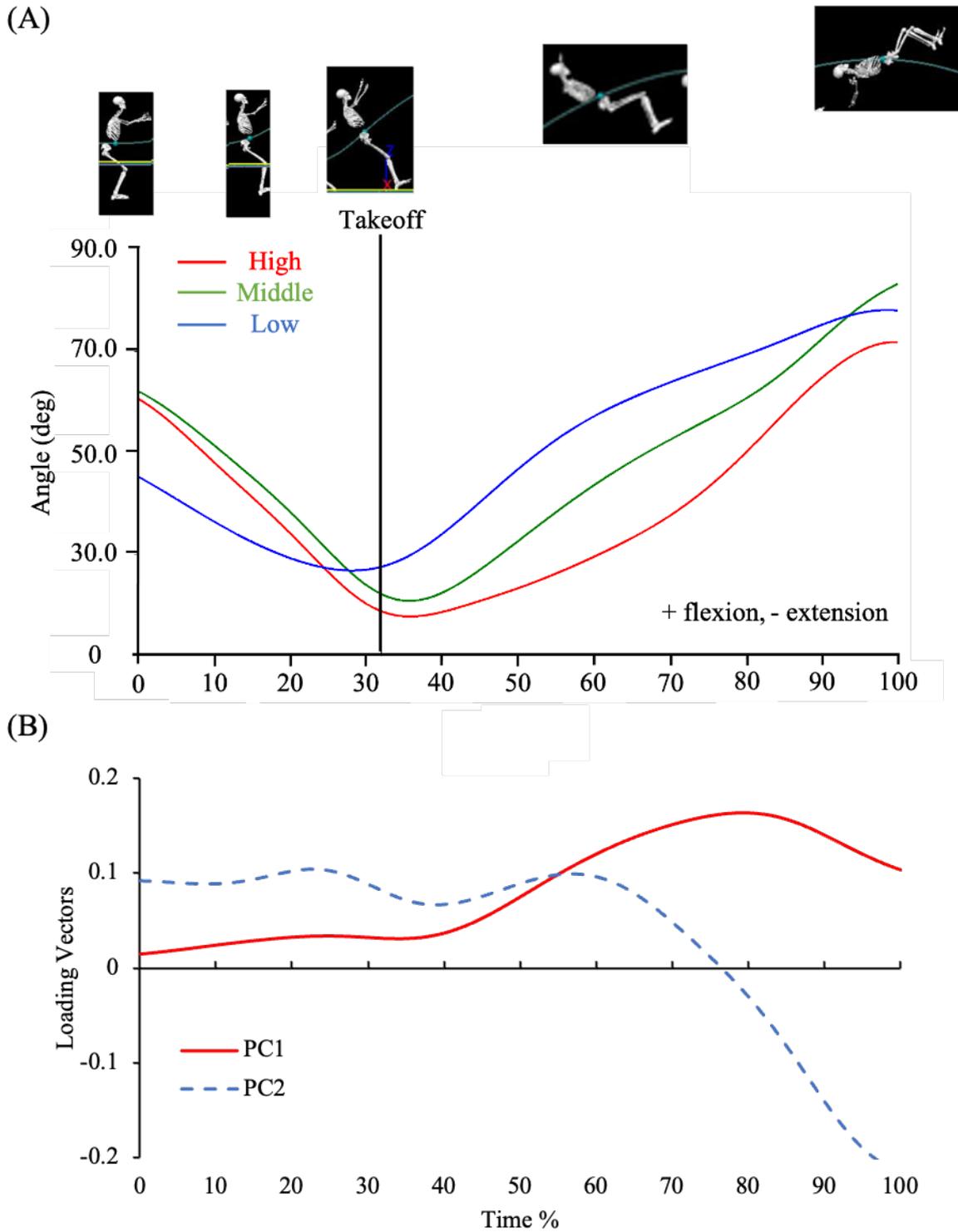


図 3-17. 膝関節屈曲の波形データ

(A) Waveform data in the Knee flexion angle. (B) The loading vectors for the principal components.

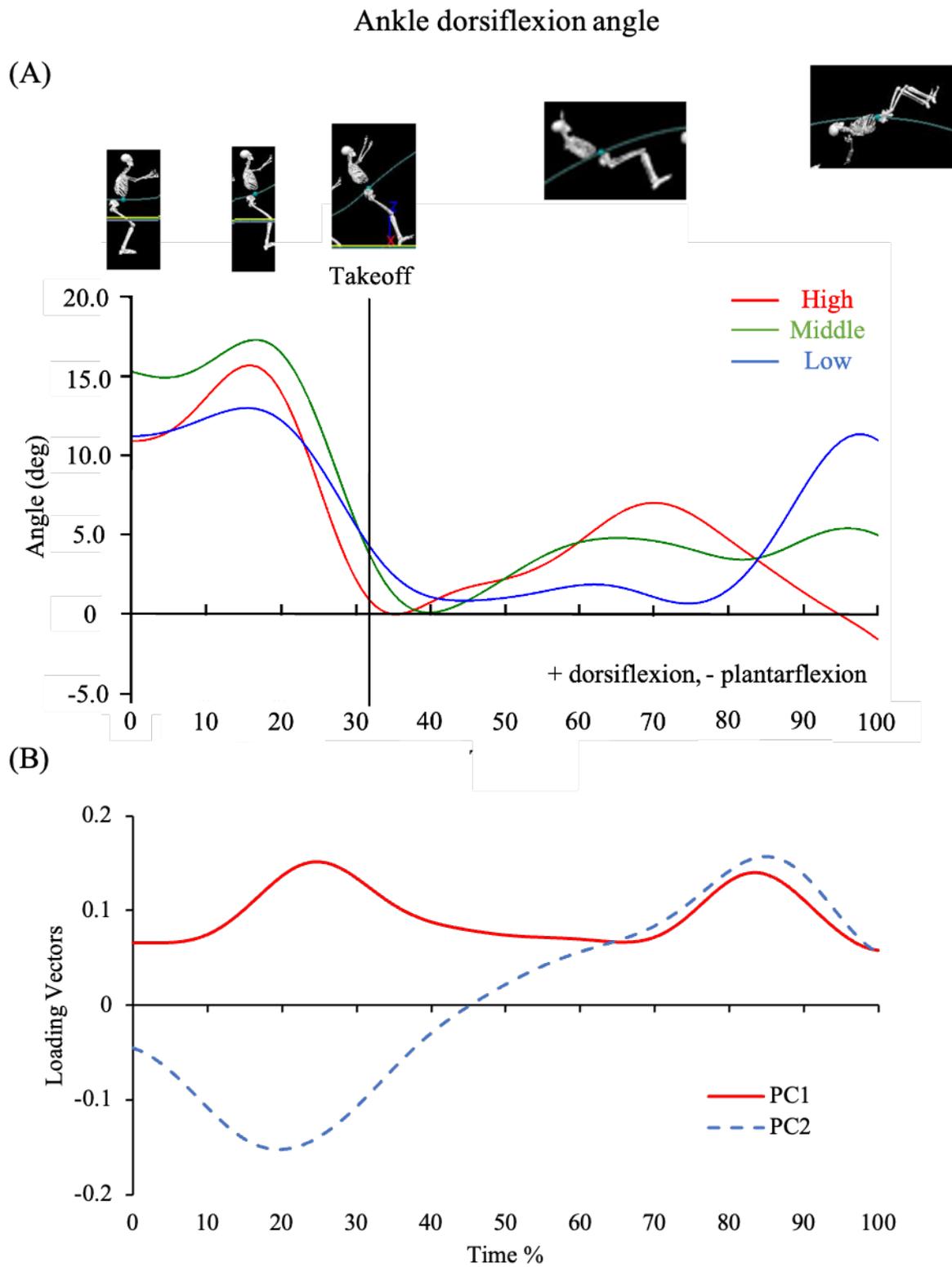


図 3-18. 足関節背屈の波形データ

(A) Waveform data in the Ankle dorsiflexion angle. (B) The loading vectors for the principal components.

3.7 考察：バックフリップ

3.7.1 踏切動作

重心速度の鉛直上向成分は、10%以降に High 群と Middle 群は Low 群に比べて有意に高かった (図 3-12-A)。ストレートジャンプ同様、重心速度が大きいほど跳躍高が大きいことが示された。本研究におけるテイクオフ局面の体幹伸展角度は、3 群ともに伸展位から屈曲した後、離地に向かい伸展の運動が認められた (図 3-15-A)。また下肢 3 関節においては、股関節・膝関節は屈曲位から伸展し (図 3-16-A, 図 3-17-A)、足関節では、背屈した後に底屈運動が認められた (図 3-18-A)。3 群とも同様の運動を示していることから、テイクオフ局面における動態は同様なものであると考えられる。この離地に向けた身体の伸展運動は踏切動作と示されている (全日本スキー連盟 2000)。しかし、3 群における動きの程度に違いが認められることから、踏切動作には差があることが示唆される。

体幹伸展角度では、3 群ともに正の値を示していることから最下点から最高点全体で伸展位姿勢を示している (図 3-15-A)。統計学的分析から、テイクオフ局面中盤から空中局面において、Low 群で伸展角度が大きく、角度変化も同様に大きいことが明らかになった (図 3-15-A)。エア台の傾斜角度は最下点からエア台先端に向かって大きくなる。このことから High 群は 0-20%で、ストレートジャンプ同様、直立姿勢を保持し、離地に向け回転方向に体幹の伸展運動を行っていることが示唆された。Low 群は 20%まで屈曲の運動が見られた後、急激な伸展運動を示した。この体幹の伸展運動は、バックフリップの回転に必要な角運動量を獲得するための運動であることが示唆される。詳細は、次節の「回転の動態」で説明する。

股関節および膝関節屈曲角度では、ストレートジャンプ同様、High 群では、大きな屈曲からの伸展による踏切動作が認められた。また、Low 群の膝関節では、離地に向けた屈曲運動が認められた。これは、後方への回転を容易にするために慣性モーメントを小さくする動きであることと推察された。詳細は、次節の「回転の動態」で説明する。

足関節背屈角度に関しては、3 群ともに正の値を示していることからテイクオフ局面全体で背屈位姿勢を示している (図 3-18-A)。ストレートジャンプ同様に High 群と Middle 群は 20%まで徐々に背屈角度が増大し、離地に向かい減少を示した。Low 群も同様の運動を示したが角度変化は少なかった。ストレートジャンプ同様、バックフリップにおいてもエア台の傾斜に合わせ、足関節の背屈角度を増大させ直立姿勢を保持することで、跳躍高が高まることが示唆された。

以上のことから、バックフリップにおける踏切動作は、下肢3関節はストレートジャンプ同様、股関節、膝関節の屈曲からの伸展、足関節の背屈からの底屈運動が示され、体幹

の伸展運動は、身体の後方回転を促進するために行う運動方略であることが示唆された。

3.7.2 回転の動態

バックフリップは、空中で身体の左右軸周りに、身体を後方に一回転させる技である。身体の回転運動は、離地における身体重心周りの角運動量により規定され、これは、着地まで保存される(阿江・藤井 2002)。本研究において、全試技ともにバックフリップが成功しており、テイクオフ局面において、空中で回転するために必要な角運動量を獲得していたと考えられる。しかし、角運動量の大きさは、High 群で Low 群より有意に大きいことが示された ($p < 0.05$, 表 3-5, 図 3-13-A)。身体重心周りの角運動量は慣性モーメントと角速度の積であり、身体重心周りの角運動量が一定であっても慣性モーメントを変化させることで、角速度を変化させることができる(ウィンター 2011)。本研究における慣性モーメントでは、High 群は Low 群よりも有意に大きかった ($p < 0.05$, 表 3-5, 図 3-14-A)。特に、空中局面において、その差は顕著であり、Low 群は慣性モーメントを小さくすることで回転を促進していることが示唆された。つまり、慣性モーメントは回転のさせにくさを表す物理量であり、物体が一定の角運動量を有するとき、慣性モーメントが大きいと角速度は小さくなる(回転は遅くなる)。逆に慣性モーメントが小さければ角速度は大きくなる(回転は速くなる)。High 群は高く跳躍することでゆっくりとした回転を行い、Low 群は高さが低い分、身体を屈曲させて慣性モーメントを小さくし、速く回転していたと推測される。このときの身体運動として、体幹伸展角度では、High 群と Low 群において、体幹伸展の大きさに相違が認められた。Low 群はテイクオフ局面中盤から空中局面において、伸展角度が大きく、角度変化も同様に大きかった ($p < 0.05$, 表 3-5, 図 3-15-A)。Low 群はテイクオフ局面中盤から体幹を急激に伸展させることで後方への角運動量を獲得していたと推測できる。また、股関節および膝関節の屈曲角度は、ともに同様の波形を示した(図 3-16-A, 図 3-17-A)。テイクオフ局面における High 群と Low 群は、大きな屈曲角度から離地に向け伸展運動が見られた。しかし、Low 群では屈曲角度が小さく、離地においても同様であった。High 群ではテイクオフ局面において股関節、膝関節を伸展させることで大きな角運動量を獲得していると考えられる。また、空中局面では High 群と Middle 群は徐々に屈曲していることが示されたが、Low 群では急激な屈曲運動を示した。Low 群は、有意差は認められなかったが High 群と Middle 群より角運動量が小さく、回転するために股関節と膝関節を屈曲することで慣性モーメントを小さくしていると推測された。

以上のことから、バックフリップにおける回転は、High 群では、股関節、膝関節の伸展、足関節の底屈運動により回転に必要な角運動量を獲得し、回転方向に体幹の伸展運動を行っていることが

示唆され、Low 群では、テイクオフ局面中盤から体幹の伸展により角運動量を獲得し、空中局面において股関節、膝関節を屈曲することで慣性モーメントを小さくし、回転を容易にしていることが示唆された。跳躍高の高いバックフリップを行うためには、ストレートジャンプ同様、テイクオフ局面において下肢の踏切動作により角運動量を獲得し、回転方向への体幹の伸展が重要であることが示唆された。

3.8 結論：バックフリップ

本研究では、PCAを用いてモーグルスキーにおけるバックフリップの跳躍高の違いによる体幹、股関節、膝関節、足関節の運動学的特徴を示した。また回転を伴うバックフリップにおいて角運動量および慣性モーメントを比較することで、回転の動態を示した（図3-19）。分析結果から、High群の運動学的特徴として、テイクオフ局面における最下点でのしゃがみ込み動作が大きく、エア台中間で足関節背屈角度が増大し、離地に向けて体幹、股関節、膝関節を伸展させる踏切動作を行うことで回転に必要な角運動量を獲得し跳躍高を高めるという運動学的特徴が示された。

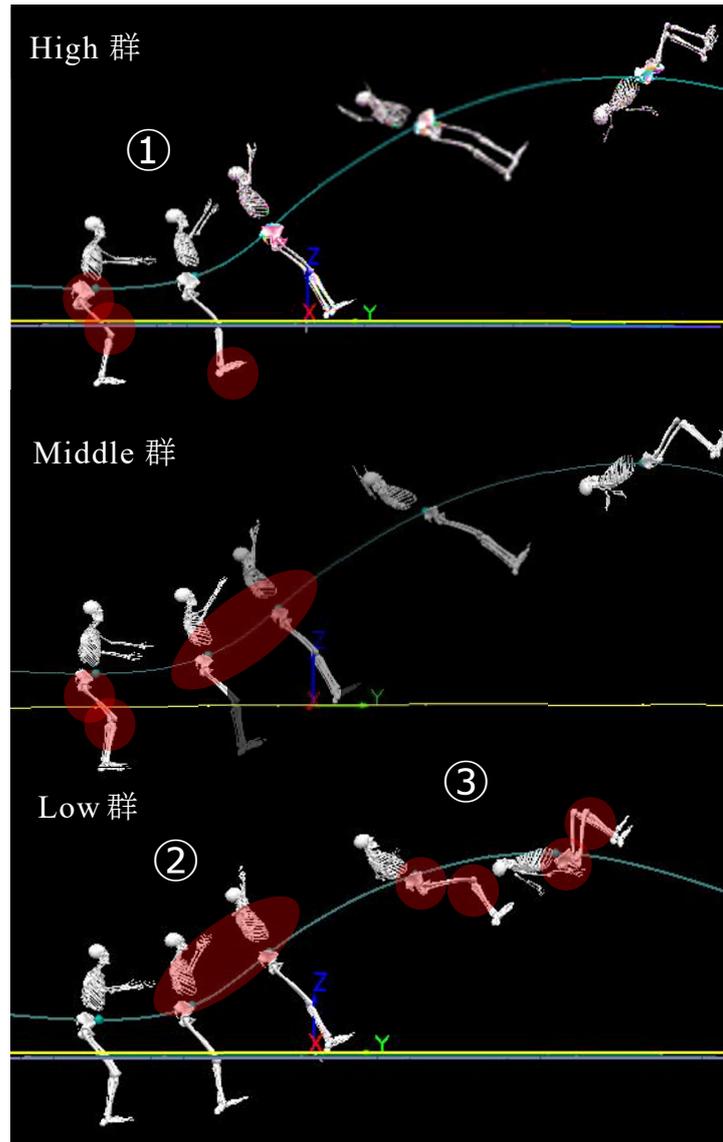


図 3-19. 運動学的特徴

- ① High 群はテイクオフ局面で股関節，膝関節の屈曲角度が大きく，エア台最下点からスキー離地に向けて伸展運動が見られる．
- ② Low 群はテイクオフ局面中盤から後半で体幹伸展角度が大きい．
- ③ Low 群は空中局面で股関節，膝関節の屈曲運動が見られる．

High 群はテイクオフ局面で下肢の運動で回転に必要な角運動量を獲得し跳躍している． Middle 群は，踏切動作が認められるが，体幹の伸展により角運動量を獲得し，空中局面における股関節・膝関節屈曲により慣性モーメントを減少させている．

Low 群はテイクオフ局面における体幹の伸展運動により角運動量を獲得し，空中局面における股関節・膝関節屈曲により慣性モーメントを減少させている．

3.9 結果：コークスクリュー720

分析対象の3群の試技数はそれぞれ、High群で5試技、Middle群で18試技、およびLow群で7試技であった。全ての試技の回転方向は左方向（頭上から見て反時計回り）のコーク720であった。主成分モデリングは身体重心速度の鉛直上向き成分、身体の角運動量、身体の慣性モーメント、肩関節屈曲、体幹後方傾斜、体幹側方傾斜、体幹回旋、股関節屈曲、膝関節屈曲、足関節背屈の関節角度の波形データとした（表3-6）。PCの数が少ないことから、波形データに存在する変動性には単純な基礎構造があることが示唆された。これらの検定に対応するp値、および各PCの生体力学的解釈（feature）を表3-7に示す。各群の波形データと固有ベクトル（loading vector）の波形を図3-20から図3-37に示す。

高さに影響を与える身体重心速度の鉛直上向き成分より、High群（ $p < 0.01$ 、表3-7）とMiddle群（ $p < 0.05$ 、表3-7）はLow群と比較し有意に速度が大きいことが明らかになった。PC1の固有ベクトルよりテイクオフ局面全体に高い値が示された（図3-18-B）。PC1の固有ベクトルからは速度の上昇の値に影響を与える成分であることが示唆された。PCスコアの統計的解析から、High群とMiddle群はテイクオフ局面においてLow群よりも速度が大きいことが明らかになった（ $p < 0.05$ 、表3-7、図3-20-A）。PC2の固有ベクトルは足部離地から空中局面で高値を示し、速度の下降の値に影響を与える成分であることが示唆された（図3-20-B）。しかしPCスコアの統計的解析から、3群間の有意差は認められなかった（ $p = 0.38$ 、表3-7、図3-20-A）。

次に述べる身体の角運動量および慣性モーメントについては、グローバル座標系の3軸に対して算出されている。グローバル座標系はカメラ校正によって構築されており、鉛直方向をZ軸、進行方向をY軸とし、左右軸方向をX軸と規定されている。コークスクリュー720の場合、身体の回転軸が一軸ではないため、バックフリップの分析のようにX軸を身体左右軸とみなすことができない。そのため、コークスクリュー720の分析では、角運動量や慣性モーメントの3成分は身体を基準とした軸とは異なるため、バックフリップの分析に比べて解釈が複雑になることを記しておく。

コーク720の回転に影響を与える身体の角運動量のX成分では、PC1の固有ベクトルは局面全体で正の値が観察された（図3-21-B）。テイクオフ局面においてHigh群はLow群に比べて有意に角運動量が大きいことが明らかになった（ $p < 0.05$ 、表3-7、図3-21-A）。またPC2の固有ベクトルは、テイクオフ局面および90%から100%で高値を示したが（図3-21-B）、群間に有意差は認められなかった（ $p = 0.46$ 、表3-7、図3-21-A）。身体の角運動量のY

成分では、PC1の固有ベクトルは局面全体で正の値が観察された（図 3-22-B）。PCスコアの統計的解析から Low 群は High 群および Middle 群と比較して左側方への角運動量が有意に小さいことが明らかになった（ $p < 0.05$ ，表 3-7，図 3-22-A）。また PC2 の固有ベクトルは、テイクオフ局面で高値を示したが（図 3-22-B），有意差は認められなかった（ $p = 0.25$ ，表 3-7，図 3-22-A）。身体の角運動量の Z 成分では，局面全体で High 群および Middle 群は Low 群より高値を示した。PC1 の固有ベクトルはテイクオフ局面後半以降正の値が観察された（図 3-23-B）。PCスコアの統計的解析から High 群は Low 群より左回旋の角運動量が有意に大きいことが明らかになった（ $p < 0.05$ ，表 3-7，図 3-23-A）。また PC2 の固有ベクトルは，テイクオフ局面で高値を示したが（図 3-23-B），群間で有意差は認められなかった（ $p = 0.30$ ，表 3-7，図 3-23-A）。

同様に回転のしにくさを表す物理量である慣性モーメントの X 成分では，High 群では慣性モーメントが大きく，Low 群では小さいことが明らかになった。PC1 の固有ベクトルは局面全体で正の値が観察された（図 3-24-B）。High 群は Low 群と比較して慣性モーメントが有意に大きいことが明らかになった（ $p < 0.05$ ，表 3-7，図 3-24-A）。慣性モーメントの Y 成分では，High 群と Middle 群では Low 群より高値を示した（図 3-25-A）。PC1 の固有ベクトルは空中局面で正の値が観察された（図 3-25-B）。しかし，群間に有意差は認められなかった（ $p = 0.25$ ，表 3-7，図 3-25-A）。また，PC2 の固有ベクトルはテイクオフ局面後半から空中局面前半で High 群と Middle 群は Low 群と比較して高値を示したが，有意差は認められなかった（ $p = 0.97$ ，表 3-7，図 3-25-A）。慣性モーメントの Z 成分では，High 群と Middle 群では Low 群より高値を示した（図 3-26-A）。PC1 の固有ベクトルは局面全体で正の値が観察された（図 3-26-B）。しかし，有意差は認められなかった（ $p = 0.29$ ，表 3-7，図 3-26-A）。また，PC2 の固有ベクトルはテイクオフ局面から空中局面前半で High 群と Middle 群は Low 群と比較して高値を示したが，有意差は認められなかった（ $p = 0.97$ ，表 3-7，図 3-26-A）。

肩関節屈曲角度では，右肩関節の屈曲において High 群と Middle 群はテイクオフ局面で Low 群より高値を示し，Low 群は 50%以降急激な減少を示した。PC1 の固有ベクトルは 50%以降に高値を示した（図 3-27-B）。しかし，PCスコアに有意な差は認められなかった（ $p = 0.59$ ，表 3-7，図 3-27-A）。また，PC2 の固有ベクトルはテイクオフ局面で高値を示したが（図 3-27-B），群間で有意差は認められなかった（ $p = 0.56$ ，表 3-7，図 3-27-A）。左肩関節では，High 群は Middle 群および Low 群と比較して，空中局面において低値を示し，テ

イクオフ局面では、3群の傾きに相違が確認された。PC1の固有ベクトルは空中局面において高値を示したが（図 3-28-B）、PCスコアに有意な差は認められなかった（ $p=0.71$ 、表 3-7、図 3-28-A）。また、PC2の固有ベクトルは、イクオフ局面後半に高値を示した（図 3-28-B）。しかし、群間で有意差は認められなかった（ $p=0.60$ 、表 3-7、図 3-28-A）。

体幹後方傾斜角度では、3群ともに同様であった。PC1の固有ベクトルは、空中局面全体で正の値が観察された（図 3-29-B）。PC1は、体幹後方傾斜角度の大きさに影響を与える成分であることが示唆された。しかし、PCスコアに有意な差は認められなかった（ $p=0.21$ 、表 3-7、図 3-29-A）。また、PC2は、イクオフ局面において正の値を示したが（図 3-29-B）、群間で有意差は認められなかった（ $p=0.52$ 、表 3-7、図 3-29-A）。体幹側方傾斜角度では、20%以降 Low 群は High 群より低値（左側方傾斜）を示し、50%まで High 群の角度変化は小さかった。PC1は空中局面で高値を示し、PC2はイクオフ局面で高値を示した（図 3-30-B）。しかし、PCスコアに有意な差は認められなかった（PC1; $p=0.43$, PC2; $p=0.78$ 、表 3-7、図 3-30-A）。体幹回旋角度では、3群において最大値に時間的シフトが認められ、Low 群は 90%で最大値を示した。PC1は 60%以降に高値を示した。PCスコアに有意差が認められ、High 群に比べ、Low 群は身体重心位置が最高値に近くなるまで体幹を大きく左回旋していることが明らかになった（ $p<0.05$ 、表 3-7、図 3-31-A）。また、PC2は 30%以降に高値を示した（図 3-31-B）。しかし、群間で有意差は認められなかった（ $p=0.50$ 、表 3-7、図 3-31-A）。

股関節屈曲角度では、右股関節において 50%以降に、Low 群は High 群と比較して、有意に大きな屈曲運動が認められた（ $p<0.05$ 、表 3-7、図 3-32-A）。PC1の固有ベクトルは 10%以降空中局面において正の値を示した（図 3-32-B）。また、PC2の固有ベクトルは 20%以降 80%まで正の値を示した（図 3-32-B）。しかし PC スコアに有意差は認められなかった（ $p=0.84$ 、表 3-7、図 3-32-A）。左股関節においても同様に、Low 群では空中局面の後半に大きな屈曲運動が観察された。PC1の固有ベクトルは 30%以降空中局面において正の値を示した（図 3-33-B）。PCスコアの統計的解析から空中局面において、Low 群は High 群と比較して屈曲角度が有意に大きいことが認められた（ $p<0.05$ 、表 3-7、図 3-33-A）。また、PC2の固有ベクトルは 30%以降 80%まで正の値を示した（図 3-33-B）。しかし PCスコアの統計的解析に有意差は認められなかった（ $p=0.64$ 、表 3-7、図 3-33-A）。

膝関節屈曲角度では、右膝関節において Low 群は、50%以降に急激な屈曲運動をすることが明らかになった。PC1の固有ベクトルは 30%以降空中局面において正の値を示した（図

3-34-B). PC スコアの統計的解析から空中局面において, Low 群は High 群と比較して有意に大きく屈曲していることが明らかになった ($p < 0.05$, 表 3-7, 図 3-34-A). また, PC2 の固有ベクトルは 70%以降正の値を示した (図 3-34-B). しかし, 群間で有意差は認められなかった ($p = 0.56$, 表 3-7, 図 3-34-A). 左膝関節でも右と同様に, Low 群において空中局面で大きく屈曲運動をすることが明らかになった. PC1 の固有ベクトルは空中局面において正の値を示した (図 3-35-B). PC スコアの統計的解析から空中局面において, Low 群は High 群と比較して屈曲角度が有意に大きくなることが明らかになった ($p < 0.05$, 表 3-7, 図 3-35-A). また, PC2 の固有ベクトルはテイクオフ局面で正の値を示した (図 3-35-B). しかし PC スコアの統計的解析に有意な差は認められなかった ($p = 0.96$, 表 3-7, 図 3-35-A).

足関節背屈角度では, 右足関節において Low 群は空中局面における背屈角度の変化が大きく, テイクオフ局面では, High 群の背屈角度の変化が大きいことが明らかになった. PC1 の固有ベクトルは 20%以降で正の値が観察され, 特に 40%から 70%で高い値が示された (図 3-36-B). PC スコアの統計的解析から, Low 群は High 群と比較して空中局面における背屈角度の変化が大きいことが明らかになった ($p < 0.05$, 表 3-7, 図 3-36-A). また, PC2 の固有ベクトルは空中局面における 60%以降に大きな正の値を示した (図 3-36-B). しかし PC スコアの統計的解析に有意な差は認められなかった ($p = 0.13$, 表 3-7, 図 3-36-A). PC3 の固有ベクトルはテイクオフ局面から 50%まで正の値を示した (図 3-36-B). High 群は Low 群と比較してテイクオフ局面で背屈角度が大きく, 離地に向けて底屈運動をしていることが明らかになった ($p < 0.05$, 表 3-7, 図 3-36-A). 左足関節では, テイクオフ局面から 90%までの High 群および Middle 群の背屈角度が小さいことが認められた. しかし, PC1 および PC2 の PC スコアの統計的解析に有意差は認められなかった (PC1; $p = 0.32$, PC2; $p = 0.24$, 表 3-7, 図 3-37-A).

High 群と Low 群では, テイクオフ局面での身体の傾き, 踏切動作の違いが認められた. High 群は, 回転方向側の股関節・膝関節を回転方向と反対側の股関節・膝関節より屈曲し身体の側方の傾きを作り出している (図 3-32, 図 3-33, 図 3-34, 図 3-35, 図 3-38). Low 群では体幹の側方傾斜により傾きを作り出している (図 3-29, 図 3-38). また, High 群は Low 群と比較して両股関節・膝関節の屈曲角度が大きく, 特に回転方向側の股関節の屈曲角度が大きかった (図 3-32, 図 3-33, 図 3-34, 図 3-35, 図 3-39). 空中局面では, Low 群で両股関節・膝関節の急激な屈曲運動および 80%付近で回転と反対側の肩関節の伸展運動および体幹回旋の最高値を示した (図 3-27, 図 3-31, 図 3-32, 図 3-33, 図 3-34, 図 3-35,

図 3-40).

表 3-6. 主成分モデル

	Cumulative variation explained (%)	Number of PCs
COM Velocity Z	90.28	2
Angular Momentum X	91.28	2
Angular Momentum Y	90.85	2
Angular Momentum Z	94.70	2
Moment inertia X	90.63	1
Moment inertia Y	92.68	2
Moment inertia Z	92.90	2
R_Shoulder flexion angle	95.54	2
L_Shoulder flexion angle	90.10	2
Trunk backward angle	92.74	2
Trunk side tilt angle	92.18	2
Trunk rotation angle	94.47	2
R_Hip flexion angle	93.39	2
L_Hip flexion angle	90.38	2
R_Knee flexion angle	92.28	2
L_Knee flexion angle	92.76	2
R_Ankle DF angle	92.70	3
L_Ankle DF angle	91.20	2

表 3-7. 波形パターンの群間差

Movoment mессure	PC (Variance explained)	Feature	Mean of PC score (SD)			P-Value
			High	Middle	Low	
COM Velocity Z	PC1 (72.54%)	During the takeoff phase, the High and Middle groups were faster than the Low group.	0.85(0.48)	0.12(0.52)	-1.37(1.08)	<0.01**, <0.05*
	PC2 (17.75%)	In the air phase, the High group was faster than the Middle and Low groups.	0.63(1.15)	-0.01(0.88)	0.44(1.20)	0.38
Angular Momentum X	PC1 (85.90%)	In the takeoff phase, the High group was larger than the Low group.	0.48(1.00)	-0.15(0.76)	-0.34(1.70)	<0.05*
	PC2 (5.37%)	There is a difference in the slope of the three groups.	0.38(1.31)	0.07(0.72)	-0.65(1.30)	0.46
Angular Momentum Y	PC1 (82.77%)	In the takeoff phase, the High and Middle groups were smaller than the Low group.	1.37(1.00)	0.86(0.80)	-0.76(1.02)	<0.05*
	PC2 (8.08%)	The Low group was larger than the High and Middle groups in the takeoff phase.	0.61(1.17)	-0.03(0.95)	-0.75(0.78)	0.25
Angular Momentum Z	PC1 (64.83%)	The High group was larger values than the Low group.	-0.19(1.12)	-0.03(0.96)	0.33(1.44)	<0.05*
	PC2 (29.86%)	The slope of the High and Middle groups is larger than that of the Low group.	0.40(1.23)	0.15(0.98)	-0.82(0.63)	0.30
Moment inertia X	PC1 (90.63%)	The High group had higher values than the Low group.	0.72(0.43)	0.44(0.99)	-0.93(0.94)	<0.05*
Moment inertia Y	PC1 (85.97%)	The Low group had lower values than the High and Middle groups.	0.37(0.93)	0.20(0.83)	-0.89(1.38)	0.25
	PC2 (6.71%)	The Low group had lower values at takeoff than the High and Middle groups.	0.10(1.51)	-0.03(0.84)	-0.07(1.14)	0.97
Moment inertia Z	PC1 (70.35%)	The High and Middle groups were smaller values than the Low group.	-0.58(0.78)	0.03(1.21)	0.71(0.69)	0.29
	PC2 (22.55%)	The Low group had a higher takeoff value than the High and Middle groups.	-0.06(1.55)	-0.03(0.82)	0.14(1.09)	0.97
R_Shoulder flexion angle	PC1 (59.53%)	After 50%, the Low group showed a sharp drop in right shoulder flexion angle.	0.46(0.87)	-0.27(1.15)	-0.06(1.17)	0.59
	PC2 (36.01%)	The High and Middle groups had higher takeoff values than the Low group.	-0.09(1.02)	0.32(1.21)	-0.51(0.75)	0.56
L_Shoulder flexion angle	PC1 (73.51%)	The left shoulder flexion angle of the High group was smaller than Middle and Low groups at air phase.	-0.31(1.31)	0.05(1.04)	0.31(0.92)	0.71
	PC2 (16.59%)	There was a difference in the slope of the three groups in the takeoff phase.	0.39(1.62)	-0.32(0.68)	0.12(0.88)	0.60
Trunk backward angle	PC1 (83.70%)	After 50%, the High group had smaller values than the Low group.	-0.73(0.82)	0.12(1.10)	0.55(0.91)	0.21
	PC2 (9.11%)	The slope of the High group was larger than that of the Low group.	0.49(0.43)	-0.12(1.13)	-0.42(1.49)	0.52
Trunk side tilt angle	PC1 (72.98%)	After 20%, the Low group was smaller values than the High group.	-1.40(0.41)	-0.19(0.97)	0.71(1.21)	<0.05*
	PC2 (19.20%)	The High and Middle groups had small angular change up to 50%.	-0.15(0.46)	-0.10(1.32)	0.40(1.24)	0.78
Trunk rotation angle	PC1 (58.65%)	There was a time shift in the maximum values in the three groups.	0.65(0.90)	-0.61(0.87)	-0.90(0.44)	<0.05*
	PC2 (35.82%)	Differences in slope inclination were observed.	0.37(1.24)	-0.33(1.11)	0.56(0.20)	0.50
R_Hip flexion angle	PC1 (79.09%)	Above 50%, rapid flexion motion was observed in the Low group compared to the High group.	-0.16(0.99)	0.05(1.11)	0.11(1.37)	<0.05*
	PC2 (14.30%)	A time shift was observed in the minimum value of the flexion angle.	0.24(1.48)	-0.03(0.66)	-0.27(1.37)	0.84
L_Hip flexion angle	PC1 (78.21%)	In the Low group, more rapid flexion movements were observed in the Air phase than in the High group.	-1.17(0.64)	0.00(0.98)	0.58(0.51)	<0.05*
	PC2 (12.16%)	The angular change from 30% to 80% was small in the High and Middle groups.	-0.30(1.48)	-0.05(0.80)	0.50(1.03)	0.64
R_Knee flexion angle	PC1 (68.08%)	The Low group showed more rapid flexion motion after 50% than the High group.	0.83(0.49)	0.03(1.13)	-0.92(0.54)	<0.05*
	PC2 (24.20%)	A time shift in the minimum value of the flexion angle was observed.	-0.22(1.46)	-0.16(0.67)	0.60(1.21)	0.56
L_Knee flexion angle	PC1 (78.40%)	The Low group showed more rapid flexion motion after takeoff than the High group.	-1.31(0.27)	-0.03(1.05)	0.72(0.66)	<0.05*
	PC2 (14.37%)	In the takeoff phase, the Low group showed less change in flexion angle than the High and Middle groups.	-0.13(1.08)	0.11(1.03)	0.72(1.60)	0.96
R_Ankle DF angle	PC1 (70.29%)	In the air phase, the Low group showed a greater change in dorsiflexion angle than the High group.	0.73(0.65)	0.73(0.86)	-0.86(0.98)	<0.05*
	PC2 (11.85%)	The Low group had a larger dorsiflexion angle than the High and Middle groups after the 80%.	0.01(1.68)	-0.48(0.76)	1.00(0.13)	0.13
	PC3 (10.57%)	In the takeoff phase, the High group showed a greater change in dorsiflexion angle than the Low group.	1.16(0.82)	0.64(0.71)	-0.31(0.39)	<0.05*
L_Ankle DF angle	PC1 (70.20%)	Up to 90% of the High and Middle groups had small dorsiflexion angles than the Low group.	0.21(0.71)	-0.39(1.35)	0.50(0.53)	0.32
	PC2 (21.00%)	In the takeoff phase, the Low group had a greater dorsiflexion angle than the High and Middle groups.	-0.25(0.66)	-0.29(1.12)	0.91(1.05)	0.24

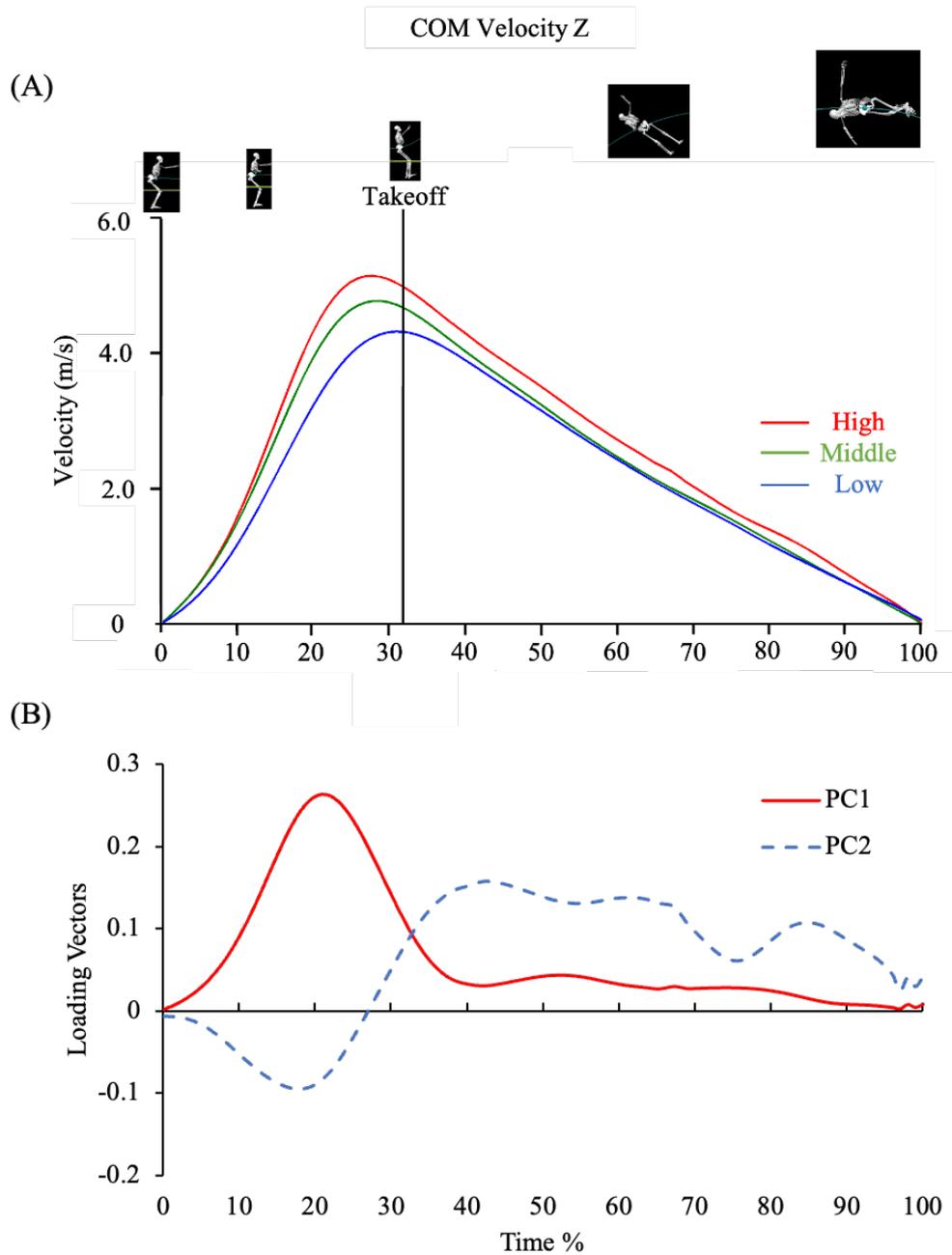


図 3-20. 身体重心速度の鉛直上向き成分の波形データ

(A) Waveform data in the Z component of the COM velocity. (B) The loading vectors for the principal components.

During the takeoff phase, the High (<0.01) and Middle (<0.05) groups were faster than the Low group.

X 軸は、エア台手前の身体重心位置の最下点 (0%) から身体重心位置の最高点 (100%) までを時間正規化している。32%はスキー離地のタイミングを示す。

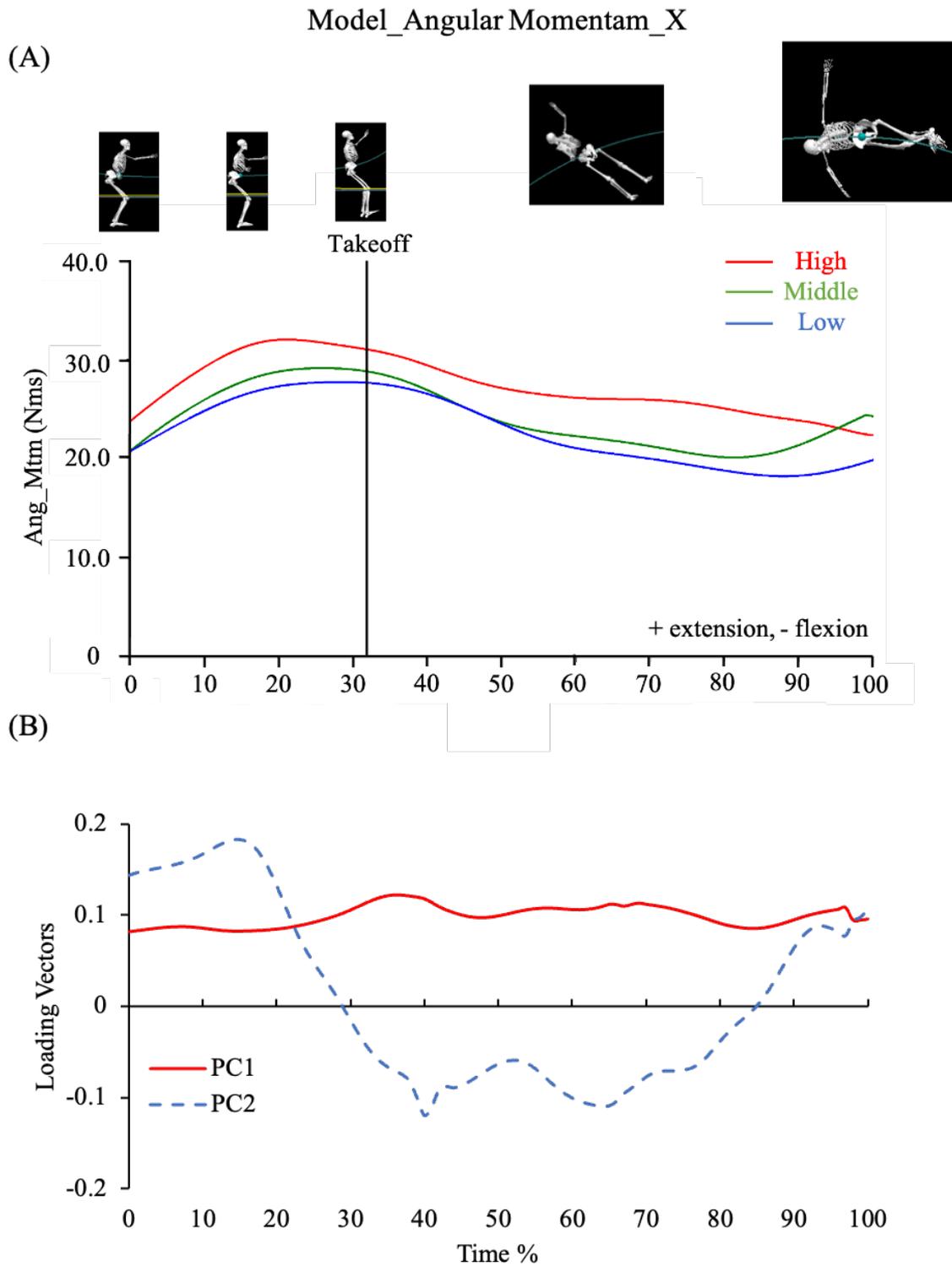


図 3-21. 身体の角運動量 X の波形データ

(A) Waveform data in the X component of the angular momentum. (B) The loading vectors for the principal components.

In the takeoff phase, the High group was larger than the Low group (<0.05).

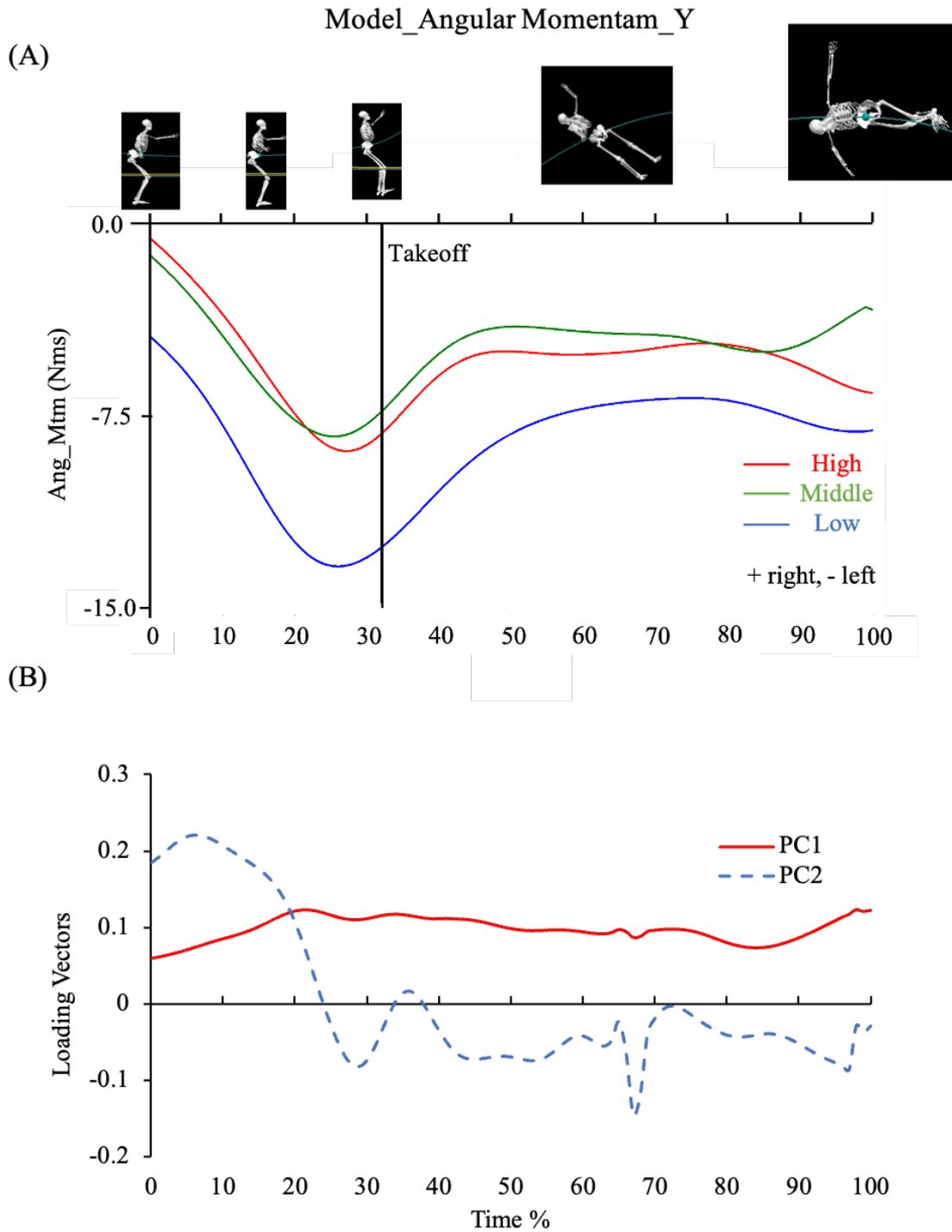


図 3-22. 身体の角運動量 Y の波形データ

(A) Waveform data in the Y component of the angular momentum. (B) The loading vectors for the principal components.

In the takeoff phase, the High and Middle groups were smaller than the Low group (<0.05).

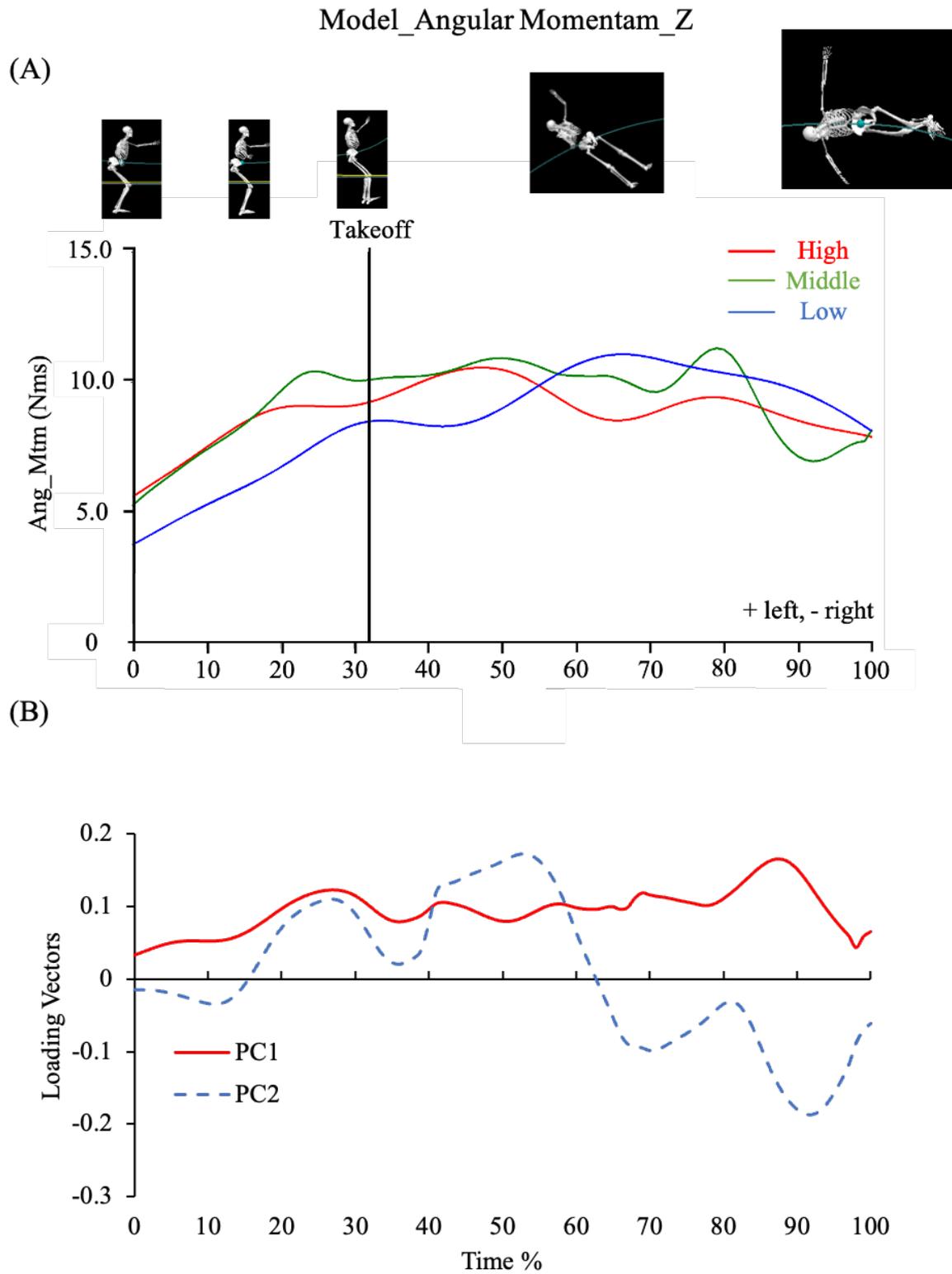


図 3-23. 身体の角運動量 Z の波形データ

(A) Waveform data in the Z component of the angular momentum. (B) The loading vectors for the principal components.

The High group was larger values than the Low group (<0.05).

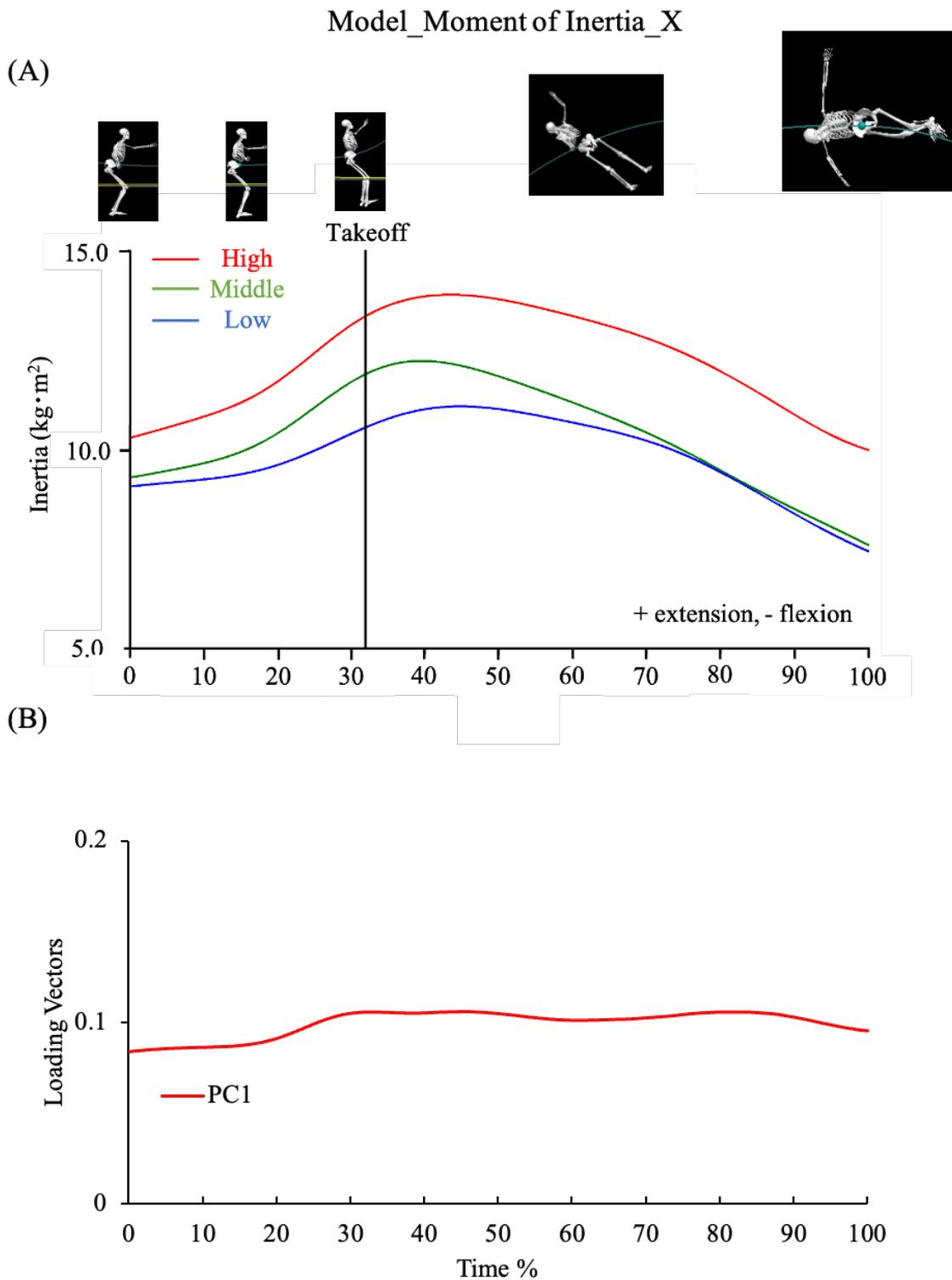


図 3-24. 身体の慣性モーメント X の波形データ

(A) Waveform data in the X component of the momentum inertia. (B) The loading vectors for the principal components.

The High group had higher values than the Low group (<0.05).

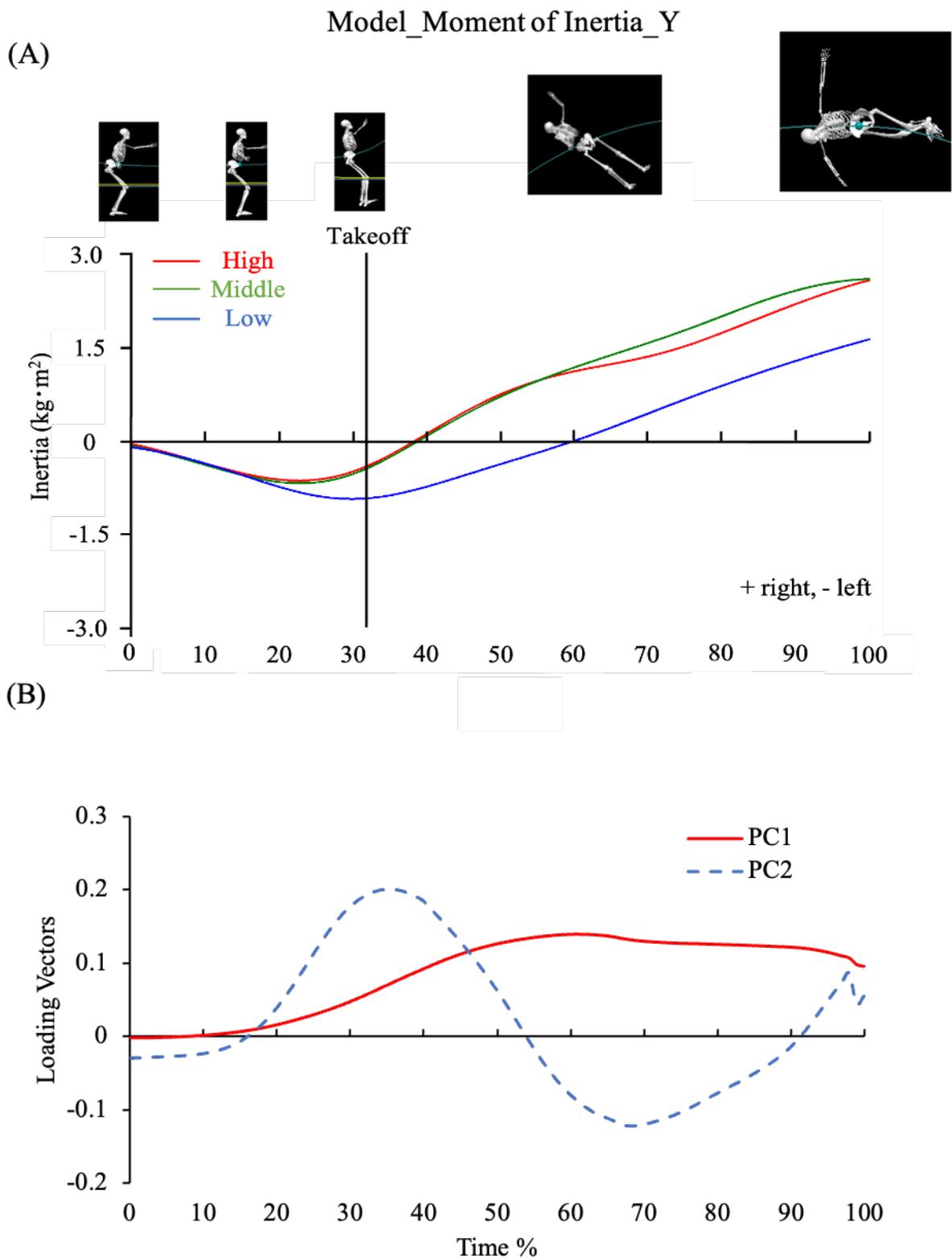


図 3-25. 身体の慣性モーメント Y の波形データ

(A) Waveform data in the Y component of the momentum inertia. (B) The loading vectors for the principal components.

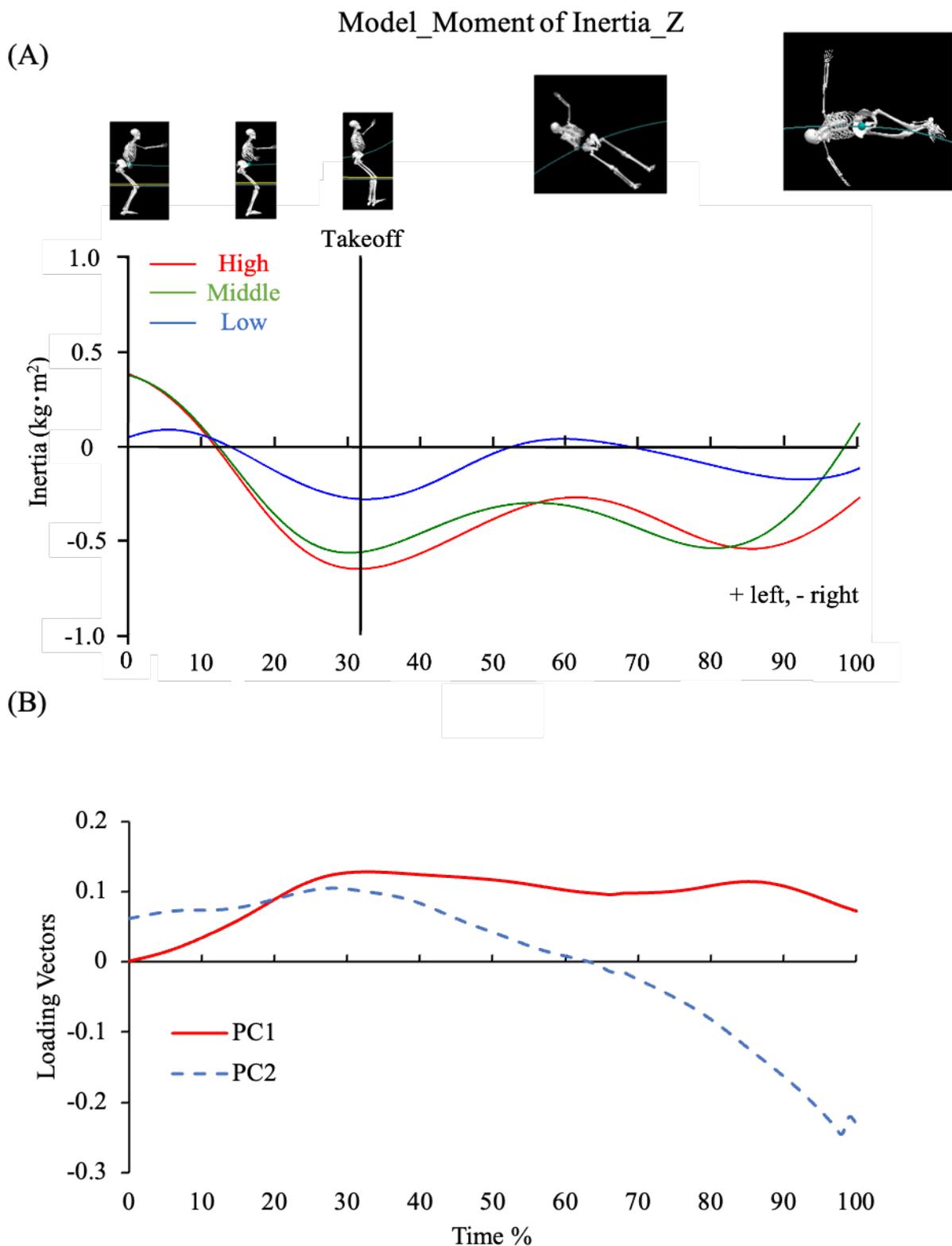
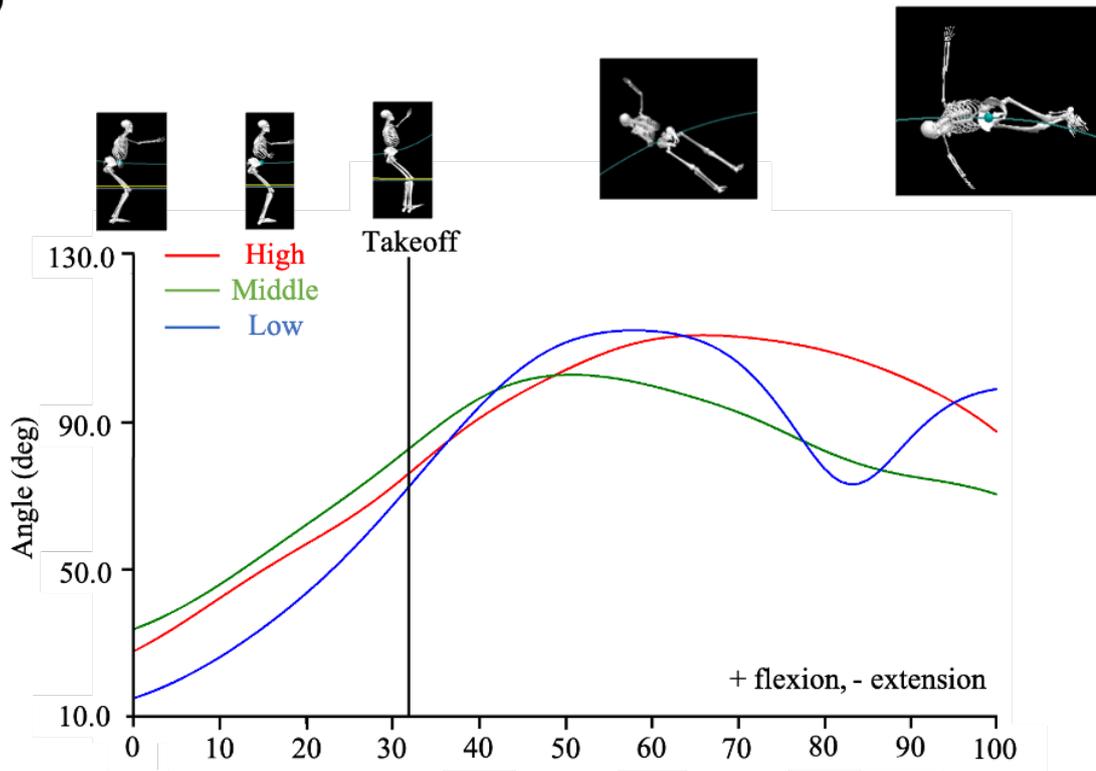


図 3-26. 身体の慣性モーメント Z の波形データ

(A) Waveform data in the Z component of the momentum inertia. (B) The loading vectors for the principal components.

R_Shoulder flexion angle

(A)



(B)

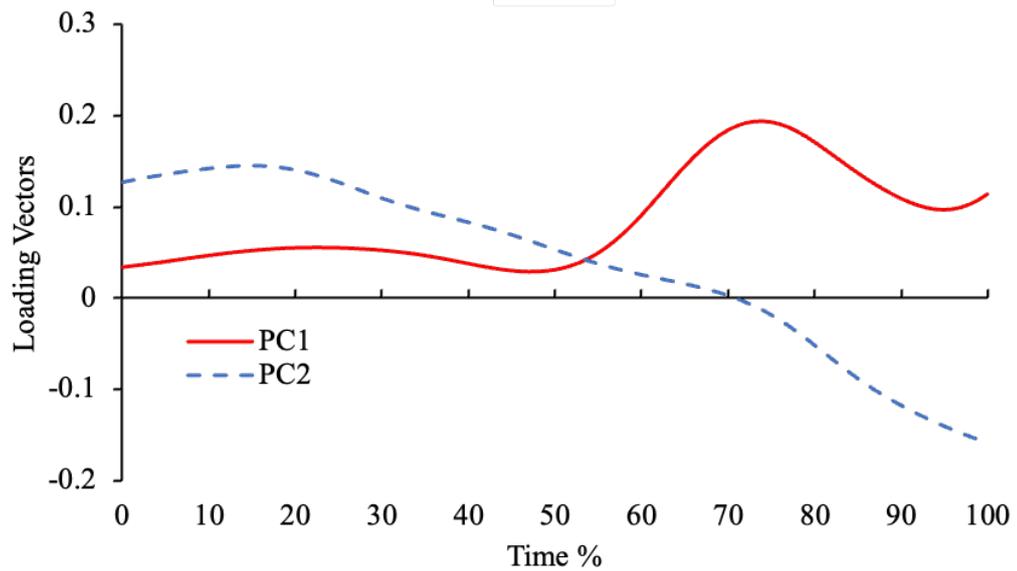


図 3-27. 右肩関節屈曲角度の波形データ

(A) Waveform data in the right shoulder flexion angle. (B) The loading vectors for the principal components.

The Low group shows extension movement around 80%.

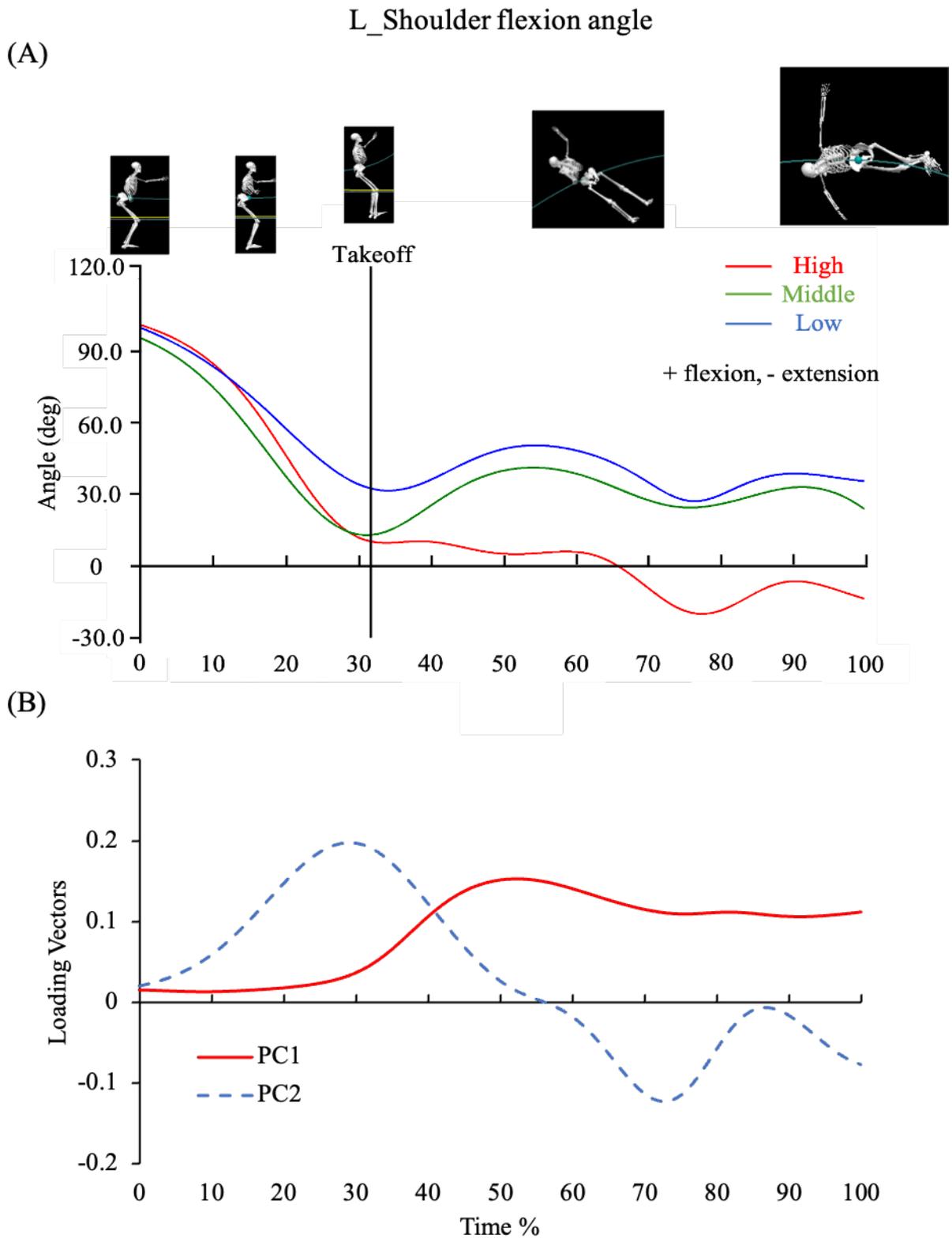


図 3-28. 左肩関節屈曲角度の波形データ

(A) Waveform data in the left shoulder flexion angle. (B) The loading vectors for the principal components.

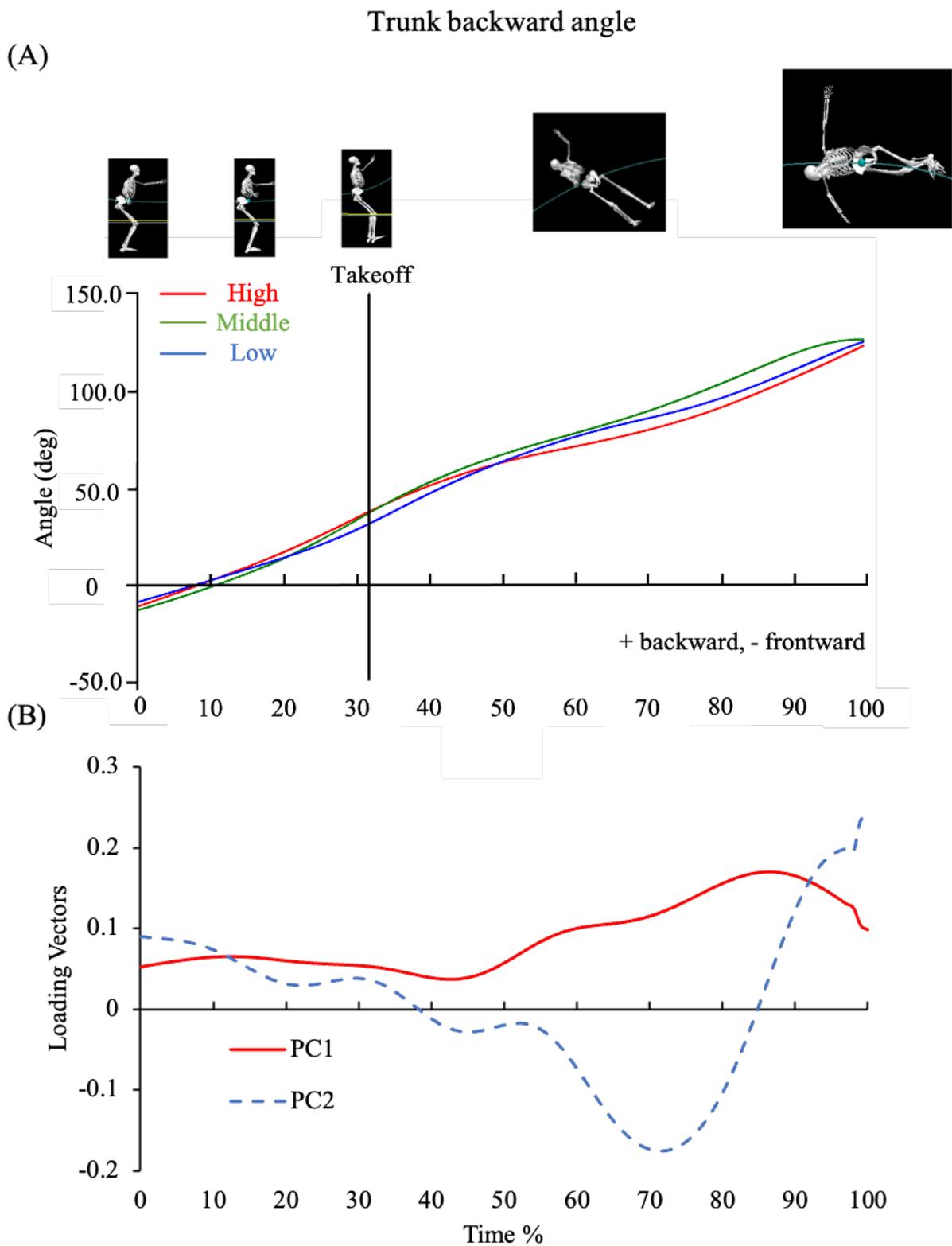


図 3-29. 体幹後方傾斜角度の波形データ

(A) Waveform data in the trunk backward angle. (B) The loading vectors for the principal components.

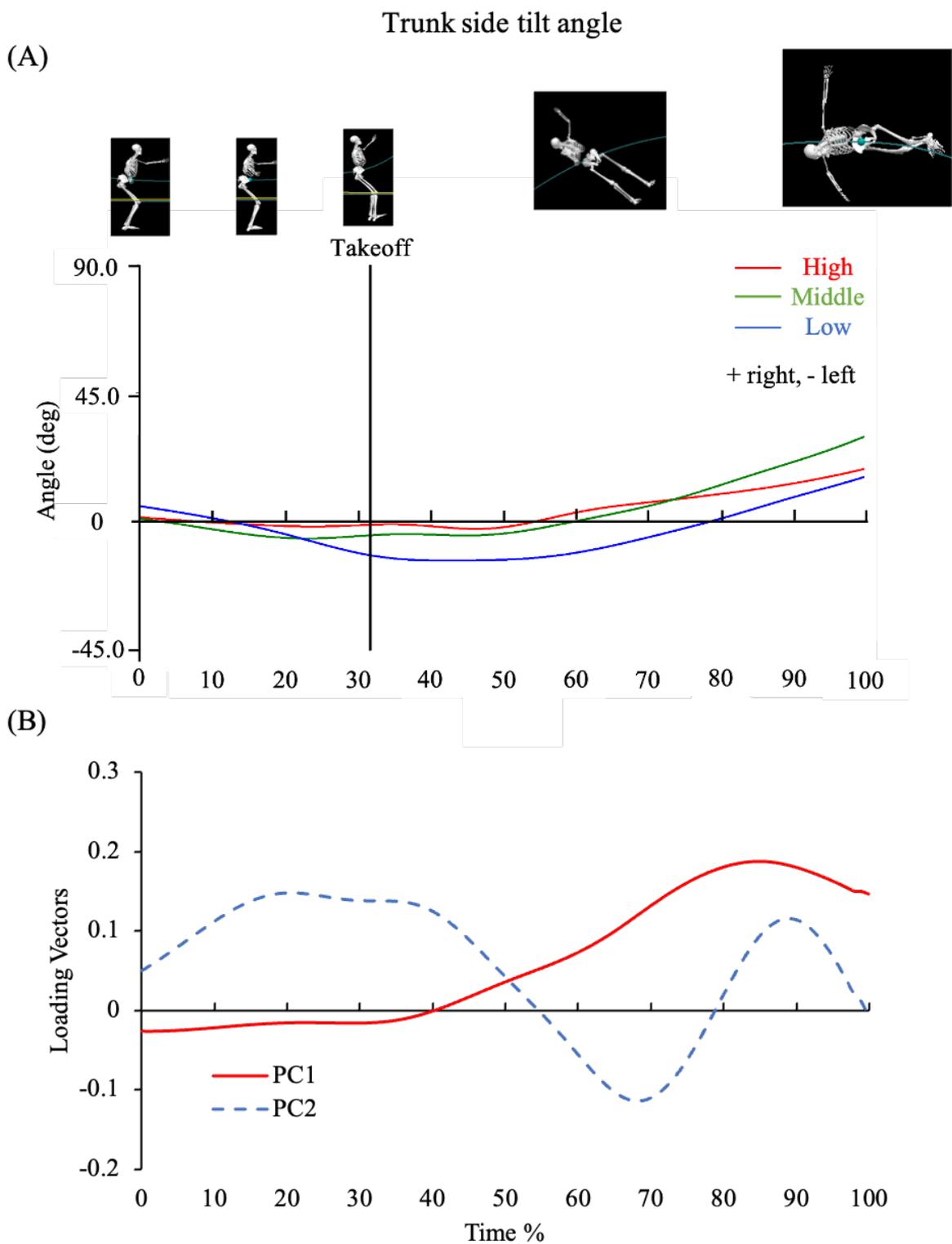


図 3-30. 体幹側方傾斜角度の波形データ

(A) Waveform data in the trunk side tilt angle. (B) The loading vectors for the principal components.

After 20%, the Low group was smaller values than the High group (<0.05).

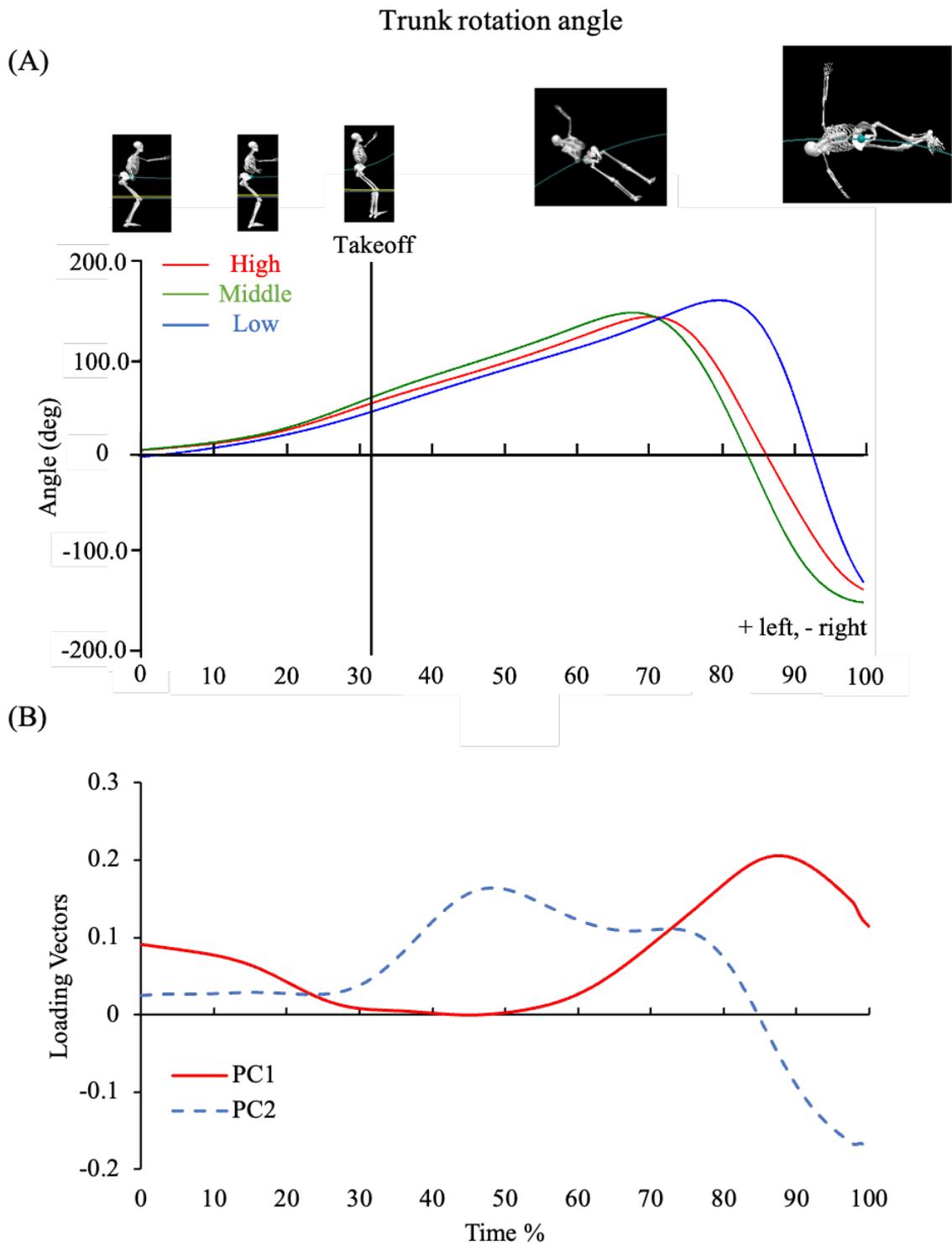


図 3-31. 体幹回旋角度の波形データ

(A) Waveform data in the trunk rotation angle. (B) The loading vectors for the principal components.

There was a time shift in the maximum values in the three groups. The Low group showed a maximum around the 80% percentile (<0.05).

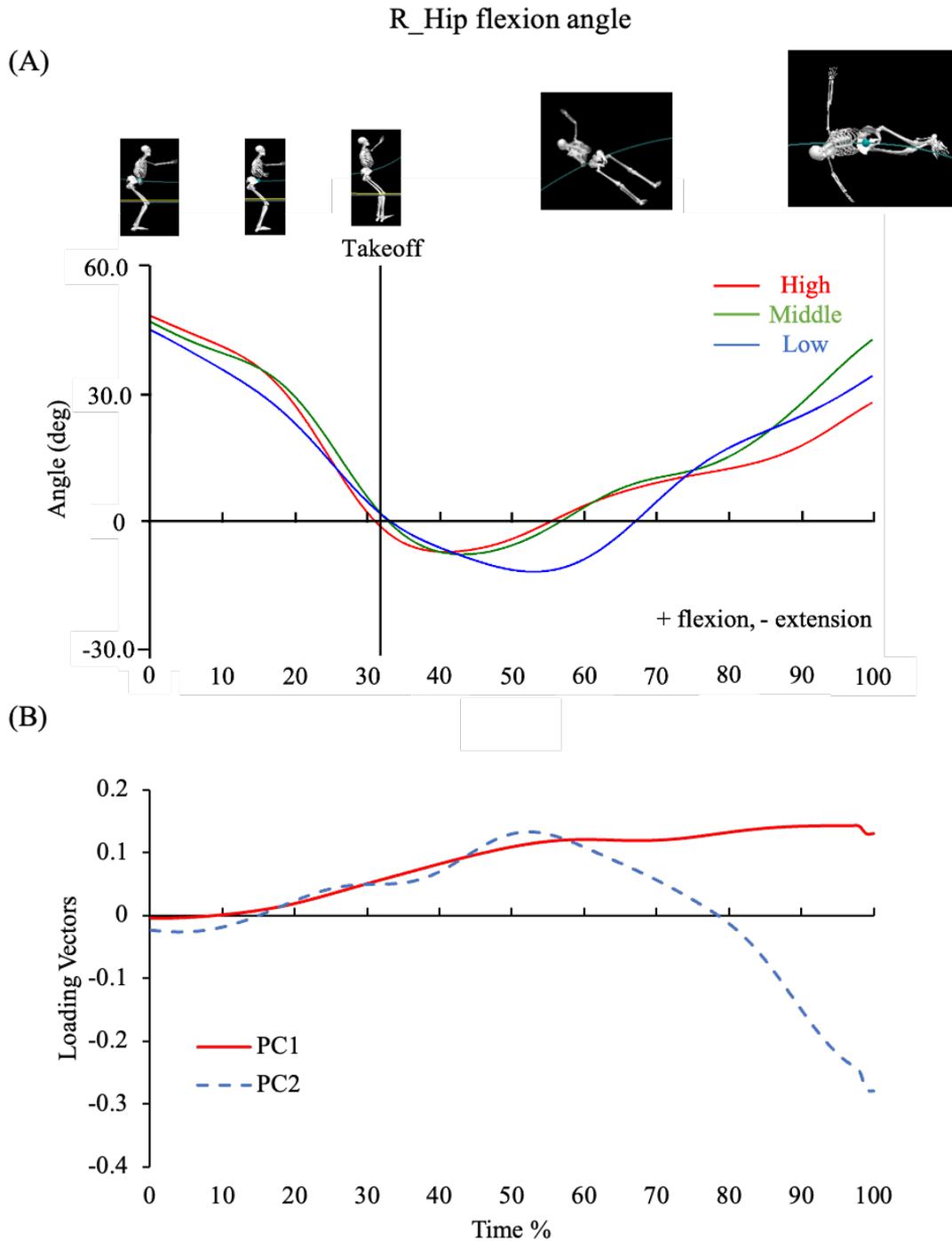


図 3-32. 右股関節屈曲の波形データ

(A) Waveform data in the right hip flexion angle. (B) The loading vectors for the principal components.

In the takeoff phase, the High group had a greater flexion angle than the Low group, and above 50%, a more rapid flexion motion was observed in the Low group than in the High group (<0.05).

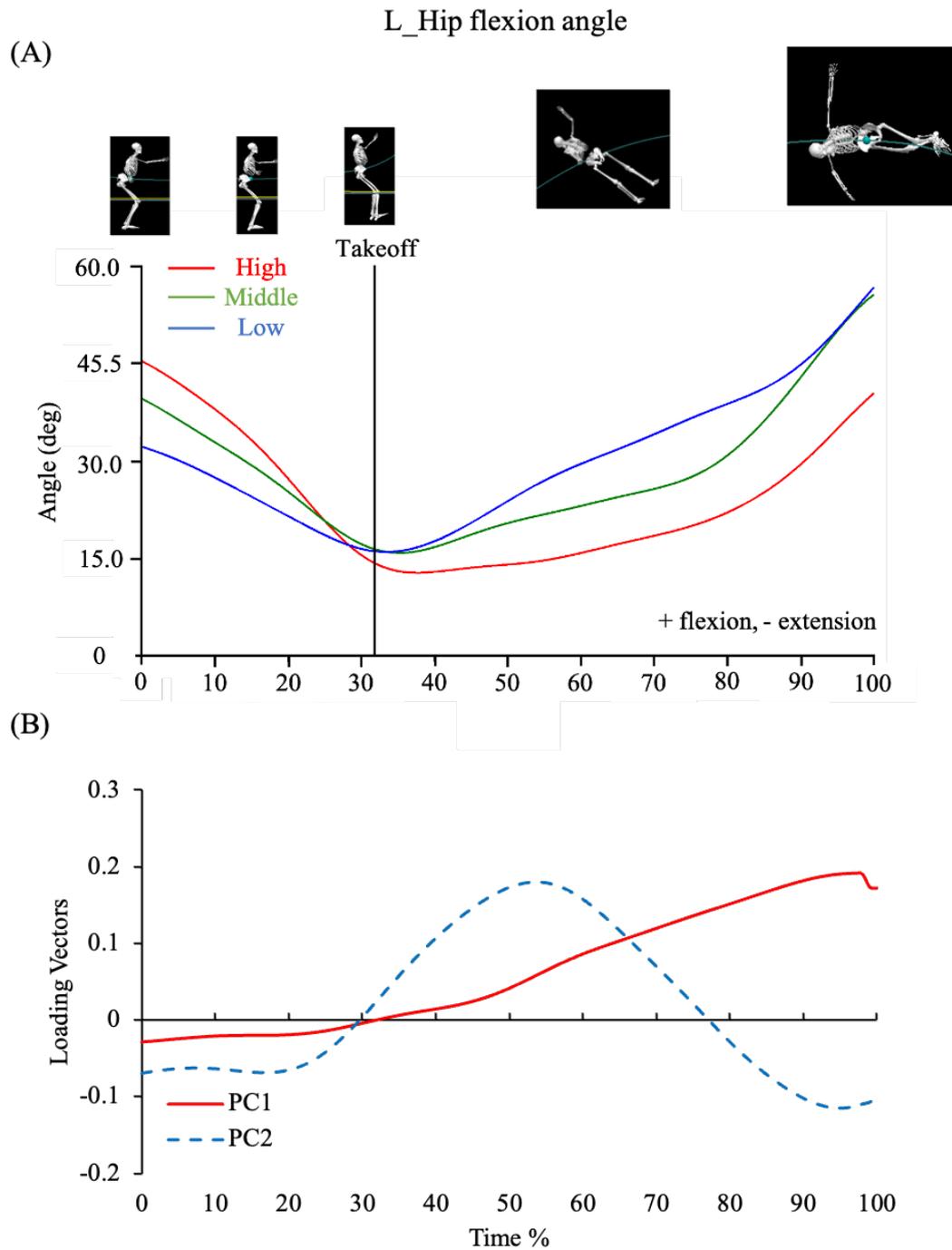


図 3-33. 左股関節屈曲の波形データ

(A) Waveform data in the left hip flexion angle. (B) The loading vectors for the principal components.

In the takeoff phase, the High group had a greater flexion angle than the Low group, and above 50%, a more rapid flexion motion was observed in the Low group than in the High group (<0.05).

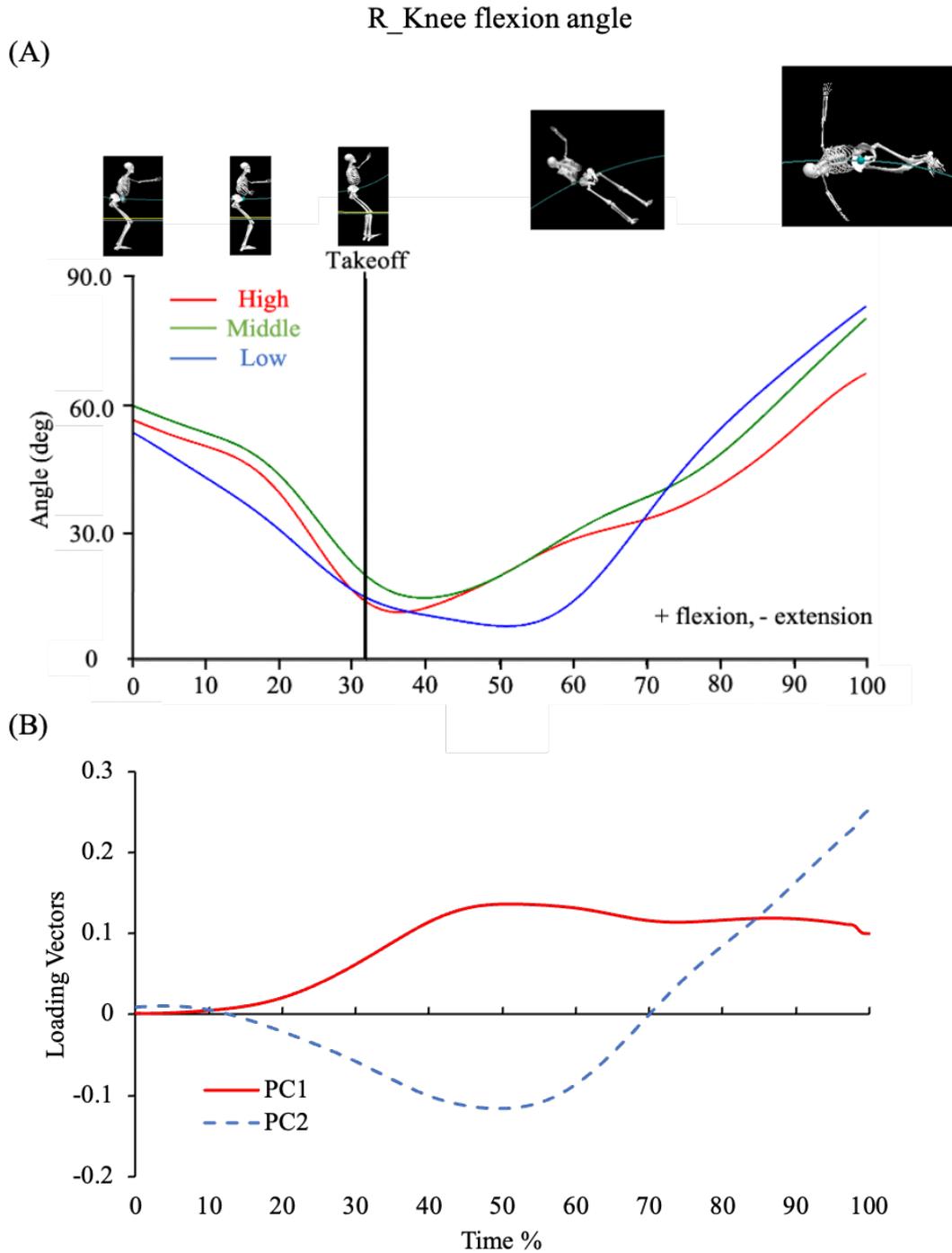


図 3-34. 右膝関節屈曲の波形データ

(A) Waveform data in the right knee flexion angle. (B) The loading vectors for the principal components.

In the takeoff phase, the High group had a greater flexion angle than the Low group, and above 50%, a more rapid flexion motion was observed in the Low group than in the High group (<0.05).

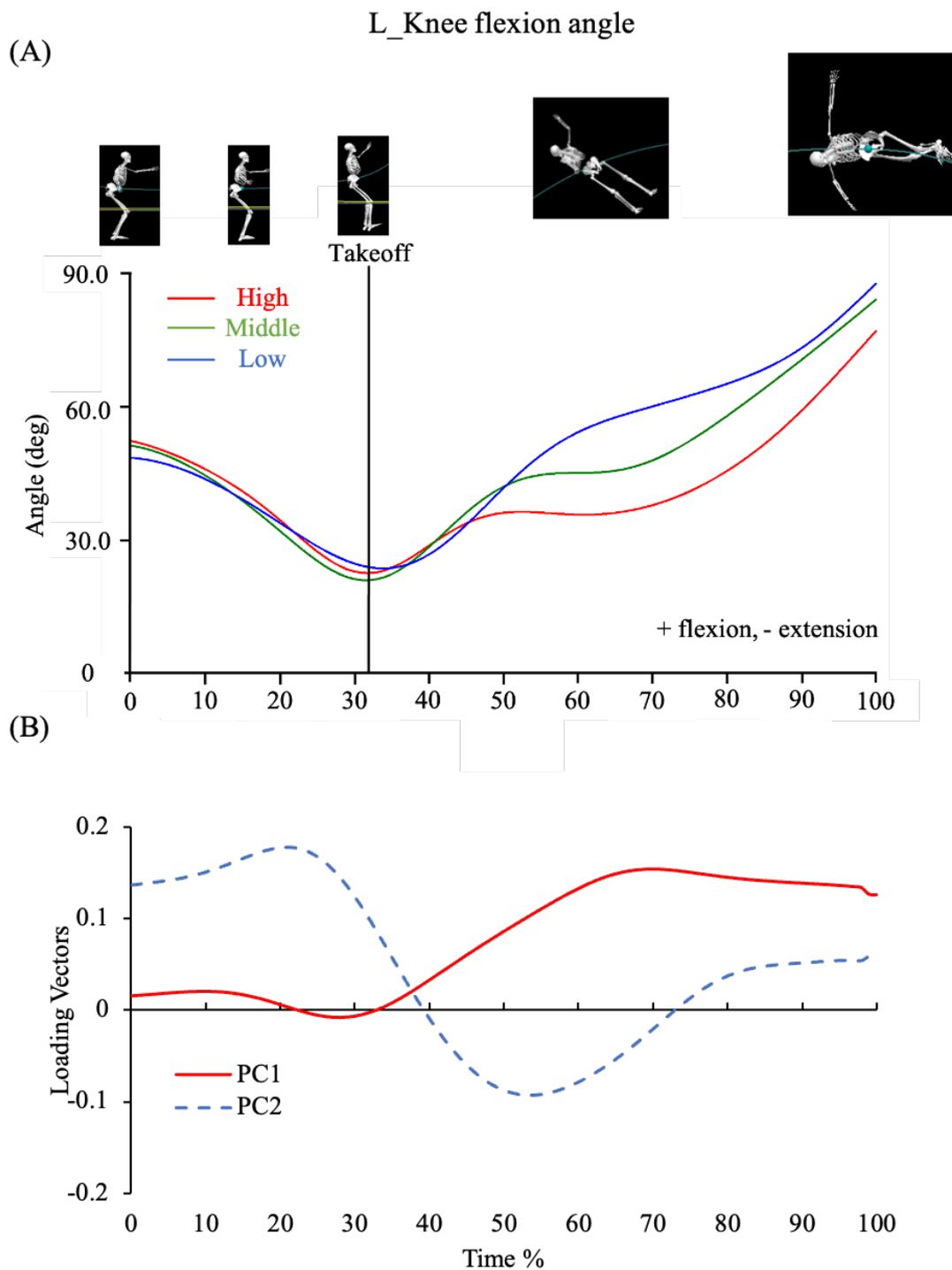


図 3-35. 左膝関節屈曲の波形データ

(A) Waveform data in the left knee flexion angle. (B) The loading vectors for the principal components.

In the takeoff phase, the High group had a greater flexion angle than the Low group, and above 50%, a more rapid flexion motion was observed in the Low group than in the High group (<0.05).

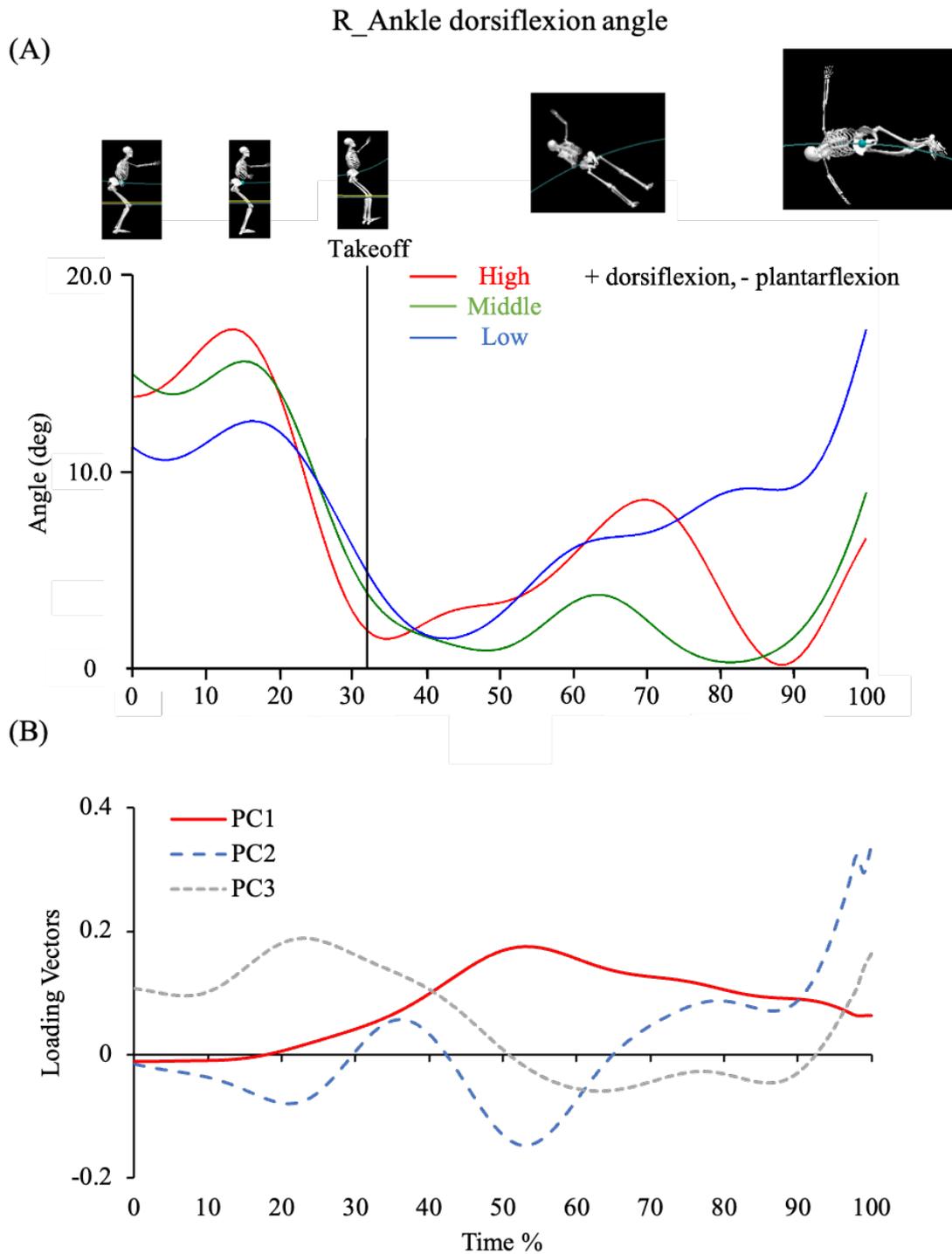


図 3-36. 右足関節背屈の波形データ

(A) Waveform data in the right ankle dorsiflexion angle. (B) The loading vectors for the principal components.

In the takeoff phase, the High group showed a greater change in dorsiflexion angle than the Low group (<0.05).

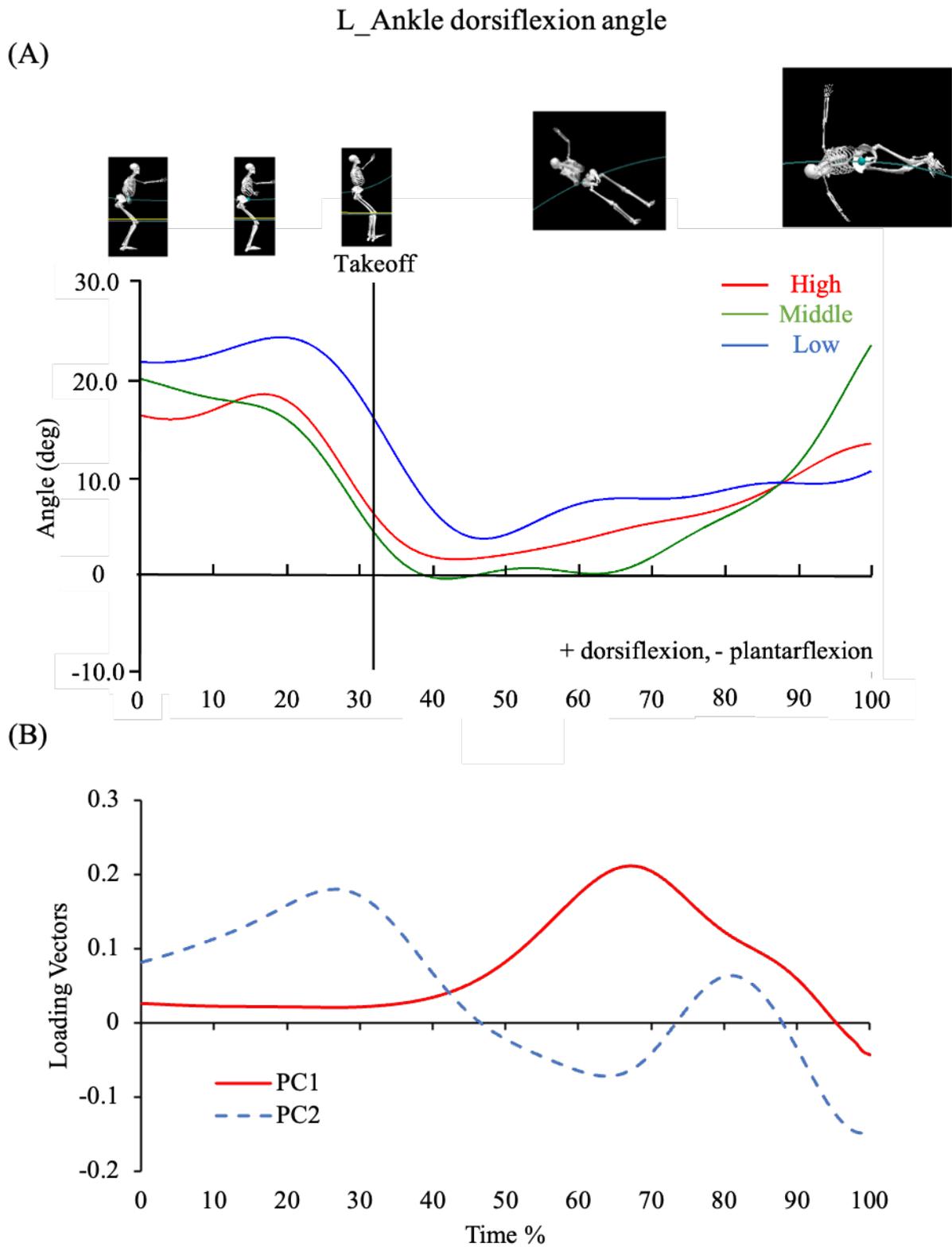


図 3-37. 左足関節背屈の波形データ

(A) Waveform data in the left ankle dorsiflexion angle. (B) The loading vectors for the principal components.

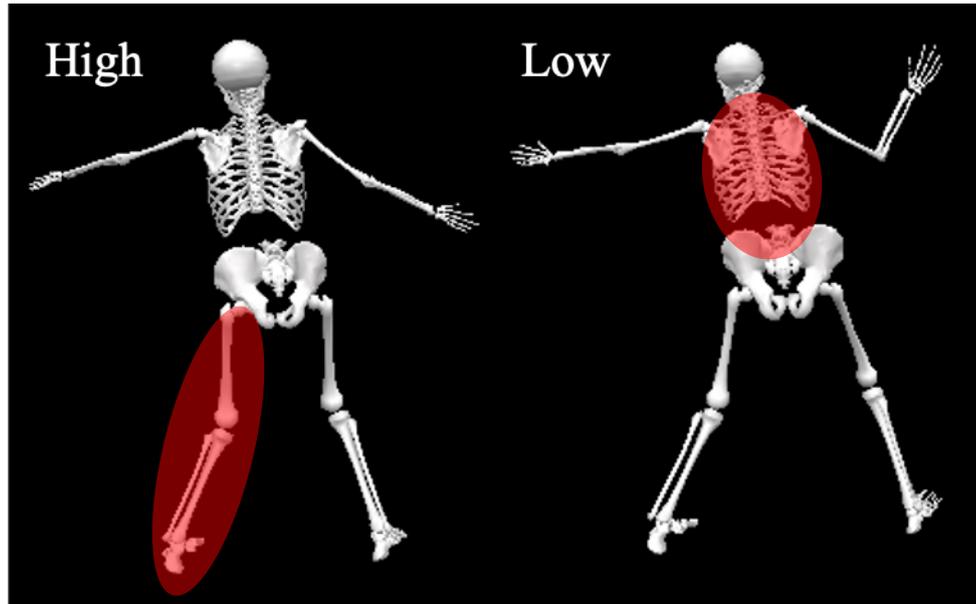


図 3-38. テイクオフ局面での体幹の側方傾斜

Side tilt of trunk in take-off motion of High and Low groups.

The High group is leaning with the left hip and knee joint flexed. The Low group was tilted by the side tilt of the trunk. The High group creates a side tilt of the body by bending the hip and knee joints in the direction of rotation, while the Low group creates a side tilt of the trunk.

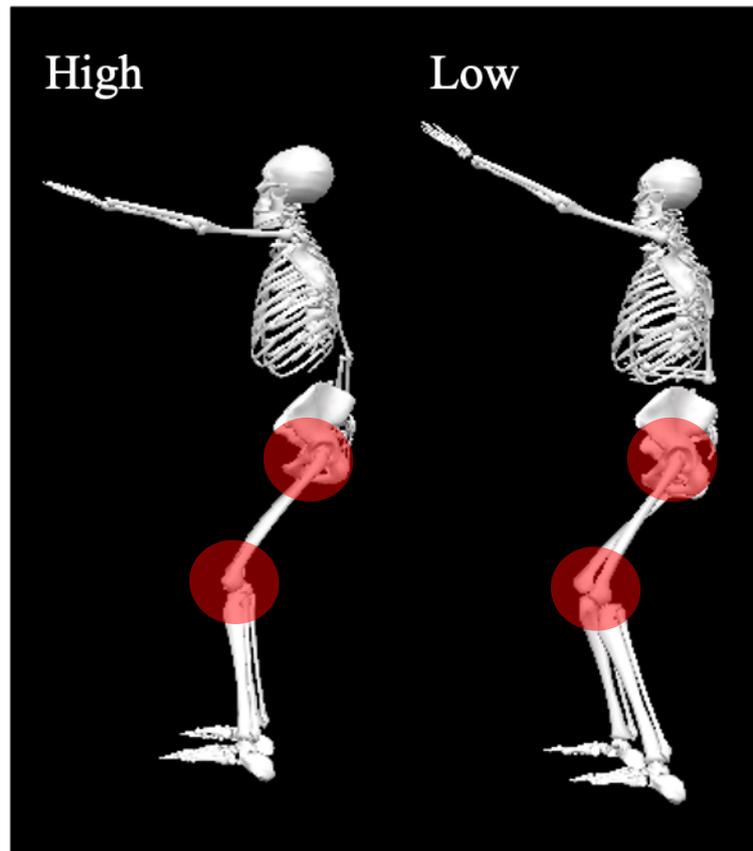


図 3-39. テイクオフ局面での股関節および膝関節の屈曲

Hip joint and knee joint flexion angles during takeoff motion in the High and Low groups.

The High group has a greater hip joint and knee joint flexion angle than the Low group.

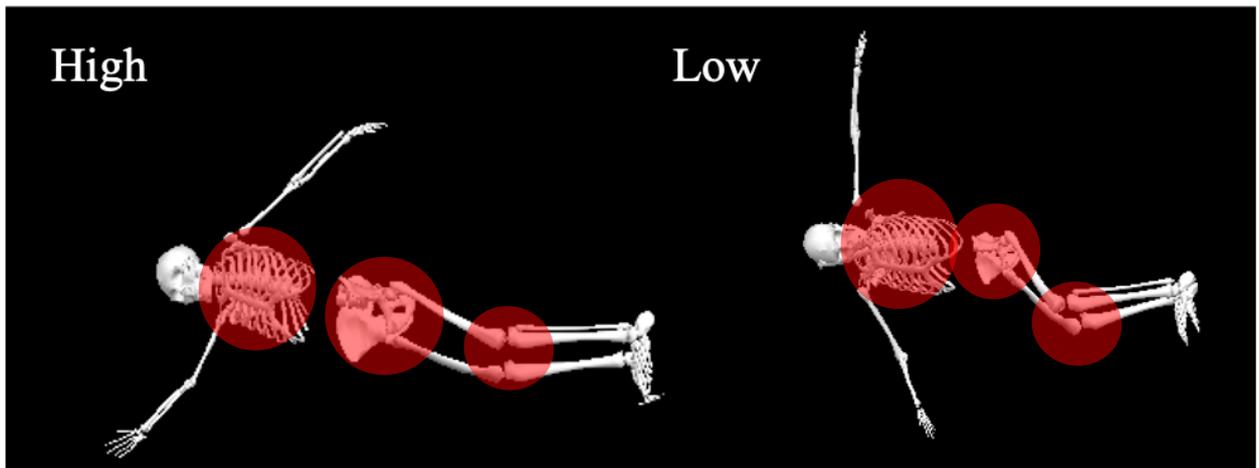


図 3-40. 空中局面における姿勢

Differences in shoulder, hip, and knee joint flexion angles and trunk rotation angles in 80% of the aerial phase between the High and Low groups.

The Low group was observed to have a greater hip and knee joint flexion angle and a greater left rotational movement of the trunk than the High group.

3.10 コークスクリュー720の考察

3.10.1 踏切動作

重心速度の鉛直上向成分は、テイクオフ局面において、High 群と Middle 群は、Low 群に比べて有意に高かった (図 3-20-A)。ストレートジャンプやバックフリップ同様に、重心速度が大きいほど跳躍高が大きいことが示された。

本研究におけるテイクオフ局面の体幹後方傾斜角度において、High 群は、Middle 群および Low 群に比べて伸展角度が大きく、空中局面では Middle 群および Low 群に比べて伸展角度が小さかった (図 3-29-A)。体幹側方傾斜角度では、High 群はテイクオフ局面において角度変化が小さく、Low 群では 20%以降左側方傾斜が大きくなった (図 3-30-A)。体幹回旋では、High 群はテイクオフ局面において Low 群より左回旋の角度が大きく、Middle 群より小さかった (図 3-31-A)。空中局面では、70%以降 Low 群の左回旋角度が大きく 80%以降に最大値となった (図 3-31-A)。コーク 720 は、身体の上下軸を後方および側方に傾けた状態で横回転を 2 回行う技であるため、テイクオフ局面では、High 群は後方回転に必要な体幹の後方傾斜、ひねり運動のために側方傾斜と回旋をテイクオフ局面から行っていることが示された。一方、Low 群は、体幹の側方傾斜による側方への傾きをテイクオフ局面で作りに出していることが示唆された。

下肢 3 関節において、ストレートジャンプ、バックフリップ同様に、踏切動作である股関節・膝関節は、屈曲位から伸展し (図 3-32-A, 図 3-33-A, 図 3-34-A, 図 3-35-A)、足関節では、背屈した後に底屈運動が認められた (図 3-36-A, 図 3-37-A)。3 群とも同様の運動を示していることから、テイクオフ局面における動態は同様なものであると考えられる。しかし、コーク 720 では、左右の関節可動域に相違が認められた。右股関節および右膝関節の屈曲角度において、テイクオフ局面では、High 群と Middle 群は、最下点での屈曲角度が大きく 20%以降離地に向け急激な伸展を示した。Low 群では最下点での屈曲角度が小さく、離地に向けて徐々に伸展運動をしていることが示された (図 3-32-A, 図 3-34-A)。また、左股関節および左膝関節では、右股関節および右膝関節同様に High 群は最下点での屈曲角度が大きく、離地に向けて伸展運動が確認され、踏切動作を行っていることが示されたが、20%以降、離地に向けて右股関節および右膝関節と比較して左股関節および左膝関節の屈曲角度が大きかった (図 3-33-A, 図 3-35-A)。ストレートジャンプ、バックフリップ同様に、High 群は、より高く跳躍するために最下点で大きく屈曲させた後、急激な伸展運動を行うことで、跳躍していることが示唆されたが、左股関節は、踏切動作とともに身体の回旋を作り出すために、屈曲していると推察された。

足関節では、右足関節において、High 群は最下点での背屈角度が大きく、一度大きく背屈してか

ら底屈運動をしていることが示された (図 3-36-A). また, 左足関節では, Low 群において, 最下点での背屈角度が大きかった (図 3-37-A). このことから, High 群は, 踏切動作をするために右足関節を一度大きく背屈させ, 離地に向けた大きな底屈運動を示しているのに対し, Low 群では左足関節の背屈角度を大きくして, 身体の側方への傾きを作り出していると考えられる.

以上のことから, コーク 720 における踏切動作は, ストレートジャンプ, バックフリップ同様, 股関節および膝関節の伸展, 足関節の底屈運動により踏切動作を行っていることが示唆された. しかし, 回転が複雑なコーク 720 では, 踏切動作における左右股関節, 膝関節の角度を非対称 (回転側の股関節, 膝関節屈曲が大きい) にすることにより, 身体の側方傾斜を作り出していることが示された. また, High 群ではテイクオフ局面から回転方向への体幹の回旋運動が認められた.

3. 10. 2 回転の動態

コーク 720 は, 空中で身体の上下軸を後方および側方に傾けた状態で横方向に二回転する必要がある. 身体の回転運動は, 離地における身体重心周りの角運動量により規定され, これは着地まで保存される (阿江・藤井 2002). Yeadon (1989) は, モーグルスキーと同様にスキーを着用して空中演技を行うエアリアル種目において, ひねり動作を行う場合, 地面に足が着いているテイクオフ局面で回転を作り出す Contact twist と身体が空中に出てからひねりを生み出す Aerial twist (身体を屈曲させて全身の慣性モーメントを減少させることで, 回転速度を獲得する運動方略) があることを報告している. モーグルスキーの場合, 空中での回転速度の変化は減点項目の一つであるため, Contact twist が望ましい. Yeadon (1989) は, Contact twist を行う場合, 踏切動作において, 空中で回転に必要な角運動量を獲得する必要を示した. 本研究において, 全試技ともにコーク 720 が成功しており, テイクオフ局面において, 空中で回転するために必要な角運動量を獲得していたと考えられる. また, 3 群ともに体幹の回旋運動は, テイクオフ局面において回転方向に回旋しているため Contact twist を行っていたと考えられる. しかし, テイクオフ局面における角運動量は 3 群で相違が見られた. X 軸周りの角運動量では, High 群は Low 群と比較して有意に大きかった ($p < 0.05$, 図 3-21-A). また, Z 軸周りの角運動量においては, High 群と比較して Low 群で有意に大きかった ($p < 0.05$, 図 3-23-A). Y 軸周りの角運動量では, High 群は Low 群に比べて有意に大きかった ($p < 0.05$, 図 3-22-A). テイクオフ局面では, 選手の身体は進行方向に向かっているため, X 軸は身体の左右軸とみなすことができる. 同様に, この局面に限っては, Z 軸は身体長軸, Y 軸は前後軸とみなすことができる. つまり, High 群が獲得した後方回転を行うための回転の勢い (角運動量の X 軸周り成分) は, Low 群のそれよりも

大きかったことを示唆している。また、Z軸、Y軸においても High 群の獲得した角運動量が Low 群のそれよりも有意に大きかったことから、テイクオフ局面で身体回転や回旋のための角運動量（回転の勢い）を獲得することの重要性を示唆している。High 群は上記の Contact twist をしていると推察される。本研究における慣性モーメントでは、X軸において、High 群で大きく、Low 群では小さいことが示された ($p<0.05$, 図 3-24-A)。バックフリップ同様、Low 群は慣性モーメントを小さくすることで、身体回転速度を増加させて、コーク 720 の技を達成していることが示唆された。これを敷衍すると、コーク 720 よりも多くの回転が必要とされる技、例えばコーク 1080 やコーク 1440 では、Low 群はより身体を屈曲した姿勢（慣性モーメントの小さい姿勢）になることが予測され、仮に着地できたとしてもエア点が減点されることが予測される。

このときの身体運動として、体幹後方傾斜角度において、High 群は Middle 群および Low 群に比べて角度が大きく、空中局面では Middle 群および Low 群に比べて角度が小さかった（図 3-29-A）。体幹側方傾斜角度では、High 群はテイクオフ局面において角度変化が小さく、Low 群では 20%以降左側方傾斜角度が大きくなった（図 3-30-A）。体幹回旋では、High 群はテイクオフ局面において Low 群より左回旋の角度が大きく、Middle 群より小さかった（図 3-31-A）。空中局面では、70%以降 Low 群の左回旋角度が大きく 80%以降に最大値となった（図 3-31-A）。このことから、テイクオフ局面では、High 群は、体幹後方傾斜と回旋を大きくすることで後方および回転方向への角運動量を獲得し、Low 群は、体幹の側方傾斜による側方への角運動量を獲得し、空中局面における右肩関節の伸展運動により（図 3-27-A）、身体の上軸周りの回転は空中局面において獲得していることが示唆された。また、右股関節および右膝関節の屈曲角度において、テイクオフ局面における High 群は、Low 群と比較して最下点での屈曲角度が大きく 20%以降離地に向け急激な伸展を示し、Low 群ではテイクオフ局面で、徐々に伸展運動をしていることが示された ($p<0.05$, 図 3-32-A)。左股関節では、右股関節同様に High 群は最下点での屈曲角度が大きく、離地に向けて大きな伸展運動が確認された（図 3-33-A）。しかし、左膝関節では、テイクオフ局面での角度変化が小さかった（図 3-35-A）。右足関節では、High 群は最下点での背屈角度が大きく、一度大きく背屈してから底屈運動をしていることが示された（図 3-36-A）。また、左足関節では、Low 群において、最下点での背屈角度が大きかった（図 3-37-A）。このことから、Low 群では左足関節の背屈角度を大きくして、身体の側方への傾きを作り出していると考えられる。また、空中局面における股関節、膝関節では、Low 群は High 群と比較して、50%以降に急激な屈曲運動が認められた ($p<0.05$, 図 3-32-A, 図 3-33-A, 図 3-34-A, 図 3-35-A)。Low 群は股関節および膝関節を屈曲することにより、後方への慣性モーメントを小さくして回転していること示唆する。

以上のことから、コーク 720 における回転は、High 群では、テイクオフ局面における回転方向と同側の股関節、膝関節の屈曲により身体の傾斜を作り、体幹後方傾斜、回転方向への体幹の回旋、回転方向と反対側の股関節、膝関節の伸展により回転に必要な角運動量を獲得していることが示唆された。Low 群では、テイクオフ局面中盤から体幹の側方傾斜、左足関節背屈により側方への角運動量を獲得し、空中局面において股関節、膝関節の屈曲および体幹回旋を長い時間行うことで、慣性モーメントを小さくし、ひねりを容易にしていることが示唆された。

跳躍高の高いコーク 720 では、テイクオフ局面において、体幹後方傾斜および回転方向への回旋、身体の傾きは、股関節および膝関節の屈曲により作り出し、回転側の回転と反対側の股関節および膝関節の屈曲位からの大きな伸展により後方および回転方向への角運動量を獲得することが重要であることが示唆された。

3.11 結論：コークスクリュー720

本研究では、PCA を用いてモーグルスキーにおけるコーク 720 の跳躍高の異なる群間を比較し、体幹、股関節、膝関節、足関節の運動学的特徴を示した。また回転を伴うコーク 720 において角運動量および慣性モーメントを比較することで、回転の動態を示した。分析結果から、跳躍高の高いコーク 720 では、テイクオフ局面において体幹後方傾斜および回転方向への回旋、回転と同側の股関節および膝関節の屈曲により体幹の側方傾斜を作り、スキー離地に向けて回転と反対側の股関節および膝関節の伸展運動、足関節の底屈運動により回転に必要な角運動量を獲得するという運動学的特徴が示された (図 3-41)。

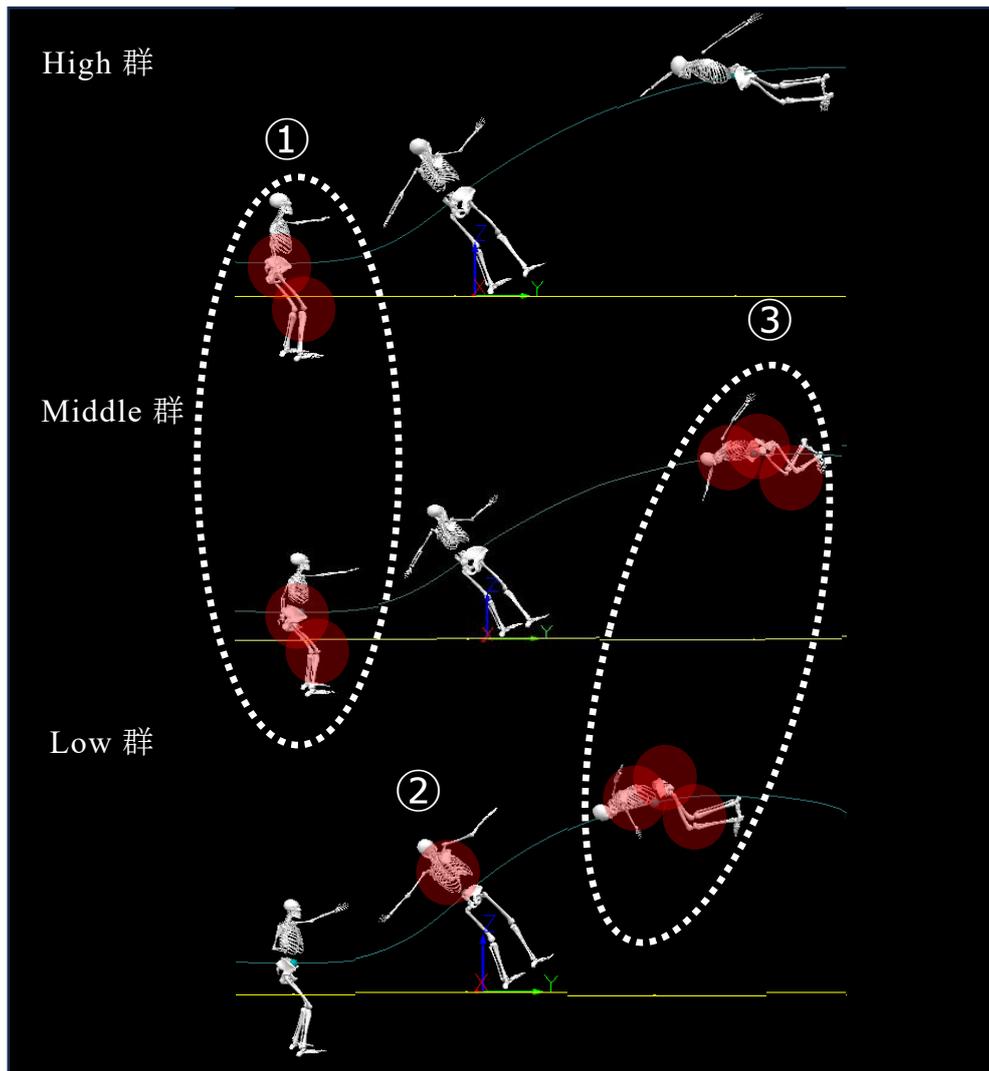


図 3-41. 運動学的特徴

- ① High 群と Middle 群は、テイクオフ局面で股関節・膝関節の屈曲角度が大きく、回転側の股関節・膝関節の屈曲で身体の傾斜を作っている。
- ② Low 群は、テイクオフ局面中盤から後半で体幹側方傾斜が大きい。
- ③ Middle 群と Low 群は、空中局面で股関節・膝関節の屈曲運動が見られる。

High 群は、テイクオフ局面で下肢の運動で回転に必要な角運動量を獲得し、Contact twist を行っている。Middle 群は、テイクオフ局面で下肢の運動で回転に必要な角運動量を獲得する Contact twist を行い、空中局面における股関節・膝関節屈曲による Aerial twist を行っている。Low 群は、テイクオフ局面における体幹の側方傾斜により角運動量を獲得し、空中局面における股関節・膝関節屈曲により慣性モーメントを減少させ、体幹回旋の延長による Aerial twist を行っている。

3.12 まとめ

雪上におけるストレートジャンプ (図 3-42), バックフリップ (図 3-43), コークスクリュール720 (図 3-44) の跳躍高の違いによる比較により以下の運動学的特徴が明らかになった.

ストレートジャンプ : High 群は体幹, 下肢の伸展, 肩関節の屈曲による踏切動作が認められ, 離地に向かい体幹の鉛直上向き方向への伸展, 股関節, 膝関節の伸展, 肩関節の屈曲により跳躍している.

Middle 群は, 股関節による踏切動作が見られず, 膝関節伸展および足関節底屈運動により跳躍している.

Low 群は, テイクオフ局面中盤で股関節の屈曲角度が増加し, 体幹, 股関節, 膝関節の伸展による踏切動作が見られない.

バックフリップ : High 群は, 下肢の屈曲位からの伸展運動 (踏切動作) により, 回転に必要な角運動量の獲得と高い跳躍を行っている.

Middle 群は, テイクオフ局面にて, 下肢の踏切動作により跳躍しているが, テイクオフ局面後半の体幹の伸展により, 回転に必要な角運動量を獲得し, 空中局面での股関節, 膝関節を屈曲させることで慣性モーメントを減少させている.

Low 群は, テイクオフ局面後半の体幹の伸展により, 回転に必要な角運動量を獲得し, 空中局面での股関節, 膝関節を屈曲させることで慣性モーメントを減少させている.

コークスクリュール720 : High 群は, テイクオフ局面から回転側の股関節・膝関節の屈曲により, 回転方向への体幹の回旋を行っている. また, 股関節・膝関節の屈曲角度が大きく, 離地に向かい回転と反対側の股関節, 膝関節伸展運動による踏切動作により, 回転に必要な角運動量の獲得と跳躍を行っている (Contact twist).

Middle 群は, テイクオフ局面から回転方向への体幹の回旋を行い, 回転側の股関節・膝関節の屈曲および体幹の側屈により身体の側方傾斜を作り出している. 離地に向かい回転と反対側の

股関節，膝関節による踏切動作により，回転に必要な角運動量の獲得と跳躍を行っているが（Contact twist），空中局面での股関節，膝関節屈曲より慣性モーメントを減少させている

（Aerial twist）.

Low 群は，テイクオフ局面における体幹の側方傾斜により回転に必要な角運動量を獲得し，空中局面での体幹回旋の延長，股関節，膝関節屈曲および肩関節伸展により慣性モーメントを減少させている（Aerial twist）.

本研究の結果から，ストレートジャンプでは，踏切動作の獲得．バックフリップでは，踏切動作に加え，両下肢での床反力を使用した回転に必要な角運動量の獲得．そして，コークスクリュー720では Contact twist による回転に必要な角運動量の獲得が重要であることが示された．また，指導現場において，テイクオフ局面での体幹，肩関節，股関節，膝関節，足関節による踏切動作を評価・指導することで跳躍高の高いエアが獲得できる可能性がある．

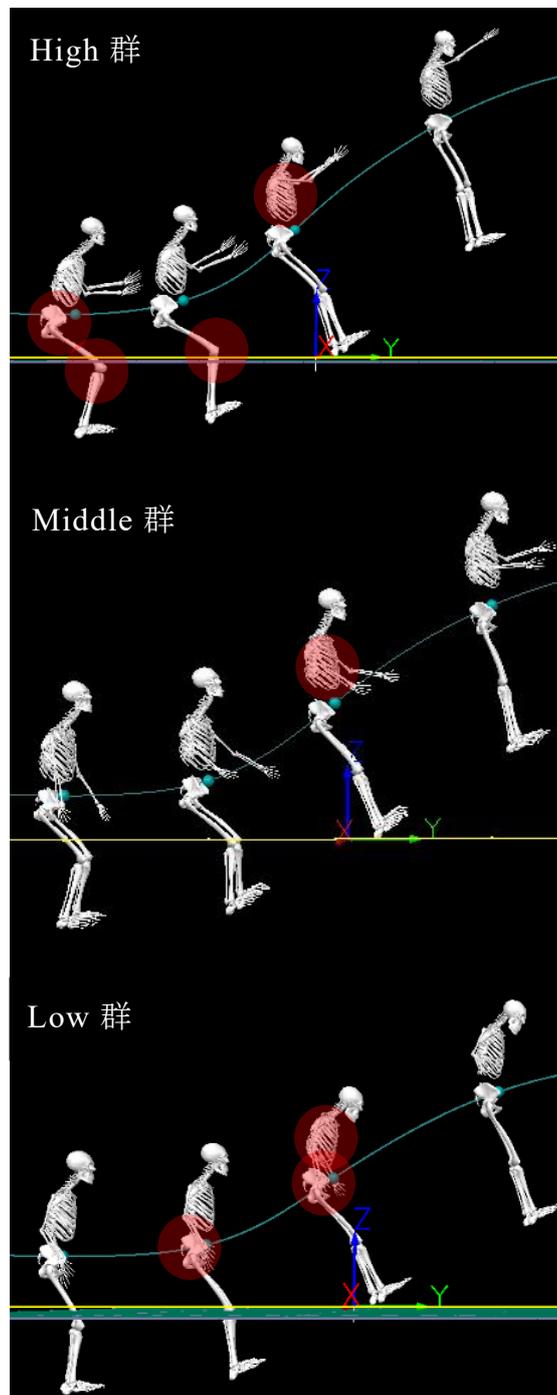


図 3-42. ストレートジャンプの運動学的特徴

High 群：体幹，下肢の伸展，肩関節の屈曲による踏切動作が認められ，離地に向かい体幹の鉛直上向き方向への伸展，股関節，膝関節の伸展，肩関節の屈曲により跳躍している。

Middle 群：股関節による踏切動作が見られず，膝関節および足関節での踏切動作により跳躍している。

Low 群：テイクオフ局面中盤で股関節の屈曲角度の増加し，体幹，股関節，膝関節の伸展による踏切動作が見られない。

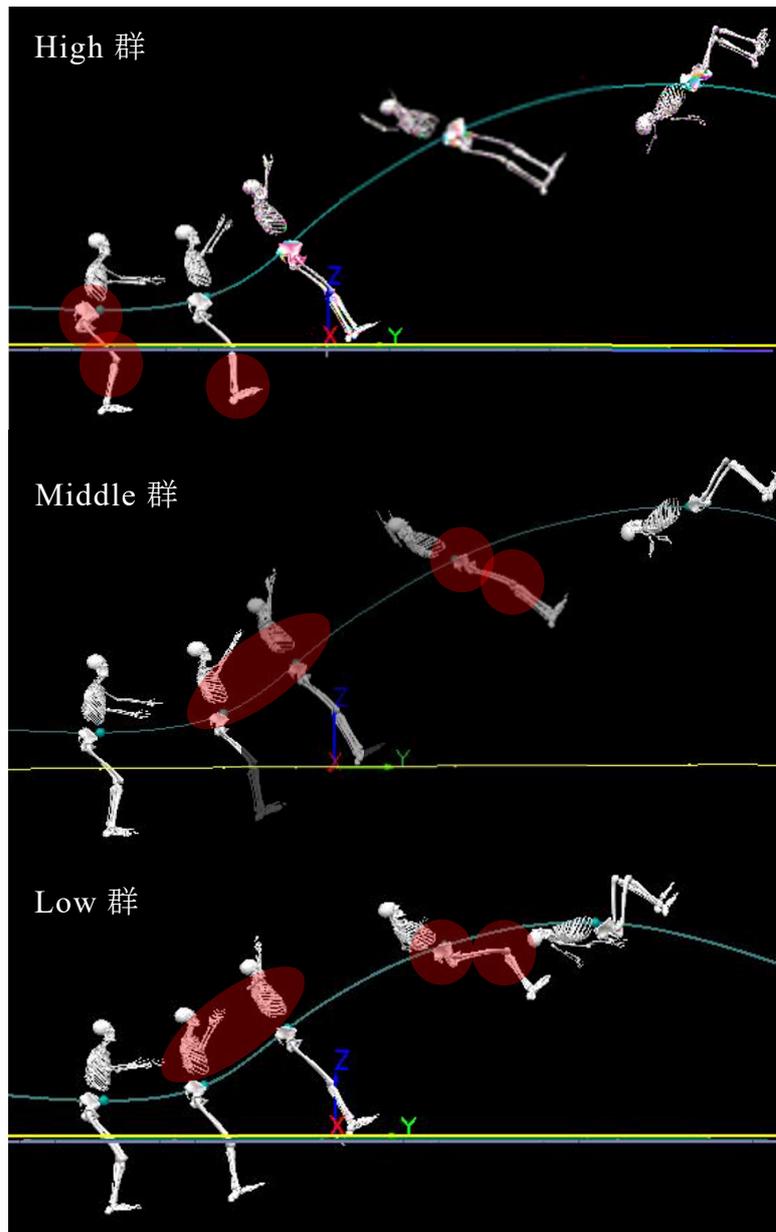


図 3-43. バックフリップの運動学的特徴

High 群：下肢の屈曲位からの伸展運動（踏切動作）により、回転に必要な角運動量の獲得と高い跳躍を行っている。

Middle 群：テイクオフ局面にて、下肢の踏切動作により跳躍しているが、テイクオフ局面後半の体幹の伸展により、回転に必要な角運動量を獲得し、空中局面での股関節、膝関節を屈曲させることで慣性モーメントを減少させている。

Low 群：テイクオフ局面後半の体幹の伸展により回転に必要な角運動量を獲得し、空中局面での股関節、膝関節を屈曲させることで慣性モーメントを減少させている。

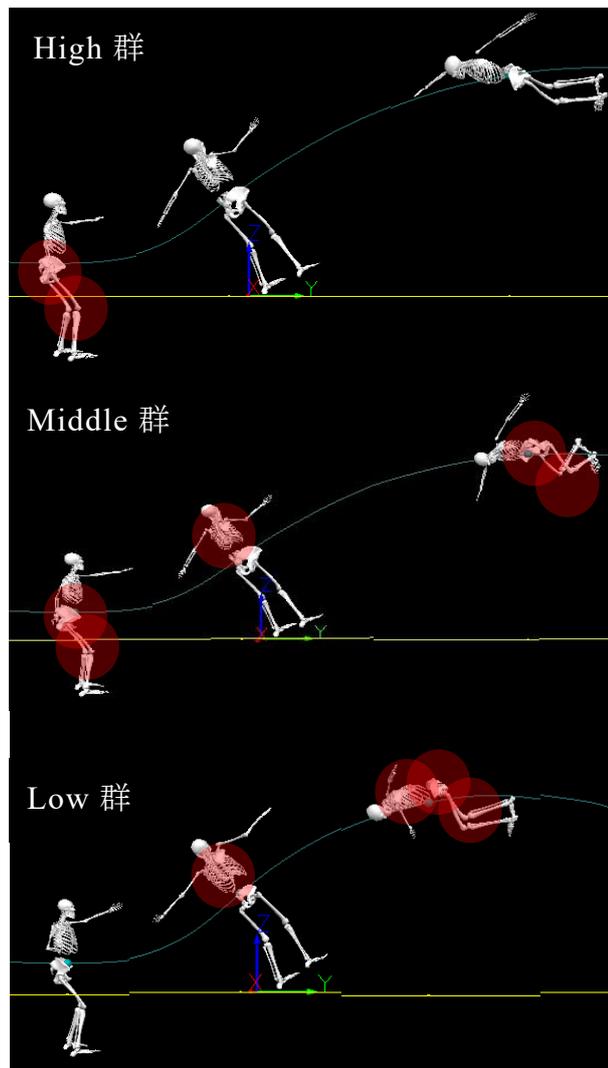


図 3-44. コークスクリュー720 の運動学的特徴

High 群：テイクオフ局面で股関節・膝関節の屈曲角度が大きく，回転側の股関節・膝関節の屈曲で身体の回旋を行い，離地に向かい股関節，膝関節の伸展運動（踏切動作）により回転に必要な角運動量の獲得と高い跳躍を行っている（Contact twist）.

Middle 群：テイクオフ局面から回転方向への体幹の回旋を行い，回転側の股関節・膝関節の屈曲および体幹の側屈により身体の側方傾斜を作り出している．離地に向かい回転と反対側の股関節，膝関節による踏切動作により，回転に必要な角運動量の獲得と跳躍を行っているが（Contact twist），空中局面での股関節，膝関節屈曲により慣性モーメントを減少させている（Aerial twist）.

Low 群：テイクオフ局面における体幹の側方傾斜により回転に必要な角運動量を獲得し，空中局面での股関節，膝関節屈曲により慣性モーメントを減少させ，体幹回旋の延長により回転している（Aerial twist）.

3.13 文献

- FIS Mogul Course Specifications (2020a) https://assets.fis-ski.com/image/upload/v1578469002/fis-prod/assets/07_Mogul_Spec_MOG_final.pdf.
- FIS FREESTYLE SKIING JUDGING HANDBOOK (2020b) https://assets.fis-ski.com/image/upload/v1602679440/fis-prod/assets/Freestyle_Skiing_Judging_Handbook_2020_13.10.20.pdf.
- 財団法人全日本スキー連盟 (2000) 競技スキー教程「フリースタイルスキー編」. スキージャーナル株式会社: 東京.
- 三浦哲 (2017) ワールドカップ男子モーグル競技における第一エアの得点と身体中心運動. 日本スキー学会第 27 回大会講演論文集: 20-23.
- 中里浩介・石毛勇介 (2016) フリースタイルスキー・モーグル競技におけるエア踏切時の重心跳躍角度および速度を用いた跳躍高のシミュレーション. 日本スキー学会誌第 26 回大会講演論文集: 46-47.
- Robert Kanko, Elise Laende, Scott Selbie and Kevin Deluzio (2020a) Inter-session repeatability of Theia3D markerless motion capture gait kinematics. bioRxiv: 2020.06.23.155358.
- Robert Kanko, Elise Laende, Scott Selbie and Kevin Deluzio (2021) Concurrent assessment of gait kinematics using marker-based and markerless motion capture. *Journal of Biomechanics*, 127: 110665.
- Robert Kanko, Gerda Strutzenberger, Marcus Brown, Scott Selbie and Kevin Deluzio (2020b) Assessment of spatiotemporal gait parameters using a deep learning algorithm-based markerless motion capture system. <https://doi.org/10.31224/osf.io/j4rbg>
- 小谷征輝・山本敬三 (2023) マーカベースおよびマーカレスモーションキャプチャを用いたサイドボックスジャンプのキネマティックデータの比較. *スキー研究*, 19(1): 25-33.
- Herman J, Woltring A (1986) Fortran package for generalized, cross-validated spline smoothing and differentiation. *Advances in Engineering Software*, 8(2): 104-113.
- D. Gordon E. R, Graham E. C, Joseph H, Gary K, Saunders N. W (2014) *Research Methods in Biomechanics 2nd*. HUMAN KINETICS, USA: 50-59.
- Deluzio KJ and Astephen JL (2007) Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis. An application of principal component analysis. *Gait & Posture* 25: 86-

93.

Jackson J E (1991) A user's guide to principal components. John Wiley & Sons.: New York.

Kuangyou BC, Chih-Hung W, Hui-Chuan C, Chin-Dai W, Hung-Ta C (2008) The mechanisms that enable arm motion to enhance vertical jump performance-A simulation study. *Journal of Biomechanics*, 41(9): 1847-1854.

Lees A, Vanrenterghem J, Clercq DD (2004) Understanding how an arm swing enhances performance in the vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 37-12: 1329-1940.

阿江通良・藤井範久 (2002) スポーツバイオメカニクス20講. 朝倉書店: 東京, 83-88.

ウィンター: 長野明紀・吉岡伸輔 (2011) バイオメカニクス 人体運動の力学と制御. 有限会社ラウンドフラット: 東京, 89- 91.

Yeadon, M. R (1989) Twisting techniques used in freestyle aerial skiing. *International Journal of Sports Biomechanics*, 5(2): 275-281.

第4章. 結論

本研究の目的は、モーグルスキーのエアにおけるテイクオフ局面に着目し、跳躍高の異なるグループ間を比較することで、テイクオフ動作の運動学的特徴を抽出することであった。実際の大会で使用されるコースを使用して動作撮影を行い、Theia3Dマーカレスモーションキャプチャ・アプリを用いて三次元姿勢推定を行った。運動学的分析から、高い跳躍高を得るための運動メカニズムや身体回転や回旋を作り出すための動作方略について検討した。

本研究で得られた結果および考察から以下のように結論する。

- (1) マーカレスモーションキャプチャ Theia3D は、ジャンプや着地などの応用動作および計測環境の制限を低減し、これまで計測が困難であった雪上滑走動作の三次元姿勢推定が可能であることを示した。
- (2) ストレートジャンプでは、跳躍高の高い跳躍では、テイクオフ局面全般において体幹の直立姿勢の保持をしていることが分かった。最下点で股・膝および足関節によるしゃがみ込み動作を大きくし、エア台の傾斜で身体が倒れないように体幹、股関節の角度を維持し、足関節背屈角度を増大する。エア台後半に離地に向けて体幹、股関節および膝関節を伸展し、肩関節の随意的な屈曲運動を行うという新たな運動学的特徴が示された。
- (3) バックフリップでは、ストレートジャンプ同様に、跳躍高の高い跳躍では、テイクオフ局面における最下点でのしゃがみ込み動作が大きく、エア台中間で足関節背屈角度が増大し、離地に向けて体幹、股関節、膝関節を屈曲から伸展させる踏切動作を行っていることが分かった。また、回転に必要な角運動量は、体幹の伸展角度が小さいことから股関節および膝関節の伸展により獲得していることが示された。
- (4) コークスクリュー720 では、ストレートジャンプ、バックフリップ同様、跳躍高の高い跳躍では、テイクオフ局面における踏切動作を行うことで跳躍していることが示された。また、回転に必要な角運動量は、回転側の股関節、膝関節屈曲による身体の回旋を作り、テイクオフ局面から回転方向への体幹の回旋による Contact twist によるひねり動作を行っていることが示された。

第5章. 研究成果と限界

モーグルスキーにおけるエアの指導は、世界的にも科学的根拠を背景としたものは極めて少ない。この20年余り、ルールの改正が行われ、競技レベルは高難度化、高速化する中で国内外の指導は指導者の経験則に依存し、科学的視点を含めて体系化されていない。

本研究において、雪上滑走中のスキーヤーを計測することで、跳躍高の違いによるストレートジャンプ、バックフリップ、コークスクリュール720のテイクオフ動作の運動学的特徴を明らかにした。本研究では雪上での動作を分析するに当たり、Theia3Dマーカレスモーションキャプチャ・アプリを使用して姿勢推定を行った。Theia3Dマーカレスモーションキャプチャ・アプリは、今まで困難であった雪上での複雑な動作の三次元動作分析の可能性を示した。また、テイクオフ局面の姿勢変化を跳躍高の違いによる群間比較を行うため、時系列波形を分析する手法として主成分分析を導入した。主成分分析の導入によって、データ解釈時の検者のバイアスを減らし、データの持つ真の価値を抽出することに近づくことができた。本研究によって得られた知見は、指導ポイントやその根拠となる科学的知見を含み、競技力向上へと繋がる資料となり得る。

一方で、本研究の限界点については、以下のものが挙げられる。1) スキー板やポール等については、現行のアプリケーションのバージョンでは姿勢推定されないため、これらが持つ質量や慣性モーメント、慣性力等を総合的に考慮した動作方略については不明のままである。今後のアプリケーションのアップデートによって、道具の姿勢推定が実現されれば、より詳細な運動方略を明らかにできる可能性がある。2) また、本研究では床反力計や圧力センサ等の力覚センサを用いてないため、力学的な情報は計測されていない。そのため、ブーツに対する圧力変化やスキーヤーに作用する床反力等については定量化することはできなかった。今後、Contact twistの運動メカニズムを定量分析するためには、スキーヤーに作用する外力を計測・推定する手法の検討が必要である。3) 本研究では、ヘルメットおよびゴーグルの着用が、頭部、顔の特徴点を覆っているため、頭部の運動については定量化することはできなかった。これら用具の装着が姿勢推定に及ぼす影響を検証する必要がある。

今後、力学的側面を含む様々な側面からモーグルにおけるエアおよびそのテイクオフ動作を分析することで、経験則依存の指導方法に、科学的知見を加え、より良い指導理論の確立に役立つ資料を提供できると期待される。

発表論文一覧

学術雑誌

1. 小谷征輝・山本敬三 (2024) 主成分分析を用いたモーグルスキーにおけるストレートジャンプ・テイクオフ動作の高さに着目した運動学的特徴. トレーニング科学, 36(1): 頁未定, 2024年4月掲載
2. 小谷征輝・山本敬三 (2023) マーカベースおよびマーカレスモーションキャプチャを用いたサイドボックスジャンプのキネマティックデータの比較. スキー研究, 19(1): 25-33.

学会報告

1. Masaki Kotani and Keizo Yamamoto (2022) Comparison of Kinematic Data of Jumping Motion Using Marker-Based and Markerless Motion Capture. ECSS 2022, Sevilla, 27-1237.

謝辞

本稿の執筆にあたり，日々の研究に限らず多岐にわたりの確なご指導ご鞭撻を頂きました北翔大学大学院生涯スポーツ学研究科，山本敬三 教授に心より感謝いたします．北翔大学生涯スポーツ学部の先生方におかれましては，毎年の報告会にて貴重なご意見を承り，研究実施および論文執筆にあたり大変有意義なものとなりました．

本研究の実施に際し，ばんけいスキー場，計測実験に参加いただいた研究協力者の方々，快く本実験に協力くださった北海道のモーグルスキー選手に併せて深謝致します．

本論文は，主査の山本敬三 教授，副査の竹田唯史 教授，高田真吾 准教授に御審査を頂きました．深く感謝の意を表します．

社会人学生として，スピードスケート，モーグルスキーの現場でマニュアルセラピスト（整形徒手理学療法士：OMPT）として選手のケア，トレーニングサポートをしながらの3年間で，実験・解析，そして博士論文の執筆と多くの方々の協力とご支援を頂きながら実施することができました．本当にありがとうございました．

最後に，経済的にも精神的にも支えてくれた妻・奈津子，頑張る元気を分けてくれた4人の娘たち（美乃，実莉，紗那，里帆）に感謝の意を申し上げます．ありがとうございました．