

バックスクワット運動の負荷の増加に伴い出現する スティッキング領域に関するバイオメカニクス研究

Biomechanical study on the sticking region during the back squat exercise

松田 柊斗*, 平野 智也**, 古田 なつみ**, 尹 鉉喆**, 木内 聖**, 藤戸 靖則**
山本 智貴**, 増本 達哉**, 熊川 大介**, 船渡 和男**

Syuto MATSUDA*, Tomoya HIRANO**, Natsumi FURUTA**, Hyunchul YOON**
Akira KIUCHI**, Yasunori FUJITO**, Tomoki YAMAMOTO**, Tatsuya
MASUMOTO**, Daisuke KUMAGAWA**, and Kazuo FUNATO**

Abstract

This study aimed to determine the cause of the sticking region (SR) that occurs in the back squat (BS) from biomechanical analysis. Six male college weightlifters (age : 20.5 ± 2.2 years, height : 173.4 ± 7.6 cm, weight : 79.3 ± 16.9 kg, 1RM : 149 ± 27.4 kg) performed one rep. with different loads (0, 30, 50, 70, 90, 100% 1RM) and BS without counter movement (0, 30, 50, 70, 90%1RM) for one rep. followed by BS exhaustion trial at 70%1RM. We calculated barbell velocity, joint angles, angular velocity, moments, and power in the lifting phase. Identification of SR became more pronounced with increased loading. In SR phase during BS, ankle plantar flexion angular velocity and power and knee joint extension angular decreased. On the other hand, knee joint extension power decreased in the middle phase. These results suggest that the appearance of SR might be related to moment and power attenuations in knee joint during BS exercise.

Key words; sticking region, back squat, joint moment/power

I. 緒 論

レジスタンストレーニングで行うスクワットは、デッドリフトやベンチプレスなどと並んで筋力や筋パワー向上のための重要な種目であり、多

くのスポーツ競技者や一般人が汎用的に行っているトレーニング種目でもある。スクワット動作での挙上中には、一旦挙上速度に低下が示されることが示されており、挙上が困難となるポジションとして、スティッキング領域 (Sticking Region)

* 国士舘大学体育学部 (Faculty of Physical Education, Kokushikan University)

** 国士舘大学スポーツ・システム研究科 (Graduate School of Sport System, Kokushikan University)

またはスティッキングポイント (Sticking Point) と呼ばれている²⁾。

スティッキング領域においては、挙上失敗によるトレーニング量の低下や、フォームの崩れによって関節や腱に過度な負荷がかかり怪我の発生、パワーリフティングやウエイトリフティングにおいては、競技能力そのものへの影響などを与えるとされている。スティッキング領域は単関節運動においては、前述のとおり最も力発揮が必要である箇所であるのに対して動作のモーメントアームの距離と必要な筋トルクが最大となり力発揮が困難である領域であるとされている。しかし、複合関節種目では複数の関節が同時に運動をするため単関節運動とは異なり、モーメントアームのみの関係ではなくなってくると報告されている³⁾。ベンチプレスやスクワットなどの複合関節種目においては、なぜスティッキング領域が出現するのか、明確となっていない現状がある。トレーニング現場においてもスクワット中のスティッキング領域の出現原因はどのようなものがあり、なぜそれを克服して挙上完了するのかは理解されていない状態でトレーニング指導が行われている現状が見受けられ、アスリートの怪我やパフォーマンス低下の要因となっている。

本研究では、スクワット中のスティッキング領域の特徴を検討するため、以上の問題点やトレーニング現場においてのトレーニングプログラムの立案等に有益な知見を与えることができると考えられる。

レジスタンストレーニング中のスティッキング領域の研究は、1980年頃より始まった。ベンチプレス中の怪我のリスクの軽減のために、挙上動作中のキネマティクス分析を行った研究⁹⁾では、ベンチプレスでのスティッキング領域では、バーベル鉛直速度と加速度が減少する傾向であると報告されている。Van den Tillaarは、スクワットでのバーベル鉛直速度が、一度上昇し、その後減少して、再び上昇していくことを報告している¹¹⁾。スクワットに関しては筋活動がスティッキング領

域に与える影響¹¹⁾、バーベル位置による違い¹²⁾、負荷増加によるスティッキング領域の違い⁶⁾が報告されている。いずれの研究においても、スクワットでは膝関節伸展と股関節伸展といった複数の動作から成り立つためスティッキング領域の出現原因が複雑化していることが示唆された。

スクワット中のスティッキング領域に関するバイオメカニクス的研究では、スクワットでの負荷の増加とスティッキング領域の関係を検討した研究では、負荷の増加に伴ってスティッキング領域での股関節と膝関節の外転角度が有意に減少することによって股関節伸展モーメントが減少することが報告⁵⁾されている。

スクワットを対象とした研究では、スティッキング領域に関する関節角度を分析したものはいくつか報告されているが、角速度変化やモーメントなどのバイオメカニクス要因がどのように影響を与えているかは明らかとなっていない。また、多くの先行研究ではスティッキング領域が出現した同一重量での試技でのみ分析を行っているため、負荷の増加に伴うバイオメカニクスの変数の変化がスティッキング領域に与える影響は検討されていない。また、スティッキング領域が出現していない試技との比較を行っていないことから、スティッキング領域の出現原因は明確となっておらず、推察される程度にとどまっている。これらの現状から、スティッキング領域に関して明らかとなっていない点も多く、トレーニング現場や競技パフォーマンスにおいての指導などにも活かされていないという問題がある。従って、異なる負荷を用いたスクワット中のスティッキング領域が生じる原因をバイオメカニクスの要因から明らかにする必要があると考えた。

本研究では、負荷の増加がスクワット中のスティッキング領域に与える影響についてバイオメカニクスの要因から検討することを目的とした。

II. 方 法

1. 研究対象者

研究対象者は、大学ウエイトリフティング部に所属する男子学生6名（年齢：20.5±2.2歳、身長：173.4±7.6cm、体重：79.3±16.9kg）であった。研究対象者には、事前に実験内容についての説明を行い、実験への参加の同意を口頭および書面にて得た。なお、本研究は、国土舘大学倫理委員会の承認（承認番号：22029）を得て実施した。

2. 実験プロトコル

本研究では、ハイバーポジションでのフルスクワットを実験試技とした。NSCA（National Strength Conditioning Association）のガイドラインの推奨に基づき、シャフトを担ぐ位置は僧帽筋と三角筋後部の上部の位置のハイバーポジションとし、つま先の向きは20度外旋させたポジションとした。スタンス幅は対象者ごとの肩幅（肩峰間）を採用した。下降局面のスピードは対象者の任意の速度とし、大腿後部が下腿と触れるまでのフルスクワットを行い、その後の挙上局面は全力のスピードで行うこととした。

実験プロトコルを図7に示す。実験1日目は、挙上失敗や明らかな姿勢のエラーが確認できるまで可能な限り負荷を増加させる1RMテストを実施した。スクワットの1RMテストの重量は149±27.4kgであった。

実験2日目は1RMテストから72時間以上空けて本実験の試技を行った。通常のスquat条件における負荷はウッドバーを用いた自重、オリンピックリフティングバーを用いた30%1RM、50%1RM、70%1RM、90%1RM、100%1RMとし、スクワットを1レップずつ行った。

3. データ収集

対象者は、黒のスパッツと水泳帽、ウエイトリフティングシューズを着用し、解剖学的計測点に基づき、全身に14mm反射マーカを59点貼付し、

大腿外側と腓骨のマーカは高さ13cm幅8cmのプレートを用い、4つずつマーカを貼付し計4箇所16点の全身合計75点貼付した。

14台のカメラを用いた光学式3次元モーションキャプチャーシステムVICON（Oxford社製）により200Hzでマーカの位置座標を計測した。地面反力の計測には、2台のフォースプレート（600mm×900mm、Kisler社製）を使用した。サンプリング周波数は1000Hzに設定した。グローバル座標系は、左右方向をx軸、前後方向をy軸、鉛直方向をz軸とした。

4. データ処理

データ分析はモーションキャプチャー解析ソフトNexus 2.11.0（Oxford社製）およびVisual3Dソフト（C-motion, Germantown, MD, USA）を用いて解析を行った。位置座標データおよび地面反力データは残差分析を用いて最適遮断周波数を決定した後、4次のバターワースローパスフィルターで平滑化した（位置座標データ6Hz、地面反力データ18Hz）。地面反力データは位置座標データと同じ200Hzにダウンサンプリングした。

5. 分析項目

1) 分析対象区間

各試技の動作区間は、バーベルの鉛直方向への速度が0m/sからマイナスとなった瞬間を動作開始とし再びバーベルの鉛直方向への速度が0m/sになるまでを下降局面、バーベルの鉛直方向への速度が0m/sからプラスになる瞬間を動作開始とし、再びバーベルの鉛直方向への速度が0m/sになるまでを挙上局面とした。本研究では、挙上局面を分析対象とした（図1）。

2) キネマティクスデータ

地面反力は右足に作用した鉛直成分を分析対象とし、研究対象者の体重とバーベルの重量を足し合わせたシステム質量の半分の値で正規化した。

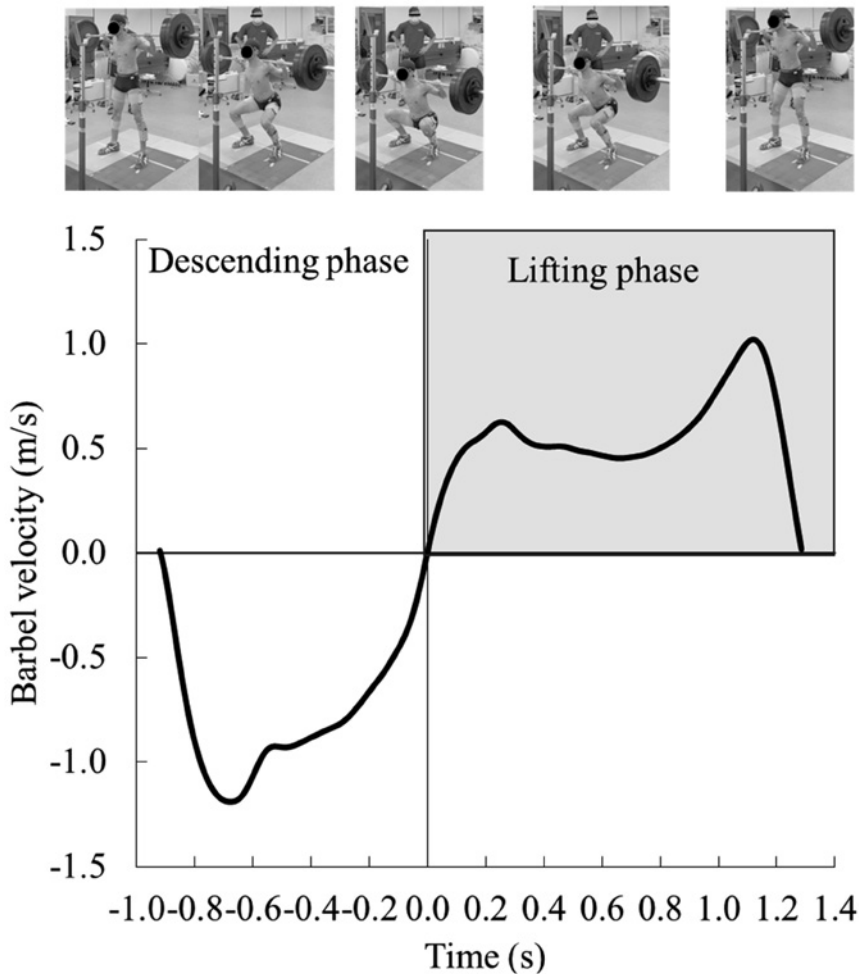


図1 バックスクワットにおける分析区間の定義

3) 統計処理

異なる負荷条件（Wood bar、1RM の 30%、50%、70%、90%）とスクワット回数の増加条件（初期、中期、終期）の時系列データを統計的パラメトリックマッピング（SPM）の分散分析（ANOVA）を用いて比較した¹⁰⁾。SPM ANOVAの結果が有意であった場合には、事後検定で対応ありのSPM t 検定を実施した。時系列データの比較のための水準は、アルファレベル0.05に設定した。なお、100%1RMの試技は1名が挙上に失敗し、データ数が5つとなったため、SPM解析の対象外とした。

スクワットにおける挙上回数の増加条件では、効果量を算出した。効果量の大きさの評価は、先行研究を参考⁸⁾にし、0.2から0.5を効果量小、0.5から0.8を効果量中、0.8以上を効果量大として評価した。

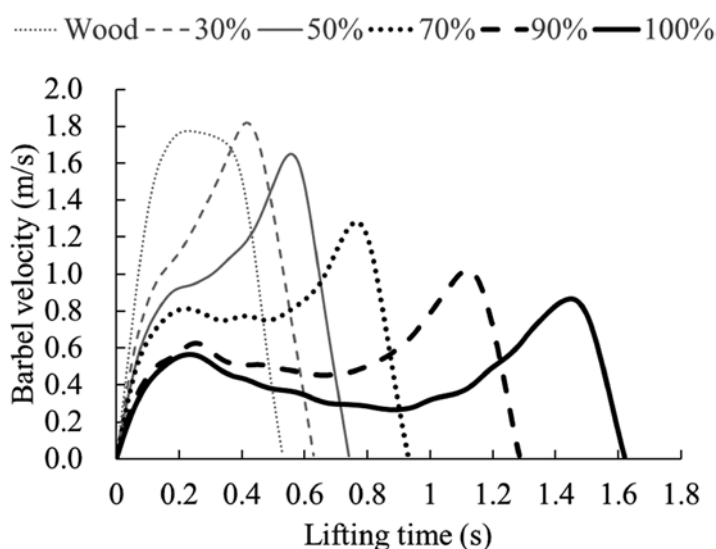
Ⅲ. 結 果

1. バーベル挙上速度

表1に各対象者のスティッキング領域の有無を示す。スティッキング領域は、30%1RMで2名、50%RMで4名70%1RMでは5名、90%1RMお

表1 反動を用いたバックスクワットにおける挙上時間および第一バーベルピーク速度、バーベル速度最小値、第二バーベルピーク速度、スティッキング領域時間

Variables	Unit	Wood		30%		50%		70%		90%		100%	
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Concentric time		0.68	0.15	0.71	0.12	0.88	0.22	1.12	0.24	1.55	0.39	1.70	0.12
Vmax1	s			0.24	0.02	0.25	0.01	0.20	0.04	0.21	0.05	0.22	0.03
Vmin				0.29	0.02	0.41	0.04	0.49	0.08	0.73	0.11	0.90	0.03
Vmax2		0.29	0.06	0.39	0.08	0.58	0.03	0.86	0.14	1.39	0.39	1.54	0.15
Sticking region				0.05	0.00	0.17	0.05	0.29	0.09	0.53	0.15	0.68	0.02
Vmax1	%			36.0	5.0	30.3	2.9	20.0	4.9	15.7	5.1	13.4	1.6
Vmin				43.5	4.5	48.0	7.5	45.6	7.6	46.5	6.9	55.8	2.6
Vmax2		46.2	10.0	62.8	6.7	73.0	5.3	81.3	5.5	90.0	2.9	79.7	25.0

図2 反動を用いたスクワットにおける負荷の増加に伴うバーベル速度の経時的変化（典型例 $n=1$ ）

および100%1RMの負荷では全対象者で出現していた。負荷の増加に伴いバーベル速度は減少する傾向を示した。SPM解析の結果、バーベル速度は負荷の増加に伴い挙上局面の30%～70%で低下を示した（図2）。

2. 下肢3関節角度

股関節角度と足関節角度は負荷の増加に伴う違いが示されなかった。膝関節伸展角度は、90%1RMにおいて、挙上局面の60%から80%にかけて小さかった。

3. 下肢3関節角速度

股関節および膝関節伸展角速度は、90%1RMにおいて、挙上局面の40%から70%にかけて小さな値を示し、足関節角速度も60%から80%にかけて小さな値を示した（図3）。

4. 下肢3関節モーメント

図4に負荷の増加に伴う関節モーメントの典型例を示す。股関節伸展モーメントは、90%1RMにおいて、挙上局面全体を通して大きく、膝関節伸展モーメントは70%以降で大きな値を示した。足関節底屈モーメントは負荷の増加による影響が

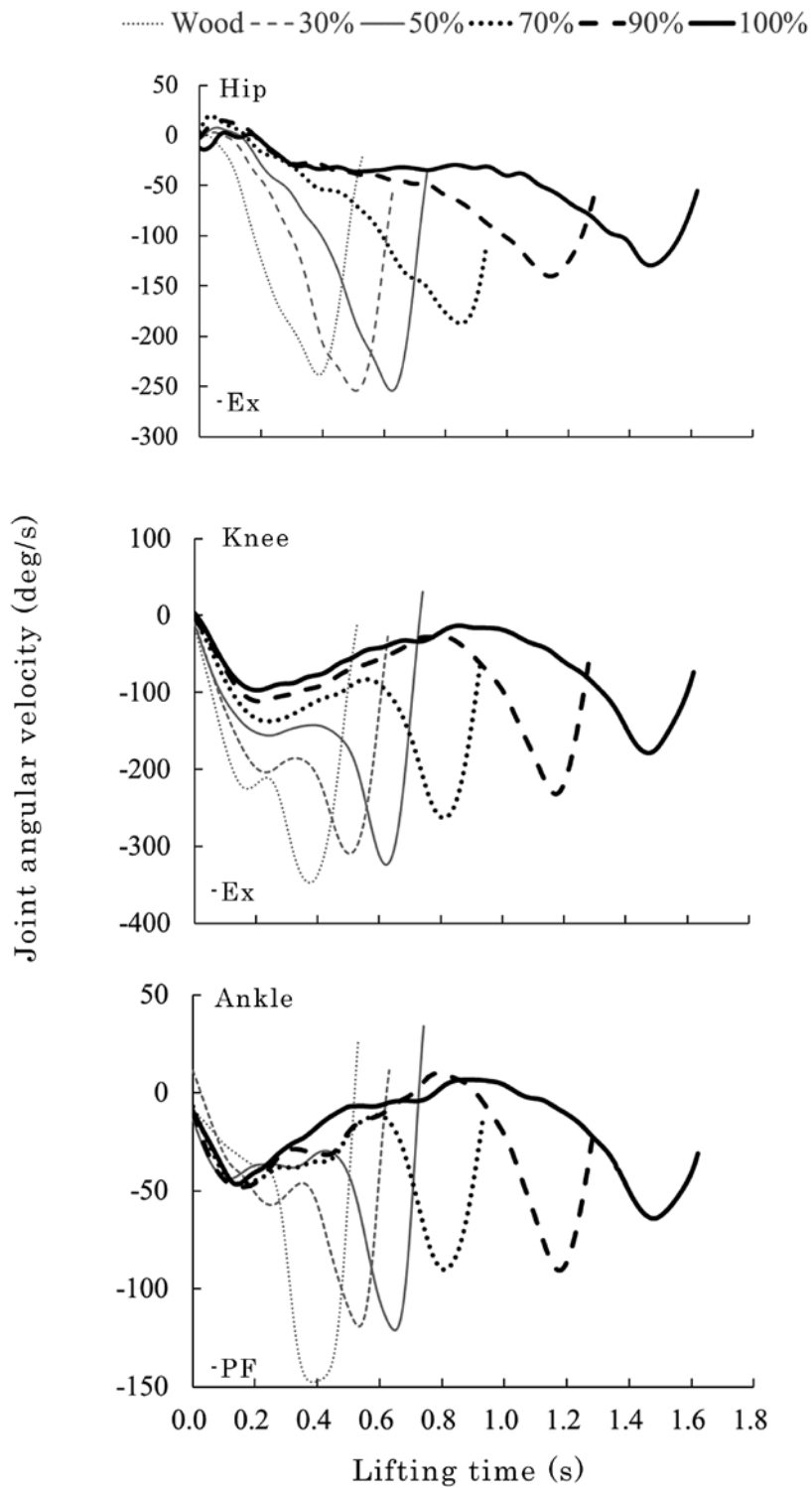


図3 反動を用いたスクワットにおける負荷の増加に伴う下肢3関節角速度の経時的変化（典型例 $n=1$ ）

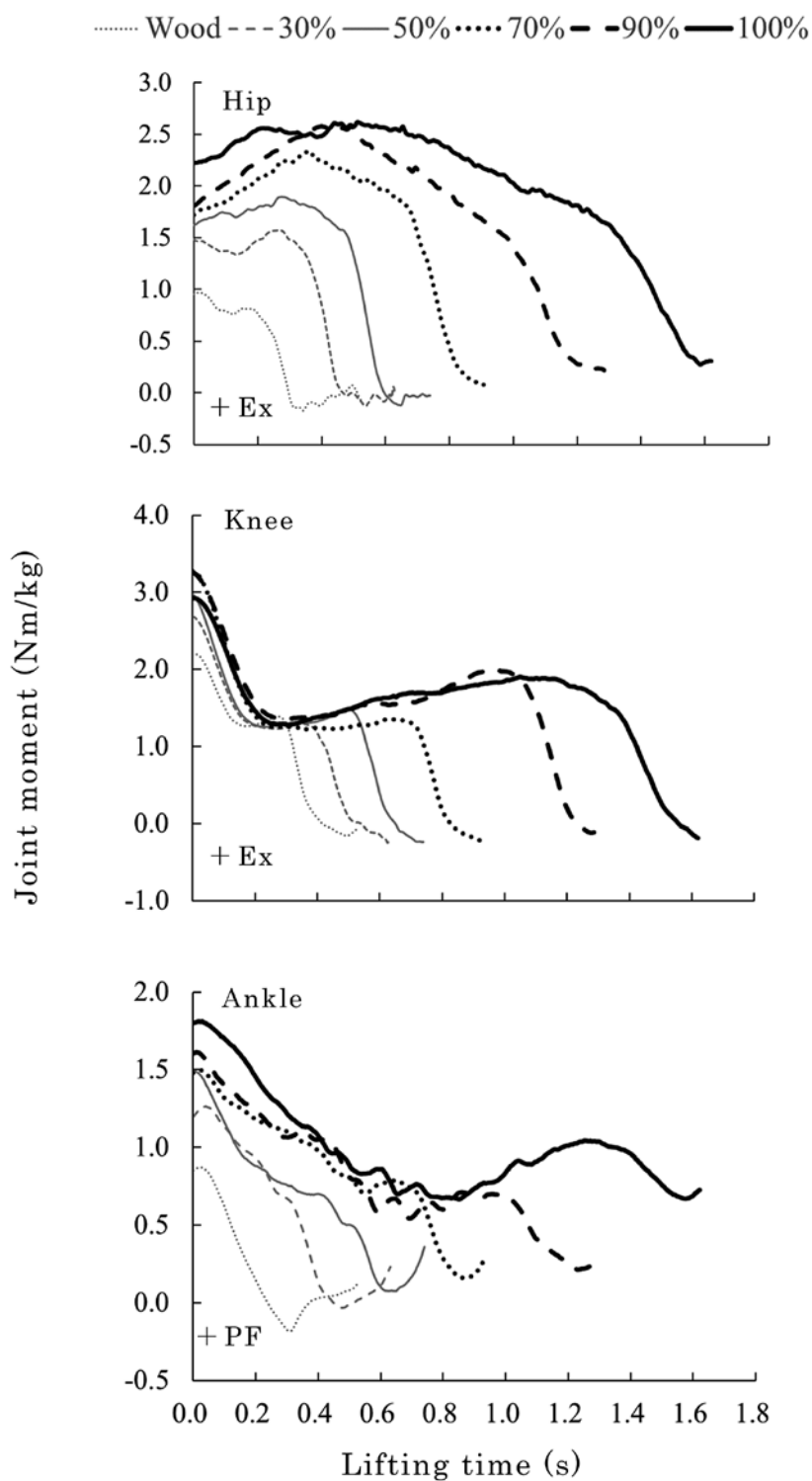


図4 反動を用いたスクワットにおける負荷の増加に伴う下肢3関節モーメントの経時的変化（典型例 $n=1$ ）

示されなかった。

5. 下肢3関節パワー

図5に負荷の増加に伴う関節角度パワーの変化を示す。股関節パワーは負荷の増加による影響が

示されなかった。膝関節パワーは90%1RMにおいて挙上局面の30%から60%にかけて小さな値を示し、足関節パワーは15%まで大きな値を示した。

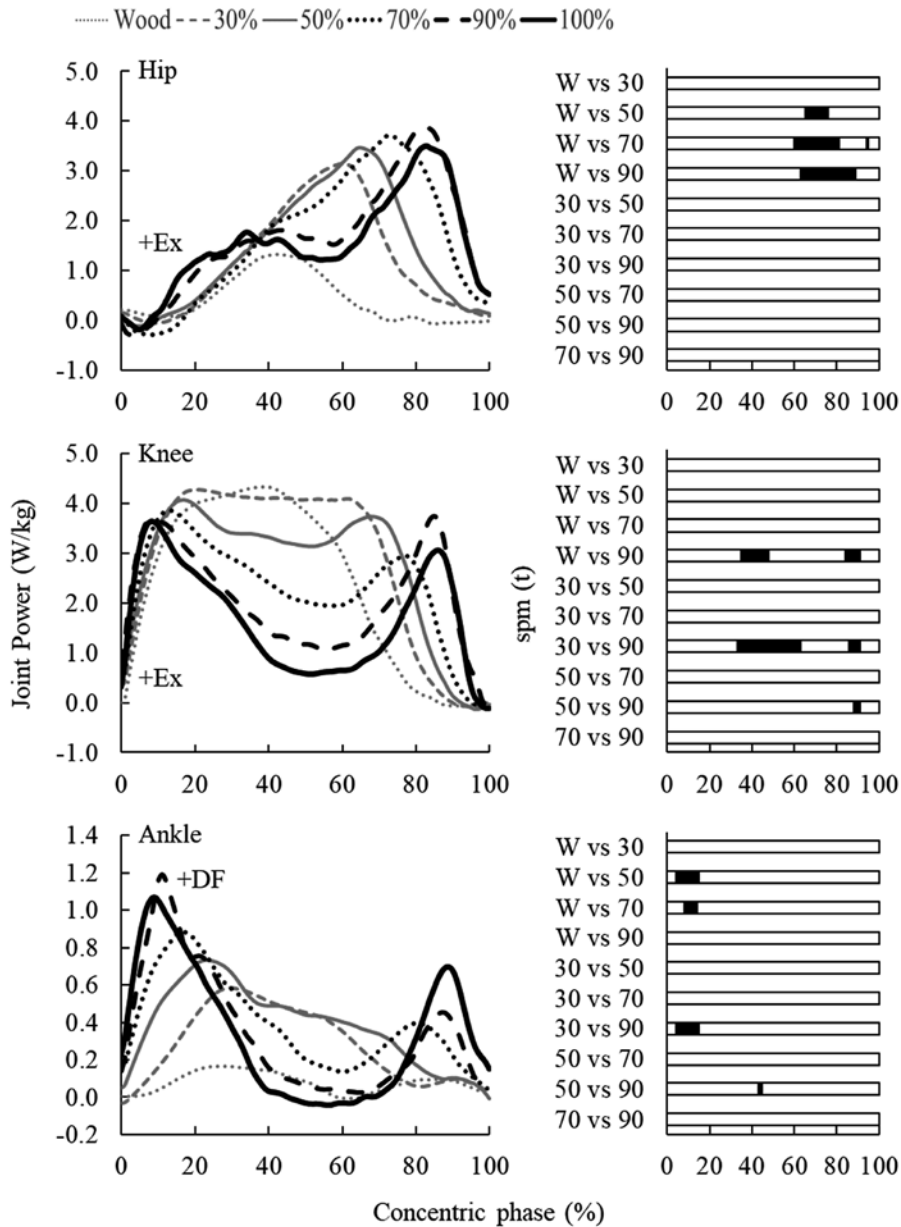


図5 反動を用いたスクワットにおける負荷の増加に伴う下肢3関節パワーの経時的変化（左）とSPMによる分散分析（典型例 $n=1$ ，右）

IV. 考 察

1. スクワットにおける負荷の増加がスティッキング領域の出現に及ぼす影響

本研究では、負荷の異なるスクワット中のキネマティクスとキネティクスがスティッキング領域に与える影響を明らかにすることを目的とした。その結果バーベル速度の波形は、先行研究の報告¹¹⁾と同様の挙上局面初期での速度の上昇と下降、そして再び速度が上昇する傾向が確認された。本研究の結果からスティッキング領域は高負荷のみならず、低負荷から確認できることが明らかになった。これは、先行研究の報告や従来の知見と異なる結果である。この現象が起きた対象者は、体重あたり2倍以上の重量の挙上が可能であり、軽負荷から伸長—短縮サイクルを利用して挙上をしており、挙上局面初期でのバーベル速度の上昇がより大きい結果となったためではないかと考える。この伸長—短縮サイクル運動では、下降局面で、下肢筋群の予備緊張が起こることによる筋の活性化、直列弾性要素に貯蔵した弾性エネルギーの再利用、伸張反射の誘発による張力の増大という効果が得られる⁵⁾。上記2名の対象者は、軽負荷から下肢筋群の活性化に伴う筋出力の増加によって挙上完了していると考えられている。しかし、他の対象者はそれらの利用がうまく行えず挙上をしており、その結果挙上局面初期バーベル速度の上昇が少なくなりスティッキング領域が出現しなかったのではないかと推察した。

負荷の増加に伴いバーベル速度が減少する原因についてキネマティクスデータから検討した。膝関節と足関節の角度変化は同様の傾向を示し、挙上局面初期で角度が増加し、中期では維持され、終期で再び増加する傾向を示している。膝関節は、負荷の増加に伴い挙上局面終期での伸展角度が減少していた。伸展角度の減少が確認できた理由としては、負荷の増加に伴って挙上時間が長くなることによってスクワットの挙上完了姿勢の膝関節最大伸展位への移行が遅くなっているためである

と考えられる。挙上局面中期では、股関節と膝関節の伸展角速度が減少する傾向を示した。この傾向は、先行研究にあるように、挙上局面初期での膝関節伸展筋群の活動から、股関節伸展筋群の活動へとスムーズに移行が出来ず、両関節の角速度の減少がみられたのではないかと考える。スクワットなどの多関節運動では、主動筋と拮抗筋がどちらかの活動を補うようにして動作が完了する。しかし、負荷の増加に主動筋も移行がスムーズに出来なくなっていることによってバーベル速度の減少が起きているのではないかと考える。

負荷の増加に伴いバーベル速度が減少する原因についてキネティクスデータから検討した。負荷の増加に伴い、挙上局面初期から中期での膝関節伸展パワーの減少が確認された。これは、バーベル速度と同様の傾向を示しており、膝関節がスティッキング領域の出現に寄与していると考えられる。負荷の増加に伴い地面反力は挙上局面初期で減少し、その後維持する傾向にあった。これは、足関節角速度と膝関節角速度と同様の傾向を示しており、地面反力は、足関節と膝関節のキネマティクスに依存していると考えられる。モーメントに関しては、負荷の増加に伴い、股関節伸展モーメントと膝関節伸展モーメントが増加する傾向を示した。これは、真鍋ら⁷⁾の結果を支持するものであったことから、スクワットでは負荷の増加に伴い股関節伸展モーメントが挙上局面全体を通して増加する傾向にあるといえる。しかし、膝関節伸展モーメントは、負荷の増加に伴い挙上局面終期でのみ増加する傾向を示した。負荷が増加しても、いかに膝関節伸展モーメントを維持するかが挙上重量増加の要因となると考えられる。

以上のことから、スクワットの動作は、足関節、膝関節、股関節の順で完了している。異なる負荷を用いたスクワットでのスティッキング領域の出現には、挙上局面初期での膝関節パワーの減少が引き起こす挙上局面中期での股関節と膝関節の伸展角速度が寄与していると考えられた。

V. 結 論

本研究は、スクワット中のスティッキング領域の出現原因をバイオメカニクス的手法から明らかにすることであった。その結果、以下の知見が得られた。

- ①負荷の増加によってスティッキング領域はより顕著に現れる傾向を示した。
- ②負荷の増加によって、挙上局面初期から中期にかけての膝関節伸展パワーが減少する傾向を示した。

以上の知見より、スクワット中のスティッキング領域の出現には、挙上局面初期での膝関節伸展筋群におけるパワー発揮の低下が関係していると示唆された。

参考文献

- 1) Bell AL, Brand RA, Pedersen DR. Prediction of hip joint centre location from external landmarks. *Human movement science* 8 : 3-16, 1989.
- 2) Coburn JW, Malek MH. *NSCA's Essentials of Personal Training 2nd Edition*, Human Kinetics, 2012.
- 3) Dempster WT. Space requirements of the seated operator, geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs In : *Book Space requirements of the seated operator, geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs* (Editor, ed.) ^eds.) , Michigan State Univ East Lansing, 1955.
- 4) Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions : application to the knee. *Journal of biomechanical engineering* 105 : 136-144, 1983.
- 5) Hudson JL. UTILIZATION OF STORED ELASTIC ENERGY IN THE LEG EXTENSOR MUSCLES : AN ANALYSIS OF GENDER, SKILL LEVEL, AND SELECTED BIOMECHANICAL VARIABLES In : *Book UTILIZATION OF STORED ELASTIC ENERGY IN THE LEG EXTENSOR MUSCLES : AN ANALYSIS OF GENDER, SKILL LEVEL, AND SELECTED BIOMECHANICAL VARIABLES* (Editor, ed.) ^eds.) , Temple University, Ann Arbor, 90, 1981.
- 6) Larsen S, Kristiansen E, Nygaard Falch H, Estifanos Haugen M, Fimland MS, van den Tillaar R. Effects of barbell load on kinematics, kinetics, and myoelectric activity in back squats. *Sports Biomechanics* : 1-15, 2022.
- 7) 真鍋芳明, 横澤俊治, 島田一志, 尾縣貢 : スクワットにおける運動速度変化および反動動作の有無が股関節と膝関節まわりの筋の活動および関節トルクに与える影響, *体力科学*, 53 : 425-442, 2004.
- 8) 水本篤, 竹内理. 研究論文における効果量の報告のために, 基礎的概念と注意点 *英語教育研究* 31 : 57-66, 2008.
- 9) Madsen N, McLAUGHLIN T. Kinematic factors influencing performance and injury risk in the bench press exercise. *Medicine and science in sports and exercise* 16 : 376-381, 1984.
- 10) Pataky TC. One-dimensional statistical parametric mapping in Python. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 15 : 295-301, 2012.
- 11) Van Den Tillaar R, Andersen V, Saeterbakken AH. The existence of a sticking region in free weight squats. *Journal of human kinetics* 42 : 63, 2014.
- 12) Van Den Tillaar R, Knutli TR, Larsen S. The effects of barbell placement on kinematics and muscle activation around the sticking region in squats. *Frontiers in sports and active living* : 172, 2020.
- 13) Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*, John Wiley & Sons, 2009.