

2024年度 3月修了 修士論文

コレクティブエクササイズが  
安静立位姿勢とスクワット動作時の筋活動に  
与える影響

早稲田大学 大学院スポーツ科学研究科

スポーツ科学専攻 スポーツ医科学研究領域

5023A049-9

内藤 遼太

研究指導教員： 平山 邦明 准教授

## 目次

1.緒言	1
2.方法	4
2-1.被験者	4
2-2.実験手順	4
2-3.姿勢の撮影	5
2-4.スクワットの実施	5
2-5.コレクティブエクササイズ	6
2-6.測定・算出項目	9
2-6-1.安静立位時のアライメント	9
2-6-2.スクワット中の関節角度	11
2-6-3.表面筋電図	11
2-6-4.等尺性最大随意筋収縮	12
2-6-5.コレクティブエクササイズ後の主観的評価	12
2-8.データ解析	13
2-8-1 関節角度および局面分け	13
2-8-2.筋活動	16
2-9.統計処理	16
2-9-1.安静立位時の腰椎前弯角度の変化、骨盤前傾角度の変化	… 17
2-9-2.スクワット中の骨盤の傾斜量の変化、筋活動の変化	… 17
3.結果	19
3-1.安静立位時の腰椎前弯角度の変化	20
3-2.安静立位時の骨盤前傾の角度の変化	20

3-3.スクワット中の骨盤の傾斜量の変化	21
3-3-1.後傾局面	21
3-3-2.前傾局面	23
3-4.スクワット中の筋活動の変化	25
3-4-1.下降局面	25
3-4-2.上昇局面	27
3-4-3.後傾局面	29
3-4-4.前傾局面	31
3-5.コレクティブエクササイズの主観的評価	33
4.考察	35
5.結論	42
6.参考文献	43

## 1. 緒言

近年、姿勢やアライメントを改善する方法への関心が高まっている。Kendall et al. (2005) は良い姿勢とは、筋と骨格のバランスが取れた状態であり、体の支持構造がどのような姿勢で機能または休息しているかに関係なく、構造を損傷または進行性変形から保護する状態を指すと示している。反対に不良姿勢は、支持構造への負担を増大させ、支持基底面上での身体のバランスを非効率的にすると示している。多くの人が不良姿勢であることが報告されており、男性の 85% と女性の 75% は骨盤前傾を呈していると報告がある (Lee, 2011)。この不良姿勢を改善する方法として、徒手療法 (Emily et al., 2019)、ピラティス (Graziella et al., 2024)、低強度でのエクササイズやストレッチング (Takahira et al., 2023) があり、これらによって姿勢やアライメントが改善することが報告されている。

特に低強度でのエクササイズやストレッチングは理学療法やトレーニングの現場ではコレクティブエクササイズとして多く用いられている。例えば、慢性頸部痛患者に対する 8 週間のコレクティブエクササイズ介入によって、頭部前方突出と肩関節前方突出が改善されたことが報告されている (Mehri et al., 2020)。また、高齢女性の胸椎後弯症に対する 8 週間のコレクティブエクササイズ介入によって、胸椎後弯の角度が改善されたことが報告されている (Jang et al., 2019)。腰椎前弯症 (Lordosis) および過前弯症 (Hyperlordosis) の被験者における腰椎前弯角改善に対するさまざまなコレクティブエクササイズの効果のレビューでは、コレクティブエクササイズは腰椎前弯症 (Lordosis) および過前弯症 (Hyperlordosis) の被験者の腰椎前弯角の改善に中程度の効果があるこ

とが示されている (Dimitrijević et al., 2022)。これらの研究は疾患を有した者に対する長期的な効果を検討したものであるが、短期的な効果についての研究は不足している。

トレーニング現場で多く用いられる下肢のエクササイズの一つにスクワットがある。スクワットについては多くの研究者が研究しており、しゃがみ込む深さを変えることは大腿四頭筋や大殿筋といった主要な筋群の筋活動に影響を及ぼすと考えられるが、その影響に関しては見解が分かれている。大腿四頭筋の筋活動に関しては、スクワットの深さが増すと筋活動が増加すると報告している研究 (Gorsuch et al., 2013) もあれば、増加しないとする研究 (Caterisano et al., 2002; Contreras et al., 2016; da Silva et al., 2017) もある。一方、大殿筋の筋活動に関しても見解が分かれている。膝関節屈曲 0-90° をパーシャル、膝関節屈曲 90-110° をパラレル、膝関節屈曲 110-135° をフルとしたときに、パラレルの深さとフルの深さで比較すると、フルのスクワットでの筋活動は同程度である (Contreras et al., 2016)、または、25%増加すると報告されている (Caterisano et al., 2002)。また、da Silva et al. (2017) は、パーシャルとフルを絶対値の差で比較すると、パーシャルの方が高いと報告している。

こういった先行研究間における不一致の一因として、姿勢やアライメントの違いが筋活動の違いと関係している可能性がある。Michnik et al. (2020) は立位時の骨格シミュレーション研究により、骨盤が前傾することで脊柱起立筋の筋活動が高くなり、骨盤が後傾することで大殿筋の筋活動が高くなることを示している。姿勢やアライメントが変化すると筋活動が変化することと反対に、股関節屈筋・腰背部伸筋の張力の増加と、腹壁・殿筋群の張力の低下が原因となり、骨盤前傾や腰椎前弯が過

度に生じる（下位交差性症候群：Janda, 1987）ように、筋活動が変化すると姿勢やアライメントが変化するとの見方もある。Vakos et al.(1994)は意図的に姿勢を変えたスクワットでは腰椎を前弯させると脊柱起立筋の筋活動が増加し、腰椎を後弯させると半腱様筋が増加したと報告している。また、男女のスクワットの比較をした研究では、スクワット中の腰椎角度と仙骨角度が変化するタイミングが男女で違うことを報告している（McKean et al., 2010）一方で、性別によって脊柱のアライメントが違うことが報告されている（Janssen et al., 2009）。これらの研究結果から、姿勢やアライメントの変化がスクワット中の骨盤の傾きや筋活動に影響を及ぼす可能性が示唆される。しかし、この関連性を検討した研究はまだ行われていない。

そこで本研究では、1) コレクティブエクササイズが安静立位時の腰椎前弯角度と骨盤前傾角度に与える急性的な影響を明らかにすること、2) コレクティブエクササイズ前後におけるスクワット動作中の骨盤の傾き、筋活動の変化を明らかにすることを目的とした。1) の仮説として、腰椎前弯を弱め、骨盤を後傾方向に誘導するコレクティブエクササイズを行うことで、安静立位における腰椎前弯角度と骨盤前傾角度が減少すると考えた。2) の仮説として、1) による骨盤前傾角度の減少によりスクワット動作中の大殿筋の筋活動レベルが向上することが考えられた。

## 2.方法

### 2-1.被験者

被験者は筋力トレーニングの経験が1年以上あり、下肢・体幹に整形外科的疾患のない大学生男性14名(年齢:21±1歳、身長:171.0±4.9cm、体重:75.4±11.1kg、平均±標準偏差)であった。スクワットの動作を習得し、自身の体重と同等の負荷でのスクワットが可能な者を対象とした。実験に先立ち、被験者に実験の方法および実験のリスクについて、文書および口頭で説明を行い、実験の内容を十分に理解してもらったうえで同意を得た。ただし、仮説を事前に伝えることは結果に影響を与える可能性があるため、仮説については説明せずに実験を実施した。本研究は、早稲田大学の人を対象とする研究に関する倫理審査委員会の承認【承認番号:2023-485】を得た上で実施された。

### 2-2.実験工程

被験者は全2日間にわたり実験に参加した。1日目と2日目の測定では48時間以上の間隔を空けて、別の試行を実施した。まず、被験者の身長および体重を測定した。その後反射マーカ―、慣性センサー(Inertial Measurement Unit:IMU)、および表面筋電図を貼付した。貼付が完了した後、姿勢の撮影を行い、次に3種類の負荷でスクワットを実施した。スクワット終了後、再度姿勢撮影を行い、その後、コレクティブエクササイズ試行または同等時間の安静座位試行を実施した。エクササイズまたは安静座位終了後、再び姿勢撮影を行い、再度3種類の負荷でスクワットを実施した。全ての試技が終了した後、被験者をベッドに移動させ、仰臥位または伏臥位をとりやすい状態で等尺性最大随意筋収縮

(Maximal Voluntary Isometric Contraction: MVIC) を測定した。2 日目は反射マーカー、IMU、表面筋電図の貼付から同様の手順で行った。

### 2-3. 安静立位姿勢の撮影

被験者に、皮膚上に直接マーカーを貼付できるよう加工されたスパッツを着用させた上で、関節角度を算出するための、腰椎 1 番 (L1)、腰椎 3 番 (L3)、腰椎 5 番の棘突起、および上前腸骨棘 (ASIS)、上後腸骨棘 (PSIS) の皮膚上に反射マーカーを貼付した。腰椎に貼付するマーカーについては、脊柱起立筋によって視認が困難になることを考慮し、反射マーカーを 2 個重ねて貼付した。撮影時は、被験者ごとに事前に規定した自然に立ちやすい腰幅程度の足幅で、上肢を自然に下垂させた安静立位をとらせた。立ち位置や足幅の変化が結果に影響しないようにするために、常に同じ位置で立位姿勢をとった。撮影にはスマートフォン内蔵カメラ (iPhone 13, Apple Inc., Cupertino, USA) を使用し、高さ 50 cm の三脚に取り付け、被験者から矢状面方向に 4 m 離れた位置に配置した。カメラは標準の写真モードを使用し、2 倍デジタルズーム (解像度 4032×3024 ピクセル) で撮影を行った。

### 2-4. スクワットの実施

本研究におけるスクワットは全て、大腿骨軸と床が平行となるパラレルスクワットとした。スクワットをする際は、メトロノームを用い、3 秒かけて下り、3 秒かけて上がる速さで 3 回行うよう指示した。被験者ごとに事前に規定した自然にスクワットしやすい肩幅程度の足幅でスクワットを行った。立ち位置や足幅の変化が結果に影響しないよう、常に同

じ位置でスクワットを実施した。また、スクワット中の臀部の高さも大腿骨軸と床が平行となる位置にチューブを設置した。

まずは負荷なし（0%Body Weight: 0%BW）で、上肢の位置は胸の前にして行った。その後、30秒ほどの休息を挟み、体重の50%負荷（50%BW）でバーを担いでスクワットを行った。同様に、30秒ほどの休息後に体重と同等の負荷（100%BW）でバーを担いで行った。重量設定時に小数が出た際は四捨五入し、1kg単位で設定可能な重量で行った。

## 2-5.コレクティブエクササイズ

本研究のコレクティブエクササイズは腰椎前弯を弱め、骨盤を後傾傾向に誘導するために、臀部や大腿後面、体幹前面の活性化、大腿前面や体幹背面の抑制を目的としたエクササイズを行った。全ての被験者に同じエクササイズを同じ回数×セット数行わせ、エクササイズ間の休息時間は30秒とした。全てのエクササイズに共通する教示として、「鼻から息を長く柔らかく吸って、口から強く吐く」、「吐くときに肋骨を寄せて下げて中に引き込む」、「吐き切ったらお腹の横の活動を感じながら、息を長く柔らかく吸う」の3つを指示した。

1種目には、90-90ヒップ・リフトを行った。このエクササイズでは仰向けになり膝と股関節を90°に曲げ、足裏全体を壁につける。この状態で鼻から息を吸い、口から吐く。息を吐く際、足裏全体を壁につけたまま両踵を地面に向かって軽く引き、尾骨が地面からわずかに離れるように骨盤を傾ける。この時、腰部は地面に対して平らになるように保ち、両ハムストリングスが活動するのを感じる。一度リラックスし、同じ手順を5呼吸繰り返す。これを3セット繰り返した。

2 種目目には、モディファイド・オール・フォー・ベリー・リフトを行った。このエクササイズは両手と両膝を地面につけた状態をとり、若干背中を丸める。この状態で鼻から息を吸い、口から吐く。息を吐く際にゆっくりと背中を丸め、尾骨が地面に近づくように骨盤を傾ける。この状態を保ちながら体重を前方へシフトし、両指先を結んだ線上に鼻を揃える。背中を丸めた状態を維持したまま、左手を地面から離し、息を吸う。この時、体幹の捻りや回旋が起こらないようにする。この姿勢を保ちながらゆっくりと呼吸をする。5 呼吸後、左手を地面に戻し、今度は右手を地面から離す。このエクササイズは片側でのエクササイズのため、休息時間を設けずに 2 セットずつ行った。

3 種目目には、スーパイン・フックライイング・シンクロナイズド・レジステッド・グルーツ・マックスを行った。この種目はミニバンドを膝の上につけ、仰向けになり膝を曲げ、足裏全体をブロックの上に休める。鼻から息を吸いながら、両膝を外側へ動かす。息を吸う際、首や肩ではなく、横隔膜を使って胸郭に空気を取り込む。口から息を吐きながら、ゆっくりと膝を元の位置へ戻す。息を吐き切る際、尾骨が地面から離れるように骨盤を傾ける。この時、腰は地面に対して平らになるように保つ。この手順でゆっくりと呼吸をする。一度リラックスし、同じ手順を 5 呼吸繰り返す。これを 3 セット繰り返した。

4 種目目には、スタンディング・ウォール・サポータード・リーチを行った。壁から 20-25cm 程度離れた所に立ち、壁に寄りかかる。足は肩幅に開き、踵重心になるように立つ。両手を身体の前に位置させ、背中を若干丸め、腰が壁に対して平らになるように骨盤を後ろに傾ける。軽く両膝を曲げて身体を下降させる。この状態で鼻から息を吸い、口から息を吐く。息を吐く際、腰の位置を保ちながら、両手を斜め下方へ伸ば

す。この時、上背部は壁から離れる。両手を伸ばしたまま、ゆっくりと鼻から息を吸い、背中に空気を取り込み、胸郭後部を拡張させる。口からゆっくりと息を吐き、両手をさらに前方へ伸ばす。一度リラックスし、同じ手順を5呼吸繰り返す。これを3セット繰り返した。

5 種目目には、腸腰筋ストレッチを行った。このエクササイズは片膝立ちになり、立てた膝側を45°の方向へ向かせる。骨盤を後傾させながら少し前方に動き、降ろしている足の腸腰筋のストレッチをする。この姿勢を保ちながらゆっくりと呼吸をする。5呼吸後、足を入れ替え、同じ手順を繰り返す。このエクササイズは片側でのエクササイズのため、休息時間を設けずに2セットずつ行った。

6 種目目には、大腿直筋ストレッチを行った。このエクササイズは片膝立ちになり、ブロックを脛の下に置き、正面を向く。骨盤を後傾させながら少し前方に動き、降ろしている足の大腿直筋のストレッチをする。この姿勢を保ちながらゆっくりと呼吸をする。鼻から息を吸い、ゆっくりと口から息を吐く。5呼吸後、足を入れ替え、同じ手順を繰り返す。このエクササイズは片側でのエクササイズのため、休息時間を設けずに2セットずつ行った。(図1)

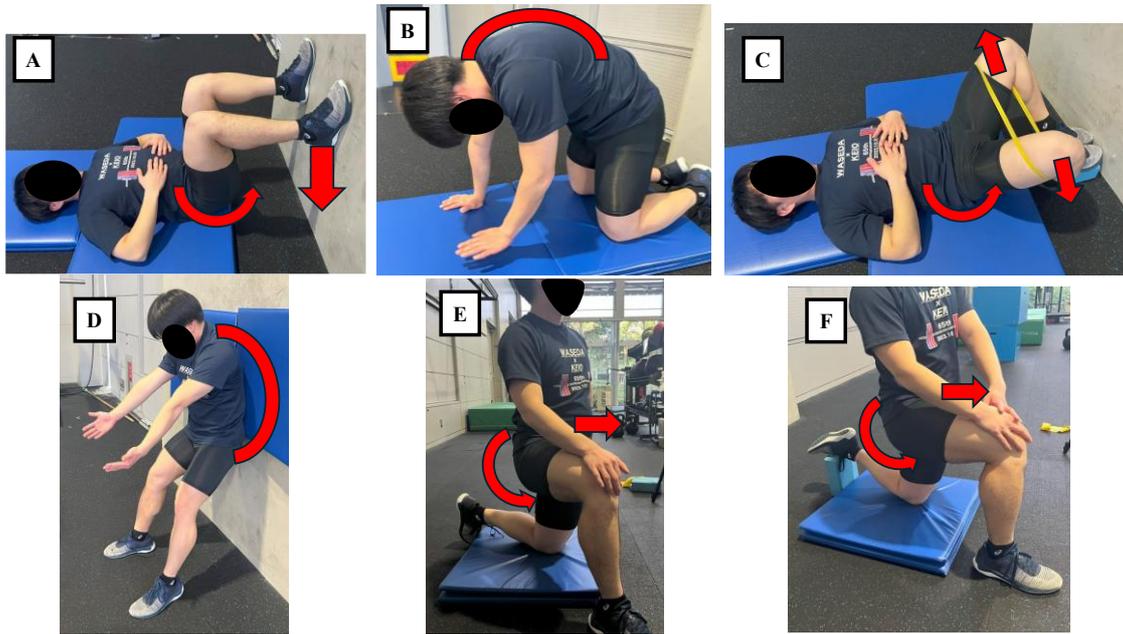


図 1. アライメント改善エクササイズ

A. 90-90 ヒップ・リフト、B. モディファイド・オール・フォー・ベリー・リフト、C. スーパイン・フックライイング・シンクロナイズド・レジステッド・グルーツ・マックス、D. スタンディング・ウォール・サポーテッド・リーチ、E. 腸腰筋ストレッチ、F. 大腿直筋ストレッチ

## 2-6. 測定・算出項目

### 2-6-1. 安静立位時のアライメント

安静立位時のアライメントとして腰椎前弯角度、骨盤前傾角度を測定した。矢状面画像から動作解析ソフトウェア (Kinovea Version 2023.1.1) を用いて各角度を算出した。腰椎前弯角度は L1-L3-L5 のそれぞれの棘突起上のマーカーから皮膚上の点を推定した点を結んだ線の成す角度から算出した。角度が大きいことは腰椎前弯傾向が弱いことを意味し、角度が小さいことは腰椎前弯傾向が強いことを意味する。骨盤前傾角度は

ASIS と PSIS を結んだ線と水平線の成す角度から算出した。角度が大きいことは骨盤前傾が強いことを意味し、角度が小さいことは骨盤前傾局面が弱いことを意味する。(図 2)

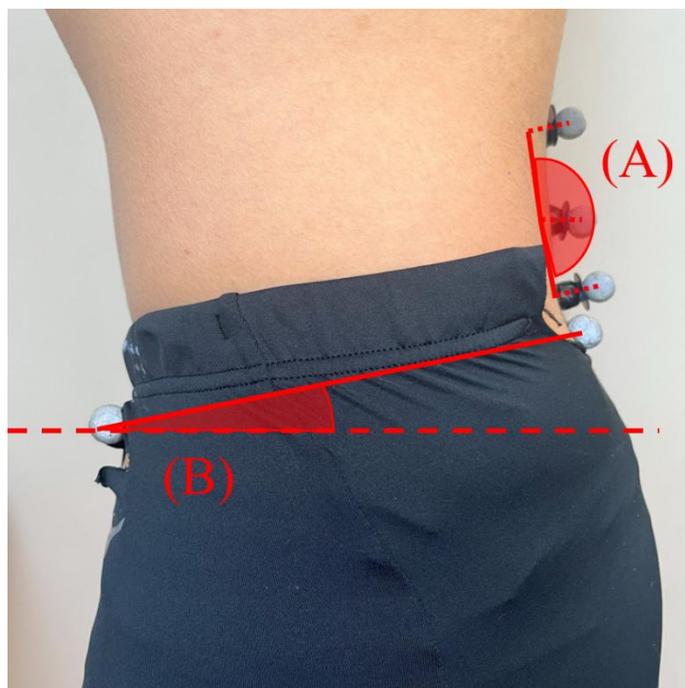


図 2. (A) 腰椎前弯角度、(B) 骨盤前傾角度

### 2-6-2.スクワット中の関節角度

スクワット中の骨盤の傾斜量、膝関節の屈曲角度の測定には3軸IMU (Wave Track IMU sensors, Cometa srl, Italy) を用いた。それぞれの角度の導出には、3軸IMUおよびワイヤレス受信機 (Wave Plus, Cometa srl, Italy) を使用し、100Hzのサンプリング周波数で取得された。データ解析ソフトウェア (EMG and MotionTools, Cometa srl, Italy) における関節角度を推定する機能を使用するために4つのIMUを仙骨部分、大腿前面、下腿前面、足部に貼付した。骨盤の傾斜量、膝関節の屈曲角度はソフトウェアにて推定された。

### 2-6-3.表面筋電図

スクワット中の筋活動の測定には表面筋電図法を用いた。筋電図の導出には、ワイヤレス筋電図センサー (Pico EMG, Cometa srl, Italy) および、ワイヤレス受信機 (Wave Plus, Cometa srl, Italy) を使用し、2000Hzのサンプリング周波数で取得した。電極の装着に先立ち、筋電図導出部位の皮膚表面をヤスリで削り、アルコール綿で十分に拭き取ることで皮膚抵抗を軽減した。被験筋は、全ての被験者が同じ左側の大殿筋 (GM)、大腿二頭筋長頭 (BF)、脊柱起立筋 (ES)、大腿筋膜張筋 (TFL)、大腿直筋 (RF)、外側広筋 (VL) の6筋とした。SENIAM (Surface Electromyography for the Noninvasive Assessment of Muscles) を参照し、いずれの筋電図電極も筋線維の方向に沿って貼付した。GMにおいては、仙椎と大転子を結んだ線の50%の、臀部の中央の最も突出した部分に相当する位置に貼付した。BFにおいては、坐骨結節と脛骨外側上顆の間の線の50%の位置に貼付した。ESにおいては、L1の棘突起から2本の指の幅外側の位置に貼付した。TFLにおいては、ASISから大腿骨

外側顆近位 1/6 の位置に貼付した。RF においては、ASIS から膝蓋骨上部までの線の 50% の位置に貼付した。VL においては、ASIS から膝蓋骨の外側までの線上の 2/3 の位置に貼付した。

#### 2-6-4.等尺性最大随意筋収縮

各筋について、最大努力で 5 秒間の等尺性の筋活動を測定した。各筋の MVIC は SENIAM を参考に次の方法で測定した。GM については被験者に伏臥位をとらせ大腿部を固定し、股関節の伸展を行わせた。BF については被験者に伏臥位をとらせ膝関節を 90° 屈曲させた状態で、膝関節の屈曲を行わせた。ES については被験者に伏臥位をとらせ体幹部を固定し、体幹の伸展を行わせた。TFL については側臥位をとらせ大腿部を固定し、股関節の外転を行わせた。RF と VL については座位をとらせ大腿部と下腿部を固定し、膝関節の伸展を行わせた。

#### 2-6-5.コレクティブエクササイズ後の主観的評価

2 日間の工程が終了した後、被験者に姿勢とスクワットの感覚について 5 段階の主観的評価を質問した（表 1）。また、姿勢とスクワットの感覚について具体的な感想も質問した。

表 1. コレクティブエクササイズ後の感覚の主観的評価指標

	感覚の評価指標
5	良くなった
4	少し良くなった
3	変わらない
2	少し悪くなった
1	悪くなった

## 2-8. データ解析

### 2-8-1. 関節角度および局面分け

専用ソフト (LabChart version 8, ADInstruments, Australia) を用いて、骨盤の傾きと膝関節の屈曲角度からスクワット中の局面を定義した。本研究のスクワットでは速度を規定していたが、始動の際に急速に動作をするものが多く見られた。このため、本研究のスクワットでは膝関節角度がおよそ 3 秒間で  $100^{\circ}$  程度屈曲することが観察されたことから、1 秒間あたり約  $33^{\circ}$  の屈曲速度を基準値とした。動作開始は膝関節屈曲角度の変化率がこの基準値を超えた時点と定義し、動作終了は膝関節屈曲角度が極小値となる時点とした。動作開始時点から膝関節屈曲角度が極大値に達するまでを下降局面、膝関節屈曲角度が極大値から動作終了時点までを上昇局面とした。

下降局面では、骨盤の傾きが前傾方向の変化から後傾方向の変化に移るいわゆるバットウインクが観察され、上昇局面では後傾方向から前傾方向に戻る場面が観察された。これらの移行時点を判定するため、骨盤の傾き角度を微分した。その角速度が  $0^{\circ}/s$  となる時点を移行時点とした。骨盤の傾きが前傾から後傾に変化する際、角速度が初めて  $0^{\circ}/s$  となる時点から膝関節屈曲角度が極大値に達するまでの期間を骨盤後傾局面と定義した。また、膝関節屈曲角度が極大値に達した後、骨盤の傾きが後傾から前傾に戻り、角速度が最後に  $0^{\circ}/s$  となる時点までの期間を骨盤前傾局面と定義した。

さらに、骨盤後傾局面では、開始時点の骨盤の傾き角度から膝関節屈曲角度が極大値に達した時点の骨盤の傾き角度を差し引き、骨盤後傾量を算出した。同様に、骨盤前傾局面では膝関節屈曲角度が極大値に達した時点から終了時点の骨盤の傾き角度を差し引き、骨盤前傾量を算出し、

骨盤の傾斜量の変化を導出した。この値が大きい場合は、バットウインクの程度が大きく、小さい場合はバットウインクの程度が小さいことを意味する。(図 3)

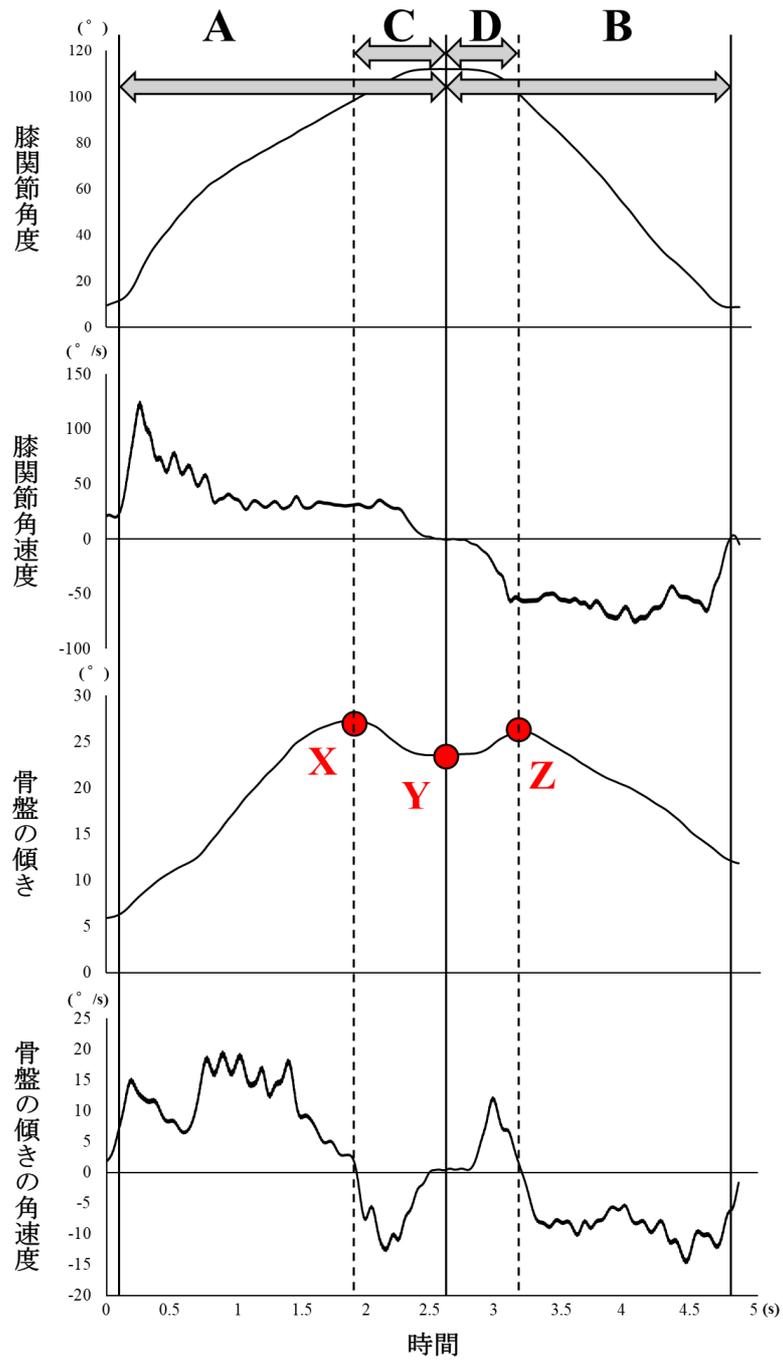


図 3.慣性センサーで取得、推定した膝関節屈曲関節屈曲と骨盤の傾斜量  
 (A) 下降局面、(B) 上昇局面、(C) 後傾局面、(D) 前傾局面  
 (X) 後傾局面の開始時点、(Y) 膝関節屈曲角度が極大値に達した時点  
 (Z) 前傾局面の終了時点

### 2-8-2.筋活動

専用ソフト（LabChart version 8, ADInstruments, Australia）を用いて、スクワット中の下降局面、上昇局面、後傾局面、前傾局面での各筋の動作中の実効値（Root Mean Square：RMS）を求めた。各重量 3 回中の 1 回目のスクワットのデータが IMU の不具合により取得できなかったものが多かったこと、3 回目はスクワットラックに戻す動作が解析に影響するため、2 回目のスクワットのデータを解析した。MVIC 中の RMS は、5 秒間のうちの筋電図の振幅が大きい 1 秒間の値とした。その後、動作中の RMS は、MVIC 中の RMS に対するパーセンテージ（%MVIC）で表した。

### 2-9.統計処理

統計処理には統計解析ソフトウェア（JASP 0.19.1, JASP Team）を用いた。統計処理を行うにあたって、機材の不具合等で取得できなかった欠損データは統計解析ソフトウェア内で除外された。いずれの検定においても、有意水準は 5%とした。

各試行、各時点を以下のように表記した。エクササイズ試行（Ex）でのスクワット前に撮影した腰椎前弯角度、骨盤前傾角度を Ex-Pre1、スクワット後に撮影した腰椎前弯角度、骨盤前傾角度を Ex-Pre2、コレクティブエクササイズ後に撮影した腰椎前弯角度、骨盤前傾角度を Ex-Post、コントロール試行（Con）での同様の 3 時点で撮影した腰椎前弯角度、骨盤前傾角度を Con-Pre1、Con-Pre2、Con-Post とした。また、スクワット中の骨盤の傾斜量、筋活動については、Ex でのコレクティブエクササイズ前のスクワットを Ex-Pre、Ex でのコレクティブエクササ

イズ後のスクワットを Ex-Post、Con での同様の 2 時点のスクワットを Con-Pre、Con-Post をとした。

### 2-9-1.安静立位時の腰椎前弯角度の変化、骨盤前傾角度の変化

データの正規性を確認するために Shapiro-Wilk 検定を行った。その結果、全てのデータに正規性があったため、Mauchly の球面性の検定を、2 水準である試行 (Ex、Con) の要因以外の、時間 (Pre1、Pre2、Post1) の要因および時間×試行の要因に対して実施した。球面性の仮定が棄却 ( $p < 0.05$ ) された場合は、Greenhouse-Geisser の補正を適用し、二元配置反復測定分散分析を行った。二元配置反復測定分散分析で有意な交互作用が見られた場合、事後検定として Bonferroni の多重比較検定を行った。効果量は Hedges'  $g$  を使用し、以下の基準に基づいて解釈した： $<0.20$  (trivial)、 $0.20-0.59$  (small)、 $0.60-1.19$  (moderate)、 $1.20-1.99$  (large)、 $2.00-3.99$  (very large)、 $\geq 4.00$  (extremely large)。

### 2-9-2.スクワット中の骨盤の傾斜量の変化、筋活動の変化

データの正規性を確認するために Shapiro-Wilk 検定を行った。その結果、正規性があるデータとないデータがあった。各重量および各筋で全てのデータに正規性があった場合には、試行 (Ex、Con) と時間 (Pre、Post) を要因とする二元配置反復測定分散分析を実施した。二元配置反復測定分散分析で有意な交互作用が見られた場合には、事後検定として Bonferroni の多重比較検定を行った。一方、正規性がないデータについては、ノンパラメトリック検定である Wilcoxon の符号付順位検定を実施した。効果量については、Bonferroni の多重比較検定で有意差が認められた場合には Hedges'  $g$  を使用した。また、Wilcoxon の符号付順位検

定で有意差が認められた場合には、各検定統計量を  $Z$  に変換して効果量 ( $r$ ) を求めた。効果量の目安は以下の通りとした：効果量小 ( $r = 0.10$ )、効果量中 ( $r = 0.30$ )、効果量大 ( $r = 0.50$ )。

### 3.結果

#### 3-1. 安静立位時の腰椎前弯角度の変化

カメラの不具合により1つのデータが除外された。Shapiro-Wilk 検定により、全てのデータの正規性が確認された。二元配置反復測定分散分析の結果、時間×試行の交互作用は見られなかった。また、時間、試行それぞれに主効果も見られなかった。(表2)

表2. 腰椎前弯角度の有効データ数、平均値、標準偏差

Ex	N	平均値 ± 標準偏差(°)	Con	N	平均値 ± 標準偏差(°)
Pre1	13	170.1 ± 6.3	Pre1	13	170.5 ± 5.0
Pre2	13	170.2 ± 4.6	Pre2	13	172.7 ± 7.0
Post	13	171.1 ± 3.8	Post	13	173.1 ± 5.5

### 3-2.安静立位時の骨盤前傾角度の変化

カメラの不具合やマーカの位置の異常により3つのデータが除外された。Shapiro-Wilk 検定により、全てのデータの正規性が確認された。二元配置反復測定分散分析の結果、時間×試行の交互作用は見られなかったが、試行の主効果が見られた ( $p < 0.001$ )。(表 3)

表 3. 骨盤前傾角度の有効データ数、平均値、標準偏差

Ex	N	平均値 ± 標準偏差(°)	Con	N	平均値 ± 標準偏差(°)
Pre1	11	7.1 ± 3.6	Pre1	11	11.4 ± 3.3
Pre2	11	8.5 ± 3.8	Pre2	11	11.0 ± 4.2
Post	11	7.5 ± 2.7	Post	11	10.7 ± 3.0

### 3-3.スクワット中の骨盤の傾斜量の変化

#### 3-3-1.骨盤後傾局面

Shapiro-Wilk 検定により、0%BW と 50%BW の負荷では正規性が無いデータがあった。100%BW では全て正規性があった。このため、0%BW と 50%BW では Wilcoxon の符号付順位検定、100%BW では二元配置反復測定分散分析を行った。

負荷無しの Wilcoxon の符号付順位検定では、Ex-Post と Con-Post の間に有意差が見られ ( $p=0.041$ )、Con-Post が高い値を示し、効果量は中 ( $r=0.39$ ) であった。その他の比較では見られなかった。50%BW の Wilcoxon の符号付順位検定では、どの比較にも有意差は見られなかった。100%BW の二元配置反復測定分散分析では、時間×試行の交互作用は見られなかったが、試行の主効果が見られた ( $p=0.014$ )。(表 4)

表 4. 骨盤後傾局面における骨盤後傾量の変化の有効データ数、平均値、標準偏差と統計処理の結果

\*p<0.05(vsEx-Post) † p<0.05(vsCon-Post) ‡ p<0.05(vsCon-Pre)

0%		N	平均値 ± 標準偏差(°)
Ex	Pre	14	1.0 ± 1.2
	Post	14	1.1 ± 2.1†
Con	Pre	14	2.8 ± 5.0
	Post	14	2.7 ± 3.1
50%		N	平均値 ± 標準偏差(°)
Ex	Pre	14	0.8 ± 1.5
	Post	14	0.6 ± 0.8
Con	Pre	14	1.8 ± 2.5
	Post	14	1.0 ± 1.9
100%		N	平均値 ± 標準偏差(°)
Ex	Pre	14	0.5 ± 1.9
	Post	14	0.6 ± 0.9
Con	Pre	14	0.3 ± 0.8
	Post	14	0.8 ± 1.1

### 3-3-2.骨盤前傾局面

IMUの不具合によって、いくつかのデータが除外された。Shapiro-Wilk検定により、0%BWと50%BWでは正規性がないデータがあった。100%BWでは全て正規性があった。このため、0%BWと50%BWではWilcoxonの符号付順位検定、100%BWでは二元配置反復測定分散分析を行った。

0%BWと50%BWもWilcoxonの符号付順位検定では、どの比較にも有意差は見られなかった。100%BWの二元配置反復測定分散分析では、時間×試行の交互作用が見られ( $p=0.010$ )、試行の主効果が見られた( $p=0.037$ )。事後検定では、Ex-PreとCon-Preの間に有意差が見られ( $p=0.017$ )、Con-Preが低い値を示し、効果量はlarge( $g=1.38$ )であった。(表5)

表 5. 骨盤前傾局面における骨盤前傾量の変化の有効データ数、平均値、標準偏差と統計処理の結果

\*p<0.05(vsEx-Post) † p<0.05(vsCon-Post) ‡ p<0.05(vsCon-Pre)

0%		N	平均値 ± 標準偏差(°)
Ex	Pre	13	-1.4 ± 1.6
	Post	13	-0.9 ± 1.6
Con	Pre	14	-2.8 ± 5.0
	Post	14	-2.1 ± 2.0
50%		N	平均値 ± 標準偏差(°)
Ex	Pre	13	-1.9 ± 2.0
	Post	13	-1.6 ± 1.6
Con	Pre	14	-1.8 ± 2.5
	Post	14	-2.6 ± 2.5
100%		N	平均値 ± 標準偏差(°)
Ex	Pre	13	-2.6 ± 2.1‡
	Post	13	-2.0 ± 1.8
Con	Pre	13	-0.3 ± 0.8
	Post	13	-1.9 ± 2.0

### 3-4 スクワット中の筋活動の変化

#### 3-4-1. 下降局面

表面筋電図と IMU の不具合によって、いくつかのデータが除外された。0%BW では Wilcoxon の符号付順位検定を行った GM の Ex-Pre と Ex-Post の間に有意差が見られ ( $p=0.008$ )、Ex-Post が高い値を示し、効果量は中 ( $r=0.49$ ) であった。50%BW では Wilcoxon の符号付順位検定を行った BF の Ex-Pre と Ex-Post の間に有意差が見られ ( $p=0.049$ )、Ex-Post が高い値を示し、効果量は中 ( $r=0.37$ ) であった。また、Wilcoxon の符号付順位検定を行った TFL の Con-Pre と Con-Post の間に有意差が見られ ( $p=0.021$ )、Con-Post が低い値を示し、効果量は中 ( $r=0.44$ ) であった。100%BW では Wilcoxon の符号付順位検定を行った GM の Ex-Pre と Con-Pre の間に有意差が見られ ( $p=0.013$ )、Con-Pre が高い値を示し、効果量は中 ( $r=0.47$ ) であった。また、Ex-Post と Con-Post の間に有意差が見られ ( $p=0.042$ )、Con-Post が高い値を示し効果量は中 ( $r=0.41$ ) であった。(表 6)

表 6. 下降局面における各筋の筋活動の有効データ数、平均値、標準偏差と統計処理の結果

\*p<0.05(vsEx-Post) † p<0.05(vsCon-Post) ‡ p<0.05(vsCon-Pre)

GM		0%		50%		100%	
		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)
Ex	Pre	13	4.5 ± 3.3*	14	9.6 ± 4.6	13	16.5 ± 8.3‡
	Post	14	5.9 ± 5.2	14	9.8 ± 6.3	12	17.2 ± 7.5†
Con	Pre	14	7.0 ± 5.1	14	14.7 ± 12.7	13	28.8 ± 26.5
	Post	14	6.9 ± 4.7	14	14.4 ± 11.5	13	33.4 ± 31.8
BF		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)
Ex	Pre	13	10.5 ± 10.6	14	18.3 ± 20.9*	13	24.8 ± 15.7
	Post	13	14.8 ± 24.4	14	20.7 ± 26.7	13	21.8 ± 27.4
Con	Pre	14	10.1 ± 5.8	14	17.8 ± 11.0	13	24.9 ± 10.8
	Post	14	9.8 ± 6.0	14	16.1 ± 9.5	13	26.1 ± 13.9
ES		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)
Ex	Pre	13	25.9 ± 13.3	14	42.0 ± 23.6	13	59.7 ± 29.4
	Post	14	27.4 ± 14.3	14	41.0 ± 19.8	12	62.7 ± 33.3
Con	Pre	14	25.3 ± 10.2	14	44.7 ± 18.5	13	66.5 ± 21.0
	Post	14	24.5 ± 10.2	14	40.6 ± 16.7	13	71.2 ± 25.0
TFL		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)
Ex	Pre	13	5.1 ± 2.5	14	7.8 ± 3.6	13	9.7 ± 4.6
	Post	14	5.7 ± 4.7	14	8.0 ± 5.2	12	11.6 ± 12.8
Con	Pre	14	6.1 ± 3.5	14	8.3 ± 4.2†	13	12.1 ± 6.5
	Post	14	5.3 ± 2.6	14	7.4 ± 4.0	13	12.2 ± 7.7
RF		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)
Ex	Pre	13	49.3 ± 36.7	14	85.3 ± 59.3	13	96.2 ± 72.4
	Post	13	53.8 ± 41.1	14	87.7 ± 64.0	12	98.2 ± 68.4
Con	Pre	13	49.5 ± 32.6	14	67.7 ± 42.7	13	98.6 ± 43.0
	Post	13	46.3 ± 28.7	14	67.1 ± 35.4	13	99.0 ± 44.0
VL		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)
Ex	Pre	13	51.9 ± 33.2	14	88.4 ± 71.2	13	115.2 ± 89.4
	Post	14	53.4 ± 33.3	14	89.4 ± 66.1	12	112.0 ± 100.0
Con	Pre	13	66.7 ± 30.1	13	110.9 ± 54.1	12	154.2 ± 87.5
	Post	13	62.0 ± 34.2	13	106.2 ± 50.4	12	148.3 ± 92.0

### 3-4-2.上昇局面

表面筋電図と IMU の不具合によって、いくつかのデータが除外された。0%BW では Wilcoxon の符号付順位検定を行った GM の Ex-Pre と Ex-Post の間に有意差が見られ ( $p=0.021$ )、Ex-Post が高い値を示し、効果量は中 ( $r=0.45$ ) であった。二元配置反復測定分散分析を行った ES で時間×試行の交互作用が見られた ( $p=0.009$ )。事後検定で有意差は見られなかった。Wilcoxon の符号付順位検定を行った RF の Con-Pre と Con-Post の間に有意差が見られ ( $p=0.035$ )、Con-Post が低い値を示し、効果量は中 ( $r=0.40$ ) であった。Wilcoxon の符号付順位検定を行った VL の Con-Pre と Con-Post の間に有意差が見られ ( $p<0.001$ )、Con-Post が低い値を示し、効果量は大 ( $r=0.60$ ) であった。50%BW ではどの筋にも有意差は見られなかった。100%BW では二元配置反復測定分散分析を行った BF で時間×試行の交互作用が見られた ( $p=0.022$ )。事後検定で有意差は見られなかった。Wilcoxon の符号付順位検定を行った TFL の Con-Pre と Con-Post の間に有意差が見られ ( $p=0.040$ )、Con-Post が低い値を示し効果量は中 ( $r=0.40$ ) であった。Wilcoxon の符号付順位検定を行った RF の Con-Pre と Con-Post の間に有意差が見られ ( $p=0.048$ )、Con-Post が低い値を示し効果量は中 ( $r=0.39$ ) であった。(表 7)

表 7. 上昇局面における各筋の筋活動の有効データ数、平均値、標準偏差と統計処理の結果

\*p<0.05(vsEx-Post) † p<0.05(vsCon-Post) ‡ p<0.05(vsCon-Pre)

GM		0%		50%		100%	
		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)
Ex	Pre	13	9.6 ± 7.0*	14	21.8 ± 12.4	13	34.2 ± 18.1
	Post	14	11.7 ± 9.0	14	24.4 ± 16.6	12	35.2 ± 18.8
Con	Pre	14	16.0 ± 15.2	14	28.6 ± 28.2	13	53.8 ± 47.7
	Post	14	15.5 ± 13.0	14	29.4 ± 28.1	13	56.6 ± 71.2
BF		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)
Ex	Pre	13	15.2 ± 17.4	14	24.4 ± 25.0	12	39.3 ± 26.2
	Post	13	21.3 ± 34.3	14	33.4 ± 50.1	12	39.8 ± 22.2
Con	Pre	14	12.4 ± 7.8	14	21.1 ± 12.2	12	37.9 ± 15.6
	Post	14	13.5 ± 7.9	14	21.3 ± 11.9	12	39.2 ± 23.1
ES		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)
Ex	Pre	13	26.5 ± 13.7	14	42.7 ± 21.5	13	63.7 ± 37.1
	Post	13	29.2 ± 15.5	14	43.4 ± 21.8	12	66.9 ± 41.6
Con	Pre	13	28.0 ± 13.2	14	46.6 ± 20.3	13	77.5 ± 25.7
	Post	13	25.7 ± 11.6	14	44.0 ± 20.5	13	76.1 ± 28.5
TFL		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)
Ex	Pre	13	4.3 ± 2.8	14	6.7 ± 3.6	13	9.4 ± 5.5
	Post	14	4.8 ± 4.2	14	29.2 ± 79.8	12	11.4 ± 10.8
Con	Pre	14	4.8 ± 2.4	14	7.7 ± 4.6	13	13.5 ± 7.4
	Post	14	4.2 ± 2.5	14	8.0 ± 5.4	13	11.5 ± 7.1
RF		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)
Ex	Pre	13	39.0 ± 26.4	14	75.4 ± 54.9	13	85.3 ± 66.4
	Post	14	42.3 ± 29.7	14	69.9 ± 53.4	12	98.5 ± 82.6
Con	Pre	14	46.5 ± 21.3 †	14	65.8 ± 30.2	13	93.2 ± 41.8 †
	Post	14	39.7 ± 16.3	14	67.7 ± 33.7	13	86.4 ± 45.0
VL		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)
Ex	Pre	13	59.5 ± 39.7	14	102.0 ± 83.7	13	124.1 ± 92.5
	Post	14	65.6 ± 49.7	14	99.8 ± 82.7	12	133.4 ± 127.6
Con	Pre	13	79.5 ± 36.7 †	13	118.6 ± 64.3	12	176.3 ± 113.5
	Post	13	68.8 ± 31.9	13	114.5 ± 57.8	12	161.6 ± 108.6

### 3-4-3.骨盤後傾局面

表面筋電図と IMU の不具合によって、いくつかのデータが除外された。0%BW では Wilcoxon の符号付順位検定を行った VL の Con-Pre と Con-Post の間に有意差が見られ ( $p=0.013$ )、Con-Post が低い値を示し効果量は中 ( $r=0.47$ ) であった。50%BW ではどの筋にも有意差は見られなかった。100%BW では Wilcoxon の符号付順位検定を行った ES の Ex-Pre と Con-Pre の間に有意差が見られ ( $p=0.034$ )、Con-Pre が高い値を示し、効果量は中 ( $r=0.42$ ) であった。Wilcoxon の符号付順位検定を行った VL の Con-Pre と Con-Post の間に有意差が見られ ( $p=0.016$ )、Con-Post が低い値を示し、効果量は小 ( $r=0.16$ ) であった。(表 8)

表 8. 骨盤後傾局面における各筋の筋活動の有効データ数、平均値、標準偏差と統計処理の結果

\*p<0.05(vsEx-Post) † p<0.05(vsCon-Post) ‡ p<0.05(vsCon-Pre)

GM		0%			50%			100%		
		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	
Ex	Pre	12	4.0 ± 2.3	12	9.6 ± 7.9	12	19.2 ± 21.0			
	Post	12	5.1 ± 5.3	12	8.5 ± 6.6	10	12.5 ± 8.0			
Con	Pre	14	5.5 ± 4.7	12	12.3 ± 7.6	13	25.8 ± 21.5			
	Post	14	5.6 ± 4.4	12	11.3 ± 6.5	13	25.7 ± 28.9			
BF		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	
Ex	Pre	12	14.6 ± 13.2	13	26.7 ± 28.9	11	39.4 ± 29.8			
	Post	11	20.0 ± 32.1	12	28.9 ± 35.0	11	31.0 ± 35.9			
Con	Pre	14	12.5 ± 7.0	14	24.6 ± 17.2	11	27.3 ± 13.9			
	Post	14	11.7 ± 7.8	14	18.9 ± 13.1	11	24.3 ± 14.3			
ES		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	
Ex	Pre	12	28.0 ± 15.8	13	46.7 ± 30.3	12	62.8 ± 37.9‡			
	Post	12	22.6 ± 12.1	12	43.6 ± 23.5	10	69.5 ± 44.4			
Con	Pre	14	31.9 ± 18.1	14	58.4 ± 23.4	13	89.0 ± 37.0			
	Post	14	28.8 ± 15.2	14	51.5 ± 17.8	13	85.0 ± 35.7			
TFL		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	
Ex	Pre	12	10.7 ± 15.2	13	16.1 ± 19.4	12	23.8 ± 27.2			
	Post	12	17.6 ± 22.8	12	22.9 ± 28.9	10	27.2 ± 34.2			
Con	Pre	14	7.4 ± 4.7	14	15.0 ± 11.9	13	20.9 ± 19.5			
	Post	14	6.5 ± 3.4	14	10.8 ± 6.6	13	15.5 ± 10.9			
RF		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	
Ex	Pre	12	72.4 ± 59.4	13	129.5 ± 99.1	12	142.2 ± 117.5			
	Post	12	58.9 ± 60.7	12	115.0 ± 103.1	10	117.9 ± 108.9			
Con	Pre	14	62.6 ± 34.7	14	108.8 ± 74.1	13	139.7 ± 71.4			
	Post	14	69.7 ± 32.8	14	106.8 ± 51.3	13	111.4 ± 44.9			
VL		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	
Ex	Pre	12	55.5 ± 45.2	13	109.4 ± 105.0	12	147.3 ± 169.1			
	Post	12	55.7 ± 49.7	12	95.0 ± 91.8	10	133.3 ± 154.6			
Con	Pre	13	78.4 ± 49.6†	13	133.7 ± 72.5	12	186.7 ± 121.6†			
	Post	13	68.0 ± 49.9	13	132.0 ± 67.1	12	134.7 ± 53.9			

#### 3-4-4.骨盤前傾局面

表面筋電図と IMU の不具合によって、いくつかのデータが除外された。0%BW では Wilcoxon の符号付順位検定を行った ES の Con-Pre と Con-Post の間に有意差が見られ( $p=0.028$ )、Con-Post が低い値を示し、効果量の中 ( $r=0.42$ ) であった。また、Ex-Pre と Con-Pre の間に有意差が見られ ( $p=0.042$ )、Con-Pre が高い値を示し、効果量の中 ( $r=0.40$ ) であった。Wilcoxon の符号付順位検定を行った TFL の Con-Pre と Con-Post の間に有意差が見られ ( $p=0.033$ )、Con-Post が低い値を示し、効果量の中 ( $r=0.41$ ) であった。Wilcoxon の符号付順位検定を行った VL の Con-Pre と Con-Post の間に有意差が見られ ( $p<0.001$ )、Con-Post が高い値を示し、効果量は大 ( $r=0.61$ ) であった。50%BW では、Ex-Pre と Con-Pre の間に有意差が見られ ( $p<0.001$ )、Con-Pre が高い値を示し、効果量は大 ( $r=0.62$ ) であった。100%BW では、Ex-Pre と Con-Pre の間に有意差が見られ ( $p=0.021$ )、Con-Pre が高い値を示し、効果量の中 ( $r=0.48$ ) であった。(表 9)

表 9. 骨盤前傾局面における各筋の筋活動の有効データ数、平均値、標準偏差と統計処理の結果

\*p<0.05(vsEx-Post) † p<0.05(vsCon-Post) ‡ p<0.05(vsCon-Pre)

GM		0%			50%			100%		
		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	
Ex	Pre	12	7.6 ± 5.8	13	19.1 ± 12.7	12	32.9 ± 23.3			
	Post	12	9.1 ± 7.6	12	19.8 ± 12.3	10	30.7 ± 20.3			
Con	Pre	14	11.0 ± 11.2	14	21.6 ± 15.5	13	44.6 ± 33.8			
	Post	14	9.0 ± 6.4	14	23.2 ± 17.6	13	60.1 ± 69.9			
BF		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	
Ex	Pre	12	18.6 ± 20.2	13	30.6 ± 32.5	10	32.9 ± 24.4			
	Post	11	27.8 ± 47.5	12	38.6 ± 53.3	10	43.0 ± 35.3			
Con	Pre	14	15.0 ± 8.6	14	26.3 ± 16.8	10	37.1 ± 20.1			
	Post	14	14.8 ± 8.0	14	25.0 ± 15.6	10	38.7 ± 17.9			
ES		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	
Ex	Pre	12	31.4 ± 21.1	12	55.3 ± 33.1	12	75.5 ± 41.31 ‡			
	Post	12	32.7 ± 20.1	12	56.4 ± 34.1	10	78.9 ± 47.5			
Con	Pre	14	40.9 ± 16.42 †	12	74.2 ± 28.4	13	106.8 ± 43.1			
	Post	14	35.8 ± 14.2	12	68.5 ± 28.2	13	102.2 ± 35.5			
TFL		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	
Ex	Pre	12	9.3 ± 11.4	13	16.3 ± 18.2	12	27.3 ± 30.9			
	Post	12	14.1 ± 15.0	12	19.8 ± 21.2	10	26.2 ± 29.2			
Con	Pre	14	7.1 ± 3.63 †	14	14.0 ± 9.2	13	21.8 ± 13.3			
	Post	14	6.0 ± 3.3	14	14.0 ± 10.3	13	19.0 ± 11.9			
RF		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	
Ex	Pre	12	61.3 ± 42.1	13	132.5 ± 117.7	12	146.7 ± 125.9			
	Post	12	70.7 ± 53.8	12	127.4 ± 109.4	10	143.6 ± 139.6			
Con	Pre	14	67.4 ± 38.8	14	114.8 ± 58.5	13	153.8 ± 73.6			
	Post	14	62.3 ± 27.7	14	119.8 ± 71.6	13	141.5 ± 64.8			
VL		N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	N	平均値 ± 標準偏差(%)	
Ex	Pre	12	73.2 ± 62.2	13	92.1 ± 64.75 ‡	12	164.8 ± 157.3			
	Post	13	98.2 ± 70.0	12	135.9 ± 148.2	10	176.8 ± 219.0			
Con	Pre	12	77.7 ± 77.58 †	13	166.3 ± 110.2	12	235.5 ± 192.6			
	Post	13	140.5 ± 123.6	13	168.1 ± 102.3	12	240.7 ± 199.2			

### 3-5.コレクティブエクササイズ後の主観的評価

感覚の主観的評価では、姿勢の感覚が  $3.9 \pm 0.7$  であった。スクワットの感覚が  $4.1 \pm 0.7$  であった。以下に各被験者の主観的評価と具体的な感想を記載する。(表 10)

表 10. コレクティブエクササイズ後の感覚の主観的評価指標の結果

被験者	姿勢の感覚	姿勢の感覚	スクワットの感覚	スクワットの感覚
1	4	腰が真っ直ぐになって安定した感覚	4	お尻がしまっていていつもより安定した感覚
2	5	背中の張り感が減った。背中の反りも丸まりも減った。	4	腰がきつい感覚は減った。
3	4	骨盤が立ってる感覚がした	3	わからなかった
4	3	変わりはなかった	4	動作中のお腹に力が入ってやりやすくなった
5	3	わからなかった	4	立ち上がりやすくなった
6	4	身体の重心が真ん中に近づいた感覚	4	真っ直ぐ立ち上がれた感覚
7	4	上から引っ張られて姿勢が良くなった感覚	5	足への力の伝わり方がしっかりした感覚
8	3	わからなかった	3	違いを感じなかった
9	5	お腹が骨盤に乗かって安定している感覚	5	地面に力を伝えやすくなった感覚
10	4	背骨から骨盤までが安定した感覚	5	固め方が上手くなった感覚
11	3	背中が真っ直ぐになった感覚	4	下半身に力が入りやすくなった
12	4	姿勢がよくなった	5	膝の動きがスムーズになった感覚
13	4	股関節に身体が乗った感覚	4	身体の中心に乗っている感覚で始めよりやりやすかった
14	4	芯が通った感覚	4	重心の位置が良くなった感覚
平均	3.9		4.1	
標準偏差	0.7		0.7	

#### 4. 考察

本研究の目的は 1) コレクティブエクササイズが安静立位時の骨盤前傾と腰椎前弯角度に与える急性的な影響を明らかにすることであった。その結果、コレクティブエクササイズ前後で安静立位時の腰椎前弯角度、骨盤前傾角度に有意な変化は見られなかった。腰椎前弯を弱め、骨盤を後傾方向に誘導するコレクティブエクササイズを行うことで、安静立位における骨盤前傾角度と腰椎前弯角度が減少するという仮説は支持されない結果となった。また、2) コレクティブエクササイズ前後におけるスクワット動作中の骨盤の傾斜量、筋活動の違いを明らかにすることも目的とした。その結果、コレクティブエクササイズ前後でスクワット動作中の骨盤の傾斜量に有意な変化は見られなかった。筋活動については、0% BW では下降局面、上昇局面ともに GM でコレクティブエクササイズ後に有意に高い値を示した。50% BW の下降局面に BF でコレクティブエクササイズ後に有意に高い値を示した。後傾局面と前傾局面ではどの負荷条件でも有意な変化は見られなかった。スクワット動作中の大殿筋の筋活動レベルが向上するという仮説は一部支持される結果となった。

安静立位時の腰椎前弯角度、骨盤前傾角度について、統計的に有意な変化は見られなかった。しかし、Ex-Pre1 と Ex-Post の平均値±標準偏差に着目すると、それぞれ  $170.1 \pm 6.3^\circ$  と  $171.1 \pm 3.9^\circ$  であり、平均値は大きく変化していないものの、標準偏差が大きく減少していた。この変化は、腰椎前弯角度の小さい（前弯が強い）被験者は腰椎前弯角度が増加し、腰椎前弯角度の大きい（前弯が弱い）被験者は腰椎前弯角度が減少することで、 $170^\circ$  付近に集約された結果である（図 3）。すなわち、約  $170^\circ$  よりも腰部伸展傾向のあった者では伸展が減少し、逆に腰部が

直線に近かった者では伸展が増加した。レントゲン画像から、腰椎前弯角度を上位椎骨と下位椎骨がなす角度であるコブ角 (Cobb angle) を用いて評価した研究では平均値が  $20^{\circ} \sim 70^{\circ}$  と報告されている (Gelb et al., 1995; Jackson et al., 1994; Voutsinas and MacEwen, 1986; White et al., 1990)。測定方法の違いや対象者の年代の範囲が広いことがデータの相違になっていると考えられるが、平均値の範囲が広く、適正な角度が明確ではない。しかし、コレクティブエクササイズによって  $170^{\circ}$  付近に集約されたことから立位姿勢の維持が容易になる特定の角度が存在する可能性が示唆される。コレクティブエクササイズ後の姿勢に関する主観的評価では、姿勢の感覚が  $3.9 \pm 0.7$  と「少し良くなった」感覚になっている。具体的な感想の中に、「腰、背中が真っ直ぐになった」や「姿勢が良くなった」と回答をした被験者が 5 名であった。また、「安定した」感覚を回答している被験者は 3 名であった。また、5 名の被験者が腹部や脊柱について言及している。これらの回答は、腰椎が立位姿勢の維持が容易になる特定の角度へ変化した可能性を支持するものであると考えられる。

腰椎前弯角度が  $170^{\circ}$  付近に集約された要因として、腰椎前弯角度が約  $170^{\circ}$  よりも腰椎前弯角度の小さい (前弯が強い) 被験者は、コレクティブエクササイズの効果によって腰椎の前弯が弱まった可能性が考えられる。本研究で実施したモディファイド・オール・フォー・ベリー・リフトやスタンディング・ウォール・サポーテッド・リーチでは、体幹を屈曲させることで相反抑制を用いて ES の活動を抑制し、腰椎の前弯を弱めることを意図していた。また、腸腰筋ストレッチは腸腰筋を伸張させることで腰椎の前弯を弱めることを意図していた。これらの種目が効果を発揮し、腰椎の前弯が弱まる結果につながったと考えられる。

一方、腰椎前弯角度が約  $170^\circ$  よりも腰椎前弯角度の大きい（前弯が弱い）被験者では、コレクティブエクササイズ後に腰椎の前弯が強くなっていた。これは、コレクティブエクササイズによる腰椎前弯を弱める効果よりも呼吸による影響が強く働いた結果である可能性が考えられる。本研究では、全てのコレクティブエクササイズを呼吸で統制し、特に「強く息を吐く」という指示を行った。Kawabata and Shima (2023) は、腹壁がへこむまで口をすぼめて完全に呼気をする呼吸法が、通常の鼻呼吸と比べて腹横筋および内腹斜筋の筋活動を増加させることを報告している。このことから、本研究のコレクティブエクササイズ中に強く吐く呼吸を繰り返したことによって腹横筋や内腹斜筋が活性化されたと考えられる。これらの筋は胸腰筋膜を介して腰椎に付着しており、その活性化によって胸腰筋膜が緊張し、腰椎が前弯方向に変化した可能性が示唆される。

ただし、Ex-Pre1 と Ex-Post の間ではスクワットを行っており、Ex-Pre1 から Ex-Pre2 では平均値±標準偏差が  $170.1 \pm 6.3^\circ$  から  $170.2 \pm 4.6^\circ$  と標準偏差が減少している。つまり、スクワットも腰椎前弯角度に変化を与えている。Bengtsson et al. (2023) は最大挙上重量の 70% のスクワット中の下部腰椎（腰椎 2 番から仙骨 2 番）の角度が、安静時の角度と比べて、スクワット開始姿勢で約  $4^\circ$ 、動作中の最大の角度で約  $3^\circ$ 、後弯方向に調整されることを報告している。この腰椎が後弯方向に調整される運動が繰り返されたことによって変化した可能性がある。

一方で、骨盤前傾角度は腰椎前弯角度のように特定の角度に集約される変化は示さなかった（図 4）。この要因として、本研究の被験者の骨盤前傾角度が既に後傾傾向にあったことが考えられる。無症状の健常者において、ASIS と PSIS を結んだ線と水平線の成す角度によって骨盤前傾

角度を算出した先行研究を見渡すと、Crowell et al. (1994) は  $12.4 \pm 4.5^\circ$ 、Levine and McMaus (1996) は  $11.3 \pm 4.3^\circ$ 、Vialle et al. (2005) は  $13 \pm 6^\circ$  を平均値  $\pm$  標準偏差として報告している。一方、本研究の被験者における骨盤前傾角度は Ex-Pre1 で  $7.1 \pm 3.6^\circ$ 、Ex-Post で  $7.2 \pm 2.3^\circ$  であった。先行研究と比較して、本研究の被験者は骨盤前傾角度が先行研究の平均値よりも低かった。本研究のコレクティブエクササイズは骨盤を後傾方向に誘導するものであったため、既に後傾傾向があった被験者にはコレクティブエクササイズの効果が発現化しなかった可能性がある。この結果は、コレクティブエクササイズの影響が被験者の初期状態に依存する可能性を示唆している。

また、スクワット動作中の骨盤の傾斜量にも変化を及ぼさなかった。スクワット動作中に骨盤が後傾方向へと変化する要因として、骨盤が前傾位、すなわち股関節が軽度屈曲した状態で動作を開始することが考えられる。この状態でスクワットを行うことで、股関節屈曲可動域の限界に近づいた場合に、しゃがみ込む動作を続けるには股関節屈曲の余地が不足する状況になる。この不足を補うために、骨盤が後傾し、腰椎が屈曲することで可動域の制限を代償していると考えられる。本研究の結果では、骨盤のアライメントには変化がなかった。この結果から、骨盤前傾角度が動作開始時に変化していないため、後傾方向への代償的な動きの範囲やパターンも一定であったと考えられる。

スクワット中の筋活動については、0% BW の下降局面および上昇局面において、GM の筋活動がコレクティブエクササイズ後に増加し、その効果量も中程度であった。一方で、骨盤前傾角度に変化がなかったことやスクワット中のアライメントに変化がなかったことから安静立位時のアライメントや動作中の筋の長さは、コレクティブエクササイズ後に変

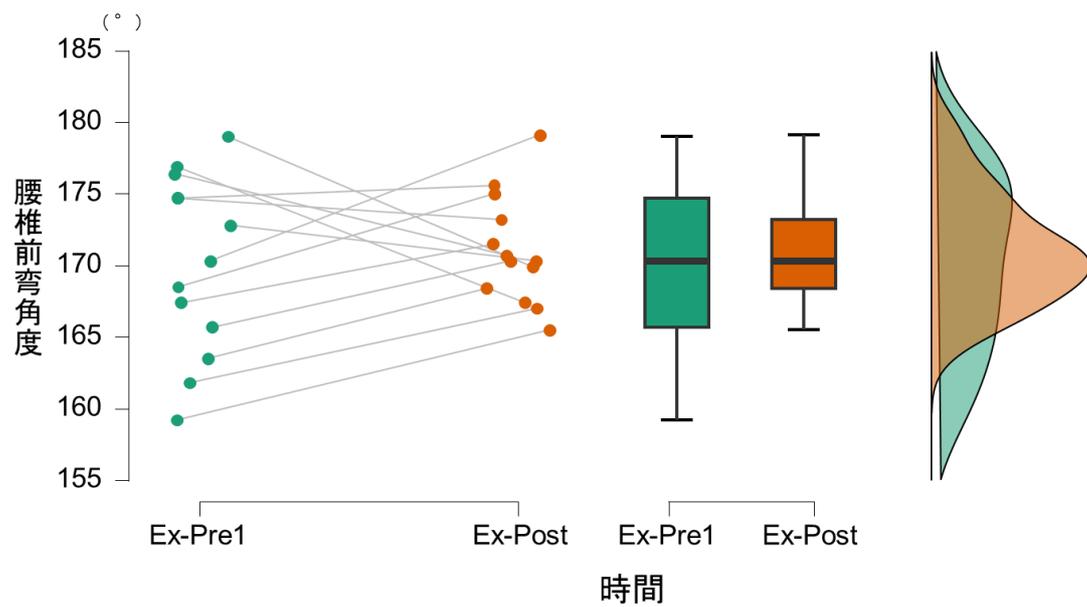
化していないと考えられる。筋の長さが増加していないにもかかわらず筋活動が増加した要因として、Post-contraction potentiation (PCP) が挙げられる。PCP について、Ishii et al. (2023) は 5 秒間の 50% MVIC 後、MVIC 前と比較して最大随意筋収縮 (Maximum Voluntary Contraction: MVC) の 2% の努力度の筋収縮における筋電図の振幅が増加し、特に生理的振戦、疲労、モーターユニットの同期に関連する  $\alpha$  帯域 (7~14 Hz) の割合が増加したと報告している。これは、モーターユニットの同期が強まることで筋電図の振幅が増加したことを示唆している。本研究のコレクティブエクササイズの種類で行った、スーパイン・フックライニング・シンクロナイズド・レジステッド・グルーツ・マックスでは、ミニバンドの抵抗に対して股関節外旋筋を収縮させている。この収縮により、RMS が増加した可能性がある。さらに、50% BW では下降局面において BF の筋活動が増加している。0% BW では増加していなかったものの、50% BW で増加した要因として、スクワットの姿勢の違いが考えられる。0% BW では上肢の位置を胸の前にして実施したが、50% BW ではバーを担いで行った。バーを後ろに担ぐことによって、重心が後方に移動し、体幹の傾斜が大きくなった結果、膝関節よりも股関節伸展モーメントが大きくなったと考えられる。Yavuz et al. (2015) はバックスクワット時の大腿四頭筋の筋活動はフロントスクワット時の筋活動と比べて有意に低いことを報告している。さらに、90-90 ヒップ・リフト中にハムストリングスを収縮させていることで、PCP が発生したことが考えられる。これらの要因によって 50% BW で BF の RMS が増加した可能性がある。

しかし、100% BW ではコレクティブエクササイズ後の変化は見られなかった。この要因として 100% BW を行った際には PCP の効果が無くな

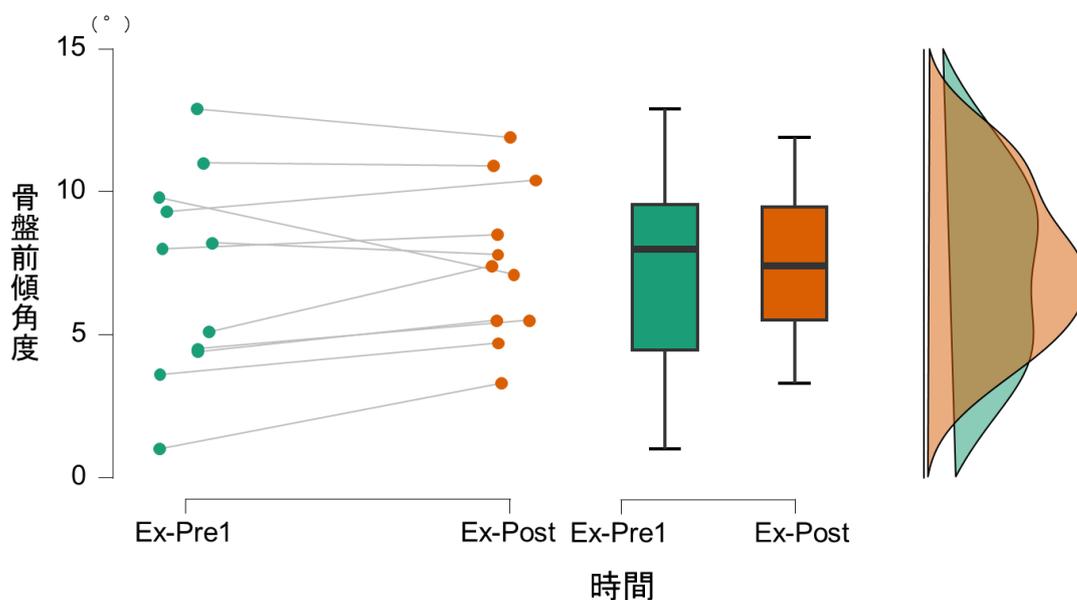
っていたことが考えられる。PCP は短時間の力発揮を継続していると元の筋電図振幅に戻ることが報告されている (Hutton et al., 1987)。100% BW は 0% BW、50% BW に続いて実施されたため、100% BW では PCP の影響が減少していた可能性がある。

スクワット後の主観的評価については  $4.1 \pm 0.7$  と「少し良くなった」感覚になっている。具体的な回答として、安定感について、「お尻がしまっていていつもより安定した感覚」、「重心の位置が良くなった感覚」、「身体の中心に乗っている感覚で始めよりやりやすかった」、「固め方が上手くなった感覚」と4つ挙げられた。また、動作のスムーズさについての回答が「膝の動きがスムーズになった感覚」「動作中のお腹に力が入ってやりやすくなった」「立ち上がりやすくなった」「真っ直ぐ立ち上がった感覚」と4つ挙げられた。これらの回答から、安定感が増し、動作がスムーズになったことが示された。この要因として腰椎が立位姿勢の維持が容易になる特定の角度へ変化をもたらした可能性が挙げられる。さらに、GM は股関節や骨盤の安定に寄与しており (Kibler et al., 2006)、実際に筋活動が増加しており、骨盤の安定性向上に寄与したと考えられる。これらのことから本研究の結果を支持する回答であると考えられる。

本研究の限界として、実際の骨を直接観測してアライメントを測定していない点が挙げられる。皮膚上のマーカーや IMU による推定を用いたため、実際の骨のアライメントが変化している可能性を排除することはできない。また、機材の不具合により一部のデータが取得できず、有効なデータ数が十分に揃わなかった点も限界として挙げられる。



(図 3) Ex-Pre1 と Ex-Post での腰椎前弯角度の変化の雨雲プロットと箱ひげ図。腰椎前弯角度が大きい場合は腰椎後弯を示す、腰椎前弯角度が小さい場合は腰椎前弯を示す。



(図 4) Ex-Pre1 と Ex-Post での骨盤前傾角度の変化の雨雲プロットと箱ひげ図。骨盤前傾角度が大きい場合は骨盤前傾を示す、骨盤前傾角度が小さい場合は骨盤後傾を示す。

## 5. 結論

本研究のコレクティブエクササイズでは、腰椎前弯角度において、角度が小さい被験者は増加し、角度の大きい被験者は減少する傾向が見られ、170° 付近に集約する結果となった。このことは、コレクティブエクササイズが個々の腰椎前弯角度を調整し、特定の角度に近づける可能性を示唆している。

また、コレクティブエクササイズ前後でのスクワットにおける筋活動の変化として、0% BW での下降局面および上昇局面において GM が有意に増加し、50% BW の下降局面では BF が増加した。これらの筋はコレクティブエクササイズで収縮をした筋であるため、この変化は PCP の効果によるものであった可能性がある。

## 6. 参考文献

- Bogduk, N., and J. E. Macintosh. 1984. "The Applied Anatomy of the Thoracolumbar Fascia." *Spine* 9 (2): 164–70.
- Bengtsson, Victor, Lars Berglund, Fredrik Öhberg, and Ulrika Aasa. 2023. "Thoracolumbar and Lumbopelvic Spinal Alignment during the Barbell Back Squat: A Comparison between Men and Women." *International Journal of Sports Physical Therapy* 18 (4): 820–30.
- Caterisano A, Moss RF, Pellingier TK, Woodruff K, Lewis VC, Booth W, Khadra T. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *J Strength Cond Res.* 2002 Aug;16(3):428-32.
- Contreras B, Vigotsky AD, Schoenfeld BJ, Beardsley C, Cronin J. A Comparison of Gluteus Maximus, Biceps Femoris, and Vastus Lateralis Electromyography Amplitude in the Parallel, Full, and Front Squat Variations in Resistance-Trained Females. *J Appl Biomech.* 2016 Feb;32(1):16-22.
- Crowell, R. D., G. S. Cummings, J. R. Walker, and L. J. Tillman. 1994. "Intratester and Intertester Reliability and Validity of Measures of Innominate Bone Inclination." *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 20 (2): 88–97.
- Dimitrijević, Vanja, Tijana Šćepanović, Vukadin Milankov, Miroslav Milankov, and Patrik Drid. 2022. "Effects of Corrective Exercises on Lumbar Lordotic Angle Correction: A Systematic Review and Meta-Analysis." *International Journal of Environmental Research and Public Health* 19 (8): 4906.

- Dudek, Emily, and L. Hughes. 2019. "Manual Therapy Techniques and Their Effectiveness on Improving Posture in Adults: A Narrative Review of the Literature." *Integrative Journal of Orthopaedics and Traumatology* 2 (1). <https://doi.org/10.31038/ijot.2019216>.
- F. P. Kendall and E. K. McCreary 'Muscles, Testing and Function' (Third Edition). *British Journal of Sports Medicine* 18 (1): 25.
- Gelb, D. E., L. G. Lenke, K. H. Bridwell, K. Blanke, and K. W. McEneaney. 1995. "An Analysis of Sagittal Spinal Alignment in 100 Asymptomatic Middle and Older Aged Volunteers." *Spine* 20 (12): 1351–58.
- Gorsuch J, Long J, Miller K, Primeau K, Rutledge S, Sossong A, Durocher JJ. The effect of squat depth on multiarticular muscle activation in collegiate cross-country runners. *J Strength Cond Res.* 2013 Sep;27(9):2619-25.
- Harput, Gulcan, Mahmut Calık, Melek Merve Erdem, Nazlı Cigercioglu, Sualp Gunduz, and Nalan Cınar. 2020. "The Effects of Enhanced Abdominal Activation on Quadriceps Muscle Activity Levels during Selected Unilateral Lower Extremity Exercises." *Human Movement Science* 70 (102597): 102597.
- Herrington, Lee. 2011. "Assessment of the Degree of Pelvic Tilt within a Normal Asymptomatic Population." *Manual Therapy* 16 (6): 646–48.
- Hutton, R. S., K. Kaiya, S. Suzuki, and S. Watanabe. 1987. "Post-Contraction Errors in Human Force Production Are Reduced by Muscle Stretch." *The Journal of Physiology* 393 (1): 247–59.
- Ishii, Tomoya, Syusaku Sasada, and Tomoyoshi Komiyama. 2023. "Post-Contraction Potentiation Can React Inversely to Post-

- Activation Potentiation Depending on the Test Contraction Force.” *Neuroscience Letters* 801 (137132): 137132.
- Jackson, R. P., and A. C. McManus. 1994. “Radiographic Analysis of Sagittal Plane Alignment and Balance in Standing Volunteers and Patients with Low Back Pain Matched for Age, Sex, and Size. A Prospective Controlled Clinical Study.” *Spine* 19 (14): 1611–18.
  - Janda, V.: *Muscles and motor control in low back pain: assessment and management*. In: Twomey, L.T. (ed.) *Physical Therapy of the Low Back*, New York, Churchill Livingstone (1987)
  - Jang, Hyun-Jeong, Lynne C. Hughes, Duck-Won Oh, and Sunh-Yeop Kim. 2019. “Effects of Corrective Exercise for Thoracic Hyperkyphosis on Posture, Balance, and Well-Being in Older Women: A Double-Blind, Group-Matched Design: A Double-Blind, Group-Matched Design.” *Journal of Geriatric Physical Therapy* (2001) 42 (3): E17–27.
  - Janssen, Michiel M. A., Xavier Drevelle, Ludovic Humbert, Wafa Skalli, and René M. Castelein. 2009. “Differences in Male and Female Spino-Pelvic Alignment in Asymptomatic Young Adults: A Three-Dimensional Analysis Using Upright Low-Dose Digital Biplanar X-Rays.” *Spine* 34 (23): E826-32.
  - Javid, Marziyeh. n.d. “The Effects of 8 Weeks Corrective Training on Lumbar Angle and Flexibility of Lumbosacral Muscles in Females with Hyperlordosis; William’s Intervention.” *International Journal of Research Studies in Biosciences*.

- Kawabata, Masashi, and Norihiro Shima. 2023. "Interaction of Breathing Pattern and Posture on Abdominal Muscle Activation and Intra-Abdominal Pressure in Healthy Individuals: A Comparative Cross-Sectional Study." *Scientific Reports* 13 (1): 11338.
- Kibler, W. Ben, Joel Press, and Aaron Sciascia. 2006. "The Role of Core Stability in Athletic Function." *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 36 (3): 189–98.
- Levine, D., and M. W. Whittle. 1996. "The Effects of Pelvic Movement on Lumbar Lordosis in the Standing Position." *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 24 (3): 130–35.
- McKean, Mark R., Peter K. Dunn, and Brendan J. Burkett. 2010. "The Lumbar and Sacrum Movement Pattern during the Back Squat Exercise." *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 24 (10): 2731–41.
- Mehri, Akram, Amir Letafatkar, and Zohre Khosrokiani. 2020. "Effects of Corrective Exercises on Posture, Pain, and Muscle Activation of Patients with Chronic Neck Pain Exposed to Anterior-Posterior Perturbation." *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 43 (4): 311–24.
- Michnik, Robert, Hanna Zadoń, Katarzyna Nowakowska-Lipiec, Katarzyna Jochymczyk-Woźniak, Andrzej Myśliwiec, and Andrzej W. Mitas. 2020. "The Effect of the Pelvis Position in the Sagittal Plane on Loads in the Human Musculoskeletal System." *Acta of Bioengineering and Biomechanics / Wrocław University of Technology* 22 (3): 33–42.

- Roque, Graziella Cristina, Raphael Gonçalves de Oliveira, Maria Vitória Sorzi, and Laís Campos de Oliveira. 2024. "Are Pilates Exercises Effective in Improving Postural Misalignment? Systematic Review and Metanalysis." *Musculoskeletal Care* 22 (4): e70009.
- Takahira, Naonobu, Sho Kudo, Mako Ofusa, Kenta Sakai, Kouji Tsuda, Kiyoshi Tozaki, Yoshiki Takahashi, and Hiroaki Kaneda. 2023. "Effect of Devised Simultaneous Physical Function Improvement Training and Posture Learning Exercises on Posture." *Healthcare (Basel, Switzerland)* 11 (9): 1287.
- Vakos, J. P., A. J. Nitz, A. J. Threlkeld, R. Shapiro, and T. Horn. 1994. "Electromyographic Activity of Selected Trunk and Hip Muscles during a Squat Lift: Effect of Varying the Lumbar Posture." *Spine* 19 (6): 687.
- Vialle, Raphaël, Nicolas Levassor, Ludovic Rillardon, Alexandre Templier, Wafa Skalli, and Pierre Guigui. 2005. "Radiographic Analysis of the Sagittal Alignment and Balance of the Spine in Asymptomatic Subjects." *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 87 (2): 260–67.
- Voutsinas, S. A., and G. D. MacEwen. 1986. "Sagittal Profiles of the Spine." *Clinical Orthopaedics and Related Research* 210 (210): 235–42.
- White AA III, Panjabi MM: Practical biomechanics of scoliosis and kyphosis. In: Cooke DB, ed. *Clinical Biomechanics of the Spine*. Philadelphia: JB Lippincott, 1990; 127-163.

- Yavuz, Hasan Ulas, Deniz Erdağ, Arif Mithat Amca, and Serdar Aritan. 2015. "Kinematic and EMG Activities during Front and Back Squat Variations in Maximum Loads." *Journal of Sports Sciences* 33 (10): 1058–66.

## 謝辞

本研究は指導教員である平山邦明准教授のご指導のもと行われました。平山先生には研究テーマの設定から実験設計まで数多くのご助言をいただきました。研究テーマの設定の際には、入学試験の際に提出した研究計画書のテーマでは行えないということが判明してから、約半年かけて綿密に相談に乗っていただきました。また、実験設定では、使用機材の妥当性の確認から、実験プロトコルの設定など、さらに約半年かけて綿密に相談に乗っていただきました。多くのご助言をいただけたことで、拔かりなく研究が行えました。さらに、人間としても強く逞しくなりました。誠にありがとうございました。

副査を快諾していただきました、金岡恒治教授、川上泰雄教授にはそれぞれ異なる視点からの貴重なご助言をいただきました。金岡先生には特論の授業中にご相談に乗っていただき、ご助言をいただきました。また、川上先生には公開審査会時に細かな部分のご指摘をいただき、研究を深めることができました。

また、修士課程の同期にもたくさん助けていただきました。ある日は反射マーカーを5時間見つめ続けて、目が反射マーカーになりそうでしたが、毎日お昼ご飯を共にすることで、なんとか頑張れました。またある日はIMUの1°が本当に1°なのかを調べるために、1時間IMUの前で座り続け、気が滅入りそうになりましたが、共に筋力トレーニングに励むことで、なんとか頑張れました。欲のままに生きる同期、何故かずっと笑っている同期、バーベルを触ると元気になる同期、そんな同期がいたからこそこの本研究であります。誠にありがとうございました。

最後に平山研究室の大学院生、学部生の皆様には日々の研究活動、日々の生活をとっても支えていただき、心より感謝申し上げます。