

伸張 - 短縮サイクル運動を伴う体幹捻転エクササイズにおける 体幹の力・パワー発揮特性

高橋 和孝¹⁾ 荻山 靖²⁾ 吉田 拓矢³⁾ 林 陵平⁴⁾ 浅井 武³⁾

Kazutaka Takahashi¹, Yasushi Kariyama², Takuya Yoshida³, Ryohei Hayashi⁴ and Takeshi Asai³: Characteristics of force and power outputs during the trunk-twist exercise accompanying stretch-shortening cycle movement. Japan J. Phys. Educ. Hlth. Sport Sci.

Abstract: This study investigated the characteristics of force and power outputs during the trunk-twist exercise accompanying stretch-shortening cycle (SSC) movement focusing on the effect of SSC movement under different loads. Twenty healthy male college students who habitually exercised performed the bar twisting exercise. To investigate the effect of SSC on trunk-twist, participants performed the exercise using SSC (SSC condition) or without SSC (CON condition). For the SSC condition, participants rotated the bar clockwise; when the right side of the bar passed the mark (located at a bar angle of -75°), participants immediately rotated the bar counterclockwise. For the CON condition, the participants rotated the bar counterclockwise from the mark without using SSC movement. Three loads (0 kg, 10 kg, and 20 kg) were used under both conditions. Kinematic and kinetic data were calculated using data recorded with a motion capture system (250 Hz) and force platforms (1,000 Hz). The surface electromyograms (EMG) of 8 trunk muscles were recorded. The results of the analyses were as follows:

The trunk-twist torque and torque power under the SSC condition were significantly higher than those under the CON condition. Also, the SSC movement contributed to an increase in the peak angular velocity of the bar and trunk-twist, and shortened the time until the bar reached its peak angular velocity. The activity of the external oblique and latissimus dorsi, which are the agonist muscles used for the trunk-twist under the SSC condition, was significantly larger than under the CON condition. The activity of these muscles increased before the bar rotated counterclockwise, and contributed to an increase in the trunk-twist torque and torque power.

The angular velocity of the bar and trunk-twist decreased with increasing load. Meanwhile, the trunk-twist torque and torque power at 0 kg were highest. The EMG of the trunk-twist muscles showed no significant difference with increasing load.

These results suggest that using SSC movement during the trunk-twist exercise increases the force and power output of the trunk-twist, and that the latter decrease when the moment of inertia of the bar exceeds 10.36 kgm^2 .

Key words : trunk joint, countermovement motion, joint torque, electromyography

キーワード : 体幹仮想関節, 反動動作, 関節トルク, 筋電図

1) 筑波大学大学院人間総合科学研究科
〒 305-8574 茨城県つくば市天王台 1-1-1

2) 山梨学院大学スポーツ科学部
〒 400-8575 山梨県甲府市酒折 2-4-5

3) 筑波大学体育系
〒 305-8574 茨城県つくば市天王台 1-1-1

4) 岐阜大学教育学部
〒 501-1193 岐阜県岐阜市柳戸 1-1

連絡先 高橋和孝

1. Graduate School of Comprehensive Human Sciences, University of Tsukuba

1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki, 305-8574

2. Faculty of Sport Science, Yamanashi Gakuin University
2-4-5 Sakaori, Kofu, Yamanashi, 400-8575

3. Faculty of Health and Sport Sciences, University of Tsukuba
1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki, 305-8574

4. Faculty of Education, Gifu University
1-1 Yanagito, Gifu, Gifu, 501-1193

Corresponding author kaz_takahashi_308@yahoo.co.jp

Ⅰ 緒 言

体幹は身体のセグメントの中で最も質量や慣性モーメントが大きく(阿江, 1996), 筋量の占める割合も高いため(Abe et al., 2003), 運動を遂行する上で大きな力学的エネルギーを産み出す(阿江・藤井, 2002). 野球やテニス, 陸上競技における投擲種目などに代表される投運動や打運動では, 体幹が大きな力学的エネルギーを発揮することが優れたパフォーマンスを獲得するための1要因である(宮西・櫻井, 2009; 田内・遠藤, 2009). また, 投運動や打運動においては, 伸張-短縮サイクル(Stretch-Shortening Cycle: SSC)運動を伴う体幹捻転運動が遂行されている(石井, 2009; 蔭山ほか, 2014; 宮西・櫻井, 2009). SSC運動は, 休息状態やアイソメトリックな収縮状態に比べて, 筋が大きな力・パワーを発揮できることに貢献しており(Cavagna et al., 1968; Thys et al., 1972), この効果については下肢の運動(Bosco et al., 1981; 真鍋ほか, 2004; Walshe et al., 1998), 上肢の運動(Newton et al., 1997; 田内ほか, 2003; Tauchi et al., 2005)などを対象に数多く報告されてきた. 一方で, 体幹捻転運動を対象に検討した研究(比留間・尾懸, 2010)においても同様に, SSC運動が体幹捻転パワーを増大させると示唆されている. これらのことから, 投運動や打運動の運動パフォーマンスを向上させるためには, SSC運動を伴う体幹捻転のパワー発揮能力の改善が重要な要因の1つと考えられる.

SSC運動を利用したトレーニング方法としてプライオメトリクスが挙げられ, 体幹捻転においてもその手段がいくつか紹介されている(Radcliffe and Farentinos, 1999). 実際の投運動や打運動では, 両脚が地面に接地した状態でSSC運動を伴う捻転動作が行われる(石井, 2009; 蔭山ほか, 2014; 宮西・櫻井, 2009). この動作に類似した体幹捻転プライオメトリクス手段の代表例として, バーベルシャフト(以下「バー」と略す)を両肩に担ぎ, 時計回り・反時計回りに回転させるバーツイストが挙げられる(Radcliffe and Farenti-

nos, 1999). バーツイストを用いたトレーニングは, 体幹捻転に関与する筋の横断面積の増大や, それによる力・パワー発揮の向上を通じて, SSC運動を伴う投・打運動の能力を向上させる可能性があると報告されており(高橋ほか, 2017), 体幹捻転プライオメトリクスにおける有効な手段の1つであると考えられる.

プライオメトリクスの効果は, 主働筋における力・パワー発揮の影響を受けることから(Bobbert, 1990; 池田・淵本, 2005; Young et al., 1999), 合目的にトレーニングを遂行するためには, 用いるエクササイズにおけるキネティクス的情報が不可欠である. すなわち, バーツイストは体幹捻転筋群に負荷を与えるエクササイズであることから(高橋ほか, 2017), これらの筋群による体幹捻転の力・パワー発揮特性を理解しておく必要がある. また, バーツイストではSSC運動を強調することによって, 体幹捻転筋群がより大きな力・パワーを発揮できると予想される. 体幹捻転運動におけるSSC運動の効果を検討している比留間・尾懸(2010)の研究では, メディソンボールサイドスローにおけるボールがもつ力学的エネルギーをもとにして体幹捻転パワーの変化を検討している. しかし, これまでに体幹が発揮しているトルクやパワーからSSC運動による効果を検討した研究は見当たらない. 以上のことから, プリオメトリクスの効果を適切に得るためには, 体幹捻転筋群による力・パワー発揮特性を明らかにすることが必要であると考えられる.

また, バーツイストをプライオメトリクス手段として用いるためには, エクササイズで用いる負荷の大きさが体幹捻転運動に与える影響について考慮しておく必要がある. 下肢のプライオメトリクスの代表例であるドロップジャンプにおいては, 負荷を決定する台高が高くなりすぎると足関節のトルクや仕事が有意に減少することが示されている(Bobbert et al., 1987). また, 上肢のプライオメトリクスに関する研究において, Newton et al. (1997)は, ベンチスローにおける上肢からバーベルへ伝達されるパワーが30—45%1RMといった負荷で最も大きくなることを明らかにして

いる。これらの先行研究を考慮すると、体幹捻転のプライオメトリクス手段であるパーツイストにおいても、負荷の違いによって体幹が発揮する力・パワーが異なることが予想される。これらの課題を解決することによって、パーツイストをプライオメトリクス手段として実施する上で有効な知見を提示することができると考えられる。

そこで本研究では、パーツイストによる SSC 運動を伴った体幹捻転エクササイズにおける体幹捻転筋群の力・パワー発揮特性について、SSC 運動の有無や付加重量の相違から検討することを目的とした。

II 方法

1. 対象者

対象者は、定期的な運動習慣のある男子学生 20 名（年齢：22.30 ± 3.15 years, 身長：1.76 ± 0.05 m, 体重：80.27 ± 17.45 kg）であった。実験を開始するにあたり、すべての対象者に本研究の目的、方法および実験に伴う安全性を十分に説明し、実験の数日前から試技の練習を十分に実施させた。なお、本研究は筑波大学体育系研究倫理委員会の承認を得て行ったものである。

2. 実験試技

パーツイストは、ウェイトトレーニングで使用されるバーを用いて実施されるエクササイズであるが (Radcliffe and Farentinos, 1999), バーの動きを水平面の回転運動に制限した体幹捻転トレーニングマシンを用いた場合には、ウェイトトレーニングで使用されるバーを用いた場合に比べて、体幹捻転による力・パワー発揮が有意に大きくなることが示されている (高橋ほか, 2017)。そこで本研究においても、このトレーニングマシン (アポワテック社製, マルチパワー C; Fig. 1) を用いて、立位姿勢で行うパーツイストを実施した。本研究で用いたマシンは、バーの両端に錘が付随した形状のマシンで、バーの長さが 1.77 m, 重さが 7.80 kg であり、バーの中心から左右それぞれ 0.87 m の位置に 5.50 kg の錘が付随しており、バ

ーの回転が水平面上の回転に制限される。体幹捻転運動における SSC 運動の効果を検討するために、反動あり (以下「SSC 条件」と略す) と反動なし (以下「CON 条件」と略す) の試技を定義した。SSC 条件は高橋ほか (2017) と同様に、対象者の上方から見て時計回りにバーを回転させ、後述する静止座標上の X 軸とバーが成す角度が -75° の位置にある目印を通過した後、即座に反時計回りにバーを回転させた (Fig. 2)。その後、バーの角度が 180° に達する地点でバーを静止させた。対象者が反時計回りに全力でバーを回転させることができるように、時計回りにバーを回す際の角速度は任意とした。CON 条件は、対象者の上方から見て時計回りにバーを回転させ、静止座標上の X 軸とバーが成す角度が -75° の位置にある目印にバーを静止させた状態から、検者の合図とともに反動をつけずに全力でバーを反時計回りに回す試技とした。付加重量による違いを検討するために、SSC 条件および CON 条件のそれぞれの試技において、バーの回転方向に対する付加重量を 0 kg, 10 kg, 20 kg と設定し、それぞれ 3 回ずつ計 18 試技をランダムに実施した。なお、本研究のマシンはバーの中心から左右それぞれ 0.87 m の位置に 5.50 kg の錘が付随しており、10 kg および 20 kg の条件では左右これらの錘にそれぞれ 5 kg および 10 kg のウェイトプレートをつけ加えた。したがって、本研究で用いた重量の設定はバーおよび錘の重さを合わせ 18.80 kg, 28.80 kg, 38.80 kg であった (Table 1)。10 kg, 20 kg の条件ではウェイトプレートを加えることによって生じる重力方向への力をなくすた

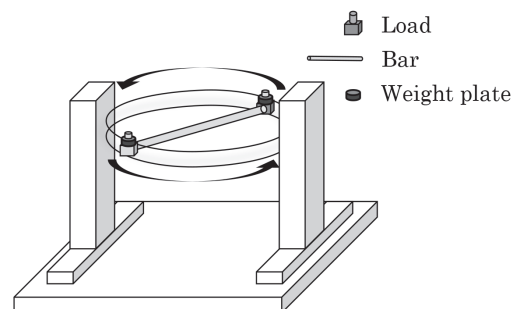


Fig. 1 The trunk-twist training machine.

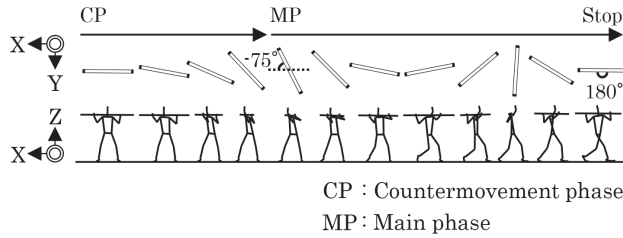


Fig. 2 Method of bar twisting exercise.

Table 1 Moment of Inertia in each condition.

Condition	Mass (kg)			Moment of Inertia (kgm ²)
	Bar	Load	Total mass	
0 kg		11.00	18.80	10.36
10 kg	7.80	21.00	28.80	17.93
20 kg		31.00	38.80	25.50

めにカウンターウェイトを設けた。バーを回転させる際は、両脚の足部がフォースプレートから離れないように実施させた。バーの方向転換の際にバーが目印から10°以上超えてしまった試技、バーを静止させる際にバーが180°から±10°を超えた試技は無効とし、有効試技の中で最もバーの角速度が速い試技を分析対象とした。疲労の影響を少なくするために、試技の間には十分に休息をとらせた。

3. 測定方法・項目

赤外線カメラ (Vicon Motion System 社製, Vicon MX+) を12台用いて、各試技における身体各部位47点 (Suzuki et al., 2014) およびバーの左右側面2点の座標データを、サンプリング周波数250 Hzで収集した。静止座標系は試技開始時の対象者前方に直交する軸をX軸、試技開始時の対象者前方をY軸、鉛直上向きをZ軸とする右手座標系と定義した。得られた身体各部の座標値は、座標成分ごとに最適遮断周波数 (X軸: 2.5—15.0 Hz, Y軸: 2.5—15.0 Hz, Z軸: 2.5—15.0 Hz) をWells and Winter (1980)の方法にもとづいて決定し、Butterworth Low-Pass Digital Filterを用いて平滑化した。また、2台のフォースプレート (Kistler 社製, 9287C) を用いて左右脚それぞれの地面反力を計測した。地面反力デ

ータは1,000 Hzのサンプリング周波数で計測し、A/D変換処理をした後、パーソナルコンピュータ (Abee社製, AS Enclosure 44OVT) に取り込んだ。

バーツイスト中の体幹捻転筋群の筋活動を検討するため、体幹捻転の主働筋である外腹斜筋、広背筋 (Kumar et al., 2003; McGill, 1991; 大久保・金岡, 2009) と体幹捻転中の体幹部安定化に作用する腹直筋、脊柱起立筋 (Kumar et al., 2003; Pope et al., 1986) の計4筋のそれぞれ左右に、表面筋電図を貼付した。電極は筋電図用テレメータピッカ (日本光電社製, ZB-150H) を用いた。導出された筋電位はサンプリング周波数1,000 Hzで計測し、A/D変換処理を行い、パーソナルコンピュータ (DELL社製, LATITUDE E5400) に取り込んだ。取り込まれた筋活動電位はアーチファクト成分をハイパスフィルタで除去した後、全波整流した。ハイパスフィルタは得られたデータを遮断周波数10 Hzで4次の位相ずれのないButterworth Digital Filterに通過させ、得られたデータを原信号から差し引きする方法を用いた。

4. 算出方法・項目

4.1 バー、上脛、骨盤、体幹捻転の角度および角速度

バー、上脛、骨盤、体幹捻転の角度は、高橋ほ

か(2017)の研究と同様に算出した。本研究で使用したトレーニングマシンは、バーが水平面の回転運動に制限されていることから、バー、骨盤、上胴の角度は、水平面上の角度として算出した。これらの角度を時間微分することで角速度を算出した。この時、反時計回りを正、時計回りを負と定義した。

4.2 バーの回転時間、最大角速度到達時間

各試技におけるバーの回転時間を算出するために、静止座標系のX軸に平行している状態から時計回りに10 deg./s動き始めた地点を分析区間開始地点、バーが反時計回りに10 deg./s動き始めた地点を主運動開始地点、バーの角速度が最大に達した地点を分析区間終了地点と定義した。分析区間開始地点から主運動開始地点までバーが時計回りに回っている区間をCountermovement Phase(以下「CP」と略す)、主運動開始地点から分析区間終了地点までバーが反時計回りに回っている区間をMain Phase(以下「MP」と略す)と定義し、これらの区間に要した時間をバーの回転時間として算出した。なお、CON条件におけるCPはSSC条件におけるCPに要した時間と等しくなるように、CON条件の主運動開始地点より逆算して算出した。また、主運動開始地点から、上胴および骨盤の角速度がそれぞれ最大に達するまでの時間を上胴および骨盤の最大角速度到達時間と定義し算出した。

4.3 バーに作用したトルク

バーに作用したトルク(以下「バーのトルク」と略す)はバーの慣性モーメントとバーの角加速度を積算することによって算出した。

4.4 体幹仮想関節における関節トルク、トルクパワー

本研究では、体幹の捻転運動について3次元的に分析するために、運動自由度を3として、体幹を左右肋骨下端の中点を境に上胴と下胴に分けた15個の剛体リンクセグメントモデルを構築した。上胴と下胴の連結部分である体幹仮想関節

周りに発生する関節トルクを算出するため、身体各部位の3次元座標から運動自由度ごとに両脚の股関節、膝関節、足関節、骨盤、および体幹の前後屈、捻転の移動座標系を高橋ほか(2017)と同様に設定した。左右の股関節中心については、臨床歩行分析研究会の提唱する推定方法(倉林ほか, 2003)より算出した。また、身体に添付したマーカーを用いて、上胴および下胴の各セグメントの長軸方向に対して、互いが直行する3軸のセグメント座標系を設定した(高橋ほか, 2017)。身体各部位の3次元座標値と地面反力データを用いて、左右下肢の逆動力学計算を行い、体幹仮想関節の捻転トルクを算出した。また、捻転トルクと体幹捻転角速度の内積を捻転トルクパワーとした。各セグメントの重心や慣性モーメントの算出には阿江(1996)の身体部分慣性係数を用いた。

4.5 体幹捻転筋群の筋活動

CPおよびMPにおける体幹捻転筋群の筋活動を評価するため、体幹捻転筋群の二乗平均平方(以下「RMS」と略す)を算出した。本研究では、RMSの値を対象者間や試技間において比較するためにCON条件・0 kgの試技の値を基準として、各試技の値をこの基準値で除した値(以下「%RMS」と略す)を用いた。

5. 分析区間の規格化

本研究では、SSC条件におけるCPおよびMPの両区間に要した時間をもとに、CPを60%、MPを40%として規格化した。

6. 統計処理

各測定項目は平均値±標準偏差で示した。すべての統計処理については、SPSS(IBM社製、Statistics Version 22)を用いた。SSCおよびCONの条件および付加重量を要因とする、対応のある二元配置分散分析を用い、事後検定にはBonferroni法による多重比較を実施した。また、規格化時間の10%ごとにおける2群の値を比較するために対応のあるt検定を実施した。有意水準は5%未満とした。

III 結果

Table 2 に両条件における CP および MP に要した時間を示した。SSC 条件と CON 条件における MP の時間を比較した結果、交互作用は認められなかった。条件間に有意な主効果が認められ、SSC 条件が CON 条件より有意に短かった ($P < 0.05$)。また、付加重量間に有意な主効果が認められ、付加重量が増大するとともに有意に時間が増大した ($P < 0.05$)。

Fig. 3 に試技におけるバーの角度、角速度、トルクのアンサンブル平均を示した。両条件ともに MP の開始地点である 60% 地点において、バーの角度は正の方向へ回転し始めていた。バーのトルクについて、CON 条件は 60% 地点より少し前に立ち上がり始めているが、SSC 条件では 60% 地点において既に最大値に近い値へと立ち上がっていた。

Fig. 4 に試技における上脛および骨盤の角度、角速度のアンサンブル平均を示した。上脛、骨盤ともに角度の変化においては付加重量の違いがほ

Table 2 Time of bar rotation in SSC and CON conditions.

	Time (s)						Differences
	SSC-0 kg	SSC-10 kg	SSC-20 kg	CON-0 kg	CON-10 kg	CON-20 kg	
CP	1.44 ± 0.37	1.55 ± 0.28	1.72 ± 0.26	—			
MP	0.70 ± 0.08	0.87 ± 0.08	1.05 ± 0.10	0.71 ± 0.07	0.91 ± 0.07	1.07 ± 0.09	SSC < CON, 0 kg < 10 kg < 20 kg
Total	2.13 ± 0.37	2.42 ± 0.31	2.77 ± 0.33				

<: $P < 0.05$.

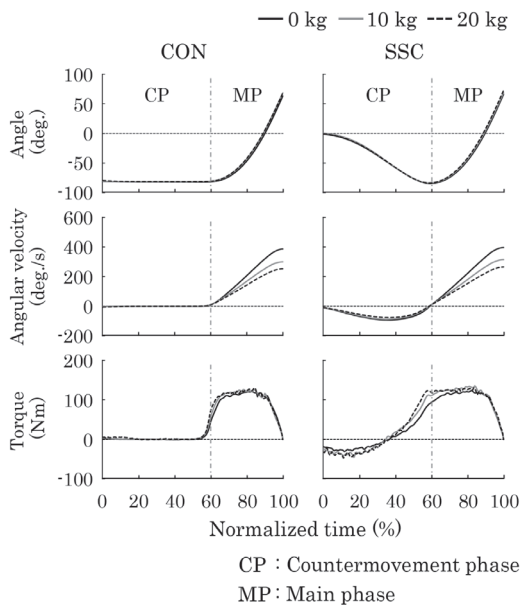


Fig. 3 Ensemble averages of angle, angular velocity and torque of bar.

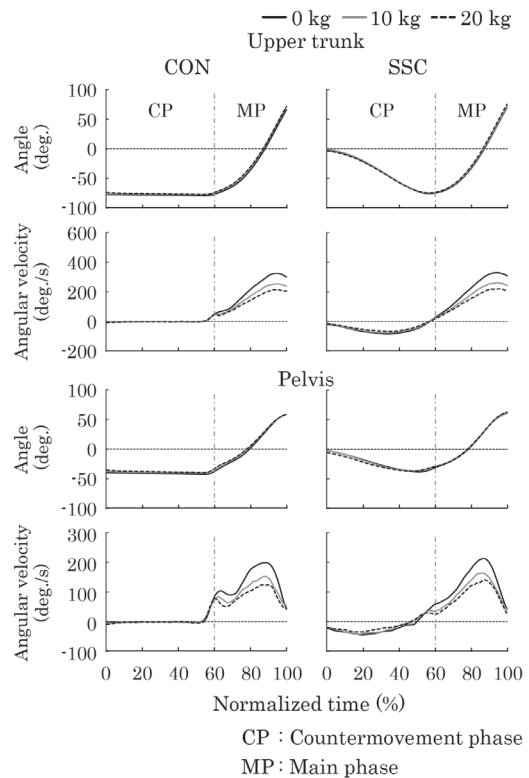


Fig. 4 Ensemble averages of angle and angular velocity of upper trunk and pelvis.

とんどみられなかった。角速度の変化においては、付加重量の増大によって減少する傾向がみられた。

Fig. 5 に試技における体幹捻転の角度、角速度、トルク、トルクパワーのアンサンブル平均を示した。捻転角度においては付加重量による違いがほとんどみられなかった。捻転トルクにおいては、

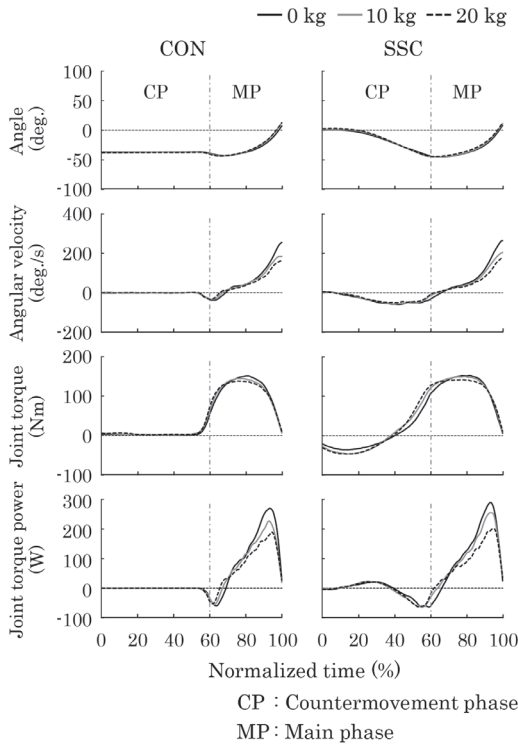


Fig. 5 Ensemble averages of angle, angular velocity and joint torque and joint torque power of trunk-twist.

バーのトルクと同様に、SSC 条件においては MP 開始地点である 60% において CON 条件よりも大きく立ち上がっていた。捻転角速度およびトルクパワーにおいては、MP 開始直後において CON 条件では一度減少してから、増大しているのに対して、SSC 条件では減少していなかった。

Table 3 に、バー、上脗、骨盤および体幹捻転の最大角速度を示した。いずれにおいても交互作用は認められなかった。バー、上脗、骨盤、体幹捻転のいずれも条件間に有意な主効果が認められ、SSC 条件の方が CON 条件に比べて有意に大きかった ($P < 0.05$)。また、バー、上脗、骨盤、体幹捻転のいずれも付加重量間に有意な主効果が認められ、付加重量が増大するとともに有意に角速度が低下した ($P < 0.05$)。

Table 4 に、上脗、骨盤の最大角速度到達時間を示した。いずれにおいても交互作用は認められなかった。上脗においては条件間に有意な主効果が認められ、SSC 条件の方が CON 条件よりも有意に短かった ($P < 0.05$)。骨盤においては SSC 条件と CON 条件の間に有意差はみられなかった。付加重量間では、上脗、骨盤のいずれにおいても有意な主効果が認められ、付加重量の増大とともに有意に遅くなった ($P < 0.05$)。

Table 5 に、体幹仮想関節における捻転トルク、トルクパワーの最大値および平均値、関節仕事の正の値を示した。いずれにおいても交互作用は認められなかった。トルク、トルクパワーの最大値、平均値、関節仕事のいずれも条件間に有意な主効

Table 3 Peak angular velocity of bar upper trunk, pelvis and trunk-twist in each load.

		0 kg	10 kg	20 kg	Interactions (F value)	Main effects (F value)		Differences	
						SSC-CON	Load	SSC-CON	Load
Bar	SSC	396.11 ± 43.65	314.19 ± 42.00	265.24 ± 36.07	0.35	30.40	605.42	SSC > CON	0 kg > 10 kg > 20 kg
	CON	385.94 ± 45.62	299.27 ± 38.31	253.51 ± 28.90					
Upper trunk	SSC	337.55 ± 32.55	271.19 ± 33.27	232.17 ± 30.54	0.26	16.63	799.23	SSC > CON	0 kg > 10 kg > 20 kg
	CON	331.91 ± 38.19	262.20 ± 32.03	223.18 ± 27.75					
Pelvis	SSC	225.84 ± 40.18	172.89 ± 30.82	153.63 ± 30.56	0.07	4.96	97.01	SSC > CON	0 kg > 10 kg > 20 kg
	CON	215.95 ± 36.44	163.23 ± 34.12	141.33 ± 31.88					
Trunk-twist	SSC	268.76 ± 59.04	214.11 ± 49.33	183.39 ± 40.01	0.50	6.52	66.00	SSC > CON	0 kg > 10 kg > 20 kg
	CON	257.44 ± 58.30	192.89 ± 39.28	172.49 ± 35.05					

>: $P < 0.05$.

Table 4 Time to peak angular velocity of upper trunk and pelvis in each load.

		Time (s)			Interactions (F value)	Main effects (F value)		Differences	
		0kg	10kg	20kg		SSC-CON	Load	SSC-CON	Load
Upper trunk	SSC	0.60 ± 0.09	0.76 ± 0.11	0.91 ± 0.11	0.08	8.20	228.60	SSC < CON	0 kg < 10 kg < 20 kg
	CON	0.63 ± 0.08	0.80 ± 0.08	0.95 ± 0.11					
Pelvis	SSC	0.47 ± 0.10	0.57 ± 0.08	0.70 ± 0.14	0.92	0.00	48.02	n.s.	0 kg < 10 kg < 20 kg
	CON	0.45 ± 0.13	0.60 ± 0.16	0.69 ± 0.19					

<: $P < 0.05$.

果が認められ、SSC条件の方がCON条件に比べて有意に大きかった ($P < 0.05$)。また、トルク、トルクパワーの最大値は、ともに付加重量間に有意な主効果が認められ、トルクでは0 kgおよび10 kgが20 kgより大きく ($P < 0.05$)、トルクパワーでは付加重量の増大にしたがって有意に低下した ($P < 0.05$)。平均トルクでは付加重量間に有意差が認められなかった。平均トルクパワーでは付加重量間に有意な主効果が認められ、付加重量の増大にしたがって有意に低下した ($P < 0.05$)。関節仕事では、付加重量間に有意な主効果が認められ、10 kgおよび20 kgが0 kgより有意に大きい値を示した ($P < 0.05$)。

Fig. 6には、体幹捻転トルクのアンサンブル平均を付加重量ごとに示した。規格化時間の10%ごとにSSC条件とCON条件の値を比較した結果、いずれの付加重量においても0%—30%地点においてはSSC条件がCON条件より有意に小さく ($P < 0.05$)、50%および60%地点においてSSC条件

がCON条件より有意に大きかった ($P < 0.05$)。

Fig. 7には、上脗および骨盤の角速度のアンサンブル平均を付加重量ごとに示した。規格化時間の10%ごとに上脗と骨盤の値を比較した結果、20%—50%ではいずれの付加重量においても骨盤が上脗よりも有意に高い値を示した ($P < 0.05$)。60%においては0 kgにおいてのみ骨盤が上脗よりも有意に高い値を示した ($P < 0.05$)。70%—100%においてはいずれの付加重量においても上脗が骨盤より有意に高い値を示した ($P < 0.05$)。

Fig. 8には0 kgにおける体幹筋群のEMGについて全波整流後の波形の典型例を示した。MPにおいては外腹斜筋右側、広背筋左側が大きな波形を示していた。また、これらの筋群はSSC条件においてCPの50%地点付近から、CON条件と比べ大きく活動していた。なお、これらの結果は他の対象者および付加重量条件においてもほぼ同様であった。

Fig. 9には、体幹捻転筋群の%RMSを示した。

Table 5 Joint torque, joint torque power and joint work of trunk-twist in each load.

		0 kg	10 kg	20 kg	Interactions (F value)	Main effects (F value)		Differences		
						SSC-CON	Load	SSC-CON	Load	
Joint torque (Nm)	Peak	SSC	160.51 ± 41.91	157.83 ± 37.59	150.90 ± 35.87	0.23	18.98	7.71	SSC > CON	0 kg, 10 kg > 20 kg
		CON	155.32 ± 41.29	149.17 ± 36.94	143.17 ± 27.25					
	Mean	SSC	123.89 ± 28.98	125.72 ± 30.03	122.75 ± 27.84	0.47	43.27	0.94	SSC > CON	n.s.
		CON	116.01 ± 26.94	114.52 ± 25.44	113.30 ± 20.47					
Joint torque power (W)	Peak	SSC	314.69 ± 118.30	277.96 ± 107.31	224.59 ± 87.25	1.32	10.41	28.00	SSC > CON	0 kg > 10 kg > 20 kg
		CON	290.07 ± 128.86	242.03 ± 92.00	210.45 ± 62.49					
	Mean	SSC	120.15 ± 40.72	113.74 ± 53.60	94.65 ± 45.32	0.82	25.84	34.99	SSC > CON	0 kg > 10 kg > 20 kg
		CON	107.86 ± 48.34	94.31 ± 37.64	82.21 ± 36.22					
Positive Joint work (J)	SSC	87.48 ± 25.65	98.59 ± 37.65	98.70 ± 35.28	0.21	7.87	11.58	SSC > CON	0 kg < 10 kg, 20 kg	
	CON	83.15 ± 30.52	91.61 ± 30.43	92.33 ± 31.59						

>, <: $P < 0.05$.

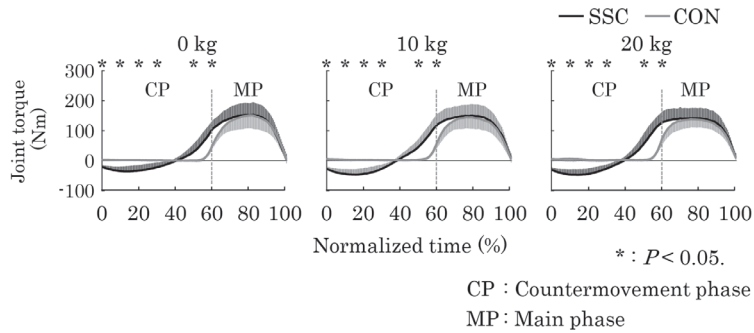


Fig. 6 Ensemble averages of joint torque in each load.

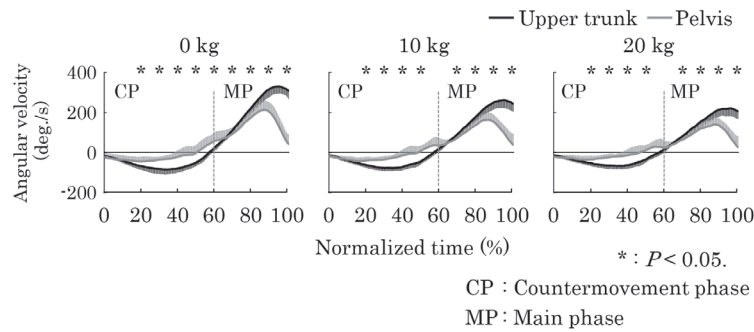


Fig. 7 Ensemble averages of angular velocity of upper trunk and pelvis in each load on SSC condition.

規格化時間の10%ごとの区間において二元配置分散分析を行った結果、腹直筋、外腹斜筋および広背筋の両側、脊柱起立筋の右側ではいずれの区間においても交互作用は認められなかった。腹直筋左側では、0%—10%、50—80%の区間において条件間に主効果が認められ、SSC条件がCON条件より有意に大きかった ($P < 0.05$)。また、70%—80%の区間において付加重量間に主効果が認められ、10 kgが0 kgおよび20 kgより有意に大きかった ($P < 0.05$)。腹直筋右側では、0%—90%の区間において条件間に主効果が認められ、SSC条件がCON条件より有意に大きかった ($P < 0.05$)。付加重量間には有意差がみられなかった。外腹斜筋左側では、0%—10%、20%—60%の区間において条件間に主効果が認められ、SSC条件がCON条件より有意に大きかった ($P < 0.05$)。また、0%—10%の区間において付加重量間に主効果が認められ、20 kgが0 kgより有意に大きかった ($P < 0.05$)。外腹斜筋右側では、0%—30%、40%—60%の区間において条件間に主効果が認め

られ、SSC条件がCON条件より有意に大きかった ($P < 0.05$)。また、70%—90%の区間において付加重量間に主効果が認められ、0 kgが20 kgより有意に大きかった ($P < 0.05$)。脊柱起立筋左側では0%—10%、40%—50%の区間において交互作用が認められた。0%—10%では、20 kgにおいてのみSSC条件がCON条件より有意に大きかった。付加重量間に有意差はみられなかった。40%—50%では、いずれの付加重量においてもSSC条件がCON条件より有意に大きかった。付加重量間では、SSC-20 kgがSSC-0 kgよりも有意に大きかった。他の区間においては交互作用が認められなかった。50%—80%の区間において条件間に主効果が認められ、SSC条件がCON条件より有意に大きかった ($P < 0.05$)。また、70%—80%の区間において付加重量間に主効果が認められ、0 kgが20 kgより有意に大きかった ($P < 0.05$)。脊柱起立筋右側では0%—20%区間において条件間に主効果が認められ、SSC条件がCON条件より有意に大きかった ($P < 0.05$)。付加重量間には

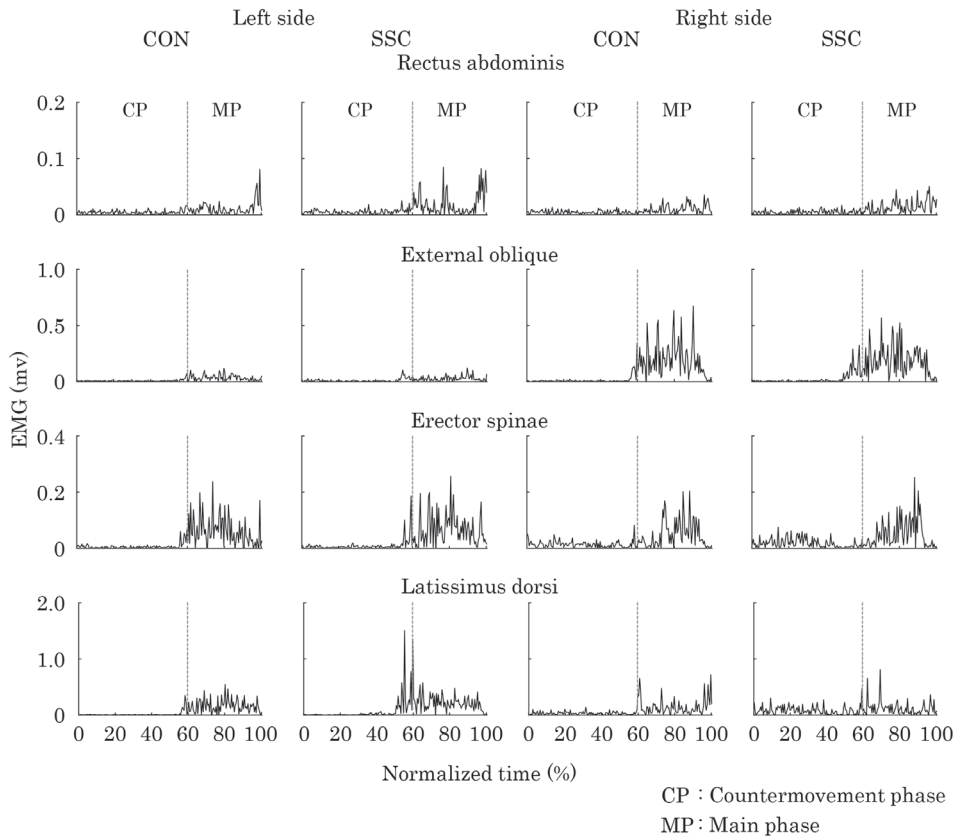


Fig. 8 Typical EMG patterns of trunk muscles at 0 kg.

有意差がみられなかった。広背筋左側では、20%—60%の区間において条件間に主効果が認められ、SSC条件がCON条件より有意に大きかった ($P < 0.05$)。付加重量間には有意差がみられなかった。広背筋右側では、0%—30%の区間において条件間に主効果が認められ、SSC条件がCON条件より有意に大きかった ($P < 0.05$)。付加重量間には有意差がみられなかった。

IV 考察

本研究では、バーツイストによるSSC運動を伴った体幹捻転エクササイズにおける体幹捻転筋群の力・パワー発揮特性について、SSC運動の有無や付加重量の相違から検討することを目的とした。なお、本研究におけるバーのトルク (Fig. 3) と体幹捻転トルク (Fig. 5) の波形は非常に類似していることから、体幹捻転筋群によるトルク発

揮がバーのトルク生成に大きく影響していると示唆される。

1. 体幹捻転運動におけるSSC運動の効果

本研究ではまず、SSC条件とCON条件を比較することで、SSC運動による影響を検討した。バーの最大角速度は、SSC条件がCON条件より有意に大きな値を示した (Table 3)。SSC条件がCON条件よりもバーの角速度が大きかった理由を明らかにするため、体幹捻転におけるキネティクスの変化について検討した結果、体幹捻転トルク、トルクパワー、関節仕事はいずれもSSC条件がCON条件に比べて有意に大きな値を示した (Table 5)。SSC運動では、予備緊張による筋の活性化 (Bosco and Viitasalo, 1982; Ingen Schenau, 1984; 高松ほか, 1991)、伸張反射による筋の張力増大 (Komi and Gollhofer, 1997)、直列弾性要素に貯蔵される弾性エネルギーの貯蔵・再利用

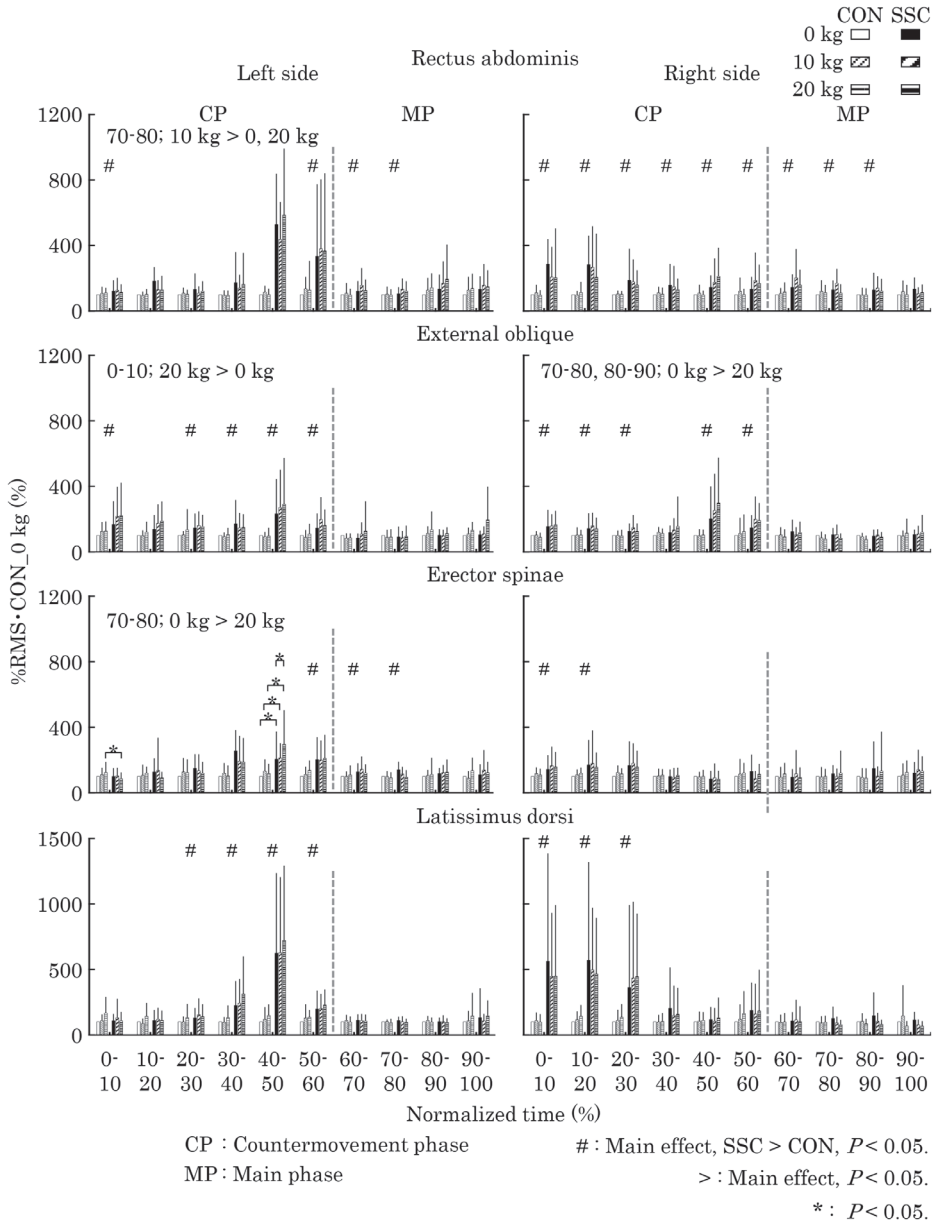


Fig. 9 %RMS of trunk muscles in each load.

(Asmussen and Bonde-Petersen, 1974; 高松ほか, 1991), 筋の増強効果 (Bosco et al., 1981; Komi, 1984) などによって, 発揮される力・パワーの増大に貢献することが示唆されている (Enoka, 1996). また, 体幹捻転運動では体幹を捻る方向を切り替える際に体幹捻転筋群に SSC 運動が生じると報告されている (蔭山ほか, 2014). このトルク, トルクパワー, 関節仕事の増大が, 上脛

や骨盤の角速度を高めることによって, 体幹捻転やバーの最大角速度の増大に貢献したと推察される (Table 3). ウェイトトレーニングで使用される通常のバーを用いてパーツリストを実施した石井 (2009) は, SSC 運動によってバーの最大角速度は変化しないと示唆しており, 本研究の結果とは異なるものであった. 本研究で使用されたマシンは, バーの回転が水平面上の回転に制限される

ために、通常のバーを用いる場合に比べて、体幹捻転筋群がより大きな力を発揮できる(高橋ほか, 2017)。このように、バーを安定させた状態で回転できる条件であったことが、体幹捻転による力・パワー発揮を高め、バーの角速度の増大に貢献した可能性が考えられる。

次に、上腕やバーの最大角速度までの到達時間を比較した結果、SSC条件がCON条件より有意に短かった(Table 2, 4)。石井(2009)の報告においても、バーの最大角速度到達時間はSSC運動を伴うことで有意に短縮すると示唆されており、本研究の結果はこの報告を支持するものであった。上肢や下肢のSSC運動の効果を検討した研究(Bosco and Viitasalo, 1982; Ingen Schenau, 1984; 高松ほか, 1991)によると、主働筋は予備緊張によって活性化することで、筋の短縮局面における力の立ち上がりを高めることができる。さらに、この予備緊張の大きさは主動作開始地点の力および主動作中に発揮される力の大きさに起因することが示されている(高松ほか, 1991)。これらのことを踏まえ、本研究ではバーが反時計回りに回転し始める地点(60%地点)の体幹捻転トルクの大きさを検討した結果、SSC条件はCON条件よりも大きな捻転トルクを発揮していた(Fig. 6)。これらのことを考慮すると、SSC条件はCON条件と比べて、バーを加速させる地点においてすでに大きなトルクを発揮できているために、上腕やバーの角速度をより素早く高めることができたと考えられる。以上のことから、体幹捻転運動におけるSSC運動の効果は、発揮される捻転トルク、トルクパワー、関節仕事を増大させ、バーや体幹捻転角速度の立ち上がりから最大角速度を高めることが明らかとなった。

ところで、関節トルクはその関節軸まわりに関与している複数の筋が発揮した正味のトルクであるために(阿江・藤井, 2002)、トルクの生成に個々の筋がどの程度関与したのかを示すことはできない。そこで、本研究では両条件における体幹捻転筋群の筋活動について、表面筋電図から検討した。試技中の体幹捻転筋群の筋活動をみると、外腹斜筋右側、広背筋左側が大きな波形を示して

いた(Fig. 8)。これらの筋は、体幹を左側に捻転させる際の主働筋であるため(Kumar et al., 2003; McGill, 1991; 大久保・金岡, 2009)、他の筋に比べて大きな活動を示したと考えられる。また、これらの筋群はSSC条件においてCPの50%地点付近から、CON条件と比べ大きく活動していた(Fig. 8)。そこで、両条件の体幹捻転筋群の筋活動を時系列的に検討するために、体幹捻転筋群の%RMSを算出した。その結果、外腹斜筋右側および広背筋左側においては、CPのほとんどの区間において条件間に主効果が認められ、SSC条件がCON条件より有意に大きかった(Fig. 9)。この結果は、上肢や下肢のSSC運動において主運動開始前に主働筋が予備緊張することを示した研究(Bosco and Viitasalo, 1982; Ingen Schenau, 1984; 高松ほか, 1991)を支持するものであった。SSC条件ではこれらの筋が予備緊張によって活性化したことで、体幹捻転トルクがMP開始時においてCON条件よりも大きく立ち上がっていたと推察される(Fig. 6)。一方、MPにおける外腹斜筋右側および広背筋左側の筋活動は、SSC条件とCON条件の間に有意差がみられなかった(Fig. 9)。この理由としては、筋の収縮効率(井原・中山, 1990)が関与していると考えられる。SSC条件では筋が伸張された後に収縮することによって、弾性エネルギーの貯蔵・再利用(Asmussen and Bonde-Petersen, 1974; 高松ほか, 1991)や、伸張反射による筋の張力増大(Komi and Gollhofer, 1997)などの効果を受けるために、筋の収縮効率が高まると考えられる(井原・中山, 1990)。一方で、CON条件はSSC運動を用いない試技であることから、弾性エネルギーの利用や伸張反射による影響を受けず、体幹捻転筋群が短縮性収縮のみで張力を発揮しなければならない。したがって、CON条件における体幹捻転筋群の収縮効率はSSC条件に比べて低く、SSC条件よりも大きな筋活動によってバーを回転させる必要があったために%RMSに有意差が生じなかった可能性がある。また、体幹捻転運動では主働筋が複数存在する(Kumar et al., 2003; McGill, 1991; 大久保・金岡, 2009)のために、同じ捻転動作であったとしても相

対的に優位に動員する筋が個人によって異なっていた可能性もある。後者の可能性については、本研究の実験設定では筋活動の筋間比較を検討できないため、今後、各筋の最大随意収縮を測定しそれを基準とする方法を用いることで明らかにしていく必要がある。一方、60%—80%において、腹直筋両側や脊柱起立筋左側の %RMS は SSC 条件が CON 条件より有意に大きかった (Fig. 9)。これらの筋は体幹捻転中の体幹部の安定化に作用することが報告されている (Kumar et al., 2003; Pope et al., 1986)。SSC 条件では、CON 条件よりも大きな捻転角速度を示したために (Table 1)、体幹をより安定化させる必要があり、これらの筋の活動が大きかったことが推察される。以上のことから、SSC 運動を伴うことによって外腹斜筋右側や広背筋左側といった主働筋が主運動開始前に活動を増大させることによって、大きなトルクを発揮していることが示唆された。

これまでの SSC 運動の効果に関する研究については、下肢の運動 (Bosco et al., 1981; 真鍋ほか, 2004; Walshe et al., 1998)、上肢の運動 (Newton et al., 1997; 田内ほか, 2003; Tauchi et al., 2005) などを対象に数多く報告されてきた。体幹は身体の中で最も質量や慣性モーメントが大きく (阿江, 1996)、筋量の占める割合も高い (Abe et al., 2003) など、上肢や下肢と比べて解剖学的・機能的な特性が異なる。また、体幹捻転運動では主働筋が複数存在する (Kumar et al., 2003; McGill, 1991; 大久保・金岡, 2009) ために、同じ捻転動作であったとしても相対的に優位に動員する筋が個人によって異なる可能性があり、下肢や上肢の運動とは異なると推察される。そのため、体幹捻転運動における SSC 運動がもたらす効果に関する一連の機序が、下肢や上肢のそれとは異なる可能性も考えられる。本研究の実験設定および結果では、その機序の違いについて明確に示すことはできない。しかし、SSC 条件にみられた CP における筋活動の増大 (Fig. 9) や体幹仮想関節の仕事の増大 (Table 5) といった結果から、体幹捻転運動においても予備緊張 (Bosco and Viitasalo, 1982; Ingen Schenau, 1984; 高松ほか, 1991) や筋

の増強効果 (Bosco et al., 1981; Komi, 1984) がみられることが示唆できる。また、本研究の SSC 条件は、バーの方向転換時において体幹筋群が伸張されるような試技であったことから、筋の伸張反射 (Komi and Gollhofer, 1997) が生じる可能性が考えられる。さらに、体幹捻転運動の主働筋である外腹斜筋は大きな腱膜を備えていることから、弾性エネルギーの貯蔵・再利用 (Asmussen and Bonde-Petersen, 1974; 高松ほか, 1991) ができると推察される。これらのことを踏まえると、体幹捻転運動においても上肢や下肢の運動と同様な要因によって SSC 運動が生じ、発揮される力・パワーの増大に貢献することが示唆される。

2. 付加重量の変化が体幹捻転運動における SSC 運動に与える影響

次に本研究では、付加重量の相違による影響について検討した。統計処理の結果、脊柱起立筋の %RMS の結果を除き、ほとんどの変数において有意な交互作用が認められなかった。このことから、付加重量の相違による影響は SSC 条件に特異的に生じるのではなく、CON 条件においても同様に生じるものと考えられる。

付加重量の増大に伴い、SSC 条件および CON 条件ともにバーの最大角速度や体幹捻転角速度は有意に低下した (Table 3)。これは、付加重量が大きくなることによって、バーの慣性モーメントが増大したためであると考えられる。しかし、捻転トルクの値をみると、付加重量の増大に伴うトルクの増大はみられなかった (Table 5)。Bobbett et al. (1987) は、20 cm, 40 cm, 60 cm の台を用いるドロップジャンプにおける足関節トルクを比較し、60 cm で発揮されたトルクは 40 cm で発揮されたトルクより有意に小さく、20 cm で発揮されたトルクとほとんど変わらなかったこと、つまり、下肢の SSC 運動においては伸張負荷が過剰になると発揮されるトルクが低下されることを報告している。ドロップジャンプでは、過度な台高を用いた場合には伸張反射の働きが抑制されること (Taube et al., 2012)、伸張反射が主働筋である足関節底屈筋群の張力を高める要因であること

(吉田ほか, 2016) からも, 高すぎない台高を設定することが重要であると指摘されている (Bobbert et al., 1987). これらのことを考慮すると, 体幹捻転の SSC 運動においても付加重量の増大によって, 体幹捻転筋群に対する伸張負荷が過剰になったことで発揮される捻転トルクが小さくなった可能性がある. 捻転トルクパワーは付加重量の増大に伴い有意に低下した (Table 5). トルクパワーはトルクと角速度の内積で示される. 体幹捻転の角速度が付加重量の増大に伴い有意に低下したことを考慮すると (Table 3), トルクパワーの低下は体幹捻転角速度の低下, すなわち上述した慣性モーメントの増大による影響であると判断できる. 捻転トルクやトルクパワーが付加重量の増大によって低下したことは逆に, 関節仕事では 0 kg が 10 kg および 20 kg より有意に大きかった (Table 5). 関節仕事は, トルクパワーを時間で積分した値であり, 本研究では付加重量の増大によって, MP におけるバーの回転時間が有意に増大したために (Table 2), 10 kg や 20 kg といった重い付加重量において関節仕事が大きくなったと考えられる.

一方, 体幹捻転運動においては捻転をつくりだす上胴と骨盤の動きがパフォーマンスに影響を及ぼす可能性があるという指摘もある. 田内ほか (2005) は, 本研究のバーティストと同様に SSC 運動を伴う体幹捻転が生じる野球のティーバッティングにおいて, スイング開始直後に肩 (上胴) よりも腰 (骨盤) を速く回旋させることによって生じる捻転角速度を高めることが最終的なバットヘッドスピードの獲得に影響すると報告している. このことについて本研究では, MP 開始時点における骨盤と上胴の角速度から検討した. その結果, 0 kg では骨盤の角速度が上胴よりも有意に大きかったが, 10 kg および 20 kg では骨盤と上胴の角速度に有意差がみられなかった (Fig. 7). したがって, 0 kg では, バーが反時計回りに回転し始める際には骨盤が上胴よりも速く回旋し, その後上胴の角速度が骨盤の角速度を上回っていることから, これらの速度差によって体幹捻転筋群に SSC 運動が生じていたと推察される. そして,

この SSC 運動によって 10 kg および 20 kg に比べて大きな捻転トルク, トルクパワーが発揮されていたと考えられる. 一方, 10 kg および 20 kg では上胴と骨盤がほぼ同速度で回転し始めていることから, 体幹捻転筋群に SSC 運動が生じにくい状態にあり, 発揮されるトルクやトルクパワーが増大しなかったと考えられる.

次に, 付加重量の増大に伴う体幹捻転筋群の筋活動の変化について検討した. バーティストでは付加重量の増大に伴いバーの慣性モーメントが大きくなるため, 体幹捻転筋群がより大きな力を発揮する必要がある, %RMS も増大すると予想される. しかし, CP および MP のほとんどの区間において, 付加重量間による %RMS の違いはみられなかった. 付加重量の増大によって捻転トルクやトルクパワーが低下した一方で, %RMS は変化しなかった理由としては, 筋の収縮効率 (井原・中山, 1990) の低下や, 体幹捻転運動の主働筋が複数存在する (Kumar et al., 2003; McGill, 1991; 大久保・金岡, 2009) ことによって, 優位に動員される筋に個人差があった可能性が推察される. 今後はこの理由についてより詳細に検討していく必要がある. 以上のことから, バーティストにおける付加重量の増大は, バーや体幹捻転角速度の低下のみならず, 発揮される捻転トルクやトルクパワーを低下させることが示された.

3. 研究の限界および今後の課題

本研究の結果から, 体幹捻転運動における SSC 運動は, 主運動開始前に捻転運動の主働筋である外腹斜筋や広背筋などの活動が増大することによって, 発揮される体幹捻転トルク, トルクパワーの増大を通じて, バーや体幹捻転の最大角速度や角速度の立ち上がりを高めることが明らかとなった. また, 付加重量間の比較から, 最も軽い 0 kg (慣性モーメント: 10.36 kgm^2) において最も大きい捻転トルクやトルクパワーを示した. なお, 本研究で用いたマシンは, バーそのものとその両端に付随している錘に質量があるため, 付加重量が 0 kg であっても慣性モーメントは 10.36 kgm^2 と, ウェイトトレーニングで使用されるバーを用いる

場合に比べて大きい(高橋ほか, 2017)。したがって、 10.36 kgm^2 より小さい慣性モーメントを有するバーを用いてSSC運動の効果を検討した場合には、異なる結果が示される可能性がある。また、バーツイストは両脚立位で行うために、体幹捻転運動に関与する骨盤の回旋運動は、左右下肢のキネマティクスやキネティクスの影響を受ける(Akutagawa and Kojima, 2005; Iino et al., 2014; Iino and Kojima, 2001; 村田・藤井, 2014)ため、下肢の姿勢や力・パワー発揮能力が体幹捻転運動に影響を与えていた可能性がある。今後は、体幹捻転運動における付加重量設定や下肢の役割について検討する必要があると考えられる。

本研究の対象者の中には、投運動や打運動が内在する競技を専門としている対象者のほかに、そのような競技の経験がない対象者もいた。そのため、反動動作によるトルク、トルクパワーの増大の程度、付加重量の増大に伴うトルク、トルクパワーの低下の程度などには個人差があり、対象者の専門種目による影響が示唆される。本研究の結果は、このような対象者に共通したものであるが、競技特性を考慮したより専門的な体幹捻転プライオメトリクスを検討するためには、さらなる研究が必要である。

また、本研究では絶対的な負荷を用いて付加重量の変化による影響を検討した。一方で、様々なエクササイズの中には個人の発揮筋力や最大挙上重量などを基準にした相対的な負荷をトレーニングに用いることがある。しかし、バーツイストにおいてはこれらを基準とする相対的な負荷を設定することは難しい。その理由は以下の2点である。はじめに、体幹捻転筋力を等尺性あるいは等速性筋力測定などによって測定し、その数値を参考にバーツイストの負荷を検討する場合である。本研究のように立位でバーを回転させる試技においては、下肢や体幹の動きといった技術的な要素が、バーツイストにおいて発揮されるトルク、トルクパワーに影響を与える可能性がある。つまり、体幹捻転筋力が優れていたとしても、バーツイストの動作が必ずしも優れているとは限らないため、発揮筋力の大きさが負荷設定の基準とはな

りえない。次に、最大挙上重量を基準とした場合である。バーツイストは両脚立位で行うエクササイズであるために、バーの付加重量が増大すると回転方向に対する負荷が増えるとともに、鉛直方向に対する負荷が増大する。質量の異なるバーを用いたバーツイストにおける体幹捻転の力・パワー発揮特性を検討した高橋ほか(2017)は、質量の増大による体幹捻転トルク、トルクパワーには有意差がみられなかったことを報告している。これは、質量の増大に伴いバーを回すことが困難になると同時に、バーの鉛直・水平方向に対する並進運動を制御するために身体全体で力発揮を増やしていかなければならないことを示唆する。したがって、体幹を捻転することができる最大の重量が、バーを支持することのできる重量の大小に影響し、捻転方向に対する適切な負荷設定ができない可能性がある。以上の理由から、バーツイストでは個人の発揮筋力や最大挙上重量を基準に相対的な負荷設定を検討することが困難である。今後は、バーツイストにおける相対的な負荷の設定について新たな観点から検討する必要がある。

V 要約

本研究では、バーツイストによるSSC運動を伴った体幹捻転エクササイズにおける体幹捻転筋群の力・パワー発揮特性について、SSC運動の有無や付加重量の相違から検討することを目的とした。定期的な運動習慣のある男子学生20名を対象に、反動を用いて行うバーツイストと反動を用いずに行うバーツイストを、バーの回転方向に対する付加重量を0 kg, 10 kg, 20 kgの3条件で実施させ、3次元キネマティクスおよびキネティクス変量を算出し、体幹捻転筋群の表面筋電図を導出した。本研究の主な結果は以下の通りである。

1. 体幹捻転におけるSSC運動は、主運動開始前に主働筋である外腹斜筋や広背筋などの活動を増大させることによって、発揮される捻転トルク、トルクパワーを増大させるとともに、バーや体幹捻転角速度の立ち上がりから最大角速度を高めることに貢献していた。

2. 付加重量の増大に伴いパワーや体幹捻転などの角速度が低下した。一方で、体幹捻転トルク、トルクパワーは付加重量が最も軽い0 kgにおいて最も大きかった。体幹捻転筋群の筋活動は付加重量増大による変化がほとんどみられなかった。

以上の結果から、体幹捻転運動においてSSC運動を用いることによって、体幹が発揮する力・パワーが増大すること、この特性は本研究で使用された10.36 kgm²を超える慣性モーメント条件では低下することが示された。このことは、投運動や打運動のパフォーマンス向上に対する体幹捻転プライオメトリクスを指導する際に有用な知見になると考えられる。

付記

本論文を執筆するにあたり、冨子浩二先生（元筑波大学教授、2016年6月2日逝去）から多大なるご指導を賜りました。心より感謝するとともに、ご冥福をお祈りいたします。

文 献

Abe, T., Kearns, C.F., and Fukunaga, T. (2003) Sex differences in whole body skeletal muscle mass measured by magnetic resonance imaging and its distribution in young Japanese adults. *Br. J. Sports Med.*, 37(5): 436-440.

阿江通良 (1996) 日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性係数. *J. J. Sports Sci.*, 15(3): 155-162.

阿江通良・藤井範久 (2002) スポーツバイオメカニクス 20講 (初版). 朝倉書店, pp.8-15, pp.89-96.

Akutagawa, S. and Kojima, T. (2005) Trunk rotation torques through the hip joints during the one-and two-handed backhand tennis strokes. *J. Sports Sci.*, 23(8): 781-793.

Asmussen, E. and Bonde-Petersen, F. (1974) Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol.*, 91(3): 385-392.

Bobbert, M.F. (1990) Drop jumping as a training method for jumping ability. *Sports Med.*, 9(1): 7-22.

Bobbert, M.F., Huijing, P. A., and van Ingen Schenau, G.J. (1987) Drop jumping. II. The influence of dropping height on the biomechanics of drop jumping. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 19(4): 339-346.

Bosco, C., Komi, P.V., and Ito, A. (1981) Prestretch potentia-

tion of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol.*, 111(2): 135-140.

Bosco, C. and Viitasalo, J.T. (1982) Potentiation of myoelectrical activity of human muscles in vertical jumps. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 22(7): 549-562.

Cavagna, G.A., Dusman, B., and Margaria, R. (1968) Positive work done by a previously stretched muscle. *J. Appl. Physiol.*, 24(1): 21-32.

Enoka, R.M. (1996) Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *J. Appl. Physiol.*, 81: 2339-2346.

比留間浩介・尾縣貢 (2010) 中学・高校野球選手の伸張-短縮サイクル運動を含むパワー発揮能力と投球スピードとの関係とその発達特性—上肢と体幹に着目して. *トレーニング科学*, 22(3): 205-216.

井原秀俊・中山彰一 (1990) 関節トレーニング—関節は高感度センサーである—. 協同医学出版社, pp.74-110.

Iino, Y., Fukushima, A., and Kojima, T. (2014) Pelvic rotation torque during fast-pitch softball hitting under three ball height conditions. *J. Appl. Biomech.*, 30(4): 563-573.

Iino, Y. and Kojima, T. (2001) Torque acting on the pelvis about its superior-inferior axis through the hip joints during a tennis forehand stroke. *J. Hum. Mov. Stud.*, 40(4): 269-290.

池田祐介・淵本隆文 (2005) ダブルレグホップのトレーニングにともなう下肢関節のモーメントとパワーの変化. *体育学研究*, 50(1): 1-11.

Ingen Schenau, G.J. (1984) An alternative view of the concept of utilization of elastic energy in human movement. *Hum. Mov. Sci.*, 3(4): 301-336.

石井泰光 (2009) 体幹部の捻転動作における Stretch-Shortening Cycle 運動. *バイオメカニクス研究*, 13(3): 142-148.

蔭山雅洋・岩本峰明・杉山敬・水谷未来・金久博昭・前田明 (2014) 大学野球投手における体幹の伸張-短縮サイクル運動および動作が投球速度に与える影響. *体育学研究*, 59(1): 189-201.

倉林準・持丸正明・河内まき子 (2003) 股関節中心推定方法の比較・検討. *バイオメカニクス学会誌*, 27(1): 29-36.

Komi, P.V. (1984) Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, 12(1): 81-122.

Komi, P.V. and Gollhofer, A. (1997) Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise. *J. Appl. Biomech.*, 13(4): 451-460.

Kumar, S., Narayan, Y., and Garand, D. (2003) An

- electromyographic study of isokinetic axial rotation in young adults. *Spine J.*, 3(1), 46-54.
- 真鍋芳明・横澤俊治・島田一志・尾縣貢 (2004) 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(4) : 425-442.
- McGill, S.M. (1991) Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: implications for lumbar mechanics. *J. Orthop. Res.*, 9(1), 91-103.
- 宮西智久・櫻井直樹 (2009) 野球の投・打運動の体幹捻転研究—SSC 理論に着目して—. *バイオメカニクス研究*, 13(3) : 149-169.
- 村田宗紀・藤井範久 (2014) 下肢および胴部に着目した硬式テニスサーブにおけるボールの回転の打ち分け. *バイオメカニクス*, 22 : 155-166.
- Newton, R.U., Murphy, A.J., Humphries, B.J., Wilson, G.J., Kraemer, W.J., and Häkkinen, K. (1997) Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occurs during explosive upper-body movements. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 75(4): 333-342.
- 大久保雄・金岡恒治 (2009) 体幹の捻転動作の医学的基礎. *バイオメカニクス研究*, 13(3) : 125-129.
- Pope, M.H., Andersson, G.B.J., Broman, H., Svensson, M., and Zetterberg, C. (1986) Electromyographic studies of the lumbar trunk musculature during the development of axial torques. *J. Orthop. Res.*, 4(3): 288-297.
- Radcliffe, J.C. and Farentinos, R.C. (1999) High-powered plyometrics. *Human kinetics*, pp.97-132.
- Suzuki, Y., Ae, M., Takenaka, S., and Fujii, N. (2014) Comparison of support leg kinetics between side-step and cross-step techniques. *Sports Biomech.*, 13(2): 144-153.
- 高橋和孝・吉田拓矢・荻山靖・林陵平・浅井武・関子浩二 (2017) 伸張-短縮サイクル運動を伴った体幹捻転エクササイズによるトレーニング効果. *トレーニング科学*, 29(2) : 129-142.
- 高松薫・会田宏・関子浩二 (1991) Isometric および eccentric な予備緊張が肘屈曲速度に及ぼす影響—Concentric な収縮中の負荷重量および動作範囲に着目して—. *体育学研究*, 36(2) : 127-139.
- Taube, W., Leukel, C., Lauber, B., and Gollhofer, A. (2012) The drop height determines neuromuscular adaptations and changes in jump performance in stretch-shortening cycle training. *Scand. J. Med. Sci. Spor.*, 22(5): 671-683.
- 田内健二・遠藤俊典 (2009) 陸上競技の投てき種目における体幹の捻転動作の役割. *バイオメカニクス研究*, 13(3) : 170-178.
- Tauchi, K., Kubo, Y., Byun, K.O., and Takamatsu, K. (2005) A mechanism for power output of the upper limbs during overhead throw with stretch-shortening cycle. *Int. J. Sport Health Sci.*, 3: 286-295.
- 田内健二・南形和明・川村卓・高松薫 (2005) 野球のティーバッティングにおける体幹の捻転動作がバットスピードに及ぼす影響. *スポーツ方法学研究*, 18(1) : 1-9.
- 田内健二・尹聖鎮・山田哲・高松薫 (2003) 投動作における上肢の伸張-短縮サイクル運動の有効性: 伸張局面におけるみかけ上の stiffness 特性に着目して. *体育学研究*, 48(2) : 137-151.
- Thys, H., Faraggiana, T., and Margaria, R. (1972) Utilization of muscle elasticity in exercise. *J. Appl. Physiol.*, 32(4): 491-494.
- Walshe, A.D., Wilson, G.J., and Ettema, G.J. (1998) Stretch-shorten cycle compared with isometric preload: contributions to enhanced muscular performance. *J. Appl. Physiol.*, 84(1): 97-106.
- Wells, R.P. and Winter, D.A. (1980) Assessment of signal and noise in the kinematics of normal, pathological and sporting gaits. In: *Human Locomotion I (Proceedings of the first bi-annual conference of the Canadian Society of Biomechanics)*, 92-93.
- 吉田拓矢・中宗一郎・荻山靖・林陵平・高橋和孝・関子あまね・関子浩二 (2016) ドロップジャンプにおけるパフォーマンス獲得に至るまでの時系列的な運動連関. *体力科学*, 65(5) : 479-489.
- Young, W.B., Wilson, C.J., and Byrne, C. (1999) A comparison of drop jump training methods: effects on leg extensor strength qualities and jumping performance. *Int. J. Sports Med.*, 20(5): 295-303.

(2017年9月13日受付)
(2018年5月17日受理)