

長さあるいは質量を増大させたバーを用いたバーツイストにおける 体幹のキネティクス・キネマティクスの特性

高橋 和孝¹⁾ 篠原 秀典¹⁾ 吉田 拓矢²⁾ 浅井 武²⁾

TAKAHASHI Kazutaka¹, SHINOHARA Hidenori¹, YOSHIDA Takuya² and ASAI Takeshi²: The kinetics and kinematic properties of the trunk during the bar twist exercise with bars of increased length or mass. Japan J. Phys. Educ. Hlth. Sport Sci.

Abstract: This study was performed to clarify the kinetic and kinematic properties of trunk motion while performing the bar twist exercise. The increasing length and increasing mass of the exercise bars were taken as the independent variables. A total of 21 male athletes who regularly performed strength and power training were included in the study. The bar twist exercise was performed using 5 bars, comprising 1 bar 2.00 m in length and 10.00 kg in weight (NB), 2 long bars with an increased length without changing the mass (2LB, 3LB), and 2 heavy bars with a mass that was increased by adding weight to the bar without changing the length (2HB, 3HB). The three-dimensional kinetic and kinematic variables were then calculated. The principal findings were as follows:

- 1) The torque of the trunk twist increased as the length or mass of the bar was increased.
- 2) The torques of trunk flexion and lateral flexion to the left against translational motion were greater for HB than for LB (flexion (Nm/kg): 3LB [0.23 ± 0.22] < 3HB [0.34 ± 0.25]; lateral flexion to the left (Nm/kg): 2LB [0.35 ± 0.23] < 2HB [0.39 ± 0.28], 3LB [0.33 ± 0.21] < 3HB [0.35 ± 0.28], Nm/kg).
- 3) The rate of torque development (RTD) of trunk twist torque was greater for LB than for HB (2HB: 6.90 ± 3.22 < 2LB: 7.84 ± 2.58, 3HB: 6.09 ± 1.63 < 3LB: 6.88 ± 2.13, Nm/s/kg). However, the RTD of trunk twist torque for LB and HB was smaller than for NB (9.13 ± 2.53 Nm/s/kg).

These results indicate that the trunk twist torque increases with the moment of inertia of the bar due to the increase in length or mass, which is a standard feature. In contrast, it was suggested that the increase in mass contributed to the increase in trunk flexion-extension and lateral bending torque. The RTD of trunk twist torque was decreased due to the increase in length or mass. However, the amount of decrease in RTD of trunk twist torque was smaller for LB than for HB.

Key words : trunk joint, plyometrics, momentum

キーワード : 体幹仮想関節, プライオメトリクス, 運動量

I 緒言

体幹は身体のセグメントの中でも筋量が占める割合が大きく (Abe et al., 2003, p.437), それらの筋群の活動によってトルクおよびトルクパワーを発揮することにより, 力学的エネルギーを産み

出すことができる (堀内ほか, 2017)。このために, 投運動や打運動における高い競技パフォーマンスの獲得において, 体幹筋群に対するトレーニングの重要性が指摘されている。また, 投運動や打運動が内在する各種スポーツ種目においては, 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ること

1) 日本体育大学体育学部
〒227-0033 神奈川県横浜市青葉区鴨志田町1221-1
2) 筑波大学体育系
〒305-8574 茨城県つくば市天王台1-1-1
連絡先 高橋和孝

1. Faculty of Sport Science, Nippon Sport Science University
1221-1 Kamoshida-cho, Aoba-ku, Yokohama, Kanagawa
227-0033
2. Faculty of Sport Sciences, University of Tsukuba
1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8574
Corresponding author kaz_takahashi_308@yahoo.co.jp

から(石井, 2009; 蔭山ほか, 2014; 宮西・櫻井, 2009), 体幹捻転筋群に SSC 運動を生じさせ, より大きなトルクおよびトルクパワーを発揮させることが, 優れた競技パフォーマンスの獲得に重要と考えられる. SSC 運動を利用したトレーニング方法としてはプライオメトリクスが挙げられ, 体幹捻転運動のプライオメトリクス手段の1つにバーツイストが挙げられる(Radcliffe and Farentinos, 2015, p.94; 高橋ほか, 2017, 2018). バーツイストは, 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トレーニングと報告されており(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においては, 主働筋によって発揮されるトルクおよびトルクパワーの大きさがトレーニング効果に影響すること(Bobbert, 1990; 池田・淵本, 2005; Young et al., 1999), エクササイズにおける負荷の大きさが発揮されるトルクおよびトルクパワーやそのトレーニング効果に影響すること(Bobbert et al., 1987; Newton et al., 1997; 高橋ほか, 2017; Taube et al., 2012)が報告されている. このことから, エクササイズにおけるキネティクスの特性を明らかにすることは, プリオメトリクスを合目的, 効果的に実施する上で不可欠である. バーツイストは主に, 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(石井, 2009; Poór et al., 2017; Radcliffe and Farentinos, 2015, p.94), 用いるバーの慣性モーメントがエクササイズにおける負荷と考えられる. バーの慣性モーメントは, バーの長さあるいは質量を変化させることで増大あるいは減少させることができる. 指導書では, バーの質量が 20 lbs. から 50 lbs. (9.7 kg から 22.7 kg) のバーを用いると記述されているが(Radcliffe and Farentinos, 2015, p.94), これらの質量のバーを用いた際における体幹捻転のキネティクス, キネマティクスの特性について明らかにした研究はみられない. バーの質量の増大によって慣性モーメントが大きくなると, バーを回転させることが困難になること

から, 体幹捻転トルクは増大することが予想される. 加えてバーツイストでは, バーの回転運動に伴って並進運動も生じることにより, この運動を制御するために体幹の屈曲伸展や側屈といったトルク発揮もなされると考えられる. バーの質量が変化した場合には, バーを支えるために, これらのトルクも変化すると予想されるが, この特性についても明らかにされていない. 一方で, バーの長さの変化による体幹捻転のキネティクス, キネマティクスの特性について検討した研究もみられない. バーの質量を変化させずに長さを増大させることによって慣性モーメントを増大させた場合について考えると, 質量を増大させたバーと同様に, バーを回転させることが困難になることから, 体幹捻転トルクは大きくなることが予想される. しかし, 質量を増大させないバーであることから, バーの並進運動に抗する体幹のトルクは増大しないことが予想される.

以上のことから, バーの慣性モーメントの変化がバーの質量と長さのどちらの変化に起因するかによって, バーツイストにおける体幹のキネティクスの特性は異なる可能性が推察される. この特性を明らかにすることは, 投運動や打運動などの競技パフォーマンスを高めるためにバーツイストを実施する上で, トレーニングの負荷設定における重要な知見を提示すると考えられる.

そこで本研究では, バーの質量あるいは長さを増大させたバーを用いたバーツイストにおける体幹のキネティクス・キネマティクスの特性を明らかにすることを目的とした.

II 方法

1. 対象者

対象者は, 筋力・パワートレーニングを定期的実施している体育大学に所属する男性競技者 21 名(年齢: 20.50 ± 1.89 years, 身長: 1.76 ± 0.05 m, 体重: 82.06 ± 19.89 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

本研究の実験試技は高橋ほか (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、対象者の前方と水平面上で直交する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る試技とした。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。この試技を後述する質量あるいは長さが異なるバー 5 種類を用いて実施した。バーの方向転換の際にバーが目印から 10° 以上超えず、かつバーを静止させる際にバーが 180° から $\pm 10^\circ$ の範囲におさまった試技を有効試技とした。それぞれの目印の前後を大きく超えていないと検者が判断していた試技を最低 3 回獲得するまで実施した。これらの試技の各々で後述するバーの水平面上の角度を算出し、上述した角度の範囲内で遂行されていた有効試技のうち、最もバーの角速度が速い試技を分析対象とした。バ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考慮すべき身体への負荷の特性を示すため、本研究ではバーの角速度が最も速い試技を分析対象として選んだ。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. 使用したバー

バーツイストでは用いるバーの慣性モーメント、すなわちバーの質量と長さがトレーニングにおける負荷と考えられ、これらの変化によって体幹のキネティクス・キネマティクスが変化する

と推察される。そこで本研究では、バーの半径が 0.15 m 、長さ 2.00 m 、質量 10.00 kg の鉄製の棒 (以下「NB」と略す)、半径および質量を変えずにバーの長さを増大させた鉄製の棒 (以下「LB」と略す) を 2 本、半径および長さを変わらずにバーに鉄製の錘を加えて質量を増大させた鉄製の棒 (以下「HB」と略す) を 2 本、計 5 本のバーを作製した (Table1)。本研究のバーの慣性モーメントの設定は、指導書 (Radcliffe and Farentinos, 2015) で記述されているバーの質量が 9.7 kg から 22.7 kg であること、高橋ほか (2017) で使用された 2 種類のバーの質量と慣性モーメントがそれぞれ 10 kg 、 3.57 kgm^2 、ならびに 20 kg 、 8.07 kgm^2 であったことから、これらのバーの質量や慣性モーメントを参考に NB、2HB および 3HB を作製した。また、2LB は 2HB と、3LB は 3HB と慣性モーメントが等しくなるように長さを設定した。また NB の慣性モーメントの 2 倍および 3 倍となるように長さまたは質量をそれぞれ設定した。バーの半径を考慮した、質量が一樣で、形状が完全な棒円筒状の剛体棒 (長さ方向の中心を通る軸) の慣性モーメントは以下の式 1 で求められる。

$$I = 1/4 \cdot mb \cdot r^2 + 1/12 \cdot mb \cdot Lb^2 + (ml \times Ld^2) \cdot 2 \quad \dots 1$$

ここで、 mb はバーの質量、 r はバーの半径、 Lb はバーの長さ、 ml は錘の質量、 Ld は錘のバーの中心からの距離を示す。なお、バーを作製するにあたり 3 次元 CAD (Computer-Aided Design, Dassault Systèmes SolidWorks Corporation 社 製, SOLID WORKS ver.2010) を用いた。3 次元 CAD を用いて、バーの慣性モーメントを算出した結果 (Table1)、式 1 によって求められた値と完全には

Table 1 Using bars in this study.

	Bar			Load		Total mass (kg)	Moment of inertia (kgm^2)	
	Length (m)	Radius (m)	Mass (kg)	Distance from bar center (m)	Mass (kg)		Mathematical formula	3D CAD
NB	2.00	0.15	9.95	—	—	9.95	3.37	2.88
2LB	2.83	0.15	10.05	—	—	10.05	6.75	6.16
3LB	3.46	0.15	10.05	—	—	10.05	10.11	9.63
2HB	2.00	0.15	9.95	0.80	2.60×2	15.16	6.71	6.11
3HB	2.00	0.15	9.95	0.80	5.21×2	20.37	10.04	9.52

一致しなかった。ただし、2LBと2HB、3LBと3HBはおおよそ同程度であり、NBと2LB/HBおよび3LB/HBの間には明確に違いがあると考えられる。したがって、本研究で作製したバーの慣性モーメントは本研究の目的を検討する上で、狙い通りの慣性モーメントになったと考えられる。以上のことから、本研究ではバーの慣性モーメントは、3次元CADによって算出された値を採用した。

4. 測定方法・項目

赤外線カメラ (Vicon Motion System 社製, Vicon MX+) を 10 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 250Hz 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: 15.0 Hz, Y 軸: 15.0 Hz, Z 軸: 12.5—15.0 Hz) を Wells and Winter (1980) の方法にもとづいて決定し、Butterworth digital filter を用いて平滑化処理を行った。なお、データを一度フィルターに通した後、そのデータの順序を反転させてもう一度同じフィルターに通し、位相ずれを解消した (阿江・藤井, 2002, p.172)。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ーに取り込んだ。なお、地面反力データの平滑化処理は実施しなかった。

5. 算出方法・項目

バー、上脛、骨盤、体幹捻転の水平面上の角速度は、高橋ほか (2017) の研究と同様に算出した。バー、上脛、骨盤は試技開始時の対象者の前方に水平面上で直交する軸を基準に、反時計回りに回転している場合を正、時計回りに回転している場合を負と定義した。体幹捻転に関しては、骨盤を基準に上脛が反時計回りに回転している場合

を正、時計回りに回転している場合を負と定義した。また、これらの角度を時間微分することで角速度を算出した。

各試技におけるバーの回転時間を算出するため、高橋ほか (2018) と同様に、バーが時計回りに回転している区間を Countermovement Phase (以下「CP」と略す)、その後バーが反時計回りに回り始め、その角速度が最大に達するまでの区間を 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。

体幹のキネティクス変数の算出に関して、Kariyama et al. (2017) が定義しているセグメント座標系および関節座標系を定義した。また画像より得られた身体座標点の 3 次元座標値と、フォースプレートにより計測された地面反力データを用いて逆動力学的計算を行い、左右肋骨下端の midpoint に設けた体幹仮想関節における屈曲伸展、側屈および捻転トルクを算出した。また、定義した体幹の屈曲伸展、側屈および捻転座標系 (Kariyama et al., 2017) における体幹の屈曲伸展、側屈、捻転角速度とそれぞれのトルクの内積によって、屈曲伸展、側屈、捻転のトルクパワーを算出した。体幹の角速度は屈曲、左への側屈、左への捻転を正とした。これらの正および負のトルクパワーを CP および MP に要した時間で積分したものを正および負の関節仕事として算出した。なお、各セグメントの重心および身体重心、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。骨盤回旋トルクは、股関節トルクおよび股関節力が左右の股関節を介して骨盤の上下軸周りに作用するトルクとして定義し算出した (Iino and Kojima, 2001)。また、体幹捻転トルクおよび骨盤回旋トルクを時間微分したものをトルクの RTD (Rate of Torque Development) として算出した。バーの運動量はバーの質量と速度の積として算出した。

6. 統計処理

算出項目は対象者全員における平均値±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。分析として採用した試技の再現性を級内相関係数 [ICC (1, 1)] を用いて判断した。また, LB-HB 間および慣性モーメント間を要因とする, 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。有意水準は 5% 未満とした。なお, 角速度やトルク, トルクパワー, RTD および運動量においては, 各対象者における最大値を比較することとした。プライオメトリクスは SSC 運動を利用したトレーニングであり, 短時間でより大きな力を発揮することを必要とする運動において, その運動パフォーマンスを向上させることにつながる (Malisoux et al., 2006; 図子, 2000, 2012)。このことから, バーツイストをプライオメトリクスとして実施する上で, そのトレーニング負荷を説明するにあたっては, 平均値よりも最大値を比較することが妥当であると考えられる。

III 結果

分析として採用した試技の再現性を級内相関係数 [ICC (1, 1)] を用いて処理した結果, 0.89—0.94 であった。

CP および MP に要した時間は (Table2), MP において LB が HB より有意に短かった ($F=5.37, P<0.05$)。また, 慣性モーメントの増大に伴い, 要した時間は有意に増大した ($F=182.48, P<0.05$)。CP においては LB-HB 間に有意差は認められなかったが, 3LB/HB が NB および 2LB/HB より有意に長かった ($F=7.36, P<0.05$)。

MP における最大角速度をみてみると (Table3), バーと上胴において LB が HB より有意に高い値を示した (バー: $F=23.98$, 上胴: $F=13.03$, と

もに $P<0.05$)。骨盤, 体幹屈曲伸展の正および負, 側屈の正負, 捻転の正の最大角速度においては LB-HB 間に有意差が認められなかった。体幹捻転の負の最大角速度においては主効果が認められ, LB が HB より大きな負の値を示した ($F=6.71, P<0.05$)。また, バー, 上胴, 骨盤, 体幹捻転の正の角速度はいずれも慣性モーメント間に主効果が認められ, 慣性モーメントの増大に伴い有意に低下した (バー: $F=770.82$, 上胴: $F=594.21$, 骨盤: $F=74.43$, 体幹捻転: $F=64.15$, いずれも $P<0.05$)。

Figure1 に, NB, 3LB, 3HB を用いた際の体幹仮想関節における屈曲伸展, 側屈, 捻転の角速度, トルク, トルクパワーのアンサンブル平均を示した。屈曲伸展では, CP において伸展トルクが発揮されて伸展角速度が生じ, MP では屈曲トルクが発揮され屈曲角速度が生じていた (Figure1a)。MP において, 3LB は NB および 3HB に比べてややトルク発揮が小さい傾向がみられた。また, CP から MP 中盤にかけて正のトルクパワーが, MP の終盤では負のトルクパワーが発揮されていた (Figure1d)。側屈では, CP において左へのトルクが発揮され, 左への側屈角速度が生じていた (Figure1b)。また, CP と MP の切り替わり周辺で右へのトルクが, MP 終盤において再び左へのトルクが発揮されており, 角速度は負を示していた (Figure1b)。トルクパワーは, MP 終盤にかけて負のトルクパワーが発揮されていた (Figure1e)。捻転では, CP 中盤から MP 終盤にかけて左へのトルクが発揮されていた (Figure1c)。NB は 3LB および 3HB に比べてややトルク発揮が小さい傾向がみられた。角速度は CP 序盤から CP と MP の切り替わり周辺まで負の角速度が, その後は正の角速度が発揮されていた (Figure1c)。トルク

Table 2 Time of bar rotation.

	NB	2LB	2HB	3LB	3HB	Interaction (F value)	Differences
CP	1.25 ± 0.33	1.31 ± 0.38	1.30 ± 0.38	1.41 ± 0.32	1.48 ± 0.48	1.22	NB < 3LB/HB
Time (s) MP	0.45 ± 0.08	0.52 ± 0.08	0.55 ± 0.09	0.60 ± 0.09	0.61 ± 0.08	2.41	LB < HB, NB < 2LB/2HB < 3LB/HB
Total	1.70 ± 0.33	1.84 ± 0.40	1.85 ± 0.41	2.01 ± 0.34	2.10 ± 0.50	0.95	NB, 2LB/HB < 3LB/HB

<; $P<0.05$

Table 3 Peak angular velocity during MP.

	NB	2LB	2HB	3LB	3HB	Interaction (F value)	Differences
Bar	589.62 ± 69.68	499.16 ± 65.21	473.99 ± 58.80	427.73 ± 56.07	407.42 ± 51.59	11.61 *	2HB < 2LB, 3HB < 3LB 3LB < 2LB < NB, 3HB < 2HB < NB
Upper trunk	525.15 ± 60.34	442.88 ± 57.61	425.51 ± 52.12	380.10 ± 51.65	364.55 ± 46.32	4.64 *	2HB < 2LB, 3HB < 3LB 3LB < 2LB < NB, 3HB < 2HB < NB
Pelvis	311.45 ± 50.39	264.17 ± 52.07	262.32 ± 40.80	230.91 ± 45.69	234.21 ± 46.96	0.14	3LB/HB < 2LB/HB < NB
Trunk FL/EX (maximal value)	39.09 ± 20.33	40.73 ± 23.65	38.01 ± 19.06	34.54 ± 18.64	38.50 ± 19.30	1.35	n.s.
Trunk FL/EX (minimal value)	-38.38 ± 45.80	-49.09 ± 45.33	-42.62 ± 45.55	-45.14 ± 36.57	-40.30 ± 36.67	0.48	n.s.
Trunk L-LF/R-LF (maximal value)	6.86 ± 11.04	9.42 ± 15.30	8.67 ± 17.06	8.62 ± 12.28	8.80 ± 20.80	0.05	n.s.
Trunk L-LF/R-LF (minimal value)	-85.31 ± 52.87	-79.05 ± 40.72	-71.12 ± 41.48	-64.34 ± 35.41	-69.47 ± 43.91	1.80	n.s.
Trunk L-TW/R-TW (maximal value)	434.96 ± 88.83	376.50 ± 81.55	357.34 ± 99.43	337.28 ± 69.40	323.14 ± 94.27	0.18	3LB/HB < 2LB/HB < NB
Trunk L-TW/R-TW (minimal value)	-44.14 ± 35.15	-38.93 ± 30.79	-28.65 ± 40.21	-39.41 ± 35.05	-31.09 ± 30.01	1.62	LB < HB

FL: Flexion, EX: Extension
 L-LF: Left lateral flexion, R-LF: Right lateral flexion
 L-TW: Left twist, R-TW: Right twist
 *, <; P < 0.05

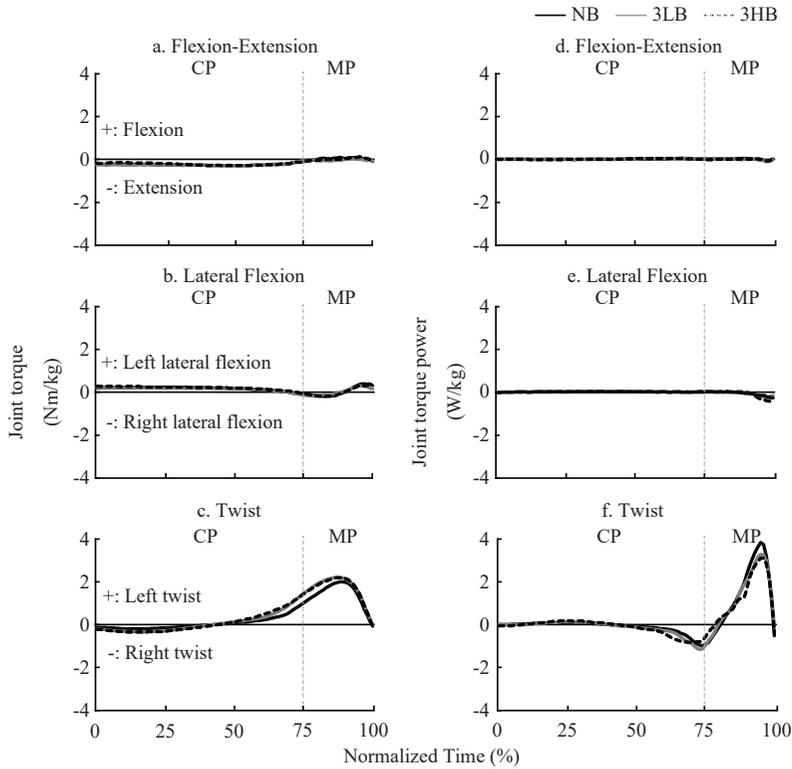


Figure 1 Ensemble averages of (a.) flexion-extension, (b.) lateral flexion and (c.) twist torque and (d.) flexion-extension, (e.) lateral flexion and (f.) twist torque power of trunk in NB, 3LB and 3HB.

パワーでは、CP と MP の切り替わり周辺で負のトルクパワーが、MP では正のトルクパワーが発揮されていた (Figure1f)。

Table4 に本研究で算出したキネティクス変数の最大値をまとめた。体幹仮想関節のトルクで

は、体幹屈曲トルクの CP および MP、左への側屈トルクの CP においてのみ LB-HB 間に主効果が認められた。屈曲トルクの CP においては HB が LB より有意に大きかった (F=4.64, P<0.05)。屈曲トルクの MP においては 3HB が 3LB より有

Table 4 The kinetic variables during the bar twist.

			NB	2LB	2HB	3LB	3HB	Interaction (F value)	Differences
Peak joint torque (Nm/kg)	FL	CP	0.03 ± 0.21	0.06 ± 0.19	0.00 ± 0.21	0.00 ± 0.16	0.02 ± 0.17	1.09	LB < HB
		MP	0.30 ± 0.22	0.28 ± 0.23	0.29 ± 0.24	0.23 ± 0.22	0.34 ± 0.25	4.90 *	3LB < 3HB
	EX	CP	0.36 ± 0.18	0.39 ± 0.19	0.40 ± 0.22	0.37 ± 0.21	0.38 ± 0.22	0.04	n.s.
		MP	0.30 ± 0.21	0.36 ± 0.16	0.30 ± 0.22	0.32 ± 0.15	0.28 ± 0.16	0.87	n.s.
	L-LF	CP	0.32 ± 0.25	0.35 ± 0.23	0.39 ± 0.28	0.33 ± 0.21	0.35 ± 0.28	7.66 *	2LB < 2HB, 3LB < 3HB, NB < 2HB < 3HB
		MP	0.58 ± 0.25	0.52 ± 0.21	0.54 ± 0.21	0.45 ± 0.24	0.52 ± 0.28	1.02	n.s.
R-LF	CP	0.13 ± 0.20	0.16 ± 0.18	0.17 ± 0.18	0.19 ± 0.19	0.13 ± 0.20	2.31	n.s.	
	MP	0.32 ± 0.25	0.35 ± 0.23	0.39 ± 0.28	0.33 ± 0.21	0.35 ± 0.28	0.41	n.s.	
L-TW	CP	1.02 ± 0.51	1.26 ± 0.50	1.29 ± 0.54	1.46 ± 0.50	1.44 ± 0.52	0.26	NB < 2LB/HB < 3LB/HB	
		2.11 ± 0.33	2.21 ± 0.32	2.16 ± 0.35	2.28 ± 0.33	2.29 ± 0.34	0.97	NB < 2LB/HB < 3LB/HB	
	MP	0.26 ± 0.13	0.32 ± 0.18	0.34 ± 0.21	0.38 ± 0.20	0.41 ± 0.25	0.77	NB < 2LB/HB, 3LB/HB	
		0.08 ± 0.15	0.06 ± 0.19	0.08 ± 0.18	0.01 ± 0.16	0.06 ± 0.17	0.99	n.s.	
Peak joint torque power (W/kg)	FL/EX	CP	0.12 ± 0.13	0.13 ± 0.10	0.15 ± 0.16	0.11 ± 0.08	0.12 ± 0.11	0.52	n.s.
		MP	0.21 ± 0.16	0.18 ± 0.14	0.17 ± 0.24	0.14 ± 0.16	0.17 ± 0.15	0.34	n.s.
	FL/EX	CP	-0.04 ± 0.03	-0.05 ± 0.04	-0.06 ± 0.06	-0.04 ± 0.03	-0.06 ± 0.05	0.52	n.s.
		MP	-0.21 ± 0.30	-0.28 ± 0.37	-0.23 ± 0.29	-0.21 ± 0.20	-0.21 ± 0.14	0.67	n.s.
	L-LF/R-LF	CP	0.11 ± 0.09	0.10 ± 0.14	0.10 ± 0.06	0.10 ± 0.08	0.09 ± 0.05	0.93	n.s.
		MP	0.22 ± 0.22	0.15 ± 0.17	0.19 ± 0.19	0.14 ± 0.11	0.14 ± 0.19	0.49	n.s.
	L-LF/R-LF	CP	-0.03 ± 0.03	-0.05 ± 0.08	-0.05 ± 0.05	-0.05 ± 0.06	-0.05 ± 0.03	0.04	n.s.
		MP	-0.60 ± 0.45	-0.44 ± 0.31	-0.48 ± 0.37	-0.36 ± 0.29	-0.42 ± 0.34	0.87	n.s.
	L-TW/R-TW	CP	0.14 ± 0.10	0.16 ± 0.14	0.22 ± 0.22	0.20 ± 0.17	0.24 ± 0.26	2.17	n.s.
		MP	4.11 ± 1.06	3.94 ± 0.89	3.78 ± 1.10	3.84 ± 0.85	3.68 ± 0.85	0.61	n.s.
	L-TW/R-TW	CP	-1.27 ± 1.26	-1.41 ± 1.39	-1.35 ± 1.27	-1.53 ± 1.24	-1.27 ± 1.07	0.95	n.s.
		MP	-1.19 ± 0.91	-1.21 ± 1.01	-1.01 ± 1.10	-1.21 ± 0.98	-1.08 ± 0.92	0.58	n.s.
Joint work (J/kg)	FL/EX	CP	-0.01 ± 0.01	-0.01 ± 0.01	-0.01 ± 0.01	-0.01 ± 0.01	-0.01 ± 0.01	3.29 *	3HB < 3LB
		MP	-0.01 ± 0.02	-0.02 ± 0.02	-0.02 ± 0.02	-0.02 ± 0.01	-0.02 ± 0.02	0.33	n.s.
	FL/EX	CP	0.02 ± 0.02	0.03 ± 0.03	0.04 ± 0.03	0.04 ± 0.03	0.04 ± 0.03	1.09	n.s.
		MP	0.02 ± 0.02	0.02 ± 0.02	0.02 ± 0.01	0.01 ± 0.01	0.02 ± 0.01	2.02	n.s.
	L-LF/R-LF	CP	-0.00 ± 0.00	-0.00 ± 0.01	-0.01 ± 0.01	-0.01 ± 0.01	-0.01 ± 0.01	0.87	n.s.
		MP	-0.05 ± 0.04	-0.05 ± 0.04	-0.04 ± 0.04	-0.05 ± 0.04	-0.05 ± 0.04	0.63	n.s.
	L-LF/R-LF	CP	0.03 ± 0.01	0.02 ± 0.02	0.03 ± 0.02	0.03 ± 0.02	0.03 ± 0.02	2.49	LB < HB
		MP	0.02 ± 0.02	0.02 ± 0.02	0.02 ± 0.02	0.02 ± 0.02	0.02 ± 0.02	0.21	n.s.
	L-TW/R-TW	CP	-0.17 ± 0.14	-0.21 ± 0.16	-0.22 ± 0.13	-0.24 ± 0.15	-0.24 ± 0.16	0.79	n.s.
		MP	-0.08 ± 0.11	-0.09 ± 0.15	-0.05 ± 0.09	-0.08 ± 0.10	-0.07 ± 0.08	1.91	n.s.
	L-TW/R-TW	CP	0.04 ± 0.03	0.05 ± 0.03	0.06 ± 0.05	0.06 ± 0.04	0.07 ± 0.07	1.00	n.s.
		MP	0.68 ± 0.21	0.79 ± 0.21	0.78 ± 0.20	0.84 ± 0.25	0.81 ± 0.22	0.53	NB < 2LB/HB, 3LB/HB
Peak pelvic torque (Nm/kg)	CP	1.09 ± 0.78	1.30 ± 0.71	1.38 ± 0.85	1.52 ± 0.75	1.45 ± 0.77	1.42	n.s.	
	MP	1.53 ± 0.62	1.66 ± 0.56	1.79 ± 0.64	1.70 ± 0.67	1.73 ± 0.65	0.58	n.s.	
Peak value of rate of torque development (Nm/s/kg)	Trunk twist		9.13 ± 2.53	7.84 ± 2.58	6.90 ± 3.22	6.88 ± 2.13	6.09 ± 1.63	1.86	HB < LB 2LB/HB, 3LB/HB < NB
		Pelvic torque	11.70 ± 7.13	12.16 ± 6.66	12.06 ± 8.59	10.97 ± 6.02	11.20 ± 8.01	0.05	n.s.

FL: Flexion, EX: Extension
L-LF: Left lateral flexion, R-LF: Right lateral flexion
L-TW: Left twist, R-TW: Right twist
*, <; P < 0.05

意に大きかった ($F=8.05, P < 0.05$)。左への側屈トルクの CP においてはいずれの HB も LB より有意に大きく (2LB/HB: $F=7.52, 3LB/HB: F=15.31$, いずれも $P < 0.05$)、質量の増大に伴い有意に大きな値を示した ($F=5.91, P < 0.05$)。左への捻転トルクは CP, MP とともに慣性モーメントの増大に伴い大きな値を示した (CP: $F=9.32, MP: F=4.23$, いずれも $P < 0.05$)。右への捻転トルクは CP において 2LB/HB および 3LB/HB が NB より大きな値を示した (CP: $F=5.48, P < 0.05$)。トルクパワーにおいては、いずれの間にも有意差が認められなかった。仕事においては、屈曲伸展の CP における負の仕事においては、相互作用が認められ 3LB が 3HB より有意に大きな負の値を示した ($F=5.69, P < 0.05$)。また、側屈の CP における正の仕事においては LB-HB 間に主効果が認められ、HB が LB より大きな値を示した ($F=8.65, P < 0.05$)。捻転の MP における仕事においては慣性モーメント間に主効果が認められ、NB が 2LB/HB および 3LB/3HB より有意に小さかった ($F=4.75, P < 0.05$)。他の値は LB-HB 間および慣性モーメント間に有意差が認められなかった。骨盤回旋トルクの CP および MP における最大値は LB-HB 間および慣性モーメント間に有意差が認められなかった。体幹捻転トルクの RTD の最大値は、LB が HB より有意に大きく、NB が 2LB/HB および 3LB/3HB より有意に大きかった (LB-HB: $F=4.83$, 慣性モーメント間: $F=13.39, P < 0.05$)。骨盤回旋トルクの RTD の最大値は LB-HB 間および慣性モーメント間に有意差が認められなかった。

Figure2 に、NB, 3LB, 3HB を用いた際のバーの左右、前後および上下方向への運動量のアンサンブル平均を示した。左右への運動量では (Figure2a), MP において左方向へ大きな運動量がみられ、3HB でやや大きい傾向がみられた。前後への運動量では (Figure2b), MP 中盤から後方向へ大きな運動量がみられ、3HB でやや大きい傾向がみられた。上下への運動量では (Figure2c), MP 序盤では下方向へ、中盤以降に上方向への運動量がみられ、3HB でやや大きい

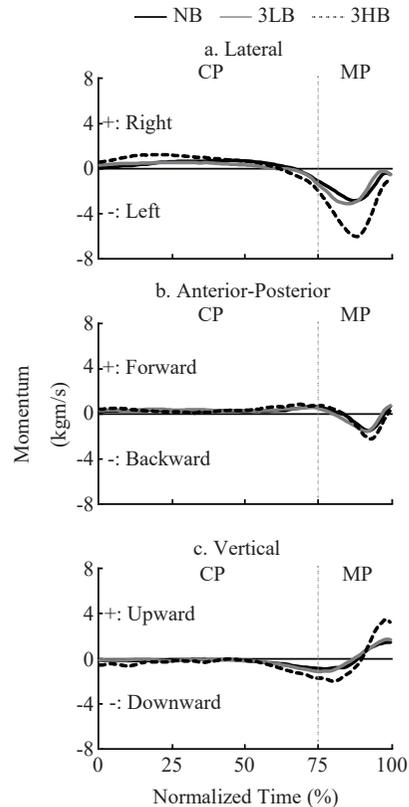


Figure 2 Ensemble averages of (a.) lateral, (b.) anterior-posterior and (c.) vertical momentum of NB, 3LB and 3HB.

傾向がみられた。

Table5 にバーの前後、左右および上下方向への運動量の最大値をまとめた。左方向への運動量では、CP, MP とともに 2HB が 2LB よりも 3HB が 3LB よりも有意に大きな値を示した (CP, 2LB/2HB: $F=4.87, 3LB/3HB: F=5.03, MP, 2LB/2HB: F=26.87, 3LB/3HB: F=53.17$, いずれも $P < 0.05$)。また、CP では 3HB が NB よりも、MP は質量の増大とともに有意に大きな運動量を示した (CP, $F=4.33, MP, F=8.25$, いずれも $P < 0.05$)。右方向への運動量では、CP において HB が LB より有意に大きな値を示した (2LB/2HB: $F=17.90, 3LB/3HB: F=30.40$, いずれも $P < 0.05$)。また、2HB, 3HB が NB よりも有意に大きな運動量を示した ($F=7.81, P < 0.05$)。MP ではいずれのバー間においても有意差が見られなかった。後方向への運動量では CP, MP とともに HB が

Table 5 Peak bar momentum during the bar twist.

		NB	2LB	2HB	3LB	3HB	Interaction (F value)	Differences	
Peak bar momentum (kgm/s)	Left	CP	1.32 ± 0.82	1.36 ± 0.94	1.73 ± 1.19	1.47 ± 0.89	2.11 ± 1.32	3.81 *	2LB < 2HB, 3LB < 3HB, NB < 3HB
		MP	3.46 ± 1.79	3.46 ± 1.46	5.50 ± 1.68	3.71 ± 1.61	6.70 ± 2.69	27.41 *	2LB < 2HB, 3LB < 3HB, NB < 2HB < 3HB
	Right	CP	1.16 ± 0.63	1.16 ± 0.74	1.63 ± 0.95	1.06 ± 0.61	1.98 ± 1.00	18.85 *	2LB < 2HB, 3LB < 3HB, NB < 2HB, 3HB
		MP	0.56 ± 2.07	0.44 ± 1.84	0.35 ± 2.19	0.66 ± 1.73	0.53 ± 3.00	2.18	n.s.
	Backward	CP	0.14 ± 0.36	0.16 ± 0.33	0.27 ± 0.40	0.24 ± 0.28	0.50 ± 0.63	1.75	LB < HB
		MP	1.93 ± 1.91	1.65 ± 1.83	2.36 ± 2.26	2.03 ± 1.99	3.16 ± 3.02	4.26 *	2LB < 2HB, 3LB < 3HB
	Forward	CP	1.08 ± 0.65	0.95 ± 0.38	1.38 ± 0.86	1.02 ± 0.45	1.52 ± 0.76	3.53 *	2LB < 2HB, 3LB < 3HB
		MP	1.83 ± 1.45	2.25 ± 1.53	1.99 ± 1.56	1.73 ± 0.87	2.05 ± 1.50	1.51	n.s.
	Downward	CP	1.12 ± 0.69	1.33 ± 0.68	1.90 ± 1.32	1.47 ± 0.93	2.45 ± 1.49	13.27 *	2LB < 2HB, 3LB < 3HB, NB < 2HB, 3HB
		MP	1.67 ± 0.96	1.70 ± 0.84	2.26 ± 1.46	1.62 ± 1.05	2.91 ± 1.50	21.83 *	2LB < 2HB, 3LB < 3HB, NB < 2HB, 3HB
	Upward	CP	0.24 ± 0.41	0.37 ± 0.47	0.55 ± 0.67	0.38 ± 0.45	0.76 ± 0.98	5.45 *	2LB < 2HB, 3LB < 3HB
		MP	2.12 ± 1.35	1.89 ± 1.41	2.83 ± 1.78	2.20 ± 1.62	4.21 ± 2.51	14.77 *	2LB < 2HB, 3LB < 3HB, NB < 2HB, 3HB

*, <; P < 0.05

LB より有意に大きな値を示し (CP: F=6.94, MP, 2LB/2HB: F=5.07, MP, 3LB/3HB: F=7.45, いずれも P < 0.05). 慣性モーメント間の有意差は認められなかった. 前方向への運動量では CP において HB が LB より有意に大きな値を示した (2LB/2HB: F=7.39, MP, 3LB/3HB: F=6.49, いずれも P < 0.05). CP, MP ともに慣性モーメント間の有意差は認められなかった. 下方向への運動量では CP, MP ともに HB が LB より有意に大きな値を示し (CP, 2LB/2HB: F=8.97, CP, 3LB/3HB: F=24.25, MP, 2LB/2HB: F=6.52, MP, 3LB/3HB: F=44.76, いずれも P < 0.05), 2HB および 3HB が NB より有意に大きな値を示した (CP: F=8.12, MP: F=14.23, いずれも P < 0.05). 上方向への運動量では CP, MP ともに HB が LB より有意に大きな値を示し (CP, 2LB/2HB: F=5.18, CP, 3LB/3HB: F=6.56, MP, 2LB/2HB: F=10.02, MP, 3LB/3HB: F=28.86, いずれも P < 0.05), MP においてのみ 2HB および 3HB が NB より有意に大きな値を示した (F=11.97, P < 0.05).

IV 考察

本研究では、バーの質量あるいは長さを増大させたバーを用いたバーツイストにおける体幹のキネティクス・キネマティクスの特性を明らかにすることを目的とした。本研究のバーを作製するに

あたり、3次元CADを用いてバーの慣性モーメントを算出した (Table1)。2LBと2HB、3LBと3HBはおおよそ同程度であり、NBと2LB/HBおよび3LB/HBの間にはその値に違いが明確にあると考えられる。したがって、本研究の目的を検討する上で、作製したバーの慣性モーメントは狙い通りのものであったと考えられる。また、級内相関係数の結果から、分析として採用した試技の再現性は高いと判断できる。

トルクおよびトルクパワーの時系列データから (Figure1c, 1f)、バーの方向転換の前後において、捻転に関与する筋・腱にはSSC運動が生じていることが推察される。これらの大きさは用いたバーによって多少異なる傾向であったものの、その発揮様相に関しては概ね類似していた。仮説では、慣性モーメントの増大によって、体幹捻転トルクは増大すると予想したが、本研究の結果はこの仮説を支持するものであった (Table 4)。LBとHB間では、体幹捻転トルクおよびトルクパワーの最大値、正の仕事のいずれにおいても、有意差が認められなかったが、捻転トルクのRTDはLBがHBより有意に大きかった (Table4)。上述したように、バーの方向転換時にはSSC運動が生じる。SSC運動では、予備緊張による筋の活性化や (Bosco and Viitasalo, 1982; Ingen Schenau, 1984; 高松ほか, 1991), 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 (Asmussen and Bonde-

Petersen, 1974; 高松ほか, 1991) などによって、発揮されるキネティクスが増大すると示唆されている。また、SSC 運動による影響の程度は活動筋の伸張速度や筋腱複合体の長さ変化に依存すると指摘されている (Aura and Komi, 1986; Cavagna et al., 1968; Ishikawa et al., 2006)。LB と HB 間では、MP における体幹捻転の負の角速度において LB が HB より有意に大きかった (Table3)。したがって、LB は HB に比べ、運動開始時における体幹捻転の負の角速度が大きい、すなわち体幹捻転に関与する筋・腱が素早く伸張されており、SSC 運動の効果によって高い RTD の獲得に繋がったと推察される。なお、捻転トルクの RTD は慣性モーメントが小さい NB が最も大きかった (Table4)。この根拠に関しては、本実験の実験設定では明らかにすることができなかつたため、今後検討していくことが必要であると考えられる。以上のことから、慣性モーメントの増大によって、体幹捻転トルクは増大すること、LB と HB で比較した場合には、LB の方が捻転トルクの RTD が大きいことが示された。なお、バーツイストではバーの質量を体幹および下肢で支えることから、下肢のキネティクスによって骨盤が回旋され、体幹捻転が生じる。慣性モーメントの変化、特に質量の変化によって、下肢が体幹に与える影響も変化する可能性があることから、下肢が骨盤を回旋させるトルク (Iino and Kojima, 2001) について検討した。その結果、骨盤回旋トルクの最大値やその RTD において、いずれのバーの間にも有意差が認められなかった (Table 4)。このことから、本研究で用いたバーでは、下肢が体幹にあたえる影響に対し、用いるバーによる違いはないと考えられる。

体幹の屈曲伸展や側屈のトルク発揮に関しても仮説を支持するものであり、バーの並進運動に抗するトルクが発揮されていた (Figure 1a, 1b, 2a, 2b)。また、このトルクの最大値は HB が LB より有意に大きかった (Table 4)。体幹捻転運動では、捻転の主働筋である腹斜筋群や広背筋 (Kumar et al., 2003; McGill, 1991; 大久保・金岡, 2009) の活動だけでなく、腹直筋、脊柱起立筋な

どの体幹捻転中の体幹部安定化に作用する筋も活動する (Kumar et al., 2003; Pope et al., 1986)。本研究ではこれらの筋活動を検討していないが、HB が LB よりトルクが大きかったことを考慮すると、体幹捻転時における体幹を安定させる筋の活動も大きくなっていったと推察される。以上のことから、HB は質量の増大によって体幹の捻転トルクが増大することに加えて、バーの並進運動による運動量が LB より大きくなり、それに抗する体幹のトルク発揮が大きくなることが明らかとなった。

本研究の結果から、バーツイストでは、バーの長さあるいは質量の増大により慣性モーメントが増大することによって、捻転トルクが増大することが明らかとなった。したがって、捻転筋群に対して負荷を大きくかけたい場合には、慣性モーメントを増大させたバーを用いることが有効であると考えられる。また、捻転トルクの RTD は慣性モーメントの最も小さい NB が最も大きく、LB と HB 間では LB が大きかった。このことから、短時間で大きなトルクを発揮させることを目的にバーツイストを実施する際には、慣性モーメントの小さなバー、あるいは慣性モーメントの変化が長さの変化に起因するバーを用いることが有効であると推察される。一方、本研究では、バーの回転運動に伴う並進運動を制御するために、体幹の屈曲伸展や側屈といったトルクも発揮されていた。HB を用いた際には、体幹捻転トルクが増大するとともに、バーの並進運動に抗するために体幹の屈曲および側屈トルクが LB より増大していた。したがって、これらのトルクを増大させる上では、慣性モーメントの変化が質量の変化に起因するバーを用いることが有効であると考えられる。なお、本研究において、屈曲伸展軸まわりや側屈軸まわりに発揮されたトルク、トルクパワーは、捻転軸まわりに発揮されたトルクやトルクパワーに比べて小さい傾向だった (Figure1)。Ng et al. (2002) は、健康な男性 12 名における等尺性の体幹屈曲・伸展、および側屈の筋力について検討しているが、12 名の最大随意発揮トルクの平均値がいずれも 100 Nm を超えていたこと

を報告している。対象者の体重で除したとしても 1 Nm/kg を超えていると判断できる。これに対し本研究の対象者は、筋力・パワートレーニングを定期的実施している男性競技者であることから、Ng et al. (2002) の報告よりも屈曲・伸展や側屈における最大筋力は大きいことが推定される。これらのことを考慮すると、本研究の試技で発揮された屈曲・伸展および側屈のトルクの最大値 (Table4) は推定される最大随意発揮トルクに比べて小さいものであったと推察される。今後はバーツイストによるトレーニング介入によって、捻転だけでなく、屈曲・伸展や側屈のキネティクスも変化するのか、あるいはバーツイストにおけるトレーニングの負荷として考慮するべきものであるのか検証する必要がある。なお、本研究で用いたバーの慣性モーメントは、指導書 (Radcliffe and Farentinos, 2015), ならびに先行研究 (高橋ほか, 2017) で使用されたバーを参考に設定した。本研究で使用されたバーの質量あるいは長さの範囲を超えた場合には、本研究の結果と異なる可能性がある。

V 要約

本研究は、質量あるいは長さを増大させたバーを用いたバーツイストにおける体幹のキネティクス・キネマティクスの特性を明らかにすることを目的とした。筋力・パワートレーニングを定期的実施している体育大学に所属する男性競技者 21 名を対象に、反動動作を用いて行うバーツイストを質量あるいは長さの異なる 5 本のバーを用いて実施させ、3 次元キネティクスおよびキネマティクス変数を算出した。本研究の主な結果は以下の通りである。

- 1) バーの質量あるいは長さの増大によって、体幹捻転トルクは増大した。
- 2) 質量を増大させたバーでは、バーの並進運動に抗する体幹の屈曲および側屈トルクの発揮が長さを増大させたバーより大きくなっていた。
- 3) 長さを増大させたバーでは、捻転トルクの

RTD (Rate of Torque Development) が質量を増大させたバーに比べて大きかった。

これらのことは、バーツイストをプライオメトリクスとして用いる際の、負荷設定を考える上で有用な知見を提示するものである。

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.13-14, p.53, p.172.
- Asmussen, E. and Bonde-Petersen, F. (1974) Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol.*, 91(3): 385-392.
- Aura, O. and Komi, P.V. (1986) Effects of prestretch intensity on mechanical efficiency of positive work and on elastic behavior of skeletal muscle in stretch-shortening cycle exercise. *Int. J. Sports Med.*, 7(3): 137-143.
- 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. 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.
- 堀内元・中島大貴・桜井伸二 (2017) 野球のバッティングにおける下肢および体幹の力学的エネルギーの流れ. *体育学研究*, 62(2) : 575-586.
- 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): 42-148.
- Ishikawa, M., Komi, P.V., Finni, T., and Kuitunen, S. (2006) Contribution of the tendinous tissue to force enhancement during stretch-shortening cycle exercise depends on the prestretch and concentric phase intensities. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 16(5): 423-431.
- 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.
- Kariyama, Y., Hobara, H., and Zushi, K. (2017) Differences in take-off leg kinetics between horizontal and vertical single-leg rebound jumps. *Sports Biomech.*, 16(2): 187-200.
- Kumar, S., Narayan, Y., and Garand, D. (2003) An electromyographic study of isokinetic axial rotation in young adults. *Spine J.*, 3(1): 46-54.
- Malisoux, L., Francaux, M., Nielen, H., and Theisen, D. (2006) Stretch-shortening cycle exercises: an effective training paradigm to enhance power output of human single muscle fibers. *J. Appl. Physiol.*, 100(3): 771-779.
- 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.
- 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.
- Ng, J.K.F., Richardson, C.A., Parnianpour, M., and Kippers, V. (2002) EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. *J. Orthop. Res.*, 20(1): 112-121.
- 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.
- Poór, O., Glevaňák, D., and Zemková, E. (2017) Muscle power and velocity during trunk rotations after 6 weeks of training in ice-hockey players. *Acta Facultatis Educationis Physicae Universitatis Comenianae*, 57(1): 89-97.
- 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. (2015) *High-Powered Plyometrics* (second edition). Human kinetics, p.94.
- 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・荻山靖・吉田拓矢・林陵平・浅井武 (2018) 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. *体育学研究*, 63(2): 641-657.
- 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.
- 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 1* (Proceedings of the first biannual conference of the Canadian Society of Biomechanics), 92-93.
- 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.
- 関子浩二 (2000) SSC 理論を応用したトレーニングの可能性. *トレーニング科学*, 12(2): 69-84.
- 関子浩二 (2012) プライオメトリクス. *体育の科学*, 62 (1): 44-50.

(2020年6月4日受付)
(2021年3月26日受理)