

平成 30 年度

博士学位論文

プライオメトリクスとしてのバーツイストエクササイズの
実施方法に関する研究

筑波大学大学院 3 年制博士課程

人間総合科学研究科 コーチング学専攻

高橋 和孝

目次

略語	V
表のタイトル一覧	VI
図のタイトル一覧	VII
博士論文に関する業績一覧	X
第 1 章 緒論	1
1. 研究の背景	1
2. 文献研究	4
(1) 体幹捻転運動に関する研究	4
(2) 伸張－短縮サイクル運動に関する研究	10
(3) パーツリストに関する研究	15
(4) 文献研究で得られた知見および未解決の課題	19
3. 博士論文の目的および課題	21
(1) 研究の目的	21
(2) 研究の課題	21
4. 研究の意義および仮説	22
(1) 研究の意義	22
(2) 研究の仮説	22
(3) 作業の仮定	23
第 2 章 研究の方法	24
1. はじめに	24
2. バーの慣性モーメント	24
3. データの収集	24
4. データの処理	26
(1) 身体モデル化	26

(2) 平滑化	26
5. バー, 骨盤, 上腕, 体幹捻転の角度・角速度	26
6. バーの回転時間, 最大角速度到達時間	28
7. 関節軸・セグメント座標系の設定	28
8. 体幹仮想関節における関節トルクおよびトルクパワー, 仕事	31
第 3 章 SSC 運動の有無および付加質量の相違からみた体幹捻転筋 群の活動とトルクおよびトルクパワー発揮特性 (研究課題 1-1)	33
1. 緒言	33
2. 方法	34
(1) 対象者	34
(2) 実験試技	34
(3) 測定方法・項目	36
(4) 算出方法・項目	38
(5) 分析区間の規格化	39
3. 結果	40
4. 考察	55
5. 要約	61
第 4 章 SSC 運動を強調した体幹捻転トレーニングによる SSC 運動の 効果に関する縦断的変化 (研究課題 1-2)	62
1. 緒言	62
2. 方法	63
(1) 対象者	63
(2) トレーニングプロトコール	63
(3) トレーニングの評価項目	64

(4) 統計処理	68
3. 結果	69
4. 考察	78
5. 要約	81
第 5 章 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 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 (研究 課題 2)	82
1. 緒言	82
2. 方法	84
(1) 対象者	84
(2) 実験試技	84
(3) バーの作製	84
(4) 測定方法・項目	85
(5) 算出方法・項目	85
(6) 統計処理	87
3. 結果	88
4. 考察	117
5. 要約	123
第 6 章 総合考察	124
1. 体幹捻転運動における SSC 運動の効果とそのトレーナビリティ	125
2. バーの長さあるいは質量を増大させた際の体幹捻転のキネティクス・キネマテ ィクスの特性	128
3. 体幹捻転のプライオメトリクス手段としてのバーツイストについて	134
(1) プライオメトリクス手段として実施する際の原則	134
(2) トレーニング現場への示唆と応用	134

(3) 本研究の限界.....	137
(4) 今後の課題.....	138
第 7 章 結論.....	142
謝辞.....	145
引用文献.....	146

略語

本研究で用いる略語は以下の通りである.

SSC 運動: Stretch-Shortening Cycle movement

伸張－短縮サイクル運動

SSC:

バーツイスト, メディンボールサイドスローにおいて反動を使った試技

CON:

バーツイスト, メディンボールサイドスローにおいて反動を使わない試技

Pre:

トレーニング介入前

Post:

トレーニング介入後

NB:

長さ 2.00 m, 質量 10.00 kg のバー

LB:

NB の質量を変えず, 長さ (2LB: +0.83 m, 3LB: +1.46 m) のみを増大させたバー

HB:

NB の長さを変えず, 質量 (2HB: +5.21 kg, 3HB: +10.42 kg) のみを増大させたバー

RTD: Rate of torque development

トルクの立ち上がり率

表のタイトル一覧

Table 1 Moment of inertia and mass of the bar.

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

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

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

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

Table 6 Training protocols.

Table 7 Change of peak angular velocity during bar twist exercise between pre and post.

Table 8 Change of peak joint torque and peak joint torque power of trunk-twist during bar twist exercise between pre and post.

Table 9 Change of cross sectional area of trunk muscles between pre and post.

Table 10 Using bars in this study.

Table 11 Time of bar rotation.

図のタイトル一覧

- Fig.1 Location of reflective markers.
- Fig.2 Definition of rotation angle from transverse plane.
- Fig.3 Method of bar twist exercise.
- Fig.4 Definition of coordinate system fixed at trunk joint to calculate the joint angle.
- Fig.5 Definition of segment coordinate systems of the upper trunk and lower trunk.
- Fig.6 The trunk-twist training machine.
- Fig.7 Ensemble averages of angle, angular velocity and torque of bar.
- Fig.8 Ensemble averages of angle and angular velocity of upper trunk and pelvis.
- Fig.9 Ensemble averages of angle, angular velocity, joint torque and joint torque power of trunk-twist.
- Fig.10 Ensemble averages of joint torque in each load on both conditions.
- Fig.11 Ensemble averages of angular velocity of upper trunk and pelvis in each load on SSC condition.
- Fig.12 Typical EMG patterns of trunk muscles at 0 kg.
- Fig.13 %RMS of trunk muscles in each load.
- Fig.14 Change of peak bar angular velocity during training period.
- Fig.15 Change of throwing distance of medicine ball side throw.
- Fig.16 Change of ball initial velocity of pitching, peak bat head speed and peak racket head speed.
- Fig.17 Change of peak angular velocity of upper trunk, trunk-twist and pelvis during pitching, bat swing and racket swing.
- Fig.18 Typical example of angle, angular velocity and torque of bar for NB, 3LB and 3HB.

- Fig.19 Typical example of angle and angular velocity of upper trunk and pelvis for NB, 3LB and 3HB.
- Fig.20 Typical example of angle, angular velocity, joint torque and joint torque power of trunk-twist for NB, 3LB and 3HB.
- Fig.21 Typical example of the ground reaction forces for NB, 3LB and 3HB.
- Fig.22 Typical example of the linear momentum for NB, 3LB and 3HB.
- Fig.23 Typical example of the angular momentum for NB, 3LB and 3HB.
- Fig.24 Typical example of the angular momentum of upper trunk and pelvis for NB, 3LB and 3HB.
- Fig.25 Typical example of the location of center of mass for NB, 3LB and 3HB.
- Fig.26 Peak angular velocity of bar, upper trunk, pelvis and trunk-twist in each bar.
- Fig.27 Peak joint torque, peak joint torque power and joint work of trunk-twist in each bar.
- Fig.28 Integrated value of trunk-twist torque in each bar.
- Fig.29 Peak value of lateral, horizontal and vertical momentum during the CP in each bar.
- Fig.30 Peak value of lateral, horizontal and vertical momentum during the MP in each bar.
- Fig.31 Peak angular momentum of the bar during the CP and MP in each bar.
- Fig.32 Peak angular momentum of upper trunk and pelvis during the MP in each bar.
- Fig.33 The displacement of center of mass during the MP in each bar.
- Fig.34 Lateral, horizontal and vertical impulse during the CP in each bar.
- Fig.35 Lateral, horizontal and vertical impulse during the MP in each bar.
- Fig.36 Rate of torque development of trunk-twist torque in each bar.
- Fig.37 Correlations between RTD and peak negative value of trunk-twist angular velocity arising from the difference of the angular velocity upper trunk and pelvis for NB.
- Fig.38 Peak negative value of trunk-twist angular velocity arising from the difference of the angular velocity upper trunk and pelvis the in each bar.

Fig.39 Peak negative value of trunk-twist torque power in each bar.

Fig.40 Characteristics of trunk-twist movement during the bar twist exercise.

博士論文に関する業績一覧

本論文は、以下に示した投稿論文、学会発表をまとめたものである。

【原著論文】

1. 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.

【実践研究】

2. 高橋和孝・吉田拓矢・荻山靖・林陵平・浅井武・冨子浩二 (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.

【学会発表】

1. Takahashi Kazutaka, Yoshida Takuya, Asai Takeshi: Force and power outputs of trunk-twist during bar twist exercise-Influence of length and mass of bars-. The 36th International Conference on Biomechanics in Sports (Auckland, New Zealand): 2018. 9.
2. 高橋和孝・吉田拓矢・浅井武: パーツイストにおける体幹捻転の力・パワー発揮特性－同一慣性モーメント条件下で長さおよび質量を変化させたバーを用いて－. 日本体育学会第69回大会 (徳島大学): 2018年8月.
3. Takahashi Kazutaka, Yoshida Takuya, Kariyama Yasushi, Hayashi Ryohei, Zushi Koji: Effects of stretch-shortening cycle during trunk-twist exercise using different loads. The 34th International Conference on Biomechanics in Sports (Tsukuba, Japan): 2016. 7.

4. 高橋和孝・吉田拓矢・苅山靖・坂口将太・林陵平・宮代賢治・関子浩二:伸張-短縮サイクル運動を強調した体幹捻転トレーニングが各投・打運動の能力と体幹筋横断面積に及ぼす影響. 日本体育学会第66回大会 (国士舘大学): 2015年8月.

第 1 章 緒論

1. 研究の背景

野球やテニス, 陸上競技における投擲種目などをはじめとする, 投運動や打運動において優れたパフォーマンスを獲得するためには, 身体が短時間で爆発的な力・パワーを発揮し, 投擲物や打具の末端の速度を高める必要がある. ヒトの身体は質量全体の約半分を体幹, すなわち頭頸部と四肢を除いた身体を中心部分が占めている (Dumas et al., 2007). 体幹は身体のセグメントの中で質量や慣性モーメントが最も大きく (阿江, 1996), 筋が占める割合が多い (Abe et al., 2003). 個々の筋が発揮できる最大随意筋力が筋の解剖学的面積に比例することを考慮すると, 体幹は大きな力発揮能力を有していると考えられる. したがって, 体幹筋群の力発揮によって, より大きな力学的エネルギーを産み出すことが上記の投運動や打運動のパフォーマンスを高めるための重要な要因の一つであると考えられる.

体幹は矢状面で屈曲伸展 (あるいは前後屈), 前額面で側屈, 水平面で捻転の可動域を有する (Platzer, 2009). その中でも捻転運動は野球の投球 (宮西・櫻井, 2009; 島田ほか, 2000; Stodden et al., 2001; 高橋ほか, 2005), 打撃 (阿江ほか, 2015; 堀内ほか, 2017; 宮西・櫻井, 2009; 森下ほか, 2013; 高木ほか, 2008; 田内ほか, 2005), テニス (Elliott et al., 1995; Knudson and Bahamonde, 1999), 陸上競技の投擲種目 (田内・遠藤, 2009; Zatsiorsky et al., 1981) など, 投運動や打運動が内在する多くの競技種目において競技パフォーマンスを高める上で重要な役割を担っていると報告されている. また, 投運動や打運動における体幹捻転運動は主働筋が一度伸張された後に短縮する伸張-短縮サイクル (Stretch-Shortening Cycle: SSC) 運動を伴って遂行されている (Escamilla et al., 2002; 石井, 2009; 蔭山ほか, 2014; Mero et al., 1994; 宮西・櫻井, 2009). さらに, 体幹捻転運動における SSC 運動は体幹捻転のパワー発揮を増大させることも示唆されている (比留間・尾縣, 2010). これらのことを踏まえると, 投運動や打運動の競技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力・パワー発揮能力の改善が重要な要因の一つと考えられる.

SSC 運動を利用した身体の爆発的な力・パワー発揮能力を向上させるためのトレーニング方法には、プライオメトリクス (プライオメトリックトレーニング) が挙げられる。体幹捻転の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 (Radcliffe and Farentinos, 1999) がトレーニング現場で実施されている。競技パフォーマンスの改善を求め、効果的にプライオメトリクスを推進していくためには、用いる手段の運動特性について理解しておくことが前提となる。このことはプライオメトリクスによるトレーニング効果が、主働筋の活動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ならびにエクササイズの技術性の優劣による影響を受ける (Bobbert, 1990; 池田・淵本, 2005; Young et al., 1999; 関子, 2012) ことから支持される。しかし、これまでにバーツイストをはじめとした体幹捻転のプライオメトリクスにおいて、体幹捻転筋群の活動やそれによって発揮されるトルクやトルクパワーを検討した研究はみあたらない。また、下肢や上肢のプライオメトリクスに関する研究によると、エクササイズにおける負荷の大きさが、発揮されるトルクやトルクパワーの大きさに影響することが報告されている (Bobbert et al., 1987; Newton et al., 1997)。したがって、バーツイストにおいても負荷の違いによって体幹筋群によって発揮されるトルクおよびトルクパワーが異なることが予想される。これらの問題点に対して、指導書 (Radcliffe and Farentinos, 1999) では求めるトレーニングの効果に対する適切な負荷設定について記述されておらず、トレーニング現場においても合目的なトレーニング実践がなされていない可能性がある。さらに、投運動や打運動における体幹捻転運動は SSC 運動を伴って遂行されている (Escamilla et al., 2002; 石井, 2009; 蔭山ほか, 2014; Mero et al., 1994; 宮西・櫻井, 2009) ことを考慮すると、体幹捻転運動を改善するためにバーツイストを実施する上では、体幹捻転筋群の活動ならびにそれによって発揮されるトルクおよびトルクパワーなどといったキネティクスの特性を明らかにするとともに、これらが SSC 運動の有無や負荷の大きさによってどのように変化するかを検討することが必要である。さらに、バーツイストのような回転運動における負荷は、用いるバーの慣性モーメントによって決定され、その大きさはバーの質量と長さに依存する。質量を大きくした場合にはバーの回転運動に加えて並進運動による負荷が増大するが、長さを大きくした場合にはバ

一の回転運動に対する負荷のみが増大すると予想される。したがって、バツイストにおける負荷設定においては、質量を増大させた場合と、長さを増大させた場合では体幹捻転筋群に対する負荷特性が異なると推察される。この負荷特性による体幹捻転のキネティクスの特性への影響の違いを明らかにすることは、求める競技パフォーマンスの改善に応じてトレーニングの負荷を適切に設定する上で重要な知見を提示できることに繋がると考えられる。

また、投運動や打運動の競技パフォーマンスにおける体幹捻転運動の重要性を指摘する研究は多くみられる一方で、体幹捻転トルクおよびトルクパワーの増大や SSC 運動を伴う体幹捻転運動の改善を目的とした体幹捻転トレーニングの効果を検証した研究はみあたらない。トレーニングの介入による体幹捻転筋群の形態的变化や発揮されるトルクおよびトルクパワー、SSC 運動を伴う体幹捻転運動の遂行能力の変化を定量的に示すことは、投運動や打運動のパフォーマンスを改善するためのバツイストトレーニングを実施するための知見を提供できると推察される。

以上のことをまとめると、体幹捻転のプライオメトリクス手段であるバツイストにおける体幹捻転筋群によるトルクおよびトルクパワーの発揮特性やエクササイズの負荷特性、体幹捻転トレーニングがもたらす効果を検討することは、バツイストを体幹捻転プライオメトリクスとして実施する上で留意すべきことを提示できるとともに、投運動や打運動が内在する各種スポーツのパフォーマンス向上を達成するための知見を示すことができると考えられる。

2. 文献研究

(1) 体幹捻転運動に関する研究

1) 体幹捻転運動の起源

体幹は四肢と頭部を除いた身体を中心部分であり、人間の身体の中で最も質量や慣性モーメントが大きい (阿江, 1996; Dumas, et al., 2007). 体幹は脊柱を中心に、下肢とは骨盤・股関節と、上肢とは肩甲骨・肩甲上腕関節と連結しており、その主な動きは屈曲・伸展及び側屈、そして捻転である (大久保・金岡, 2009; Platzner, 2009).

体幹捻転運動は生物の中で唯一、ヒトのみが獲得した動きであり (Rockwell et al., 1938; Shapiro, 1993), ヒトの日常生活における様々な運動の中で遂行されている. 例えば、歩行においては体幹が左右交互に約 7° から 8° 捻転している (Inman et al., 1981). 同様に、走・跳・投・打といった各種運動においても体幹捻転運動が運動の発揮過程で求められる (Hay, 1973). これらのことから、ヒトの運動において体幹捻転運動を伴わない運動はごくわずかであると指摘されている (Kumar, 2002).

ヒトが体幹捻転運動を獲得した要因は、ヒトがそれまでの四足歩行から直立二足歩行を獲得したことに起因している (Rockwell et al., 1938). ヒトは直立二足歩行を獲得したことによって、身体の支持基底面が大きく減少して姿勢保持が不安定になった一方で、上肢が接地から解放され器用な動きをすることが容易になった. しかし、獲得した当初は体幹を捻転できる能力がまだ身についておらず、体幹を単一の剛体として回転させるような動作しかできなかったとされている. これは、回転方向に対して同側の下肢と上肢が共に動くような動作であり、エネルギー消費量も多かった. そのため、胸椎や腰椎における水平面上の回旋運動が代償動作として現れるようになった (Schultz, 1961). 現在の直立二足歩行においては、第 7 胸椎を境としてそれより上位と下位の椎骨が逆方向にそれぞれ約 7° から 8° ずつ捻転することによって、重力に対して身体のバランスを保持している (Inman et al., 1981). このような体幹におけるレシプロカルな運動が、直立姿勢の維持とともに身体を移動させる上で非常に効率の良い運動として発展してきた. こ

のことから、体幹捻転運動はヒトが進化の過程で得た、他の動物にない独特な動きであり、その獲得要因は直立二足歩行ができるようになったことに起因している。

2) 体幹捻転運動の解剖学

体幹は矢状面で屈曲伸展（あるいは前後屈）、前額面で側屈、水平面で捻転の可動域を有する (Platzer, 2009)。これらの運動は、脊柱を構成する椎骨が隣接する椎骨との間で可動域を有していることによって起こる (Kumar, 2002)。ヒトの脊柱は頸椎が 7 個、胸椎が 12 個、腰椎が 5 個、仙骨と続いている (Kumar, 2002)。Hughes (1892) はヒトの脊柱の骨-靭帯結合部に生じる体幹の捻転運動について世界で初めて計測しており、胸椎の上位 6 個の椎間の捻転可動域は片側 10° 程度、これより下位の胸椎は左右両側合わせて 2° 程度であると報告している。なお、この椎間の可動域の違いは椎間関節の構造が上位胸椎と腰椎で大きく異なること、それに伴う椎間板への圧迫力が異なることなどに起因している (White and Panjabi, 1990)。

日本における体幹捻転に関する最初の研究は、高木・熊本 (1960) による体幹捻転における各種筋の筋電図を検討した研究とされている。この研究においては、垂直に建てられた棒に直結した水平棒を抱え込み、身体を捻転させるといったものであった。これによると、右方向への捻転力は、上体を右方向に捻じる諸筋の力と左脚を股関節で回外させる力および右脚を股関節で回内させる力が総合されたものと報告されている。上述のように、上位の胸椎は下位の胸椎や腰椎に比べて大きな可動域を有していることから、当時は体幹捻転は胸部脊柱起立筋が主働筋であると考えられていた (Kumar et al., 1996; McGill, 1991)。これに対して Kumar et al. (2002) は、胸部脊柱起立筋の筋活動が様々な速度下における捻転時において有意な変化を示さなかったことを示し、捻転方向と対側の外腹斜筋や捻転方向と同側の内腹斜筋、広背筋によって体幹捻転が行われていることを明らかにした。また、これらの筋群の活動は体幹の捻転角度によって異なることが示唆されている。Kumar et al. (1996) は、体幹を捻転していない状態から左回りに捻転（骨盤に対して上胴が反時計回りに回転している状態）する場合と、左回りに捻転した状態から捻転していない状態に戻す場合における体幹捻転筋群の筋活動を検討して

いる。その結果、体幹を捻転していない状態から左回りに捻転する場合では、捻転角度が大きくなるにつれて主働筋である外腹斜筋右側や内腹斜筋左側、広背筋左側の活動が大きくなっていった。これとは逆に、左回りに捻転した状態から捻転していない状態に戻す場合では、主働筋である外腹斜筋左側や内腹斜筋右側、広背筋右側の活動が捻転開始直後においてのみ大きかったが、その後活動が急激に減衰していた。これは、体幹を右側に捻転させる主働筋における弾性収縮の可能性を示唆している。なお、当初体幹捻転の主働筋と考えられていた胸部脊柱起立筋は捻転方向と同側の筋が体幹の安定化に作用していることが示唆されている (Kumar et al., 2002)。また、捻転時の体幹の安定化に作用する筋群について、腹直筋や脊柱起立筋などの表層筋群は関節運動や身体重心のコントロールに関与し、腹横筋や多裂筋等の深部筋は脊柱や骨盤の安定性に関与するという報告もある (Hodges and Richardson, 1997; Kumar et al., 2002; Richardson et al., 2004)。

このように、体幹捻転運動は体幹における主働筋のレシプロカルな活動と、捻転時の安定化に作用する筋の活動によって遂行されている。

3) 体幹捻転運動における力・パワー発揮特性

体幹捻転運動におけるキネティクスに関する研究は、等尺性筋力や等速性筋力による評価を用いた研究がなされている。金子ほか (1989) は、立位姿勢における体幹捻転の静的最大トルクおよび動的トルクによるパワーが測定できる装置を開発し、 -40° から 40° までの様々な捻転角度で等尺性捻転筋力を測定した。その結果、反時計回りに捻転する際には時計回りに体幹を捻転した状態から力発揮をする方が、また時計回りに捻転する際には反時計回りに体幹を捻転した状態から力発揮をする方が、捻転していない状態から左右に捻転する場合より大きな力を産み出すことができると報告している。このことは、体幹捻転においては、捻転した状態からそれを捻り戻すという動きにおいて特に大きな力発揮ができること、捻転した状態からさらに捻転角度を大きくしようという動きに対しては力発揮が小さいという特性があると推察される。同様なことは Kumar (1996), Kumar et al. (2002) も報告している。また、Pope et al. (1986) は、体幹捻転

の等尺性筋力発揮時の筋活動において、体幹捻転の主動筋である外腹斜筋においては左右の筋活動に差が見られたが、内腹斜筋や腹直筋には見られなかったことを示し、体幹の捻転筋力発揮時には姿勢を維持する筋群の関与が重要になると示唆している。また池田ほか (2008) は、体幹の筋横断面積と等速性体幹捻転筋力との関係について様々な種目の一流スポーツ選手を対象に検討している。その結果、種目を問わず、腹斜筋をはじめとする体幹筋群の横断面積が大きいほど、高い等速性筋力を示したことから、トレーニングによる横断面積の増大が大きな捻転筋力の発揮に重要であることを指摘している。また、腹直筋や脊柱起立筋の筋横断面積と等速性筋力の間にも有意な正の相関関係がみられたことから、体幹捻転時における体幹の安定化に作用する筋も捻転時に作用することを示唆している。

また、簡易的な体幹捻転パワーの測定法としてメディスンボールサイドスローを用いて検討している研究もみられる。Ellenbecker and Roetert (2004) は、一流テニス選手における等速性体幹捻転筋力とメディスンボールサイドスローの投距離との関連性について検討している。その結果、60 deg./s および 120 deg./s で計測した等速性体幹捻転筋力はいずれも 2.72 kg のメディスンボールを用いたサイドスローの投距離との間に有意な正の相関関係がみられたことを報告している。Ikeda et al. (2007) は、スポーツ選手を対象にメディスンボールサイドスローと等尺性体幹捻転筋力との関連性について検討している。その結果、2 kg, 4 kg, 6 kg のボールを用いた際の投距離はそのほとんどが等尺性捻転筋力との間に有意な正の相関関係がみられたことを報告している。また、これらのボールを用いて、できるだけボール速度を高めようとしたボールスローを実施した結果、等尺性捻転筋力とボール速度との間に有意な正の相関関係がみられたことを示し、メディスンボールサイドスローの投射速度が体幹捻転のパワー発揮の指標として有用であることを指摘している。また、Ikeda et al. (2009) は、メディスンボールサイドスローを実施している際の体幹捻転筋群の筋活動について投距離の異なる対象者間の違いを検討している。その結果、捻転の主働筋である外腹斜筋右側や広背筋左側といった筋群には投距離の違いによる有意差が認められなかったが、拮抗筋である外腹斜筋左側において投距離が優れる選手はより平均筋電図 (averaged EMG) が大きかったことを示している。このことから、体幹の素早い

捻転を伴う運動において大きな体幹捻転パワーを発揮するためには、体幹を安定させる筋の活動も重要である可能性を示唆している。

これらの研究から、体幹捻転においては体幹を捻った状態からそれを捻り戻す際に、主働筋による大きなトルクやトルクパワーを発揮できること、またその際には体幹を安定させるための筋が複合的に活動をしていることが推察される。

4) 体幹捻転運動と競技パフォーマンスとの関係

野球やテニス、陸上競技における投擲種目などをはじめとする、投運動や打運動が内在する各種スポーツにおいては、投擲物や打具に大きな力・パワーを伝え、投擲物の速度や打具のヘッドスピードを高めることが求められる。これらの動作を遂行するためには、上肢の力・パワー発揮だけではなく、身体の中心部、すなわち体幹において大きな力・パワーを発揮させ、それを身体の末端部へ伝達させることが重要である (Welch et al., 1995; 阿江・藤井, 2002)。上記の競技パフォーマンスを高める上では、体幹捻転運動が重要な役割を担っていることが多くの競技種目において指摘されている。ここでは、体幹捻転運動におけるキネティクス・キネマティクスの特性から、実際の投運動や打運動のパフォーマンスとの関連性について検討する。

体幹捻転運動におけるキネマティクスの研究においては、左右肩峰を結んだ線を上胴、左右の上前腸骨棘 (もしくは股関節中心) を結んだ線を骨盤 (下胴) と定義し、その水平面上の角度の差分を体幹の捻転角度とし、この捻転角度を時間微分して得られるものを捻転角速度として、これらの変数と各種競技パフォーマンスとの関連性を検討している研究が多い。投運動における体幹捻転運動に関して Stodden et al. (2001) は、野球の投球動作時における投球速度と骨盤及び上胴の関係について研究している。その結果、アームコッキング期においては骨盤の回旋角速度を、アームアクセラレーション期における上胴の回旋角速度を高めることで、球速が高められることを示唆している。また、高橋ほか (2005) は、社会人野球選手および大学野球選手を対象に球速が高い選手と低い選手を比較した結果、球速が高い選手においては上胴の回旋角速度が有意に高かったことを報告している。このことは陸上競技の砲丸投においてもほ

ば同様の報告がなされている (Zatsiorsky et al., 1981). 一方で, Van den Tillaar and Ettema (2007) は, ハンドボールのオーバーハンドスローにおいて高いボール投射速度を有する選手ほど, 骨盤の投射方向への回旋が素早くされていることを示し, より効果的なエネルギー伝達に貢献している可能性を示唆している. また Escamilla et al. (2002) は, アメリカ人と韓国人のプロ野球選手の投手を対象に, ピッチングをした際の体幹捻転運動について検討した結果, 投球速度はアメリカ人が有意に速く, その際, 骨盤の回旋角速度が有意に大きかったことを報告している.

打運動においても, 体幹捻転運動が高い競技パフォーマンスの獲得に貢献していることが多くの種目において示唆されている. Elliott et al. (1995) は, テニスのサーブにおける体幹捻転運動は, 下肢と協働して身体の前方向速度を産み出しており, 獲得するラケットヘッドスピードの約 10% が体幹捻転運動による貢献であることを報告している. Knudson and Bahamonde (1999) は, テニスのフォアハンドストロークにおいて, プロ選手は中級レベルの選手に比べてラケットヘッドスピードが高く, その時の体幹捻転角速度も有意に高かったことを報告している. 野球における打撃において高木ほか (2008) は, 異なる投球速度 (75 km/h, 100 km/h, 125 km/h) のボールを打った際, 球速間の体幹捻転の角度および角速度の最大値には有意差は見られなかったことから, 投球速度に関わらず体幹捻転運動はバットヘッドスピードを大きくするために重要であると指摘している. 田内ほか (2005) は, 打撃動作における体幹捻転の負の平均角速度 (体幹部を時計回りに捻る角速度) によって, 上腕の捻り戻しの角加速度を高めることが高いバットヘッドスピードの獲得に重要であると報告している. さらに森下ほか (2013) は, この骨盤の回旋運動に遅れないように上腕を回旋させることによって, バットヘッドスピードを高めることができると指摘している. また, ゴルフのドライバーショットにおいて Myers et al. (2008) は, 打球時のボール速度が速い選手ほど体幹捻転角速度が有意に高く, バックスイング完了時の体幹捻転角度も有意に大きいことを報告している. 同様に Zheng et al. (2008) は, ゴルフのドライバーショットにおける体幹捻転の角度および角速度についてプロ選手, ローハンディキャップ選手, ミドルハンディキャップ選手, ハイハンディキャップ選手の間で検討している. その結果, 体幹捻転角

速度には群間に有意な違いが見られなかったが、プロ選手はハイハンディキャップ選手と比較してバックスイング完了時に大きな体幹捻転角度を示していたことを報告している。

一方、体幹捻転運動におけるキネティクスの研究においては、フォースプレートを用いて地面反力を算出し、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、体幹の関節まわりに発生するトルクやトルクパワーを算出することによって、投運動や打運動における体幹の力・パワー発揮特性を検討した研究が多くみられる。島田ほか (2000) は、野球のピッチングにおいて、上胴セグメントと下胴セグメントの結合部 (体幹関節) において大きな捻転トルクやトルクパワーが発揮されており、これによって上胴の角速度が高められていると報告している。阿江ほか (2015) は野球の打撃動作において、左右肋骨下端の midpoint に設けた体幹関節における捻転トルクが大きな力学的エネルギーを産み出し、バットヘッドスピードの生成に寄与していることを報告している。堀内ほか (2017) は、剣状突起に貼付したマーカーの位置を体幹関節として定義し、この関節は力学的エネルギーの発生源であるとともに伝達経路としての役割を果たし、インパクト時におけるバットヘッドスピードの増大に貢献していることを示唆している。

以上のことをまとめると、各種投運動や打運動で遂行されている体幹捻転運動では、体幹が大きな捻転トルクやトルクパワーを発揮することによって、上胴や骨盤などの近位のセグメントの角速度を高め、最終的に競技パフォーマンスを向上させていることが推察される。

(2) 伸張－短縮サイクル運動に関する研究

1) 伸張－短縮サイクル運動

投運動や打運動などのダイナミックな動作を行うとき、ヒトはその運動を遂行する中で意識的、あるいは無意識的に反動動作を用いている。この反動動作は、関節における回転運動が主動作の直前に主動作とは逆方向に運動することを示す (永見, 1978)。この時、主動作を構成する筋肉や腱は、一旦引き伸ばされてから急激に短縮されており、これは伸張－短縮サイクル (Stretch-Shortening Cycle movement: SSC) 運動と呼ばれている (Komi and Buskirk, 1972)。

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 (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、発揮されるトルクおよびトルクパワーの増大に貢献することが示唆されている (Enoka, 1996).

したがって、身体がより大きな力を発揮することに対して SSC 運動を利用することは非常に有効であることが示されている。

2) 体幹捻転運動における伸張－短縮サイクル運動

SSC 運動に関するこれまでの研究は、主に下肢や上肢を対象とした運動において多く研究がなされてきた。一方で、近年では体幹捻転が内在する各種の運動における SSC 運動に関する研究も増えてきている。Elliott et al. (1997) はテニスのフォアハンドストロークでは、主動作である反時計回りの体幹捻転 (右利きの選手とした場合) の直前に、時計回りに体幹を捻転することによって捻転筋群をあらかじめ伸張させており、体幹捻転筋群に SSC 運動が起きていることを示唆している。同様なことは、野球の投球動作においても報告されており (Escamilla et al., 2001; 蔭山ほか, 2014; 島田ほか, 2000), 体幹捻転筋群がエキセントリックな収縮によって大きなトルクやトルクパワーを発揮することによって体幹を捻り戻し、上腕の最大角速度を増大させる役割を果たしていること (島田ほか, 2000), 投球速度が高い選手ほど SSC 運動を利用していることが示唆されている (蔭山ほか, 2014)。Mero et al. (1994) は、陸上競技のやり投の投射時においては、体幹の側屈と骨盤の回旋によって体幹から上肢にわたる筋群が伸張され、引き続き肘関節の伸展とともにこれらの筋が短縮することによって、SSC 運動を効果的に利用していると報告している。また、比留間・尾縣 (2010) は体幹捻転運動の遂行能力に対するコントロールテストとして用いられるメディシンボールサイドスローにおいて、投射時にボールがもっている力学的エネルギーをもとにして体幹捻転パワーを算出し、反動動作の有無による体幹捻転パワーの

変化を検討している。その結果、SSC 運動を利用しての体幹捻転のパワー発揮能力が高い投球速度の獲得に影響していることを示唆している。

一方で田内ほか (2005) は、野球の打撃動作において、スイング開始時における骨盤と上胴が同様な角速度で同一方向へ回旋し始めると、体幹捻転筋群に SSC 運動が生じにくいことを示唆している。このことは、SSC 運動が主動作と逆方向に身体を動かし筋・腱を伸張させる反動動作に起因するものだけでなく、同一方向に 2 つのセグメントが動いている中で、その角速度差によってセグメントにまたがる筋・腱に SSC 運動が生じ得ることを示すものである。

以上のことから、体幹捻転運動においても SSC 運動が遂行されており、高い球速やバット、ラケットのヘッドスピードの獲得に貢献していることが考えられる。したがって、SSC 運動を伴う体幹捻転運動の遂行能力の向上によって、競技パフォーマンスを高めることが可能であると考えられる。また、体幹捻転運動では、反動動作によって捻転筋群に SSC 運動が生じることに加えて、体幹捻転をつくる骨盤と上胴が同一方向に回転しながらも、その角速度差によって捻転筋群に SSC 運動が生じることが示唆されている。

3) プライオメトリクスに関する研究

ヒトの各種の運動では、その運動を効率良く実施するために反動動作を用いていることが知られている。その際、運動に関与する筋や腱では SSC 運動が遂行されており、発揮されるトルクおよびトルクパワーが増大する、あるいはその経済性が向上することが報告されている (Enoka, 1996; Ishikawa and Komi, 2007; Voigt et al., 1998)。このことを考慮すると、SSC 運動の遂行能力をトレーニングによって改善することが、競技パフォーマンスの向上に重要な要因であると考えられる。SSC 運動の遂行能力を高めるためのトレーニング方法としては、プライオメトリックトレーニング (以下「プライオメトリクス」と略す) が挙げられる。プライオメトリクスの効果に関するこれまでの研究を見ると、下肢や上肢のエクササイズを対象にした研究が多い。

Häkkinen et al. (1985ab) は、垂直跳やドロップジャンプ、立五段跳などの各種プライオメトリクスと高重量のレジスタンストレーニングによる効果について検討している。その結果、レジスタンス

ストレージングでは大腿周径囲および等尺性最大伸展筋力が増大した一方で、プライオメトリクスでは等尺性最大伸展筋力の増大が認められたが、大腿周径囲に変化は認められなかった。また、プライオメトリクスでは、等尺性最大伸展筋力における脚筋の筋活動量が増大する傾向にあり、特に力発揮の初期段階に顕著であった。これらのことから、レジスタンストレーニングは筋肥大による最大筋力を増大をもたらす、プライオメトリクスは神経-筋系の興奮性の増大による力の立ち上がり能力を高める効果があることが考えられる。また、Schmidtbleicher et al. (1988) は、ドロップジャンプにおける主働筋における踏切直後の筋放電量や伸張反射の変化についてプライオメトリクス介入前後で比較している。その結果、ドロップジャンプの跳躍高が増大した一方で、トレーニング前に見られていた踏切直後の筋放電量の抑制がされるとともに、踏切中の伸張反射が増大したことを報告している。踏切中の伸張反射は主働筋の発揮張力の増大に貢献し (Avera et al., 1996; Dyhre-Poulsen et al., 1991), 踏切前半における足関節トルクの増大に影響し、跳躍高の向上に影響していると考えられる (吉田ほか, 2016)。したがって、プライオメトリクスは伸張反射機構の改善からも、SSC 運動の遂行能力の向上に貢献していることが推察できる。これらのことから、プライオメトリクスは筋や腱などの組織に対するトレーニング効果が期待できる。

一方で、プライオメトリクスによる効果は用いたエクササイズの種類によって変化することが報告されている。Young et al. (1999) は、ドロップジャンプを用いたプライオメトリクスの効果について、跳躍高の獲得のみを意識させた群と、接地時間の短縮および跳躍高の獲得を意識させた群で比較している。その結果、接地時間の短縮と跳躍高の獲得を意識させた群のみに **Reactive strength** (跳躍高を接地時間で除した値) の向上が認められたことを報告している。池田・淵本 (2005) は、接地時間の短縮を意図したハードルジャンプトレーニングを実施させた結果、連続リバウンドジャンプにおける跳躍高の増大は認められなかったが、接地時間の短縮は認められたことを報告している。接地時間の短縮を意図したハードルジャンプやドロップジャンプでは、下肢 3 関節の中でも特に足関節におけるトルク発揮が大きいことから (図子・高松, 1995;

池田・淵本, 2005), プライオメトリクスの効果は, 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影響を受けることが推察できる.

また, プライオメトリクスにおいてはエクササイズで用いる負荷の大きさによって, トレーニングの効果が異なることが報告されている. Bobbert et al. (1987) は 0.2 m, 0.4 m, 0.6 m の台高でドロップジャンプを実施させた結果, 0.6 m の台高で実施した際の足関節のトルクや仕事が 0.4 m の試技に比べて有意に減少したことから, 過度な高さの台高を用いて負荷を大きくしすぎることへの懸念を指摘している. また Taube et al. (2012) は, ドロップジャンプを用いたプライオメトリクスの効果を, 低い台高から高い台高 (0.3 m, 0.5 m, 0.75 m) を用いて行う群と, 低い台高 (0.3 m) のみを用いて行う群と比較している. その結果, 低い台高から高い台高を用いて行う群は跳躍高が有意に増大し, 低い台高のみを用いて行う群は接地時間が有意に減少したことを報告している. ドロップジャンプでは台高の増大に伴い足関節の貢献度が減少し, 股関節の貢献度が増大するために接地時間が長くなること (高松ほか, 1989) から考えると, これらのトレーニング効果の相違は用いたエクササイズの負荷特性が影響したと推察できる. 上肢のプライオメトリクスであるベンチスローに関する研究において Newton et al. (1997) は, ベンチプレスの 1RM (Repetition Maximam) の 15 %, 30 %, 45 %, 60 %, 75 %, 90 % でバーベルを投射した際に, 上肢からバーベルへ伝達されるパワーが 30 – 45 %1RM といった負荷を用いた際に最も大きくなることを示している. これは, 負荷の増大によってバーベルを挙上させる局面に要する時間が長くなり, SSC 運動の効果を得られにくくすることを示唆している.

上述のように, プライオメトリクスの効果や負荷特性に関する研究は主に下肢や上肢のエクササイズを対象にしている. 体幹捻転におけるプライオメトリクスに関する指導書では, メディシンボールやダンベル, バーベルシャフトなどを用いるエクササイズが紹介され (Radcliffe and Farentinos, 1999), トレーニング現場で実施されている. しかし, これまでに体幹捻転のプライオメトリクスにおいて, 体幹捻転筋群の活動やそれによって発揮されるトルクやトルクパワーを検討した研究はみあたらない. また, エクササイズの実施方法やその留意点, 負荷設定の基準に関

して科学的な検証を行った研究はみられず、求める効果に応じたトレーニング実践がなされていない可能性がある。

以上のことから、プライオメトリクスは対象とする筋・腱における力の増大やその立ち上がり特性、伸張反射機構などへの効果が期待できるが、用いたエクササイズの種類や運動特性や負荷の大きさによる影響を受けるために、競技パフォーマンスの向上に向けたトレーニングを実施するためには、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と考えられる。しかし、下肢や上肢の運動を対象にしたプライオメトリクスに関する研究が多くみられる一方で、体幹捻転運動を対象にした研究はみあたらない。

(3) バーツイストに関する研究

1) バーツイストの運動特性

投運動や打運動が内在する各種スポーツにおいては、SSC 運動を伴う体幹捻転トルクおよびトルクパワーの発揮能力の改善が重要な要因であることから、体幹捻転においてもプライオメトリクスを実施することが競技パフォーマンスの向上に影響することが予想される。実際の投運動や打運動は両脚が地面に接地した状態で行われる(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はバーツイストが挙げられる。このエクササイズはバーベルシャフト(以下「バー」と略す)を両肩に担ぎ、体幹筋群を動員させ素早く・力強くバーを時計回り・反時計回りに回転させるエクササイズである(Radcliffe and Farentinos, 1999)。石井(2009)は、長さ 3.1 m、質量 7.232 kg、慣性モーメントが 2.51 kgm^2 のバーを用いてバーツイストを実施し、反動動作の有無がバーの角速度やバーに作用したトルク、体幹捻転の捻転角速度などの各種パラメータに与える影響を検討している。その結果、バーの最大角速度や最大トルクは反動動作による違いが認められなかったが、バーの最大角速度までの到達時間は反動動作によって有意に短縮したことを示している。また、反動動作を伴う試技においては、バーに作用したトルクがバーの回転開始直後において反動動作なしの試技に比べて有意に大きな値を示していたことから、反動動作によってバーのトルクが短

時間で大きく立ち上がっていたと考えられる。これらのことを考慮すると、体幹捻転のプライオメトリクス手段であるバーツイストにおいても、反動動作による SSC 運動の効果が体幹捻転運動における各種パラメータに現れる可能性が推察される。

ところで、Radcliffe and Farentinos (1999) は、バーツイストを実施する際のバーの重さを 20 lbs から 50 lbs (9.7 kg から 22.7 kg) と推奨している。Poór et al. (2017) は、アイスホッケー選手の試合期におけるトレーニング経過が、バーツイストにおける体幹捻転角速度に与える影響について検討している。6 kg, 10 kg, 12 kg, 16 kg, 20 kg, 22 kg, 26 kg のバーベルを用いて、トレーニング前後のバーの加速局面におけるバーの平均速度を比較した結果 6 kg から 12 kg といった比較的軽い重量において、有意な角速度の増大が認められている。しかし、負荷の大きさが異なる際における体幹捻転のキネティクス変数を検討した研究はこれまでにみあたらない。上述したように、プライオメトリクスの効果は、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影響を受けることから (Bobbert, 1990; 池田・淵本, 2005; Young et al., 1999), 合目的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の情報が不可欠である。

このように、バーツイストは体幹捻転運動の遂行能力やそのトルクおよびトルクパワー発揮能力の向上のためのトレーニング手段の一つであると考えられるが、具体的な方法論に関する研究は極めて少ないのが現状である。

2) バーツイストにおける負荷設定

上述のように、プライオメトリクスにおいてはエクササイズで用いる負荷の大きさによってトレーニング効果が異なる可能性が示唆されている (Bobbert et al., 1987; Newton et al., 1997; Taube et al. 2012). したがって、体幹捻転トルクおよびトルクパワーの発揮能力を向上させるためにバーツイストを用いることにおいても、負荷の大きさによる変化について明らかにすることが必要である。ここで、バーツイストにおける負荷の大きさがどのように成り立つか検討してみる。バーツイストのような回転運動においては、物体の慣性モーメント (I)、角加速度 (α)、力のモーメント (N) との間に以下の式 (1) のような関係が成り立つ。

$$N = I \cdot \alpha \quad \dots\dots(1)$$

この式 (1) をバーツイストにあてはめて考えると、バーに生じるトルク (N) はバーの有する慣性モーメント (I) とその角加速度 (α) の積から成り立つことがわかる。慣性モーメントは回転運動に対する抵抗の大きさを示す (阿江・藤井, 2002) ことから、慣性モーメントが増大することは物体を回転させにくくなることを意味する。さらに、この慣性モーメントについて考えると、バーツイストで用いるような細長い棒における慣性モーメントは以下の式 (2) のような関係が成り立つ。

$$I = 1/12 \cdot m \cdot L^2 \quad \dots\dots(2)$$

ここで、m は棒の質量 (kg), L は棒の長さ (m) を示す。この式から棒の慣性モーメントはその棒の質量と長さによって決定され、棒の慣性モーメントを変化させる、つまり負荷の大きさを変える際には、①棒の長さを変化させる、②棒の質量を変化させるという 2 種類の方法があると考えられる。バーツイストにおけるバーの質量の違いについて検討した Poór et al. (2017) の研究では、6 kg, 10 kg, 12 kg, 16 kg, 20 kg, 22 kg, 26 kg のバーベルを用いてバーツイストを実施した結果、16 kg までは付加質量の増大とともにバーの平均パワーが増大している傾向にあり、20 kg 以上の重量では低下する傾向を示している。これは、バーの質量の増大によって慣性モーメントが増大するために、バーを回転させるためにより大きな体幹捻転トルクおよびトルクパワーの発揮が求められたためと考えられる。また、下肢や上肢におけるプライオメトリクスと負荷の大きさに関する先行研究 (Bobbert et al., 1987; Newton et al., 1997) と同様に、負荷を大きくしすぎることによって発揮されるトルクおよびトルクパワーが低下した可能性が推察できる。ところで、バーツイストはバーを肩で支持した状態で回転させるために、バーを回転させる際に生じるバーの水平・鉛直方向への並進運動を制御する必要がある。バーの質量を増大させた場合には、これらの方向に対する並進運動による運動量が増大するために、体幹の安定化に作用する筋群が体

幹を安定させるとともに、体幹捻転筋群による大きなトルクおよびトルクパワーが発揮されバーが回転されると考えられる。一方で、バーの長さの増大と体幹捻転のキネティクスの特性に関する研究はこれまでにみられないが、バーの長さの増大によって慣性モーメントを増大させたバーを用いた場合では、バーの並進運動による運動量が質量を増大させたバーと比べて小さくなることが予想される。このことから、長さを増大させたバーを用いた場合には、体幹捻転のキネティクスの特性が質量を増大させたバーとは異なる可能性がある。

体幹捻転運動が内在する野球の打撃動作を向上させるためのトレーニングにおいては、バットヘッドスピードを高めるためのトレーニングとして、バットの質量や長さを変えた、すなわち慣性モーメントを変化させたトレーニングバットを用いるトレーニングがある。打撃動作に関する指導書によると、質量を増大させたトレーニングバットを用いる目的は、身体のパワー発揮を向上させ、スイングスピードを高めることと指摘されている (林, 2001)。また、トレーニング実験によるバットヘッドスピードの変化を検討した研究では、選手が通常使うバットに比べて過度に重すぎないバットを使うことを前提として、質量を増大させたバットを用いたトレーニングはバットヘッドスピードの向上に寄与することが示唆されている (DeRenne et al., 1995; Sergo and Boatwright, 1993; Southard and Groomer, 2003)。一方、通常のバットより長いバットを使う目的は、身体全体を使ったスイングを覚えること (深見, 2006)、下半身を使ったスイングになって身体のブレがなくなり、バットヘッドが回る感覚を実感すること (関根, 2004) であると指摘されている。これらのことは、トレーニングバットの使用目的が、長さあるいは質量の変化いずれに起因しているかによって異なることを示唆するものであると考えられる。また、Takahashi et al. (2015) は、大学野球選手を対象に試合で用いる通常のバットを基準に、長さあるいは質量を増大させたバットを用いてティーバッティングを行い、打撃動作のキネマティクスの特性について検討している。その結果、ボールインパクト時のバットヘッドスピードの最大値は、長さを増大させたバットが質量を増大させたバットに比べて有意に大きく、通常のバットを用いた際の体幹捻転角度変位が小さい対象者ほど、長さを増大させたバットを用いた際に体幹捻転角度変位が大きくなる傾向が示された。したがって、バットの慣性モーメントの変化の要因が異なる場合には打撃動作の特性も異なること

が推察できる。これらのことを踏まえて、バーツイストにおけるバーの長さや質量の関係性を考慮すると、特定のバーを基準に長さのみを増大させたバーと質量のみを増大させたバーを用いた際には、体幹捻転のキネティクス・キネマティクスの特性が異なる可能性が考えられる。

以上のことから、体幹捻転のプライオメトリクス手段であるバーツイストを体幹捻転運動の改善を目的としたトレーニング手段として提示するためには、体幹捻転のキネティクスの特性を明らかにするとともに、この特性が SSC 運動によりどのような変化を受けるか、あるいは用いる負荷の大きさやその決定要因によりどのような影響を受けるかについて示すことが必要である。

(4) 文献研究で得られた知見および未解決の課題

文献研究により、体幹捻転のプライオメトリクス手段であるバーツイストを実施する上で関連する知見について以下の情報を得ることができた。

- 1) 体幹捻転においては、体幹を捻った状態から捻り戻す際に、主働筋により発揮されるトルクやトルクパワーが大きく、その際には体幹を安定させるための筋も複合的に力発揮をしている。
- 2) 投運動や打運動で遂行されている体幹捻転運動では、体幹捻転筋群により発揮されるトルクおよびトルクパワーによって、上腕や骨盤などの近位のセグメントの角速度が高められ、競技パフォーマンスに貢献している。
- 3) 身体がより大きな力・パワーを発揮することに対して SSC 運動を利用することは非常に有効である。体幹捻転運動においても SSC 運動は遂行されており、競技パフォーマンスの向上に貢献している。また、体幹捻転運動では反動動作によって捻転筋群に SSC 運動が生じることに加えて、体幹捻転をつくる骨盤と上腕が同一方向に回転しながらも、その角速度差によって捻転筋群に SSC 運動が生じることが示唆されている。
- 4) SSC 運動の遂行能力を向上させるトレーニング方法であるプライオメトリクスは、対象とする筋・腱における力の増大やその立ち上がり特性、伸張反射機構などへの効果が期待できる。

これらの効果は用いたエクササイズの種類や運動特性や負荷の大きさによる影響を受けるために、競技パフォーマンスの向上に向けたトレーニングを実施するためには、用いるエクササイズにおけるキネティクス的情報を明らかにすることが不可欠である。

一方、文献研究によって明らかになった体幹捻転におけるプライオメトリクス手段としてバーツイストを用いる際に関する未解決の問題は、以下の通りである。

- 1) 競技パフォーマンスの向上のためにプライオメトリクスを効果的・合目的に実施するためには、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。しかし、バーツイストをはじめとした体幹捻転のプライオメトリクスにおいては、体幹捻転筋群の活動状態やそれによって発揮されるトルクおよびトルクパワーの特性、これらに対する SSC 運動の効果などを検証した研究はみあたらない。
- 2) バーツイストは、体幹捻転運動の遂行能力やそのトルクおよびトルクパワー発揮能力の向上のためのプライオメトリクス手段の一つであると考えられる。プライオメトリクスは用いたエクササイズの種類や運動特性や負荷の大きさによる影響を受けることが報告されているが、これまでに負荷の違いによる体幹捻転のキネティクスの特性は明らかにされていない。また、負荷の指標である慣性モーメントは、用いるバーの長さおよび質量によって決定される。これらの要因のどちらに依存するかによって、バーツイストのキネティクス・キネマティクスの特性が異なる可能性が考えられるが、これを明らかにした研究はみあたらない。
- 3) 野球やテニス、陸上競技の投擲種目などに代表される投運動や打運動では、SSC 運動を伴う体幹捻転運動が優れたパフォーマンスの獲得に貢献していると報告されているが、捻転トレーニングの介入によって SSC 運動の遂行能力や体幹捻転トルクおよびトルクパワーの発揮能力、各種投・打運動のパフォーマンスが向上するかどうか検討した研究は存在しない。

3. 博士論文の目的および課題

(1) 研究の目的

本研究では、体幹捻転運動におけるプライオメトリクスとしてバーツイストを実施する際の原則を示すことを目的とした。

(2) 研究の課題

本研究では上述の研究目的を達成するために、以下の研究課題を設定した。

【研究課題 1】

体幹捻転筋群の活動や発揮されるトルクおよびトルクパワーに対する SSC 運動の効果について明らかにする。そのために、以下に示す 2 つの小課題を設定した。

【研究課題 1-1】

バーツイストにおける体幹捻転筋群の活動様態や、それらによって発揮されるトルクおよびトルクパワーの特性について、SSC 運動の有無や付加質量の相違から検討する (第 3 章)。

【研究課題 1-2】

SSC 運動を強調した体幹捻転トレーニングによる SSC 運動の効果に関する縦断的变化を検討する (第 4 章)。

【研究課題 2】

バーの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捻転のキネティクス・キネマティクスの特性を明らかにする (第 5 章)。

4. 研究の意義および仮説

(1) 研究の意義

本研究では、バツイストを体幹捻転のプライオメトリクスとして実施する上で必要な体幹捻転運動におけるキネティクスの情報を明らかにする。本研究で得られる知見は、野球やテニス、陸上競技の投擲種目などにおいて投擲物の速度や打具のヘッドスピードなどを高めることを目的に、バツイストを効果的・合目的的に実施するための知見を提供するものであると考えられる。研究課題 1-1 によって、体幹捻転筋群の筋活動やそれによって発揮されるトルクおよびトルクパワーなどを示すとともに、これらの変数が SSC 運動の効果やエクササイズにおける負荷の大きさによりどのように変化するかを検討することで、バツイストにおける SSC 運動の意義や負荷による影響を提示できる。また、研究課題 1-2 によって、体幹捻転トレーニングの効果が生じるトルクおよびトルクパワーの発揮能力や SSC 運動の遂行能力に与える影響について検討し、これらの能力のトレーナビリティを示すことができる。さらに、研究課題 2 によって、バツイストにおけるバーの慣性モーメントに影響する長さあるいは質量の変化による、体幹捻転のキネティクス・キネマティクスの特性を検討することによって、求めるトレーニング効果に対する負荷の設定方法を適切に選択できるための知見を提示できる。

以上の研究課題を達成することによって、プライオメトリクスを効果的・合目的に実施する上で必要なエクササイズのキネティクスの情報やエクササイズの負荷特性を明らかにでき、実際のトレーニング現場においてバツイストを実施するために必要なこれらの観点を提供できると考えられる。

(2) 研究の仮説

- 1) 体幹捻転運動における SSC 運動は、体幹捻転筋群によって発揮されるトルクおよびトルクパワーを増大させる効果がある。【研究課題 1-1】
- 2) SSC 運動を強調した体幹捻転トレーニングによって、体幹捻転トルクおよびトルクパワーが増大するとともに、SSC 運動を伴う運動能力が向上する。【研究課題 1-2】

- 3) バーの慣性モーメントの増大と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、質量を増大させたバーを用いた場合には、バーの角運動量だけでなく、バーの並進運動による運動量が増大するために、体幹は大きな捻転トルクを発揮させるとともに、体幹を安定させるような力発揮をする。一方、長さを増大させたバーを用いた場合には、バーの角運動量は増大するが、バーの並進運動による運動量が増大せず、捻転方向への負荷が強調され、体幹捻転の SSC 運動の効果を高める可能性がある。【研究課題 2】

(3) 作業の仮定

- 1) 本研究では剛体リンクモデルを用いたバイオメカニクス的手法により研究を実施した。体幹は連続体として各椎間関節に可動域を持つが、本研究では左右肋骨下端の midpoint に仮想的に体幹仮想関節を設け、その関節まわりに生じるトルクをもとに各キネティクス変数を検討している。そのため、脊柱の連続する運動の結果が体幹仮想関節に集約された結果とされて算出される。
- 2) 本研究では身体を 15 の剛体リンクセグメントに分割している。これらのセグメントは剛体とみなし、セグメント間の関節は摩擦のないピンジョイントとみなしている。また、身体各部の質量および慣性モーメントは阿江 (1996) の推定式を用いて算出している。
- 3) 対象者に作用する外力は重力および地面反力のみとし、空気抵抗は無視できるものとする。
- 4) 研究課題 1-2 においては、定期的な運動習慣のない男性を対象とした。定期的な運動を実施しているアスリートを対象にする場合には、トレーニングを実施しないコントロール群を設ける必要があるが、本研究では定期的な運動習慣のない対象者を対象としたために、生じた効果は本研究のトレーニングによるものと考えられることから、コントロール群を設定しなかった。

第 2 章 研究の方法

1. はじめに

本章では、本研究の各研究課題において共通して実施したデータ処理手法、およびデータ算出に用いたバイオメカニクス的手法について述べる。

2. バーの慣性モーメント

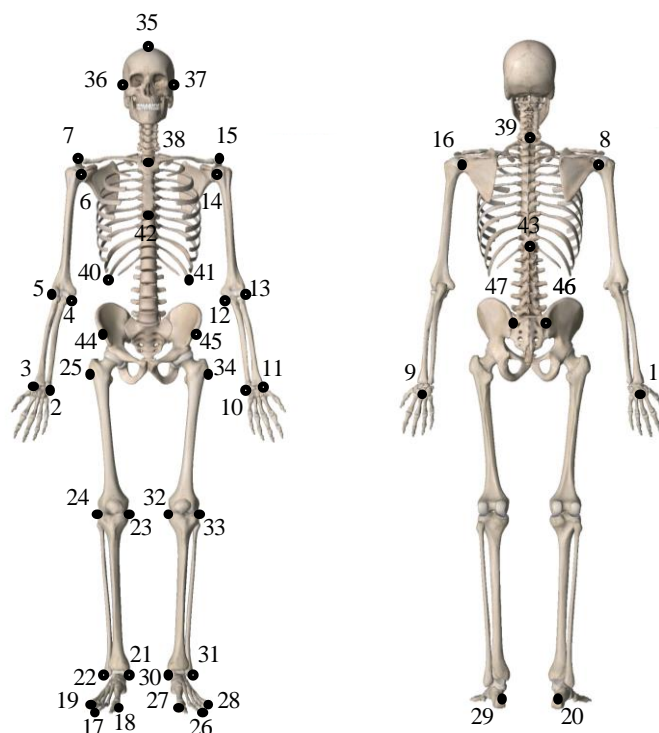
バーツイストのように回転運動をする物体の負荷の大きさは、物体の慣性モーメントによって決定される。研究課題 1-1 および 1-2 においては、バーの運動が水平面上の回転に制限されたマシンを使用しており、研究課題 2 においては、通常のウェイトトレーニングにおいて使用されるバーを使用している。課題間で使用している機器は異なるが、バーの回転方向に対する慣性モーメントは (I) は以下の式 1 で求めることができる。

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

ここで、mb はバーの質量、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。

3. データの収集

バーツイストを実施した際における身体データの収集には、赤外線カメラ (Vicon Motion System 社製, Vicon MX+) を 12 台用いた。各試技における身体各部位 47 点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。Fig. 1 は、身体分析点として対象者に貼付した反射マーカの位置を示したものである。反射マーカは光反射素材を表面に貼った直径 14 mm の球体である。また、2 台のフォースプレート (Kistler 社製, 9287C)



- | | |
|---|---|
| 1. Right 3rd metacarpal | 24. Right lateral joint space of the knee |
| 2. Right styloid process of ulna | 25. Right trochanter major |
| 3. Right styloid process of radius | 26. Left toe |
| 4. Right humerus-medial epicondyle | 27. Left 1st metatarsal |
| 5. Right humerus-lateral epicondyle | 28. Left 5th metatarsal |
| 6. Right humerus-lesser tubercle | 29. Left calcaneus |
| 7. Right scapula-acromion | 30. Left malleolus medialis |
| 8. Right under the scapula-acromial angle | 31. Left malleolus lateralis |
| 9. Left 3rd metacarpal | 32. Left medial joint space of the knee |
| 10. Left styloid process of ulna | 33. Left lateral joint space of the knee |
| 11. Left styloid process of radius | 34. Left trochanter major |
| 12. Left humerus-medial epicondyle | 35. Top of head |
| 13. Left humerus-lateral epicondyle | 36. Right ear |
| 14. Left humerus-lesser tubercle | 37. Left ear |
| 15. Left scapula-acromion | 38. Upper margin of sternum |
| 16. Left under the scapula-acromial angle | 39. C7 vertebra |
| 17. Right toe | 40. Right lowest edge of rib |
| 18. Right 1st metatarsal | 41. Left lowest edge of rib |
| 19. Right 5th metatarsal | 42. Sternum-xiphoid process |
| 20. Right calcaneus | 43. T12 vertebra |
| 21. Right malleolus medialis | 44. Right anterior superior iliac spine |
| 22. Right malleolus lateralis | 45. Left anterior superior iliac spine |
| 23. Right medial joint space of the knee | 46. Right posterior superior iliac spine |
| | 47. Left posterior superior iliac spine |

Fig. 1 Location of reflective markers.

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 (Abec 社製, AS Enclosure 44OVT) に取り込んだ。

4. データの処理

(1) 身体モデル化

本研究においては、人体を 15 の剛体が 14 の関節により連結された剛体リンクモデルとしてモデル化した。14 の各関節は摩擦のない理想的な関節とし、運動自由度を 3 とした。本研究では体幹において発揮されるトルクを算出することを目的に、後述する方法で推定した体幹仮想関節により体幹を上胴セグメントと下胴セグメントに分割する剛体リンクモデルを採用した。

(2) 平滑化

得られた身体分析点の 3 次元座標は、遮断周波数を Wells and Winter (1980) の方法を用いて決定し、4 次の位相ずれのない Butterworth low-pass digital filter により平滑化を行った。

5. バー、骨盤、上胴、体幹捻転の角度・角速度

バーの左右に貼付した反射マーカを結んだ線分をバー、左右の上前腸骨棘を結んだ線分を骨盤、左右の肩峰を結んだ線分を上胴と定義した。そして、これらの線分と静止座標上の X 軸が成す角度をそれぞれ、バー、骨盤、上胴の角度と定義した。また、上胴の角度から骨盤の角度を引いた角度を体幹捻転角度とした。これらの角度定義に関しては Fig. 2 に示した。さらに、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。なお、本研究で使用したマシンは、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、骨盤および上胴の角度は水平面上の角度として算出した。

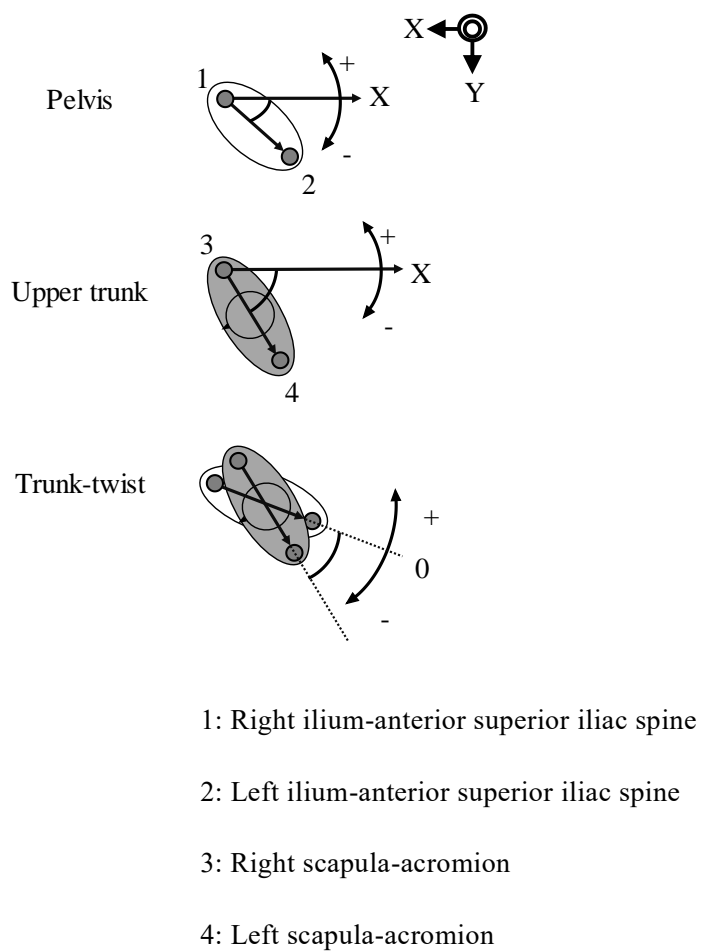


Fig. 2 Definition of rotation angle from transverse plane.

6. 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 (Fig. 3), 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. また, 主運動開始地点から, 上脛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脛および骨盤の最大角速度到達時間と定義し算出した.

7. 関節軸・セグメント座標系の設定

本研究では, 運動自由度を 3 とする 14 の関節によって連結された 15 の剛体セグメントモデルによって全身をモデル化した. そして, 体幹部におけるセグメント角度および, 上脛と下脛の連結部分である体幹仮想関節における関節トルクを算出するために身体各部位の 3 次元座標から, 運動自由度ごとに移動座標系を設定した. 左右両脚の股関節, 膝関節, 足関節および骨盤の座標系は荻山ほか (2013) と同様に定義した. なお, 左右の股関節中心については, 倉林ほか (2003) を参考に算出した. また, 体幹の移動座標系を設定するため, 体幹の前後屈, 捻転座標系を順に定義した (Fig. 4). 左股関節中心から右股関節中心へ向かうベクトル X_{pel} と同一の単位ベクトルを X_{apf} とし, 左右肋骨下端の midpoint から胸骨上縁と第 7 頸椎の midpoint に向かうベクトルを S_{apf} , S_{apf} と Z_{apf} の外積によって求められる単位ベクトルを Y_{apf} , X_{apf} と Y_{apf} の外積によって求められる単位ベクトルを Z_{apf} と定義した. これらの X_{apf} , Y_{apf} , Z_{apf} を軸とする座標系を体幹前後屈座標系とした. 体幹前後屈座標系の Z_{apf} と同一方向の単位ベクトルを Z_{rot} とし, 左肩峰から右肩峰に向かうベクトルを S_{rot} , Z_{rot} と S_{rot} の外積によって得られる方向の単位ベクトルを Y_{rot} ,

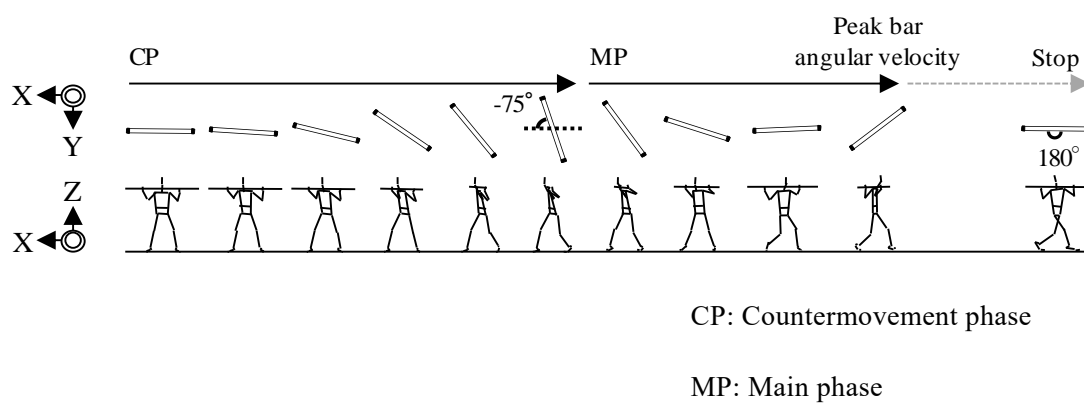
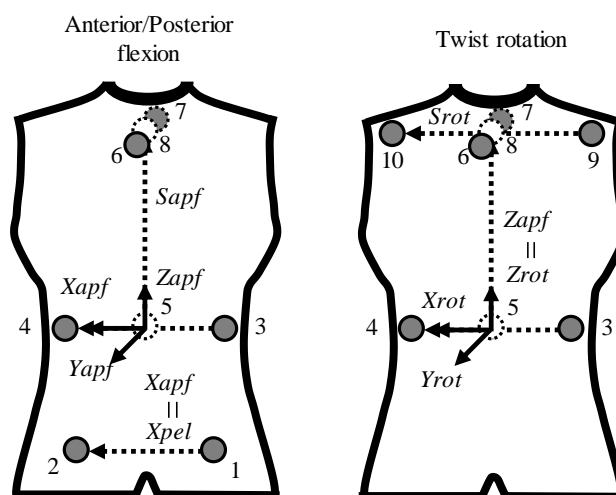


Fig. 3 Method of bar twist exercise.



- 1: Center of left hip joint (2: right)
- 3: Left ribs-lateral aspect (4: right, 5: center)
- 6: Sternum manubriosternal edge
- 7: Spine spinous process
- 8: Center of 6 and 7 markers
- 9: Center of left shoulder joint (10: right)

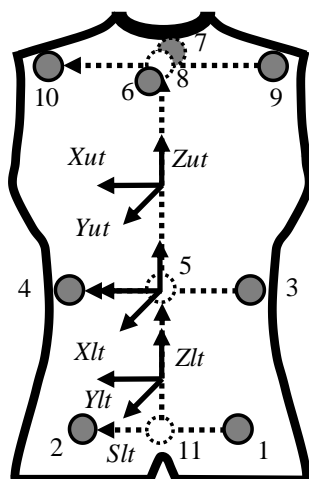
Fig. 4 Definition of coordinate system fixed at trunk joint to calculate the joint angle.

Y_{rot} と Z_{rot} の外積によって得られる方向の単位ベクトルを X_{rot} と定義した。これらの X_{rot} , Y_{rot} , Z_{rot} を軸とする座標系を体幹捻転座標系とした。

また、身体に添付したマーカを用いて、足、下腿、大腿、上胴および下胴の各セグメントの長軸方向に対して、互いが直交する 3 軸のセグメント座標系を設定した (Fig. 5)。なお、足、下腿、大腿のセグメント座標系は荻山ほか (2013) と同様に定義した。左右肋骨下端の midpoint から胸骨上縁と第 7 頸椎の midpoint へ向かう単位ベクトルを Z_{ut} , 左肋骨下端から右肋骨下端へ向かうベクトルを S_{ut} とし, Z_{ut} と S_{ut} との外積によって得られる方向の単位ベクトルを Y_{ut} , Y_{ut} と Z_{ut} との外積から得られる方向の単位ベクトル X_{ut} を求め, これを上胴セグメント座標系とした。また, 左右股関節中心の midpoint から左右肋骨下端の midpoint へと向かうベクトルを Z_{lt} , 左股関節中心から右股関節中心へと向かうベクトルを S_{lt} とし, Z_{lt} と S_{lt} との外積により得られる方向の単位ベクトルを Y_{lt} , Y_{lt} と Z_{lt} との外積によって得られる方向の単位ベクトル X_{lt} を求め, これを下胴セグメント座標系とした。

8. 体幹仮想関節における関節トルクおよびトルクパワー, 仕事

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, 体幹仮想関節に作用する力およびモーメントを算出した。算出された静止座標系における関節トルクを下胴座標系の Z_{lt} に投影したものを体幹仮想関節の捻転トルクとした。また, 得られた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。さらに, 捻転トルクパワーを各局面に要した時間で積分したものを捻転トルクによる仕事として定義した。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。



- 1: Center of left hip joint (2: right)
- 3: Left ribs-lateral aspect (4: right, 5: center)
- 6: Sternum manubriosternal edge
- 7: Spine spinous process
- 8: Center of 6 and 7 markers
- 9: Center of left shoulder joint (10: right)
- 11: Center of 1 and 2 markers

Fig. 5 Definition of segment coordinate systems of the upper trunk and lower trunk.

第 3 章 SSC 運動の有無および付加質量の相違からみた体幹捻転筋群の活動とトルクおよびトルクパワー発揮特性 (研究課題 1-1)

1. 緒言

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、体幹において大きな力学的エネルギーを発生させることが優れたパフォーマンスを獲得するための要因の一つとされている (宮西・櫻井, 2009; 田内・遠藤, 2009)。また、これらの運動においては、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、主動筋によって発揮されるトルクおよびトルクパワーを増大させることに貢献しており (Enoka, 1996)、体幹捻転運動を対象に検討した研究 (比留間・尾縣, 2010) においても、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、投運動や打運動の競技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トルクおよびトルクパワーの発揮能力の改善が重要な要因の一つと考えられる。

SSC 運動を利用した代表的な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 Farentinos, 1999)。プライオメトリクスの効果は、主動筋によって発揮されるトルクおよびトルクパワーの影響を受けることから (Bobbert, 1990; 池田・淵本, 2005; Young et al., 1999)、合目的的にトレーニングを遂行するためには、エクササイズのキネティクスの特性を理解しておく必要がある。また、プライオメトリクスでは、用いる負荷の大きさによってこの特性が変化することが知られている (Bobbert et al., 1987; Newton et al., 1997)。したがって、バーツイストにおいても負荷の違いによる体幹捻転の筋活動の状態、トルクおよびトルクパワー発揮の変化を明らかにすることが必要である。

そこで研究課題 1-1 では、バーツイストにおける体幹捻転筋群の活動様態や、それらによって発揮されるトルクおよびトルクパワーの特性について、SSC 運動の有無や付加質量の相違から検討することを目的とした。

2. 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

バ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), 本研究においては体幹の捻転運動における SSC 運動に着目するために、バーの運動が水平面上の回転に制限された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. 6) を用いて、立位姿勢で行うバ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、バーの運動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. 3)。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

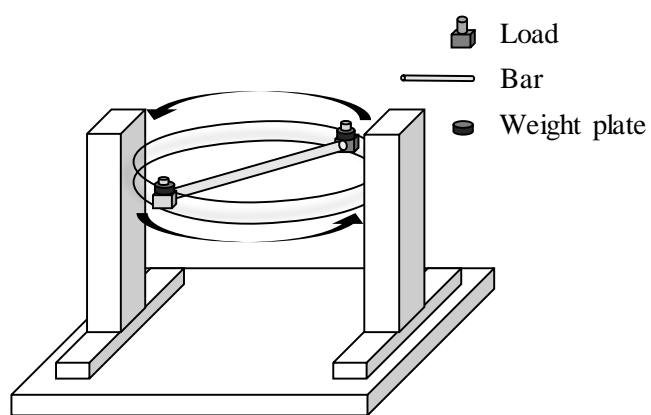


Fig. 6 The trunk-twist training machine.

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。付加質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質量を 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て 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 $\pm 10^{\circ}$ 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

各試技における身体各部位 47 点およびバーの左右側面 2 点の座標データおよび左右脚それぞれの地面反力データを第 5 章に示した方法によって収集した。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。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 (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,

Table 1 Moment of inertia and mass of the bar.

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

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ー (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

1) 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.

2) 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.

下記に示す項目については, 第 2 章に示した手順によって算出した.

3) バー, 上脗, 骨盤, 体幹捻転の角度および角速度

4) バーの回転時間, 最大角速度到達時間

5) 体幹仮想関節における関節トルクおよびトルクパワー, 仕事

(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 \pm 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 の条件および付加質量を要因とする, 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.

3. 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、付加質量間に有意な主効果が認められ、付加質量が増大するとともに有意に時間が増大した ($P < 0.05$)。

Fig. 7 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. 8 に、試技における上脗および骨盤の角度、角速度のアンサンブル平均を示した。上脗、骨盤ともに角度の変化においては付加質量の違いがほとんどみられなかった。角速度の変化においては、付加質量の増大によって減少する傾向がみられた。

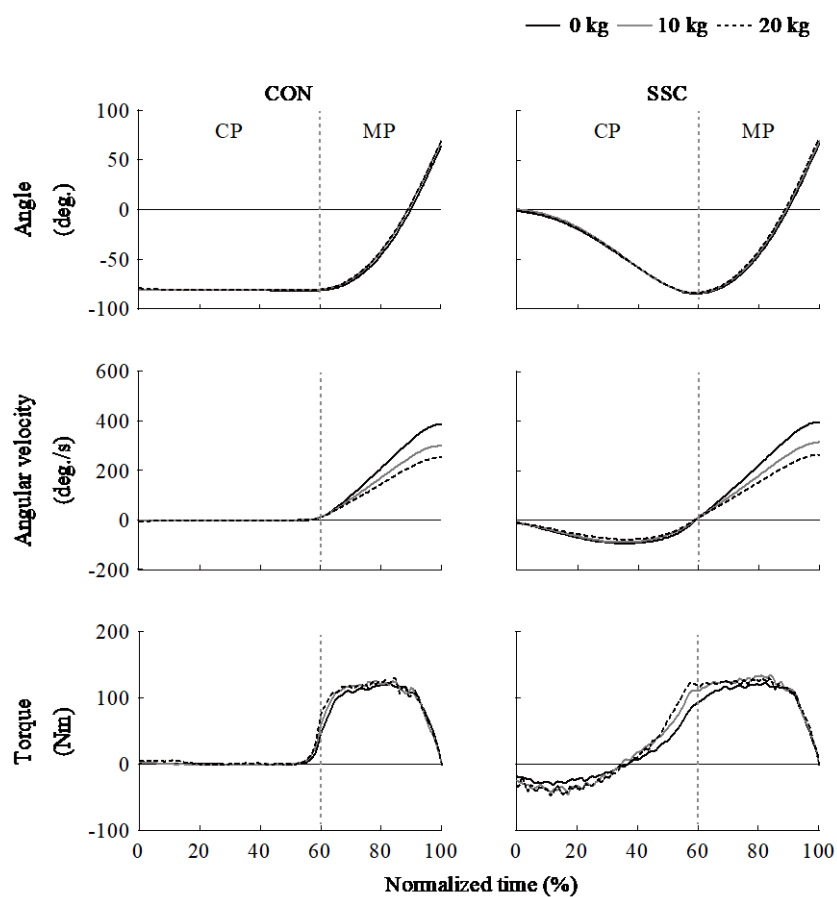
Fig. 9 に、試技における体幹捻転の角度、角速度、トルクおよびトルクパワーのアンサンブル平均を示した。捻転角度においては付加質量による違いがほとんどみられなかった。捻転トルクにおいては、バーのトルクと同様に、SSC 条件においては MP 開始地点である 60 %において CON 条件よりも大きく立ち上がっていた。捻転角速度およびトルクパワーにおいては、MP 開始直後において CON 条件では一度減少してから、増大しているのに対して、SSC 条件では減少していなかった。

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質量間に有意な主効果が認められ、付加質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 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				

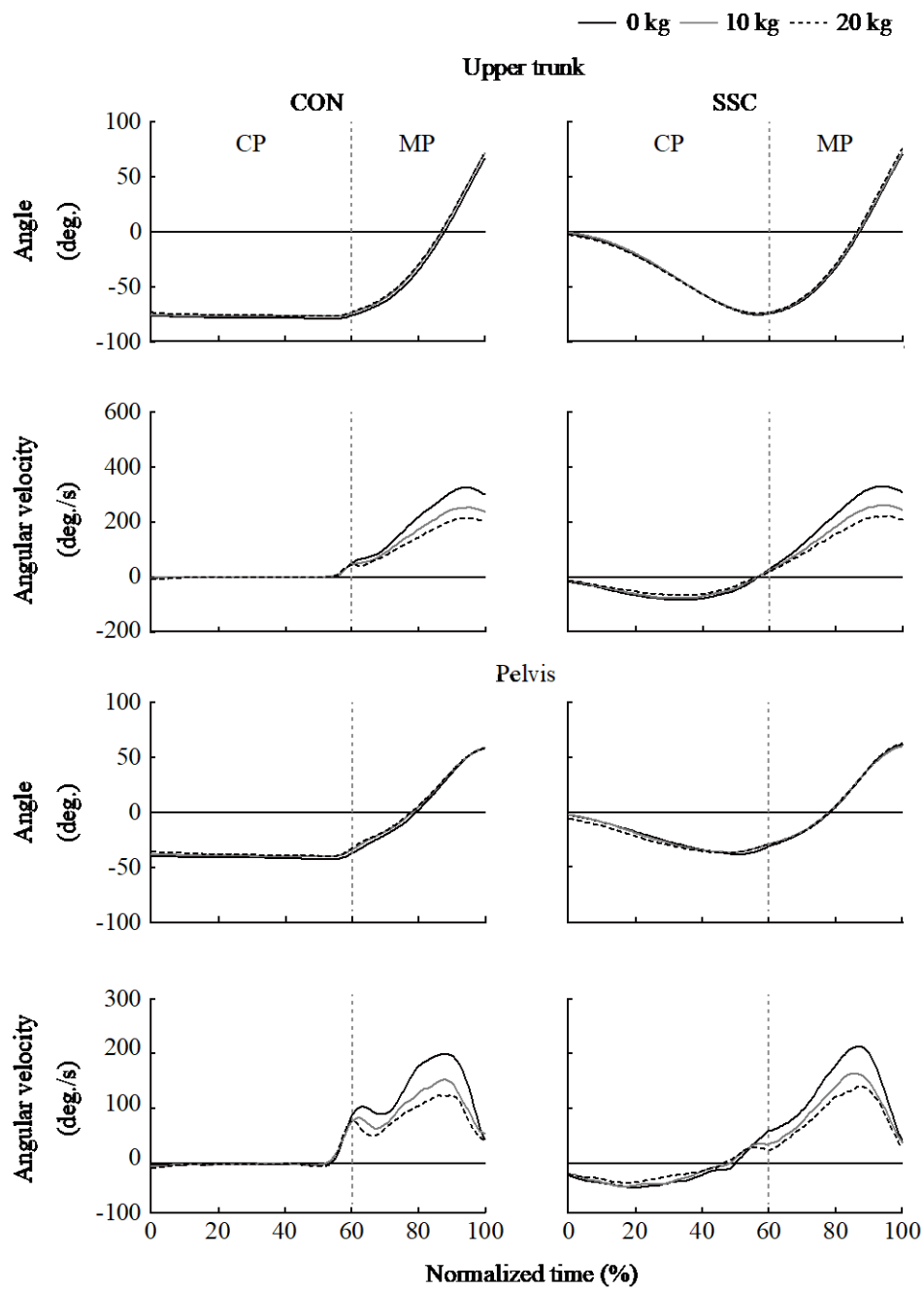
<: P < 0.05.



CP: Countermovement phase

MP: Main phase

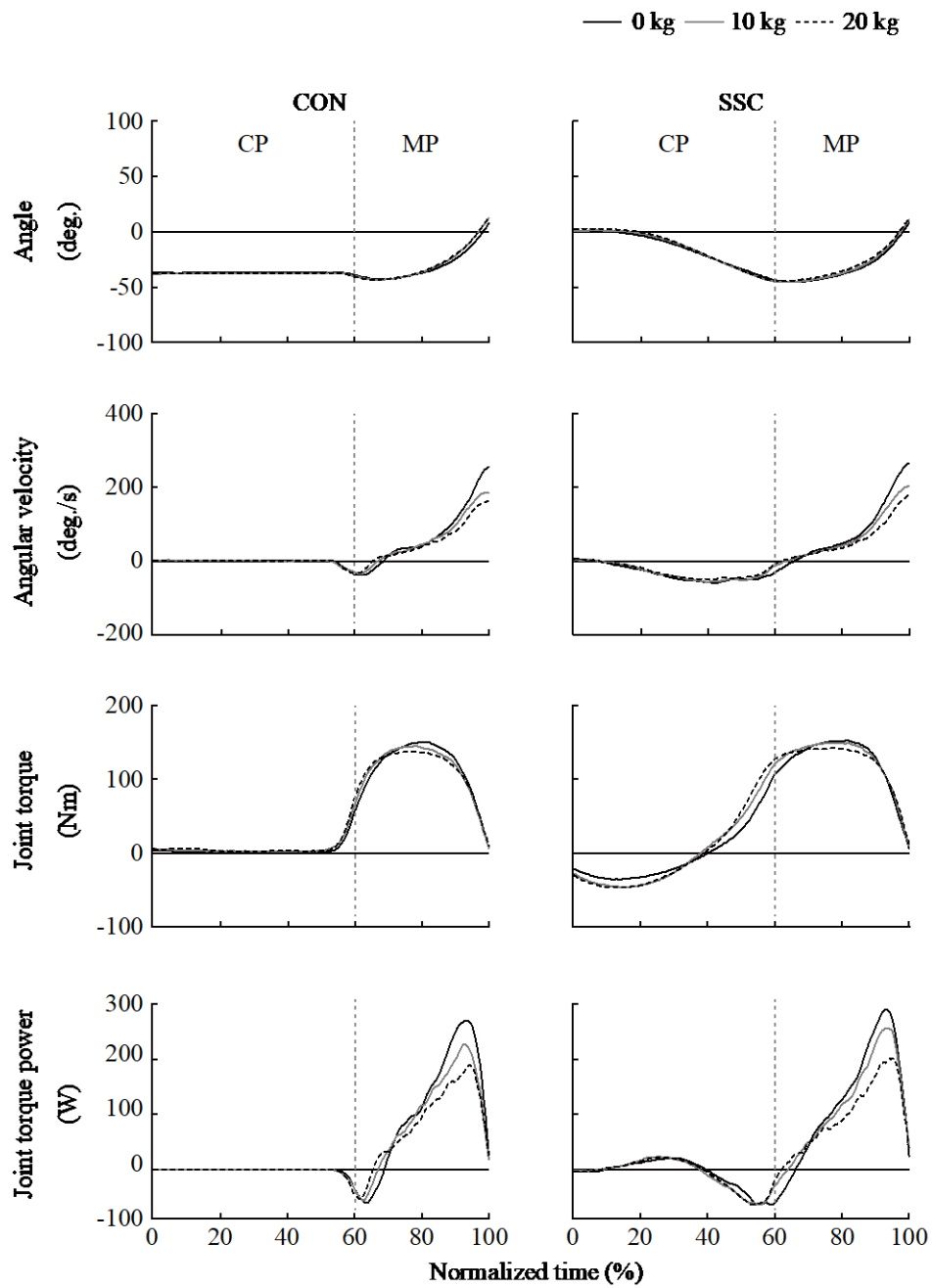
Fig. 7 Ensemble averages of angle, angular velocity and torque of bar.



CP: Counter-movement phase

MP: Main phase

Fig. 8 Ensemble averages of angle and angular velocity of upper trunk and pelvis.



CP: Countermovement phase

MP: Main phase

Fig. 9 Ensemble averages of angle, angular velocity, joint torque and joint torque power of trunk-twist.

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

		Peak angular velocity (deg./s)			Interactions (F value)	Main effects (F value)		Differences	
		0 kg	10 kg	20 kg		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 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。付加質量間では、上脗、骨盤のいずれにおいても有意な主効果が認められ、付加質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および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。トルクおよび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、トルクおよびトルクパワーの最大値は、ともに付加質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質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質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質量間に有意な主効果が認められ、付加質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、付加質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. 10 に、体幹捻転トルクのアンサンブル平均を付加質量ごとに示した。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、いずれの付加質量においても 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. 11 に、上脗および骨盤の角速度のアンサンブル平均を付加質量ごとに示した。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% ではいずれの付加質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質量においても上脗が骨盤より有意に高い値を示した ($P < 0.05$)。

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

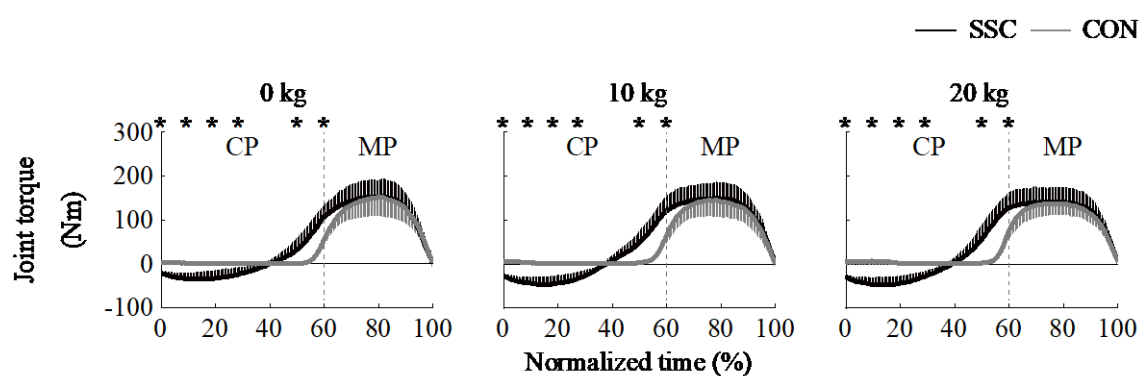
		Time (s)			Interactions (F value)	Main effects (F value)		Differences	
		0 kg	10 kg	20 kg		SSC-CON	Load	SSC - CON	Load
Upper trunk	SSC	0.60 ± 0.09	0.76 ± 0.11	0.91 ± 0.11	0.08	8.20	228.60	SSC < CON	0 kg < 10 kg < 20 kg
	CON	0.63 ± 0.08	0.80 ± 0.08	0.95 ± 0.11					
Pelvis	SSC	0.47 ± 0.10	0.57 ± 0.08	0.70 ± 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.

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.

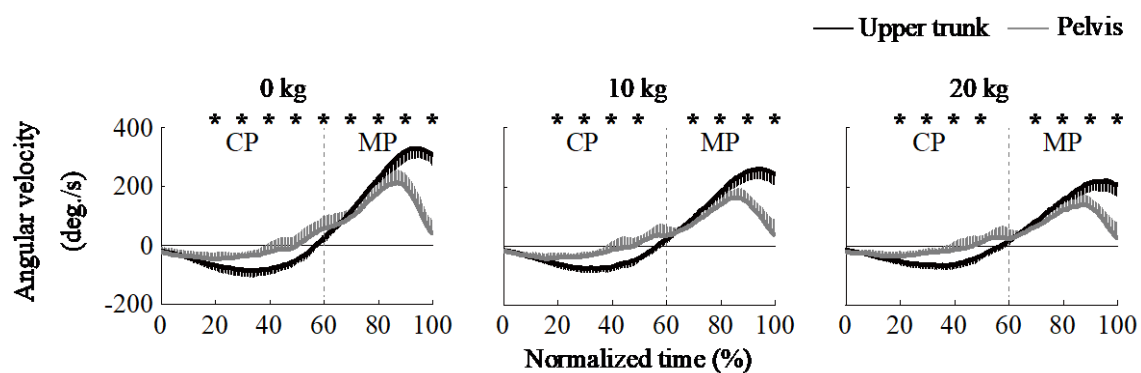


*: $P < 0.05$.

CP: Counter-movement phase

MP: Main phase

Fig. 10 Ensemble averages of joint torque in each load on both conditions.



*: $P < 0.05$.

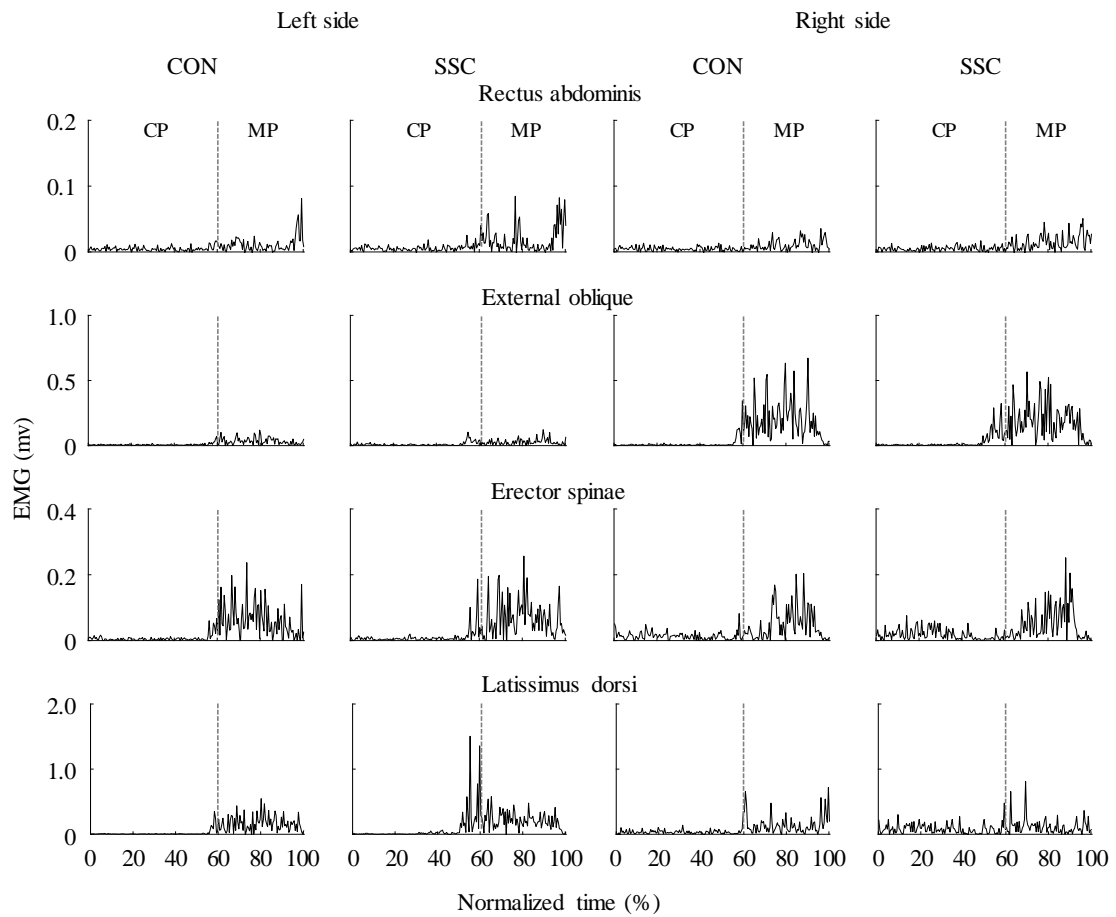
CP: Counter-movement phase

MP: Main phase

Fig. 11 Ensemble averages of angular velocity of upper trunk and pelvis in each load on SSC condition.

Fig. 12 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質量条件においてもほぼ同様であった。

Fig. 13 には，体幹捻転筋群の %RMS を示した。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質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 ($P < 0.05$)。付加質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質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質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。付加質量間に有意差はみられなかった。40 %–50 %では，いずれの付加質量においても SSC 条件が CON 条件より有意に大きかった。付加質量間では，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質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 ($P < 0.05$)。



CP: Countermovement phase

MP: Main phase

Fig. 12 Typical EMG patterns of trunk muscles at 0 kg.

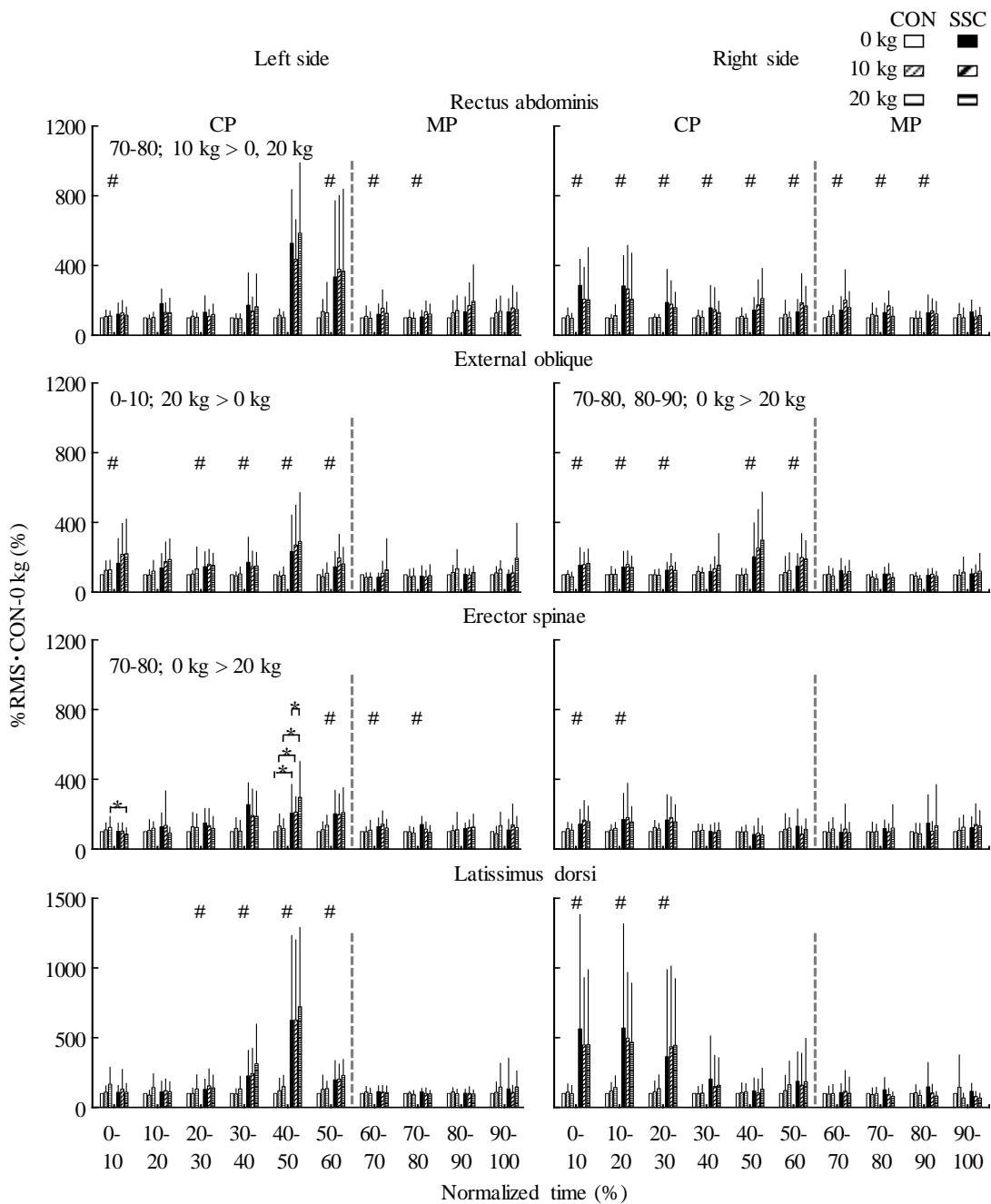


Fig. 13 %RMS of trunk muscles in each load.

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 ($P < 0.05$). 付加質量間には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 ($P < 0.05$). 付加質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 ($P < 0.05$). 付加質量間には有意差がみられなかった.

4. 考察

研究課題 1-1 では、バーツイストにおける体幹捻転筋群の活動様態や、それらによって発揮されるトルクおよびトルクパワーの特性について、SSC 運動の有無や付加質量の相違から検討することを目的とした。

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変数の変化について検討した結果、体幹捻転トルクおよびトルクパワー、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い値を示した (Table 5)。SSC 運動は、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 (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、発揮されるトルクおよびトルク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)。このトルクおよびトルクパワー、関節仕事の増大が、上脗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バーツイ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、バーを安定させた状態で回転でき、バーの角速度の増大が起きたと考えられる。

次に、上脗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. 10). 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, 上胴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およびトルクパワー, 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. 12). 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. 12). 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. 13). この結果は, 上肢や下肢の SSC 運動において主動作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. 10). 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. 13). 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) 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. 13). 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 3)、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たことが示唆された.

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. 13) 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体幹捻転筋群に SSC 運動が生じ, 発揮されるトルクおよびトルクパワーの増大に貢献していたことが示唆された.

次に本研究では, 付加質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, 付加質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であると考えられる. 付加質量の増大に伴い, 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, 付加質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, 付加質量の増大に伴うトルクの増大はみられなかった (Table 5). Bobbert 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質量の増大によって、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質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質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質量の増大によって低下したこととは逆に、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、本研究では付加質量の増大によって、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 といった重い付加質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、本研究のバーツイストと同様に 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. 11). 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および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 では上脗と骨盤がほぼ同速度で回転し始めていることから、これらの角速度差によって生じる SSC 運動が起こりにくい状態にあり、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。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、付加質量が 0 kg であっても慣性モーメントは 10.36 kgm^2 を示していた。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。

次に、付加質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。バーツイストでは付加質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ため、%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、付加質量間による %RMS の違いはみられなかった (Fig. 13)。付加質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、バーツイストにおける付加質量の増大は、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。

5. 要約

本研究では、バーツイストにおける体幹捻転筋群の活動様態やそれらによって発揮されるトルクおよびトルクパワーの特性について、SSC 運動の有無や付加質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質量を 0 kg, 10 kg, 20 kg の 3 条件で実施させ、3 次元キネティクスおよびキネマ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) SSC 運動を伴った試技においては付加重量の違いによらず、バーや体幹捻転の最大角速度が増大し、バーの最大角速度までの到達時間も短縮していた。また、主運動開始前において外腹斜筋や広背筋の活動が増大し、発揮される捻転トルクおよびトルクパワーも増大していた。
- (2) 付加質量の増大に伴いバーや体幹捻転などの角速度が低下した。一方で、体幹捻転トルクおよびトルクパワーは付加質量が最も軽い 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質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、体幹捻転運動では SSC 運動を伴うことによって、主動作開始前における体幹捻転筋群の活動が高まり、発揮される捻転トルクおよびトルクパワーが増大されることが示された。また、この SSC 運動によるトルクおよびトルクパワーの増大は付加質量が増大した際にも同様にみられた。しかし、付加質量の増大とともに発揮されるトルクおよびトルクパワーは低下することが明らかになった。

第 4 章 SSC 運動を強調した体幹捻転トレーニングによる SSC 運動の効果に関する縦断的变化 (研究課題 1-2)

1. 緒言

野球やテニス、陸上競技における投擲種目などに内在する投運動や打運動において優れたパフォーマンスを獲得するための要因の一つに、投球速度や打具のヘッドスピードを高めることが挙げられる (Escamilla et al., 2012; Knudson and Bahamonde, 1999; 森下ほか, 2013; 島田ほか, 2000; Stodden et al., 2001; 高木ほか, 2008). これらのスポーツでは、体幹捻転筋群に伸張-短縮サイクル (Stretch-Shortening Cycle: SSC) 運動が生じ、それによって大きなトルクおよびトルクパワーが発揮され (石井ほか, 2010; 蔭山ほか, 2014; 宮西・櫻井, 2009), 高い投球速度や打具のヘッドスピードの獲得に大きく貢献している (石井ほか, 2010; 宮西・櫻井, 2009; 島田ほか, 2000; Stodden et al., 2001; 高橋ほか, 2005; 田内・遠藤, 2009; 田内ほか, 2005). これらのことを考慮すると、SSC 運動の遂行能力や SSC 運動を伴う体幹捻転トルクおよびトルクパワーの発揮能力をトレーニングによって改善することが、上述した投運動や打運動のパフォーマンスを高める重要な要因であると考えられる。

第 3 章においては、体幹捻転のプライオメトリクス手段であるバーツイストを合目的的に行う上で必要なキネティクスの情報について、体幹捻転筋群の活動様態およびそれによって発揮される捻転トルクおよびトルクパワーの特性を SSC 運動の有無や付加質量の相違から検討した。その結果、SSC 運動は主運動開始前に主働筋が予備緊張することによって発揮されるトルクおよびトルクパワーを増大させることに貢献していた。このことは、SSC 運動を効果的に利用することで体幹捻転トルクおよびトルクパワーが高まることを示唆するものであると考えられる。この体幹捻転運動における SSC 運動の遂行能力をトレーニングによって向上させることができれば、発揮されるトルクおよびトルクパワーの増大を通じて、SSC 運動が内在する投運動や打運動のパフォーマンスが向上されると予想される。

そこで研究課題 1-2 では、SSC 運動を強調した体幹捻転トレーニングによる SSC 運動の効果に関する縦断的变化を検討することを目的とした。

2. 方法

(1) 対象者

対象者は定期的な運動習慣のない健康な男性 5 名 (年齢, 26.20 ± 3.00 years; 身長, 1.74 ± 0.05 m; 体重, 68.89 ± 5.37 kg) とした。対象者のうち 2 名は体幹捻転運動を伴うスポーツの経験者であり, 1 名は野球, 1 名はソフトテニスであった。残りの 3 名は陸上競技の跳躍種目の経験者であり, 体幹捻転運動を伴うスポーツの経験はなかった。すべての対象者が野球における右投げ右打ちに該当し, テニスのフォアハンドストロークを右手にラケットを持って実施する者であった。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した。対象者へは, 本研究で実施するトレーニング以外の運動を控えさせた。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) トレーニングプロトコール

本研究のトレーニングは, 研究課題 1-1 で使用したマシンを用いたバーツイストとした。対象者はまず時計回りにバーを回転させ, 方向転換点 (バーの角度が静止座標系の Y 軸と平行になる箇所) に達した後に, 即座に反時計回りにバーを 180° 回転させた。再び方向転換点に達した後, 即座に時計回りにバーを 180° 回転させた。この反時計回り・時計回りにそれぞれ 180° バーを回転させる試技を 1 往復として扱った。トレーニングを実施する際には, 「バーの方向転換を含め, 全力でバーを回転させてください」と対象者に口頭で指示をした。また, 対象者には両脚を対象者前方に直交する軸 (静止座標系の X 軸) に平行になるようにおいた状態でバーを回転させるように指示した。トレーニング期間は, 週 3 回の頻度で 8 週間とした。本研究のトレーニングにおける負荷は, 用いたバーの回転方向に対する付加質量 (Load), バーの往復回数

(Reps) およびセット数 (Series), 休憩時間 (Rest) によって設定した (Table 6). 本研究の対象者は事前の測定において, バーの方向転換を無理なく行うことのできる付加質量が最大 7.5 kg であった. これを踏まえて, トレーニング最初の 4 週間は, 0 kg から 7.5 kg までの付加質量それぞれにおいて体幹で大きな力発揮ができるようにするため, 付加質量とバーの往復回数を漸増して負荷を設定した. 5 週目以降では, 全ての付加質量において高い体幹捻転角速度を出せるようにするため, 高重量と軽重量を組み合わせ設定するとともに, バーの往復回数を多すぎない 5 往復に統一し, セット数を漸増させた. セット間の休憩時間についてはいずれの週においても 3 分間と十分に設けた.

(3) トレーニングの評価項目

トレーニングによる効果を評価するために, トレーニング開始前および 8 週間のトレーニング終了後の 2 回, 以下の測定を実施した.

1) バーツイストにおける体幹捻転運動およびそのトルクおよびトルクパワーの変化

トレーニング介入前 (Pre) と介入後 (Post) における体幹捻転運動および捻転トルクおよびトルクパワーの変化を検討するために, 研究課題 1-1 の SSC 条件の試技と同様に, 時計回りに反動をつけ, 反時計回りにバーを回転させるバーツイストを実施した. バーの回転方向に対する付加質量を 0 kg, 10 kg, 20 kg とし, それぞれ 3 回ランダムに実施した. 成功試技の基準および分析対象試技の判断は研究課題 1-1 と同様とした. 疲労の影響を小さくするために, 試技の間に十分な休息を取らせた. なお, 測定方法・項目に関しては, いずれも研究課題 1-1 と同一の手続きを取った. 算出項目は, バー, 上脗, 骨盤, 体幹捻転の角速度, 体幹仮想関節における関節トルクおよびトルクパワーとし, 第 2 章で示した方法に則り算出した.

2) 体幹筋横断面積

Pre と Post における体幹の形態的变化を検討するために, 磁気共鳴画像 (Magnetic

Table 6 Training protocols.

week	number of times	load (kg) × reps	series	rest (min)
1	1	0 × 5	5	3
	2	0 × 6	5	3
	3	0 × 7	5	3
2	4	2.5 × 5	5	3
	5	2.5 × 6	5	3
	6	2.5 × 7	5	3
3	7	5.0 × 5	5	3
	8	5.0 × 6	5	3
	9	5.0 × 7	5	3
4	10	7.5 × 5	5	3
	11	7.5 × 6	5	3
	12	7.5 × 7	5	3
5	13	5.0 × 5	3	3
	14	0 × 5	2	3
		5.0 × 5	3	3
	15	0 × 5	3	3
		5.0 × 5	3	3
6	16	5.0 × 5	3	3
	17	2.5 × 5	2	3
		5.0 × 5	3	3
	18	2.5 × 5	3	3
		5.0 × 5	3	3
7	19	7.5 × 5	3	3
	20	0 × 5	2	3
		7.5 × 5	3	3
	21	0 × 5	3	3
		7.5 × 5	3	3
8	22	7.5 × 5	3	3
	23	2.5 × 5	2	3
		7.5 × 5	3	3
	24	2.5 × 5	3	3
		7.5 × 5	3	3

Resonance Imaging: MRI) 装置を用いて、腹直筋、腹斜筋群、大腰筋、腰方形筋、脊柱起立筋群のそれぞれ左右の筋横断面積を算出した。MRI 装置は AIRIS mate (日立メディコ社製) を用いて、T1 強調像 (TR/TE/FA = 510/30/90, Matrix = 256 × 160, Thickness = 5.0 mm, FOV = 320 mm) にて、第 3・第 4 腰椎間の水平断面を撮像した (Marras et al., 2001; 村松ほか, 2010)。得られた水平断面像から、画像処理ソフトウェア (Newton Graphics Inc., OsiriX) を用いて筋横断面積を手動で算出した。腹直筋、大腰筋、腰方形筋は境界が明確であるため、それぞれの筋断面積を算出した。外腹斜筋と内腹斜筋および腹横筋の領域と、長肋筋、最長筋、棘筋および多裂筋の領域は境界が明確でないことから、それぞれ腹斜筋群、脊柱起立筋群として算出した (村松ほか, 2010)。それぞれの筋・筋群の横断面積を 3 回ずつ、同一の検者が算出し、その平均値を分析に使用した。

3) メディンボールサイドスロー

体幹捻転運動を改善するトレーニング手段としてメディンボールサイドスロー (比留間・尾縣, 2011ab; Szymanski et al., 2007ab) が挙げられる。このエクササイズは、骨盤の鉛直軸周りの回転運動と体幹捻転運動を連動させてメディンボールを側方に投げる運動であり、体幹捻転パワーを評価するテストとしても用いられている (比留間・尾縣, 2011b; Ikeda et al., 2007)。そこで本研究では、体幹捻転トレーニングによってメディンボールサイドスローの投距離が増大するか検討した。直径 0.21 m, 3.18 kg のメディンボール (The abs company 社製, AbSolo) を用いて、両脚立位にてボールを投射した。用いたメディンボールの質量について、先行研究では 2.72 kg (Ellenbecker and Roetert, 2004), 2 kg, 4 kg, 6 kg (Ikeda et al., 2007) などの様々な質量のボールを用いている。Ikeda et al. (2007) の報告によると、2 kg, 4 kg, 6 kg のいずれのボールを用いた場合にも左捻転方向における等尺性体幹捻転筋力との間に有意な相関が認められている。メディンボールサイドスローはボールを手で保持することからも上肢の筋力が影響することが予想され、ボールの質量増大とともに、その影響は大きくなると推察される。そこで本研究では、メディンボールサイドスローにおける上肢の影響をできる限り少なくするために上

述したボールを用いた。試技は体幹捻転における SSC 運動を利用する投法（以下「SSC 条件」と略す）と SSC 運動を利用しない投法（以下「CON 条件」と略す）の 2 種類とした。SSC 条件は投方向に対して逆方向に体幹を捻転させた後、反動を用いて体幹を捻り戻し、ボールを投射する試技とした。CON 条件は投方向に対して逆方向に体幹を捻転させ、捻転状態で完全停止した後、反動を用いずに体幹を反時計回りに捻転し、ボールを投射する試技とした。CON 条件の動作開始位置は SSC 条件における体幹の捻り戻しの開始位置と等しくなるように検者が目視によって確認した。投距離は投方向に位置する脚のつま先からボールの落下点までをメジャーによって測定した。各投法を 3 回ずつ実施し、最も飛距離の大きい試技を分析対象とした。なお、試技はそれぞれ十分な休憩を確保しながら実施した。

4) 投・打パフォーマンステスト

投運動や打運動が内在するスポーツでは、体幹捻転運動が投球速度や打具のヘッドスピードなどのパフォーマンスの獲得に大きく貢献することが報告されている（石井ほか, 2010; 宮西・櫻井, 2009; 島田ほか, 2000; Stodden et al., 2001; 高橋ほか, 2005; 田内・遠藤, 2009; 田内ほか, 2005）。そこで本研究では、体幹捻転トレーニングが投運動および打運動のパフォーマンスに与える影響を明らかにするために、ピッチング、バットスイング、ラケットスイングを対象にトレーニング効果を検討した。ピッチングでは硬式野球ボール (0.14 kg) を用いて、5 m 先にある的を狙ってボールを全力で投げ球速を測定した。バットスイングでは硬式野球用木製バット (0.84 m, 0.90 kg) を、ラケットスイングでは硬式テニス用ラケット (0.69 m, 0.30 kg) を用いて素振りを行い、バットおよびラケットのヘッドスピードを算出した。ラケットスイングは、片手でラケットを保持し、フォアハンドストロークを実施した。ピッチングにおける球速の算出には、スピードガン（ユピテル社製, MST-1）を用いた。赤外線カメラ（Vicon Motion System 社製, Vicon MX+）を 10 台用いて、身体 4 点（左右肩峰および左右上前腸骨棘）およびバット・ラケットヘッドの 5 点の座標データを、サンプリング周波数 250 Hz で収集した。研究課題 1-1 と同様に、座標成分ごとに最適遮断周波数（X 軸: 7.5–15.0 Hz, Y 軸: 10.0–15.0 Hz, Z 軸: 10.0–15.0 Hz）を決定し平滑

化した (Wells and Winter, 1980). バットヘッドおよびラケットヘッドに貼付した反射マーカの座標を時間微分することでそれぞれの水平面上のヘッドスピードを算出した. また, ピッチング, バットスイングおよびラケットスイング時における体幹捻転運動について検討するため, 上腕, 骨盤, 体幹捻転の角度および角速度を算出した. これらの角度・角速度の算出方法については第 5 章で示した方法で算出した. ピッチング, バットスイング, ラケットスイングはそれぞれ全力で 3 回ずつランダムに行い, 最も球速やヘッドスピードが高い試技を分析対象とした. なお, 試技はそれぞれ十分な休憩を確保しながら実施した.

(4) 統計処理

各測定項目は平均値 \pm 標準偏差で示した. トレーニングに伴う 1 週間ごとのバー角速度の変化については, 一元配置分散分析を実施し, 多重比較には Holm の方法を用いた. Pre と Post における, パーツイストにおける体幹のキネマティクスおよびキネティクス変数の変化, 体幹筋横断面積, メディンボールサイドスローの投距離, ピッチングの球速, バットスイングおよびラケットスイングのヘッドスピードの変化に対しては, 対応のある t 検定を用いて検討した. 体幹筋横断面積の算出は手動にて行ったために, 3 回の算出値の再現性を級内相関係数 [ICC (1, 1)] を用いて判断した. なお, 有意水準は 5%未満とした.

3. 結果

Fig. 14 に、0 kg におけるバーの最大角速度の 1 週間ごとの変化を示した。個人によって週ごとの変化に差はあるが、トレーニング経過とともにバーの最大角速度は増大し、6 週目終了後と Post が Pre に比べて有意に高い値を示した ($P < 0.05$)。

Table 7 に、Pre と Post におけるバー、上脛、骨盤、体幹捻転の最大角速度の変化を示した。バーおよび体幹捻転の角速度は 0 kg, 10 kg, 20 kg のいずれの付加質量においても有意に増大した ($P < 0.05$)。上脛および骨盤の角速度は 0 kg において、有意な増大が認められた ($P < 0.05$)。

Table 8 に、Pre と Post における最大捻転トルクおよびトルクパワーの変化を示した。捻転トルクおよび捻転トルクパワーともに 0 kg において、有意に増大することが認められた ($P < 0.05$)。

Table 9 に、Pre と Post における体幹筋横断面積の変化を示した。腹直筋の右側、腹斜筋群の両側において横断面積が有意に増大した ($P < 0.05$)。なお、いずれの筋においても、同一個人内の 3 回の値における級内相関係数 [ICC (1, 1)] は、0.86 から 0.96 と高い再現性のあることが認められた。

Fig. 15 に、Pre と Post におけるメディスンボールサイドスローの投距離の変化を示した。SSC 条件においてのみ投距離が有意に増大した ($P < 0.05$)。

Fig. 16 に、Pre と Post におけるピッチングの球速、バットスイングおよびラケットスイングにおけるヘッドスピードの最大値の変化について、対象者全員における平均値およびソフトテニス経験者 (以下「Sub. ST」と略す) と野球経験者 (以下「Sub. B」と略す) の結果を示した。ピッチングでは、Pre 後において、Sub. B が肩の痛みを訴えたために投球ができなくなった。そのため、ピッチングでは Sub. B を除く 4 名を対象として球速の変化を検討した。その結果、球速は有意に増大した ($P < 0.05$)。一方、バットスイングおよびラケットスイングのヘッドスピードにおける対象者全員の平均値に有意差は認められなかった。なお、バットスイングのヘッドスピードにおいて Sub. ST は増大、Sub. B は減少しており、ラケットスイングのヘッドスピードにおいては Sub. ST, Sub. B ともに減少していた。

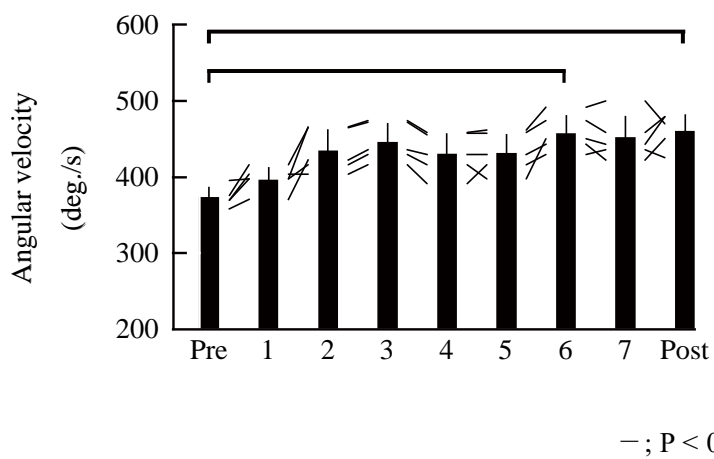


Fig. 14 Change of peak bar angular velocity during training period.

Table 7 Change of peak angular velocity during bar twist exercise between pre and post.

		Peak angular velocity (deg./s)			Difference
		0 kg	10 kg	20 kg	
Bar	Pre	379.99 ± 15.77	301.36 ± 12.05	255.50 ± 16.80	Post > Pre
	Post	442.18 ± 22.77	335.74 ± 28.44	284.89 ± 16.68	
Upper trunk	Pre	328.86 ± 17.92	266.81 ± 15.15	235.14 ± 22.14	0 kg: Post > Pre
	Post	406.56 ± 43.23	297.79 ± 33.64	254.01 ± 25.49	
Pelvis	Pre	231.79 ± 33.94	201.95 ± 30.00	176.88 ± 34.75	0 kg: Post > Pre
	Post	285.83 ± 49.05	202.57 ± 27.69	181.48 ± 6.13	
Trunk-twist	Pre	254.23 ± 50.76	212.07 ± 29.23	177.46 ± 18.23	Post > Pre
	Post	424.82 ± 55.03	293.02 ± 31.63	279.71 ± 76.47	

>; P < 0.05

Table 8 Change of peak joint torque and peak joint torque power of trunk-twist during bar twist exercise between pre and post.

		Peak value			Differences
		0 kg	10 kg	20 kg	
Joint torque (Nm)	Pre	145.19 ± 14.44	146.43 ± 17.21	140.24 ± 13.95	0 kg: Post > Pre
	Post	178.46 ± 14.73	169.54 ± 24.10	162.63 ± 19.24	
Joint torque power (W)	Pre	287.48 ± 52.57	259.93 ± 61.66	210.10 ± 48.94	0 kg: Post > Pre
	Post	439.48 ± 87.48	332.80 ± 48.60	292.42 ± 42.53	

>; P < 0.05

Table 9 Change of cross sectional area of trunk muscles between pre and post.

	Cross sectional area (cm ²)		Difference
	Pre	Post	
Rectus Abdominis (R)	7.33 ± 1.14	8.33 ± 0.89	Post > Pre
Rectus Abdominis (L)	7.93 ± 1.07	8.85 ± 0.65	n.s.
Obliques (R)	24.90 ± 3.53	27.52 ± 3.21	Post > Pre
Obliques (L)	27.25 ± 4.40	29.75 ± 3.12	Post > Pre
Psoas Major (R)	18.60 ± 2.94	18.57 ± 2.49	n.s.
Psoas Major (L)	17.88 ± 2.78	17.64 ± 2.39	n.s.
Quadratus lumborum (R)	6.77 ± 0.66	7.01 ± 0.74	n.s.
Quadratus lumborum (L)	7.81 ± 1.13	8.09 ± 1.13	n.s.
Erector spinae (R)	25.79 ± 0.38	26.67 ± 0.41	n.s.
Erector spinae (L)	26.29 ± 0.76	27.09 ± 0.75	n.s.

R; Right side, L; Left side.

>; P < 0.05

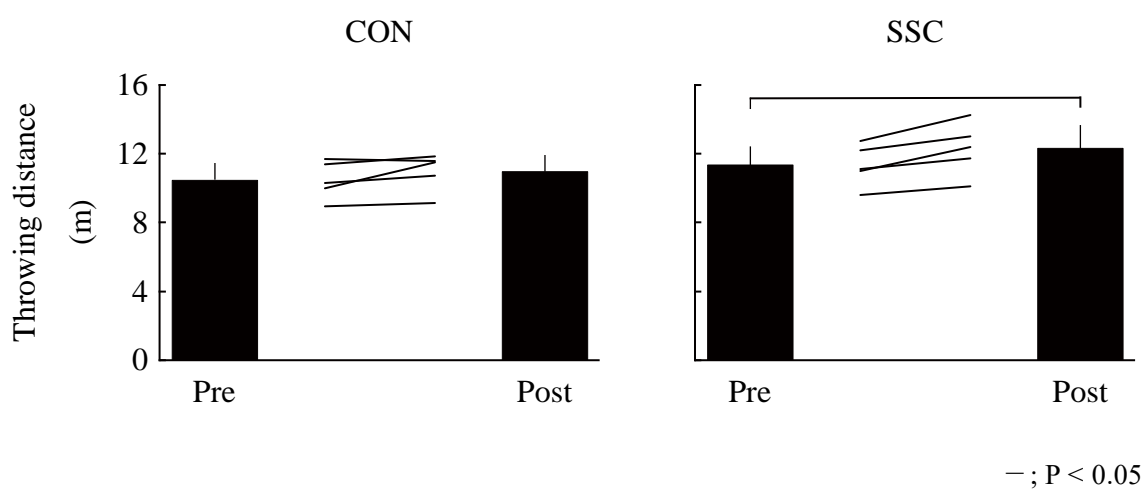
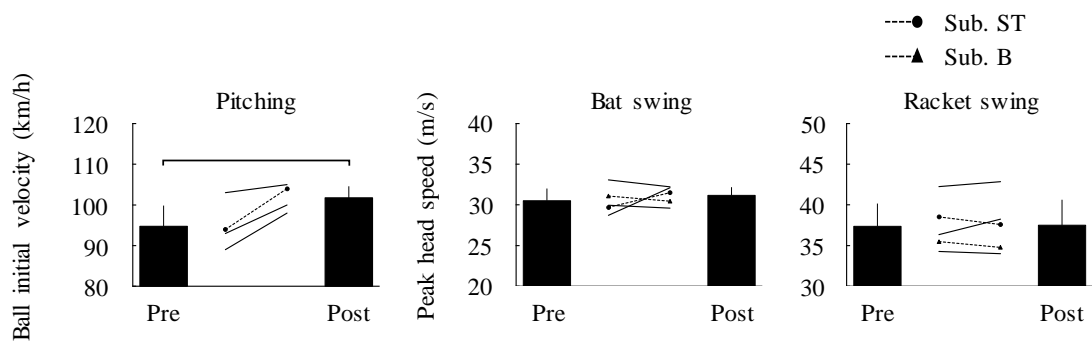


Fig. 15 Change of throwing distance of medicine ball side throw.



—; P < 0.05

Fig. 16 Change of ball initial velocity of pitching, peak bat head speed and peak racket head speed.

Fig. 17 には, Pre と Post におけるピッチング, バットスイングおよびラケットスイングにおける上脛, 骨盤, 体幹捻転の最大角速度の変化を示した. いずれにおいても有意差は認められなかった. Sub. ST における変化をみると, ピッチングにおいては, 上脛, 体幹捻転, 骨盤のいずれの角速度も増大していた. バットスイングにおいては, 上脛および体幹捻転は増大し, 骨盤は減少していた. ラケットスイングでは, いずれにおいても減少していた. Sub. B における変化をみると, バットスイングにおいては, 上脛および体幹捻転は減少し, 骨盤は増大していた. ラケットスイングでは, 上脛および骨盤は増大し, 体幹捻転は減少していた.

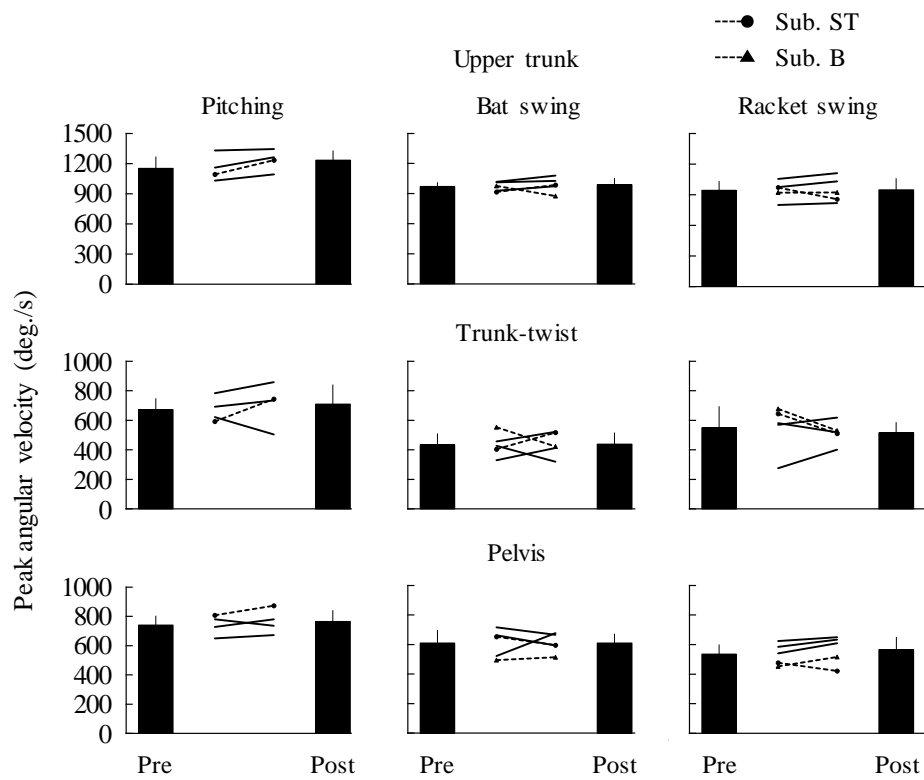


Fig. 17 Change of peak angular velocity of upper trunk, trunk-twist and pelvis during pitching, bat swing and racket swing.

4. 考察

研究課題 1-2 では、SSC 運動を強調した体幹捻転トレーニングによる SSC 運動の効果に関する縦断的変化を明らかにすることを目的とした。

はじめに、体幹の形態について、体幹筋横断面積の変化から検討した。その結果、腹斜筋群の両側に有意な横断面積の増大が認められた (Table 9)。体幹捻転筋群のうち、捻転トルクの生成に特に関与する筋は外腹斜筋と内腹斜筋であることが報告されている (大久保・金岡, 2009)。このことから、本研究で実施したトレーニングは、体幹捻転筋群の中でも特に、腹斜筋群の筋横断面積を向上させることができるエクササイズであると考えられる。また、腹直筋の右側においても有意な横断面積の増大が認められた。バーの回転方向を切り替える際には、SSC 運動の影響によって、腹斜筋群や腹直筋に大きな活動が生じていたと考えられる。また、腹直筋は体幹捻転運動における体幹の姿勢維持に貢献するため (Pope et al., 1986)、本研究においては、バーを回転させる際に体幹を安定させることに貢献したと推察される。右側腹直筋の横断面積が増大したことには、対象者が全員反時計回りの捻転を得意としており、時計回りから反時計回りに回転を切り替える際に腹斜筋群の大きな活動に伴い、右側腹直筋がより大きな活動していたためと考えられる。

次に、バーツイストにおける体幹捻転運動およびそのトルクおよびトルクパワーの変化を検討した。その結果、バーの角速度はいずれの付加質量においても有意に増大した (Table 8) が、捻転トルクおよびトルクパワーは 10 kg や 20 kg といった高重量では変化せず、0 kg でのみ有意に増大した (Table 8)。本研究で行ったバーツイストは、付加質量が重くなることによってバーの慣性モーメントが増大するため、バーの角速度は低下しやすくなる。一方で、トレーニングの効果は実施するトレーニングの速度によって特異的に生じることが報告されている (Caiozzo et al., 1981; 金久, 1983)。これらを考慮すると、本研究のトレーニングによる捻転トルクおよびトルクパワーの変化は、トレーニングの速度特異性が影響したものと考えられる。このようなバーツイストにおける捻転トルクおよびトルクパワーの発揮能力向上が、本研究で確認された他の体幹捻転が内在する運動におけるパフォーマンスの変化に影響していることが推察される。

メディスンボールサイドスローの投距離の変化を検討した結果、SSC 条件においてのみ有意な投距離の増大が認められた (Fig. 15). SSC 条件において特異的に投距離が増大したのは、この試技がトレーニングと同様に SSC 運動を伴う体幹捻転という運動形態であり、トレーニングの特異性が影響したためと考えられる。したがって、本研究で実施したトレーニングは、その動作特性に類似した、SSC 運動を伴うメディスンボールサイドスローのパフォーマンスを特異的に向上させることが示唆された。

投運動および打運動のパフォーマンスの変化を検討した結果、ピッチングの球速は有意に増大することが確認された (Fig. 16). 野球のピッチングにおいて、ボールの初速度を高めるには上腕の回旋角速度を高めることが重要であると報告されている (高橋ほか, 2005). 本研究では統計的な有意差は認められなかったが (Fig. 17, 左上; $P = 0.06$), ピッチングを実施できた 4 名の対象者全員において上腕の角速度が Post において高くなっていた。このことから、本研究で実施したトレーニングはピッチングの球速向上に役立つ可能性がある。一方で、バットおよびラケットスイングにおいては、ヘッドスピードの増大は認められず (Fig. 16), 上腕、骨盤および体幹捻転の角速度の変化にも個人差がみられた (Fig. 17). また、体幹捻転運動が内在するソフトテニス、野球を経験していた Sub. ST および Sub. B における変化をみると、それぞれが専門とする種目においてパフォーマンスの向上が認められなかった (Fig. 16). 打撃動作においては、体幹捻転トルクを含む、身体の関節トルクによる成分が動作の前半に、運動依存項による成分が動作の中盤からインパクトにかけてバットヘッドスピードの獲得に貢献し、その貢献度のほとんどは運動依存項に起因していると報告されている (Koike and Mimura, 2016abc). また、その運動依存項の構成成分をみると、グリップエンド側の腕 (右打者の場合は左腕) における肩関節の外転トルクが最も大きな正の貢献を示しており、動作の中盤に最も大きくなる (Koike and Mimura, 2016a). 本研究のトレーニングは、反時計回り・時計回りにそれぞれ 180° 、方向転換を含め全力でバーを回転させる試技であった。この試技における体幹捻転トルクの時系列的な変化は検討していないが、トレーニング試技における体幹捻転トルクの動力学的な貢献の仕組みが異なっていたために、トレーニングの効果が生じにくかった可能性が考えられる。ラケットスイ

ングにおけるヘッドスピードにおいて有意な増大が認められなかった理由としても、上述の野球の打撃動作同様に、体幹捻転トルクのスピード生成の仕組みが関係している可能性が推察される。また、テニスのフォアハンドストロークにおいては、スタンスの取り方によって体幹捻転のキネマティクスの特性に違いがあることが知られている (Knudson and Bahamonde, 1999)。フォアハンドストロークにおける構えは、脚と身体がネットに向いた状態でボールを打つオープンスタンスと、脚と身体がサイドラインに向いた状態でボールを打つスクエアスタンスに分けられる。Knudson and Bahamonde (1999) は、オープンスタンスでは体幹の長軸まわりの回旋角速度はフォワードスイング時において加速し、ボールインパクトの 0.04 秒前に急激に減少するが、スクエアスタンスではボールインパクトにおいて最大値に到達すると報告されている。このことから、スタンスの違いによっても体幹捻転トルクの発揮特性が異なる可能性が考えられる。本研究のトレーニング試技では、対象者は両脚を対象者前方に直交する軸（静止座標系の X 軸）に平行になるようにおいた状態でバーを回転させるように実施していた。しかし、ラケットスイングを実施する際には、スタンスに関しては統一していなかったために、トレーニングの効果が現れなかった可能性もある。今後は、打運動のパフォーマンス向上を目的として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必要な知見について、バーツイストにおける捻転トルクの時系列的な発揮特性や、スタンスなどを含めた下肢のキネマティクスの特性から詳細に検討していく必要がある。

以上のことから、本研究で実施したトレーニングマシンを用いた体幹捻転トレーニングは、体幹筋横断面積の増大、バーツイストにおける体幹捻転トルクおよびトルクパワーの発揮能力の増大、メディスンボールサイドスローにおける投距離の増大およびピッチングにおける球速の向上にその効果が認められた。

5. 要約

本研究の目的は、SSC 運動を強調した体幹捻転トレーニングによる SSC 運動の効果に関する縦断的变化を明らかにすることであった。トレーニング効果に関する主な結果は以下の通りである。

- (1) 腹斜筋群の両側、腹直筋の右側の筋横断面積が有意に増大した。
- (2) バーの角速度はトレーニングによって有意に増大した。体幹捻転トルクおよびトルクパワーはトレーニングで用いた付加質量に近い 0 kg においてのみ有意に増大した。
- (3) メディンボールサイドスローは反動を用いた試技においてのみ投距離が有意に増大した。
- (4) ピッチングにおける球速は有意に増大したが、バットスイングおよびラケットスイングのヘッドスピードの変化には有意な変化が認められなかった。

以上のことから、SSC 運動を強調したバーツイストトレーニングは、体幹捻転の主働筋の筋横断面積の増大、バーツイストにおける体幹捻転トルクおよびトルクパワーの増大、SSC 運動を伴う投運動のパフォーマンスを特異的に改善させることが可能であることが示唆された。

第 5 章 長さあるいは質量を増大させたバーを用いたバツイスト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 (研究課題 2)

1. 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), 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, 大きな力学的エネルギーを産み出すことができる (阿江・藤井, 2002). 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 つにバツイストが挙げられる (Radcliffe and Farentinos, 1999).

第 3 章および第 4 章では, バツイストをプライオメトリクスとして効果的・合目的に実施する上で必要なキネティクスの情報を明らかにするために, SSC 運動の有無と発揮される体幹捻転トルクおよびトルクパワーの変化を (第 3 章), SSC 運動を強調した体幹捻転トレーニングによる SSC 運動の効果に関する縦断的变化を検討した (第 4 章). これらの研究課題の結果から, 体幹捻転運動における SSC 運動は発揮される体幹捻転トルクおよびトルクパワーを増大させることに貢献していた. また, SSC 運動の遂行能力や体幹捻転トルクおよびトルクパワーの発揮能力はトレーニングによって向上させることができることが示唆された. 一方で, 第 3 章の結果から, バツイストにおいては回転方向に対する負荷の大きさを示す, バーの慣性モーメントが発揮されるトルクおよびトルクパワーに影響を及ぼすことが示唆された. 第 3 章および第 4 章におけるバツイストでは, バーの慣性モーメントを変える際にバーの両端に錘を加えることによって変化

させた。これらの章では、バーの運動が水平面上の回転に制限されるマシンを使用していることから、バーの慣性モーメントの増大は回転方向に対する負荷の増大として捉えることができる。しかし、一般にバ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行われる (Radcliffe and Farentinos, 1999)。このため、使用するバーの質量が増大すると、バーの角運動量だけでなく、バーの並進運動による運動量も増大する。バーツイストは肩でバーを支えながら回転させるエクササイズであるため、質量を増大させたバーを用いる際には、捻転時に体幹を安定させるための体幹筋群の働きがより求められることが予想される。一方で、バーの質量を変化させずに、長さのみの増大によって慣性モーメントを増大させた場合にはバーの角運動量は増大するが、バーの並進運動による運動量が質量を増大させたバーと比べて小さくなることが予想される。これにより、捻転方向への負荷が強調されると考えられる。SSC 運動による筋の活性水準やそれに伴う出力の増大が筋の伸張速度に依存すること (Aura and Komi, 1986; Cavagna et al., 1968) を考慮すると、バーの長さを増大させた場合には、バーの回転方向の切り替え時に生じる捻転方向に対する負荷が増大し、SSC 運動の効果によって、より大きな体幹捻転トルクおよびトルクパワーが発揮される可能性が考えられる。このように、慣性モーメントの増大要因が質量あるいは長さのどちらかに起因するかによって、体幹捻転のキネティクス・キネマティクスの特性が異なる可能性が推察される。

そこで本研究では、バーの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捻転のキネティクス・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。

2. 方法

(1) 対象者

対象者は、ソフトテニス、野球および陸上競技投擲種目を専門とする、男子学生 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。なお、ソフトテニス選手が 8 名、野球選手が 6 名、陸上競技投擲選手が 7 名であった。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

研究課題 1-1 で実施した SSC 条件と同様に、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るバーツイストを実施した。反時計回りにバーが回転し始めた後、その角度が 180° に達する地点でバーを静止させた (Fig. 3)。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。この試技を後述する長さあるいは質量が異なるバー 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° 以上超えてしまった試技、バーを静止させる際にバーが 180° から $\pm 10^\circ$ 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) バーの作製

バーの慣性モーメントを変化させた際における体幹捻転のキネティクス・キネマティクス変数の変化を検討するために、本研究では長さ 2.00 m, 質量 10.00 kg のバー (以下「NB」と略す) を基準に、質量を変えずにバーの長さを増大させたバー (以下「LB」と略す) を 2 本、長さを変えずにバーに錘を加えて質量を増大させたバー (以下「HB」と略す) を 2 本、計 5 本のバーを作

製した (Table 10). この際, LB と HB の慣性モーメントが等しくなるように, 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. バーの慣性モーメント, 長さおよび質量は第 5 章で用いた計算式により算出した.

(4) 測定方法・項目

各試技における身体各部位 47 点およびバーの左右側面 2 点の座標データおよび左右脚それぞれの地面反力データは第 5 章に示した方法によって収集した. 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. 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 (Abee 社製, AS Enclosure 44OVT) に取り込んだ.

(5) 算出方法・項目

以下の算出項目については, 第 2 章に示した手順によって算出した.

- 1) バー, 上脛, 骨盤, 体幹捻転の角度および角速度
- 2) 局面ごとのバーの回転時間
- 3) 体幹仮想関節における関節トルクおよびトルクパワー, 仕事

また, 体幹仮想関節における関節トルクを時間微分し, その最大値を RTD (Rate of torque development) として算出した. さらに, このトルクをバーの回転時間で積分することによって, トルクの角力積を算出した. CP および MP における地面反力の力積は, 地面反力を局面ごとに要した時間を積分することによって算出した. バーの運動量はバーの質量と速度の内積から,

Table 10 Using bars in this study.

	Bar		Load		Total mass (kg)	Moment of inertia (kgm ²)
	Length (m)	Mass (kg)	Distance from bar center (m)	Mass (kg)		
NB	2.00	10.00	—	—	10.00	3.33
2LB	2.83	10.00	—	—	10.00	6.67
3LB	3.46	10.00	—	—	10.00	10.00
2HB	2.00	10.00	0.80	2.60 × 2	15.21	6.67
3HB	2.00	10.00	0.80	5.21 × 2	20.42	10.00

バーの角運動量はバーの慣性モーメントと角速度の内積からそれぞれ算出した。上胴および骨盤（下胴）の角運動量は、上胴および下胴のセグメントの長軸まわりの慣性モーメントと回旋の角速度の内積からそれぞれ算出した。

(6) 統計処理

各測定項目は平均値 \pm 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。使用したバーおよび慣性モーメントを要因とする、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、2 群間の相関には Pearson の積率相関係数を用いた。有意水準は 5%未満とした。

3. 結果

Table 11 に、それぞれのバーを使用したにおける CP および MP に要した時間を示した。CP および MP のいずれも交互作用は認められなかったが、MP においては LB-HB 間に有意な主効果が認められ、LB が HB より有意に短かった ($P < 0.05$)。また、慣性モーメント間に有意な主効果が認められ、付加質量が増大するとともに有意に時間が増大した ($P < 0.05$)。CP においては LB-HB 間に有意差は認められなかったが、慣性モーメント間に有意な主効果が認められ、3LB/HB が NB および 2LB/HB より有意に時間が増大した ($P < 0.05$)。

Fig. 18 に、NB, 3LB, 3HB を用いた際におけるバーの角度、角速度、トルクの時系列データの典型例を示した。いずれのバーを用いた場合であっても MP の開始とともに、バーの角度は正の方向へ回転し始めていた。バーのトルクは MP 開始よりも早い段階で立ち上がり始めていた。

Fig. 19 に、NB, 3LB, 3HB を用いた際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。上脛においては、MP 開始直前に角速度が正を示したが、骨盤においては MP 開始前から角速度が高まっていた。

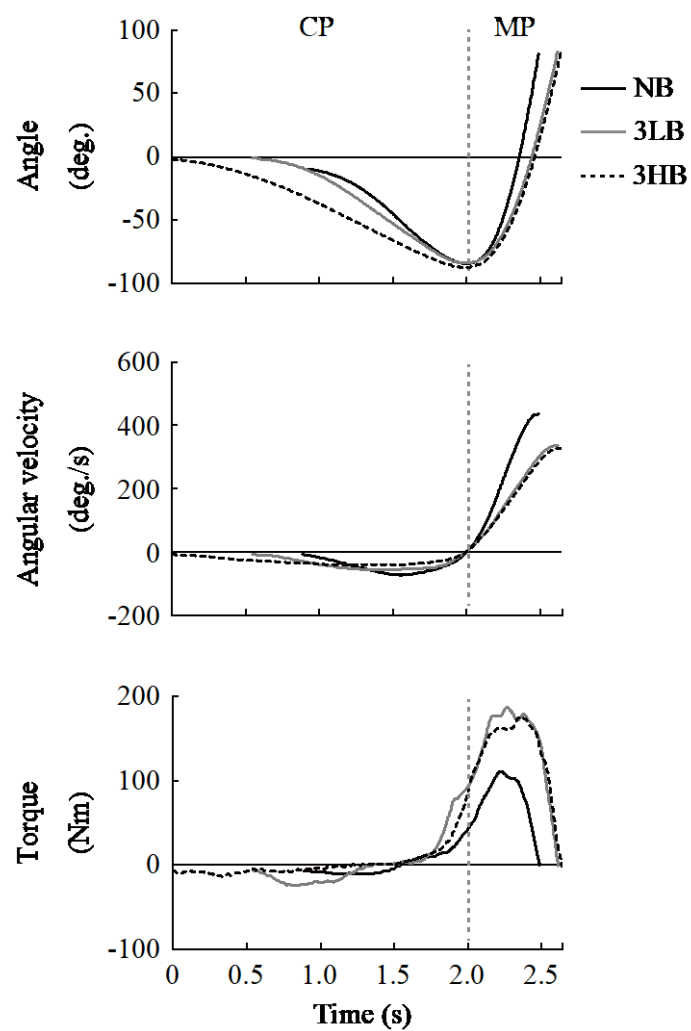
Fig. 20 に、NB, 3LB, 3HB を用いた際における体幹捻転の角度、角速度、トルクおよびトルクパワーのアンサンブル平均を示した。捻転角速度では、MP 開始直後に負の方向に角速度が高まっていた。捻転トルクにおいては、バーのトルクと同様に、MP 開始よりも早い段階で立ち上がり始めていた。捻転トルクパワーにおいては、MP 開始前後において大きな負の値を示し、その後正の値を示していた。

Fig. 21 に、NB, 3LB, 3HB を用いた際における地面反力を軸ごとに示した。X 軸 (左右方向) の地面反力をみると、左脚では CP および MP 全体に渡って左方向へ力発揮をしていた。右脚では CP および MP 全体に渡って右方向へ力発揮をしていた。Y 軸 (前後方向) の地面反力をみると、左脚では MP の直前から前方への力発揮が増大していた。右脚では MP の直前から後方への力発揮が増大していた。Z 軸 (上下方向) の地面反力をみると、左脚において MP の開始直後から下方への力発揮が増大していた。

Table 11 Time of bar rotation.

	Time (s)					Differences	
	NB	2LB	3LB	2HB	3HB	LB-HB	MOI
CP	1.25 ± 0.33	1.32 ± 0.38	1.41 ± 0.32	1.30 ± 0.38	1.48 ± 0.48	n.s.	N , 2 < 3
MP	0.45 ± 0.08	0.52 ± 0.08	0.60 ± 0.09	0.55 ± 0.09	0.61 ± 0.08	L < H	N < 2 < 3
Total	1.70 ± 0.33	1.84 ± 0.40	1.85 ± 0.41	2.01 ± 0.34	2.10 ± 0.50	n.s.	N < 2 < 3

<; Main effect, P < 0.05.



CP: Countermovement phase

MP: Main phase

Fig. 18 Typical example of angle, angular velocity and torque of bar for NB, 3LB and 3HB.

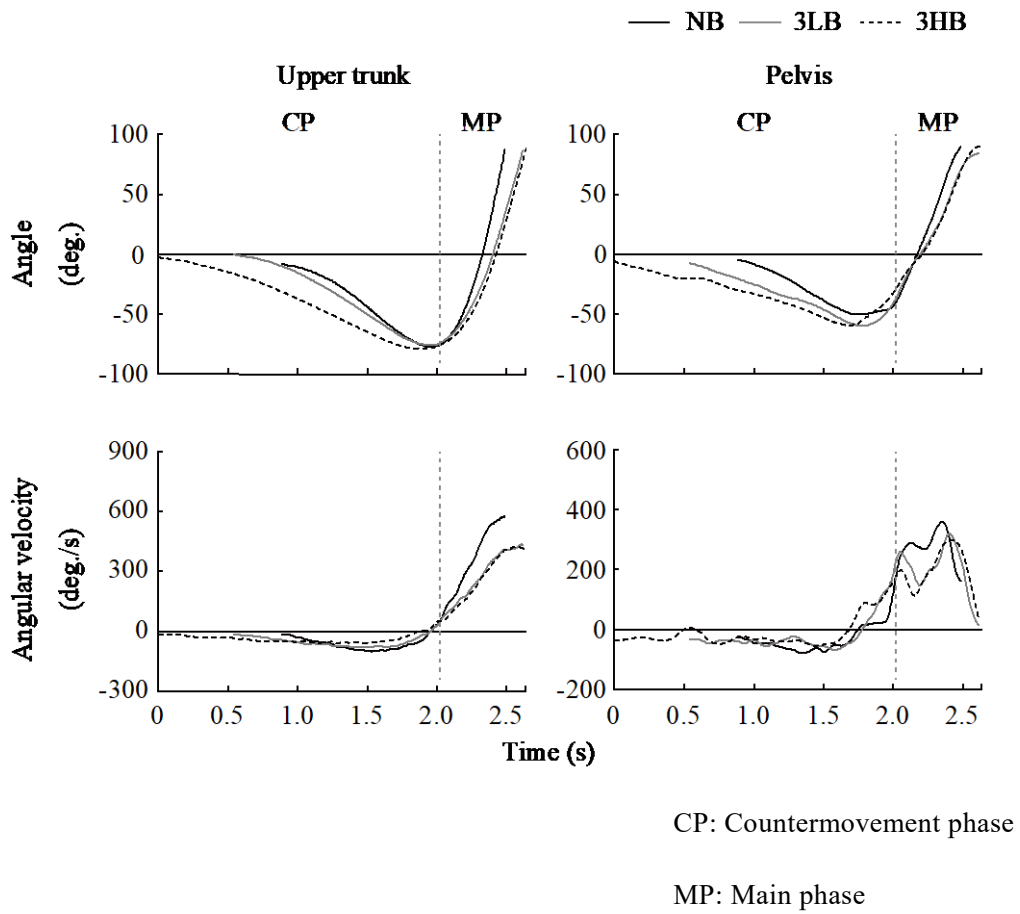
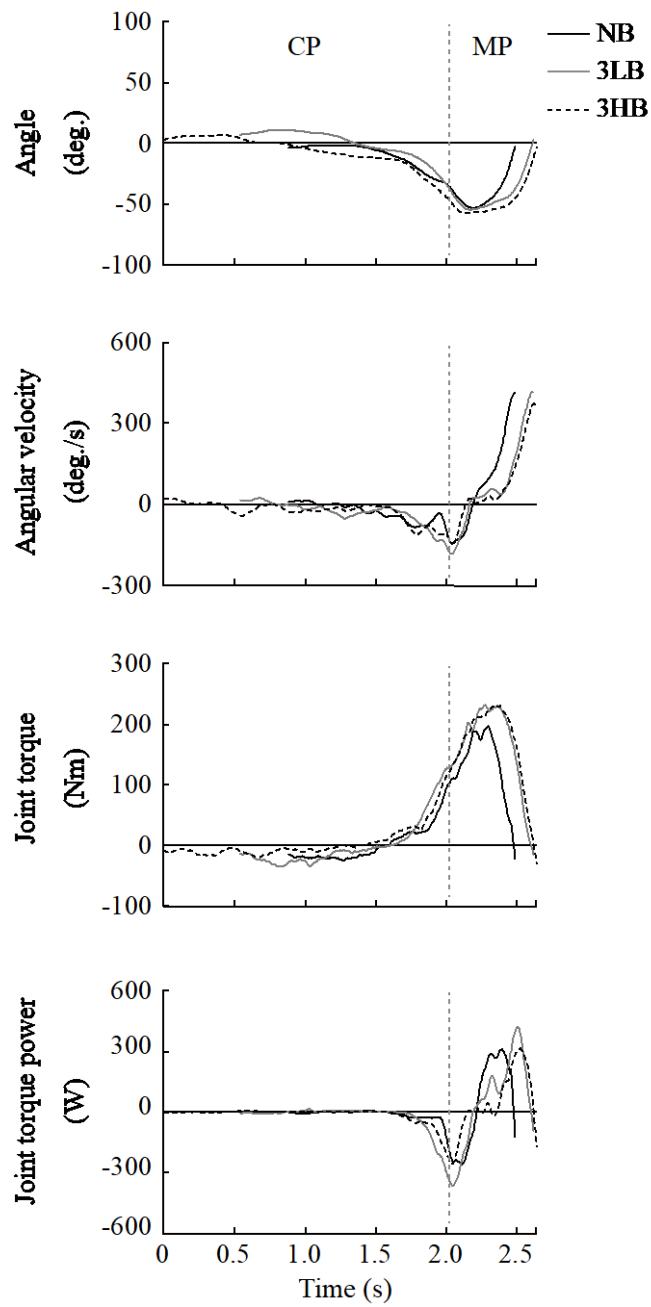


Fig. 19 Typical example of angle and angular velocity of upper trunk and pelvis for NB, 3LB and 3HB.



CP: Countermovement phase

MP: Main phase

Fig. 20 Typical example of angle, angular velocity, joint torque and joint torque power of trunk-twist for NB, 3LB and 3HB.

Fig. 22 に, NB, 3LB, 3HB を用いた際におけるバーの水平・鉛直方向に対する運動量の典型例を軸ごとに示した. X 軸 (左右方向) の運動量は MP 直前から左方向に大きく推移し, その後右方向に推移していた. Y 軸 (前後方向) の運動量は MP の直後から後方へ推移していた. X 軸, Y 軸ともに, 3HB が特に大きな運動量を示している傾向がみられた. Z 軸 (上下方向) の運動量は MP の開始直後, 一度下方へ推移し, その後上方に推移していた.

Fig. 23 に, NB, 3LB, 3HB を用いた際におけるバーの角運動量の典型例を示した. CP では時計回りへの角運動量を示し, MP では反時計回りの角運動量を示していた. 3LB および 3HB は NB より大きな角運動量を示す傾向がみられた.

Fig. 24 に, NB, 3LB, 3HB を用いた際における上脗および骨盤の角運動量の典型例を示した. 上脗では, CP において時計回りへの角運動量を示し, MP では反時計回りの角運動量を示した. また, 3LB および 3HB は NB より小さな角運動量を示す傾向がみられた. 骨盤では, MP 開始直前に反時計回りへの角運動量が増大し始めており, MP の終盤において減少していた.

Fig. 25 に, 身体重心の位置を CP 開始時の身体重心の位置を 0 m と基準として軸ごとに示した. X 軸では, CP において右方向に大きく推移し, MP 開始前から左方向へ推移していた. Y 軸では, CP から MP に局面が切り替わる付近にかけて, やや後方に向けて重心が推移していた. Z 軸では, CP においては局面全体にわたって, 重心はほぼ停滞し, MP では下方へ推移していた.

Fig. 26 に, バー, 上脗, 骨盤および体幹捻転の最大角速度を示した. バーと上脗においては交互作用が認められ, いずれの LB も HB より有意に高い角速度を示した ($P < 0.05$). また, LB, HB ともに慣性モーメントの増大とともに角速度が有意に低下した ($P < 0.05$). 骨盤, 体幹捻転では交互作用は認められなかったが, 慣性モーメント間に有意な主効果が認められ, 慣性モーメントの増大とともに角速度が有意に低下した ($P < 0.05$). LB-HB 間には有意差が認められなかった.

Fig. 27 に, 体幹仮想関節における捻転トルクおよびトルクパワーの最大値, 関節仕事の正の値を示した. いずれの変数においても交互作用は認められなかった. トルクでは, 慣性モーメン

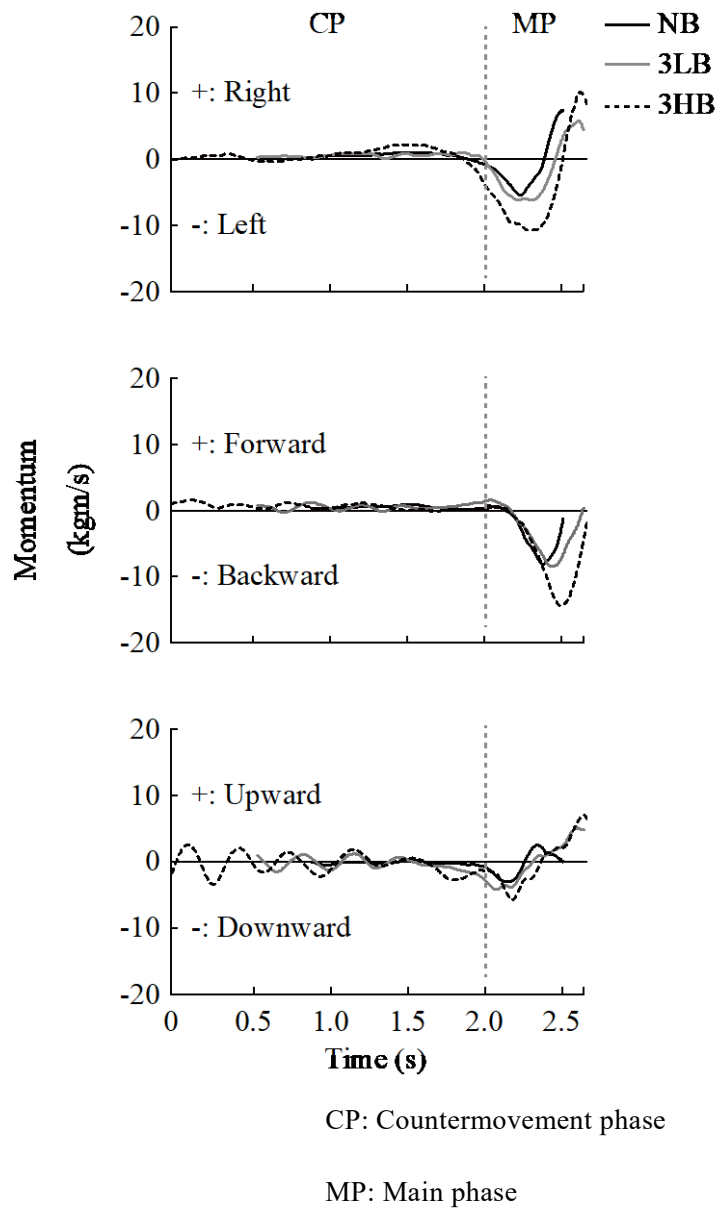


Fig. 22 Typical example of the linear momentum for NB, 3LB and 3HB.

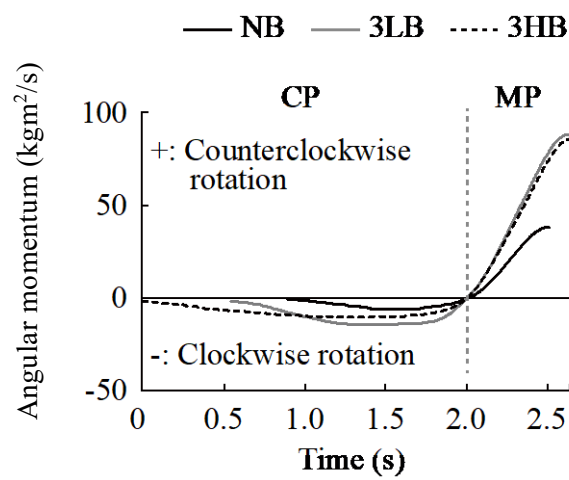


Fig. 23 Typical example of the angular momentum for NB, 3LB and 3HB.

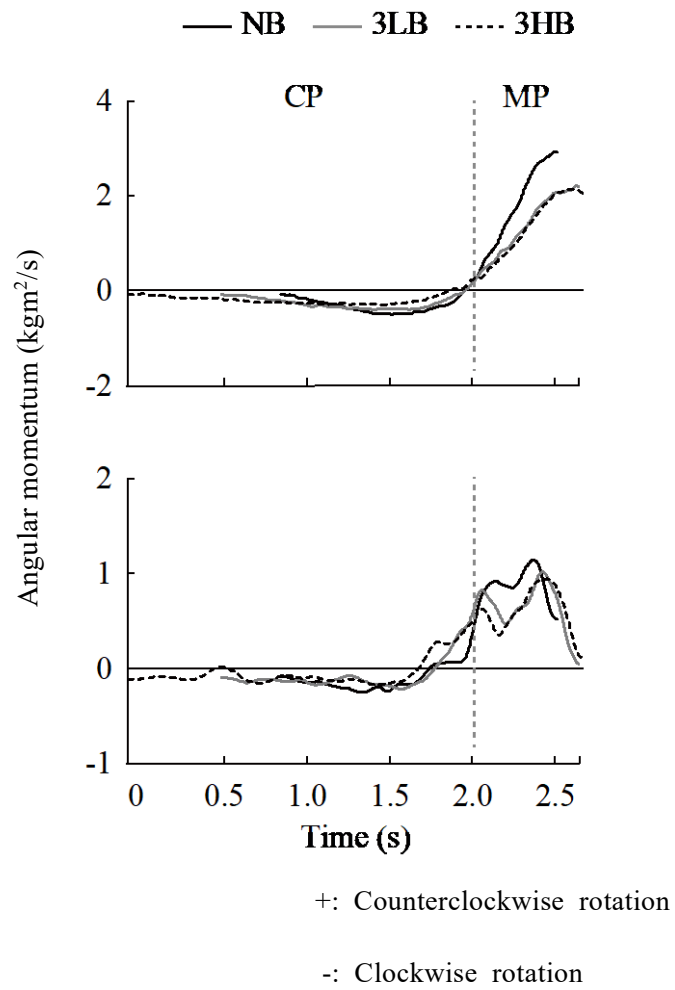
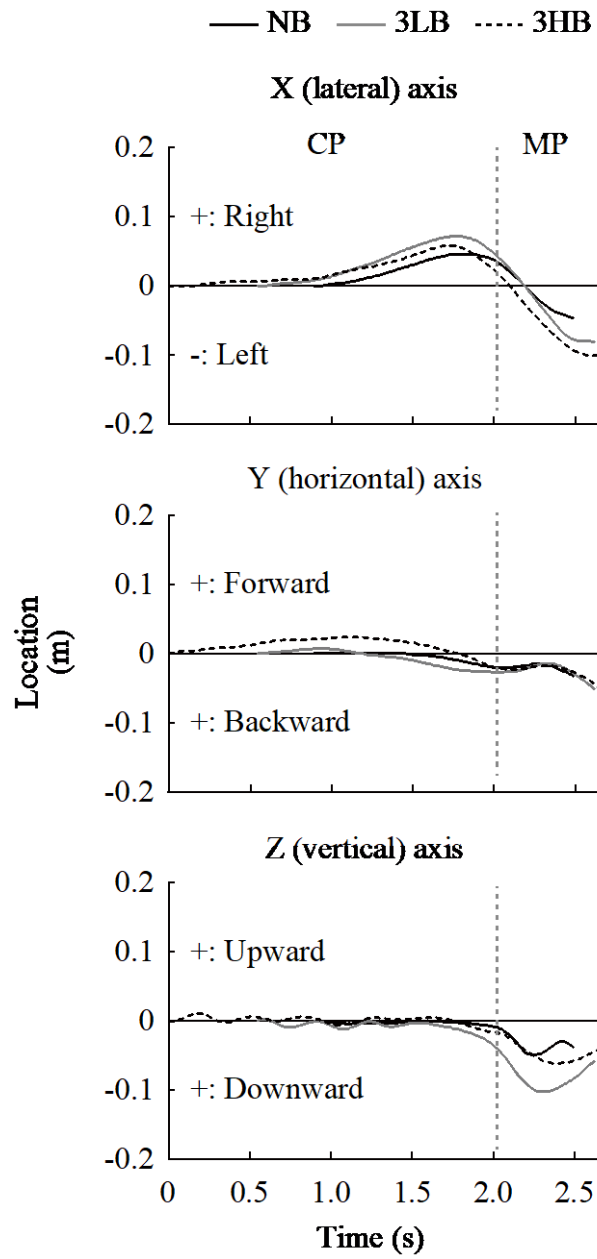


Fig. 24 Typical example of the angular momentum of upper trunk and pelvis for NB, 3LB and 3HB.



0 m: Location of center of mass that CP is started.

Fig. 25 Typical example of the location of center of mass for NB, 3LB and 3HB.

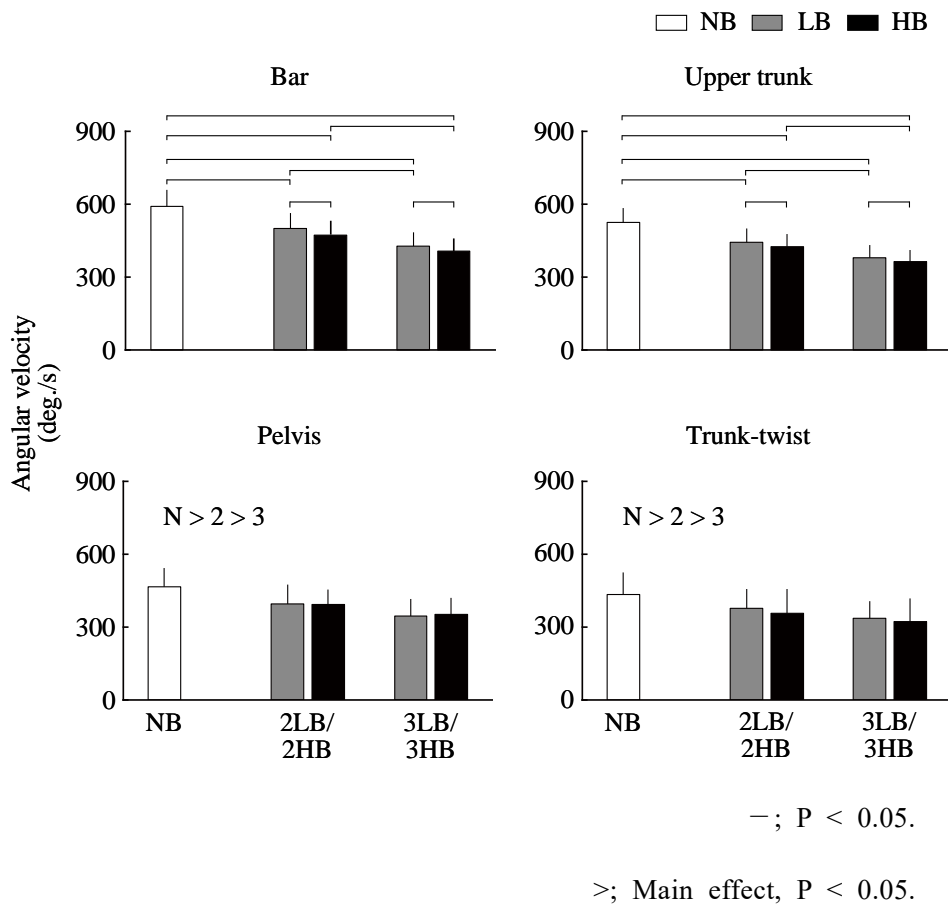


Fig. 26 Peak angular velocity of bar, upper trunk, pelvis, and trunk-twist in each bar.

ト間に有意な主効果が認められ、慣性モーメントの増大とともに有意に増大した ($P < 0.05$). 仕事においても、慣性モーメント間に有意な主効果が認められ、NB が 2LB/HB および 3LB/3HB より有意に小さかった ($P < 0.05$). トルク、仕事では LB-HB 間に有意差は認められなかった. また、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.

Fig. 28 に、体幹仮想関節における捻転トルクの角力積を示した. 交互作用が認められ、いずれの LB も HB より有意に高い値を示した ($P < 0.05$). また、LB および HB において慣性モーメントの増大とともに有意に大きな値を示した ($P < 0.05$).

Fig. 29 に、CP におけるバーの前後、左右および上下方向の運動量の最大値を示した. 左方向への運動量では、交互作用が認められ、2HB および 3HB が 2LB および 3LB よりそれぞれ有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$). また、3HB が NB より有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$). LB 間および、LB と NB との間には有意差が認められなかった. 右方向への運動量では、交互作用が認められ、2HB および 3HB が 2LB および 3LB よりそれぞれ有意に大きな値を示した ($P < 0.05$). また、3HB が NB および 2HB より有意に大きな値を示した ($P < 0.05$). LB 間および、LB と NB との間には有意差が認められなかった. 後方への運動量では、交互作用が認められなかったが LB-HB 間に有意な主効果が認められ、HB が LB より有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$). また、慣性モーメント間に有意な主効果が認められ、3LB/HB が NB より有意に大きな値を示した ($P < 0.05$). 前方への運動量では、交互作用が認められ、2HB および 3HB が 2LB および 3LB よりそれぞれ有意に大きな値を示した ($P < 0.05$). また、3HB が NB より有意に大きな値を示した ($P < 0.05$). LB 間および、LB と NB との間には有意差が認められなかった. 下方への運動量では、交互作用が認められ、2HB および 3HB が 2LB および 3LB よりそれぞれ有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$). また、バーの質量の増大に伴い有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$). LB 間および、LB と NB との間には有意差が認められなかった. 上方への運動量では、交互作用が認められ、2HB および 3HB が 2LB および 3LB よりそれぞれ有意に大きな値を示した ($P < 0.05$). また、2HB および 3HB が NB より有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$). LB 間および、LB と NB との間には有意差が認められなかった.

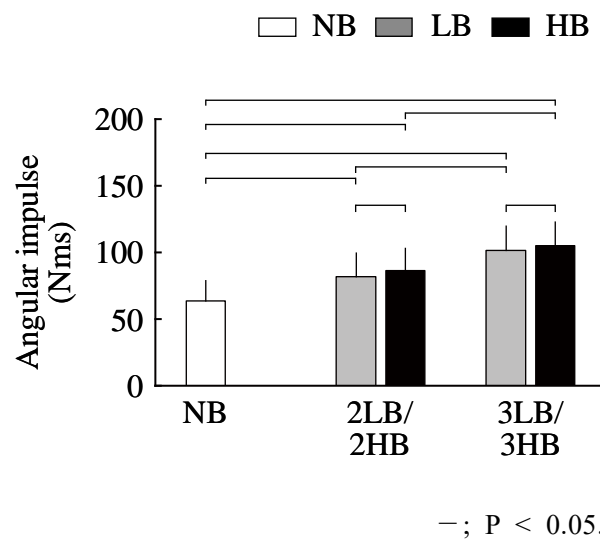
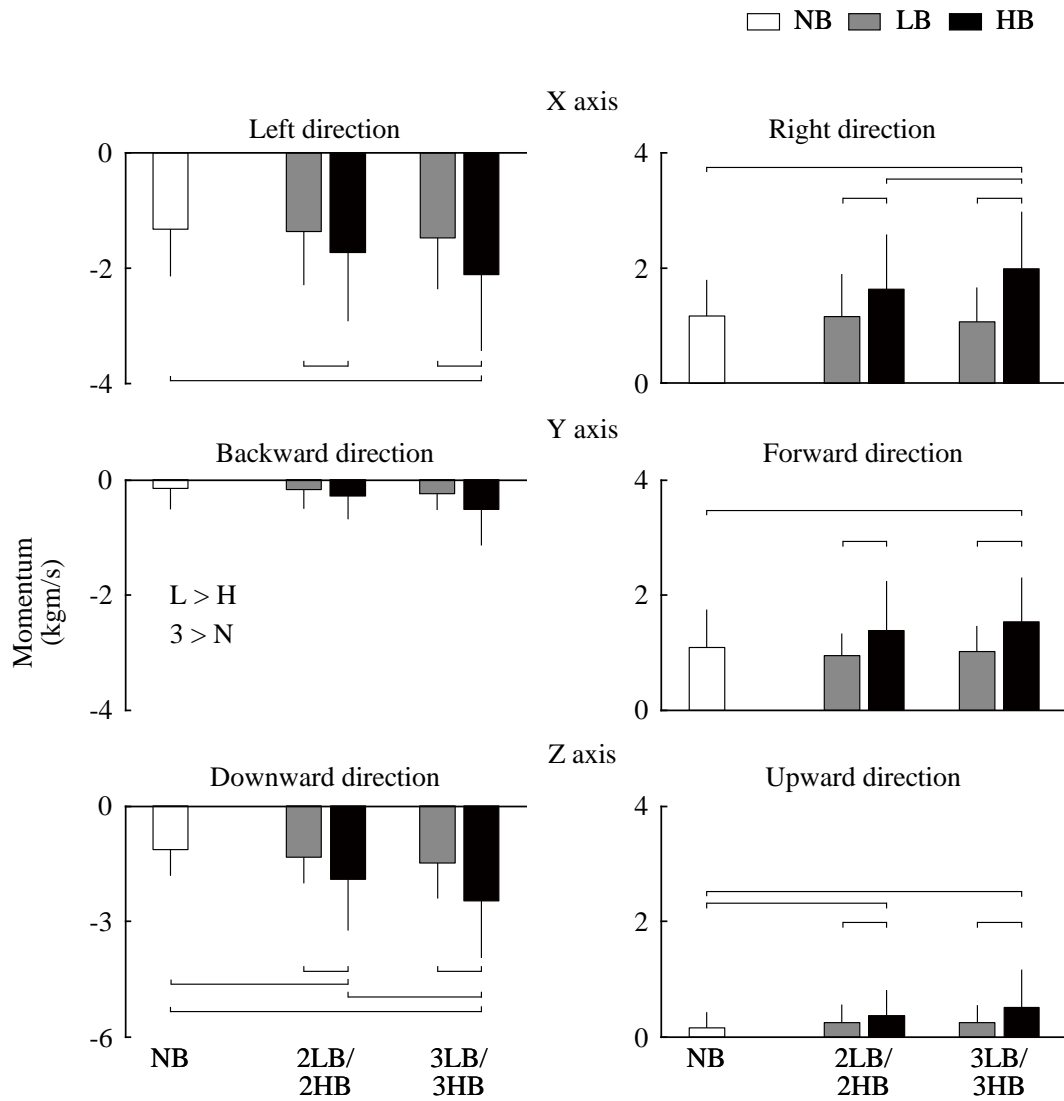


Fig. 28 Integrated value of trunk-twist torque in each bar.



—; P < 0.05.

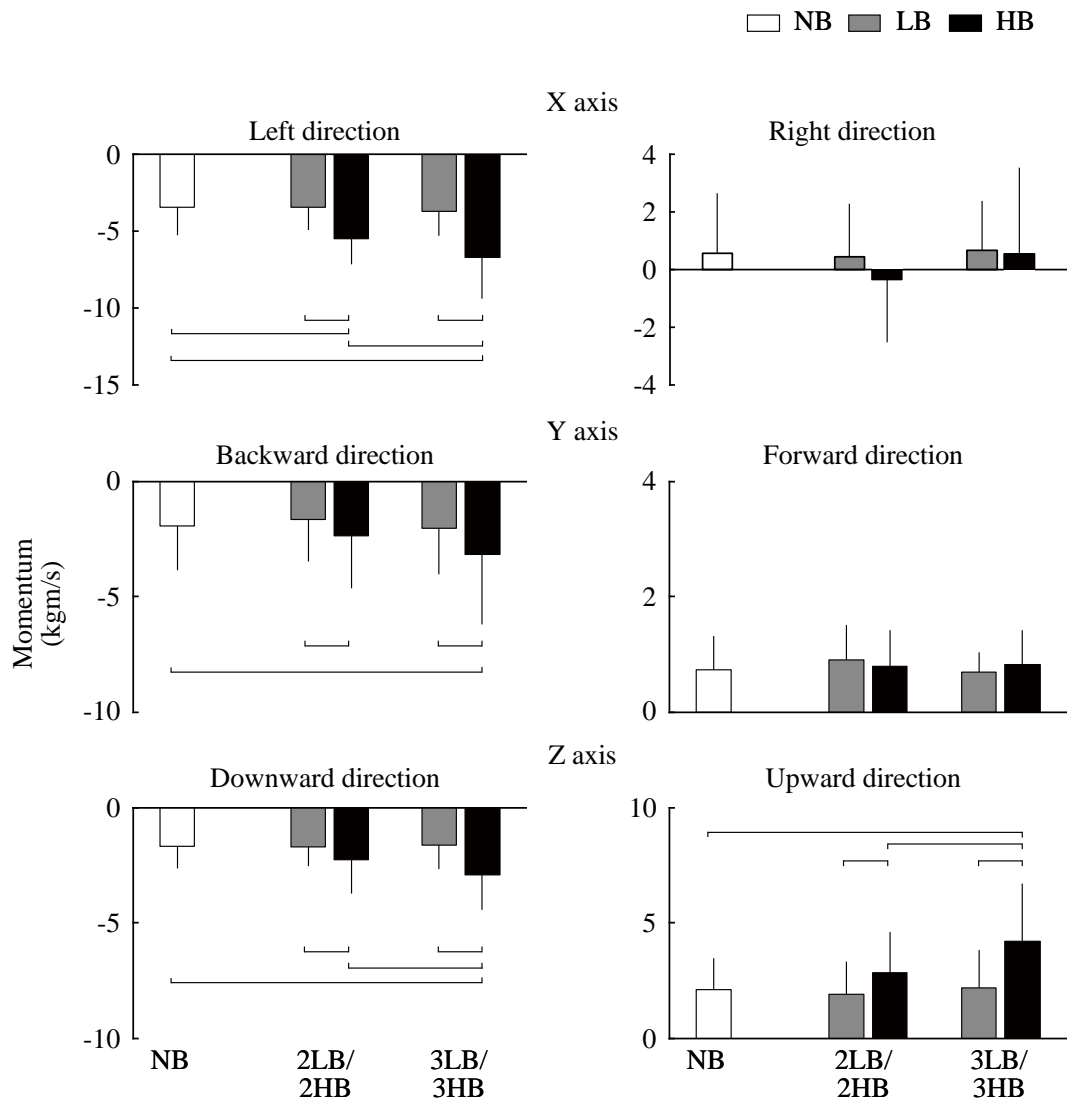
>; Main effect, P < 0.05.

Fig. 29 Peak value of lateral, horizontal and vertical momentum during the CP in each bar.

Fig. 30 に、MP におけるバーの前後、左右および上下方向の運動量の最大値を示した。左方向への運動量では、交互作用が認められ、2HB および 3HB が 2LB および 3LB よりそれぞれ有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$)。また、バーの質量の増大に伴い有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$)。LB 間および、LB と NB との間には有意差が認められなかった。右方向への運動量では、いずれの間にも有意差が認められなかった。後方への運動量では、交互作用が認められ、2HB および 3HB が 2LB および 3LB よりそれぞれ有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$)。また、3HB が NB より有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$)。LB 間および、LB と NB との間には有意差が認められなかった。前方への運動量では、いずれの間にも有意差が認められなかった。下方への運動量では、交互作用が認められ、2HB および 3HB が 2LB および 3LB よりそれぞれ有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$)。また、3HB が NB および 2HB より有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$)。LB 間および、LB と NB との間には有意差が認められなかった。上方への運動量では、交互作用が認められ、2HB および 3HB が 2LB および 3LB よりそれぞれ有意に大きな値を示した ($P < 0.05$)。また、3HB が NB および 2HB より有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$)。LB 間および、LB と NB との間には有意差が認められなかった。

Fig. 31 に、バー角運動量の最大値を CP および MP それぞれについて示した。CP では、交互作用が認められなかったが、慣性モーメント間に有意な主効果が認められ、慣性モーメント間の増大とともに有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$)。MP では、交互作用が認められ、2HB および 3HB が 2LB および 3LB よりそれぞれ有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$)。また、長さあるいは質量の増大とともに有意に大きな値を示した ($P < 0.05$)。

Fig. 32 に、MP における上脗および骨盤の角運動量の最大値を示した。上脗においては、交互作用が認められ、2LB および 3LB が 2HB および 3HB よりそれぞれ有意に大きな値を示した ($P < 0.05$)。また、長さあるいは質量の増大とともに、有意に小さな値を示した ($P < 0.05$)。骨盤においては、交互作用が認められなかったが、慣性モーメント間に有意な主効果が認められ、慣性モーメントの増大とともに、有意に小さな値を示した。



—; P < 0.05.

>; Main effect, P < 0.05.

Fig. 30 Peak value of lateral, horizontal and vertical momentum during the MP in each bar.

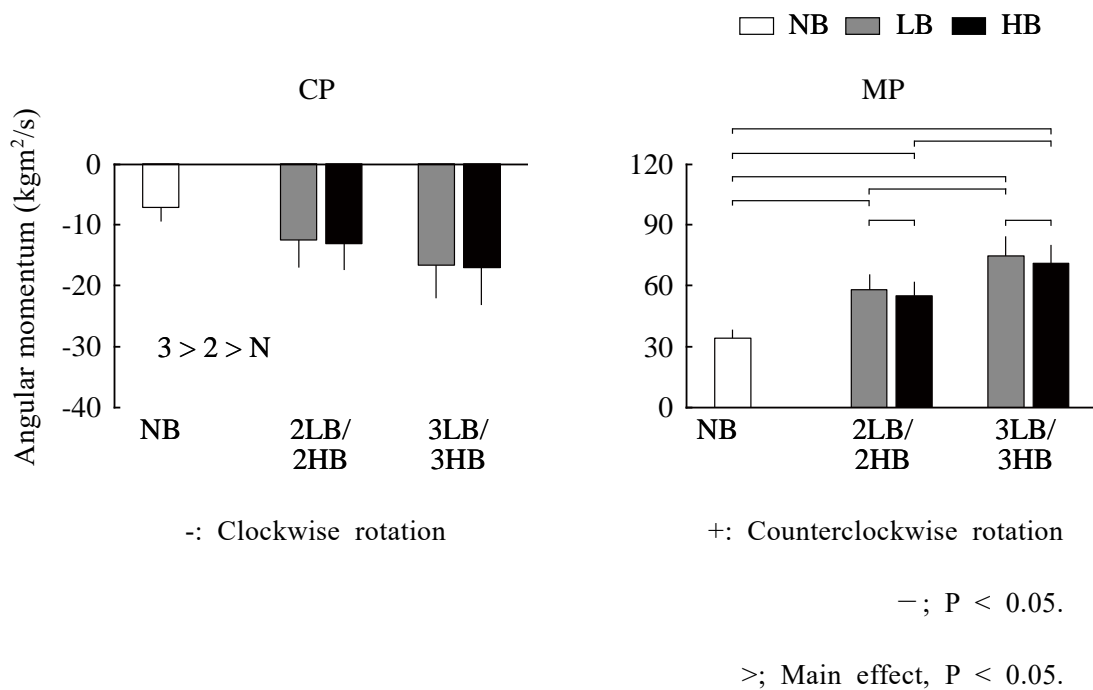


Fig. 31 Peak angular momentum of the bar during the CP and MP in each bar.

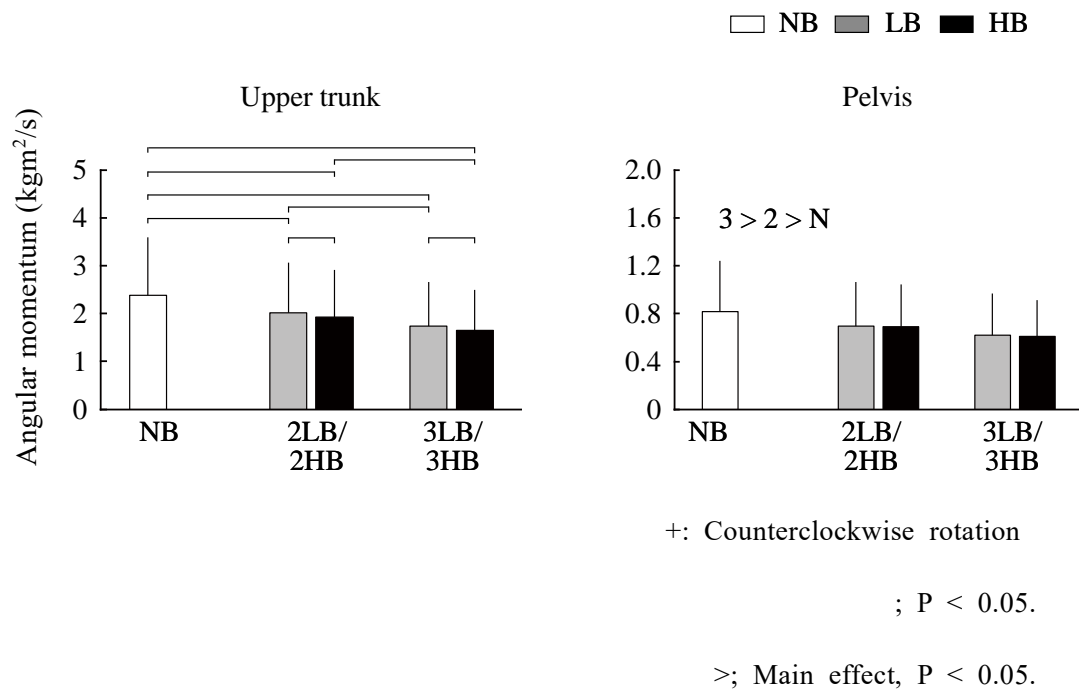


Fig. 32 Peak angular momentum of upper trunk and pelvis during the MP in each bar.

Fig. 33 に、CP 開始時の身体重心の位置を基準とした際の身体重心の変位について MP における最大値を示した。左方向においては慣性モーメント間に主効果が認められ、3LB/HB が NB より有意に大きな負の値を示した。LB-HB 間には有意差が認められなかった。右方向においては、慣性モーメント間に主効果が認められ、3LB/HB が NB より有意に大きな負の値を示した。LB-HB 間には有意差が認められなかった。前方および下方においてはともに、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。後方および上方に関しては対象者のうち 2 名のみにはしかみられなかったため省略した。

Fig. 34 に、CP における地面反力の力積を各軸ごとに示した。X 軸の力積をみると、左脚では交互作用が認められ、3HB が 3LB より有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$)。また、3HB が NB および 2HB より有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$)。LB 間および、LB と NB との間には有意差が認められなかった。右脚では交互作用が認められ、3HB が 3LB より有意に大きな値を示した ($P < 0.05$)。また、3HB が NB および 2HB より有意に大きな値を示した ($P < 0.05$)。さらに 3LB が NB および 2LB より有意に大きな値を示した ($P < 0.05$)。Y 軸の力積をみると、左脚および右脚ともに、交互作用が認められなかったが、LB 間に有意な主効果が認められ、HB が LB より有意に大きな正および負の値を示した ($P < 0.05$)。また、慣性モーメント間に有意な主効果が認められ、慣性モーメントの増大に伴い有意に大きな正および負の値を示した ($P < 0.05$)。Z 軸の力積をみると、左脚では交互作用が認められ、3HB が 3LB より有意に大きな値を示した ($P < 0.05$)。また、3HB が NB および 2HB より有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$)。さらに 3LB が NB より有意に大きな値を示した ($P < 0.05$)。右脚では交互作用が認められ、3HB が 3LB より有意に大きな値を示した ($P < 0.05$)。また、3HB が NB および 2HB より有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$)。LB 間および、LB と NB との間には有意差が認められなかった。

Fig. 35 に、MP における地面反力の力積を各軸ごとに示した。X 軸の力積をみると、左脚では交互作用が認められなかったが、慣性モーメント間に有意な主効果が認められ、慣性モーメントの増大とともに有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$)。LB-HB 間には有意差が認められなかった。右脚では交互作用が認められ、3HB が 3LB より有意に大きな値を示した ($P < 0.05$)。

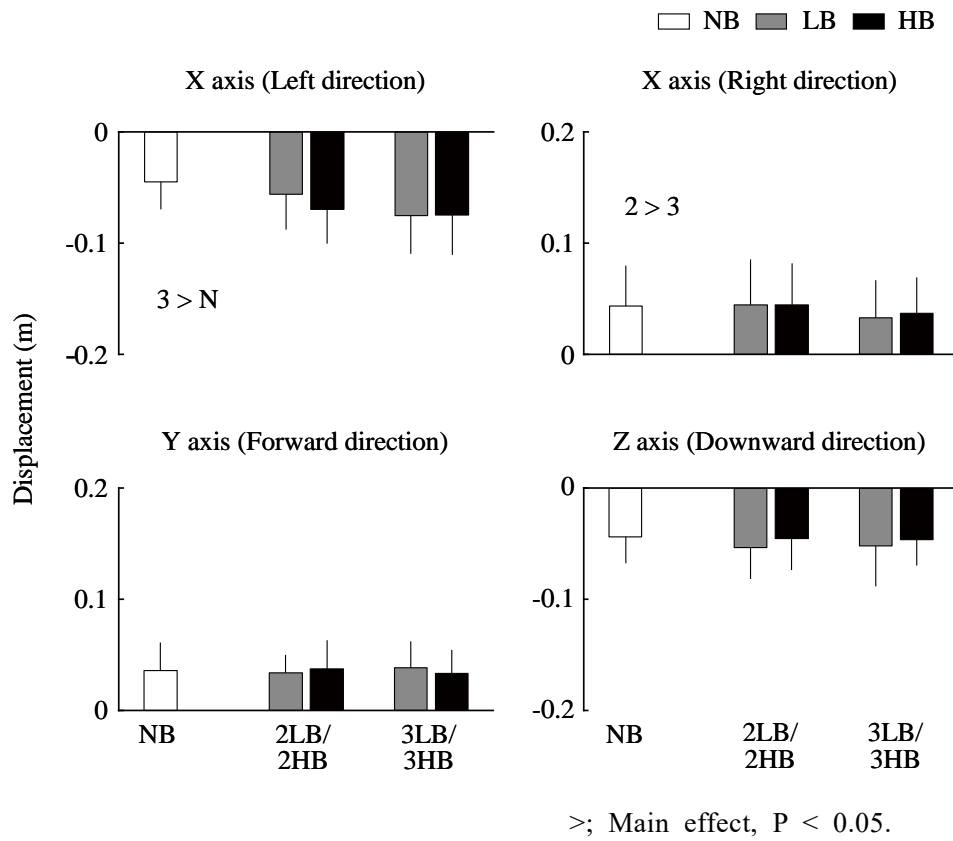
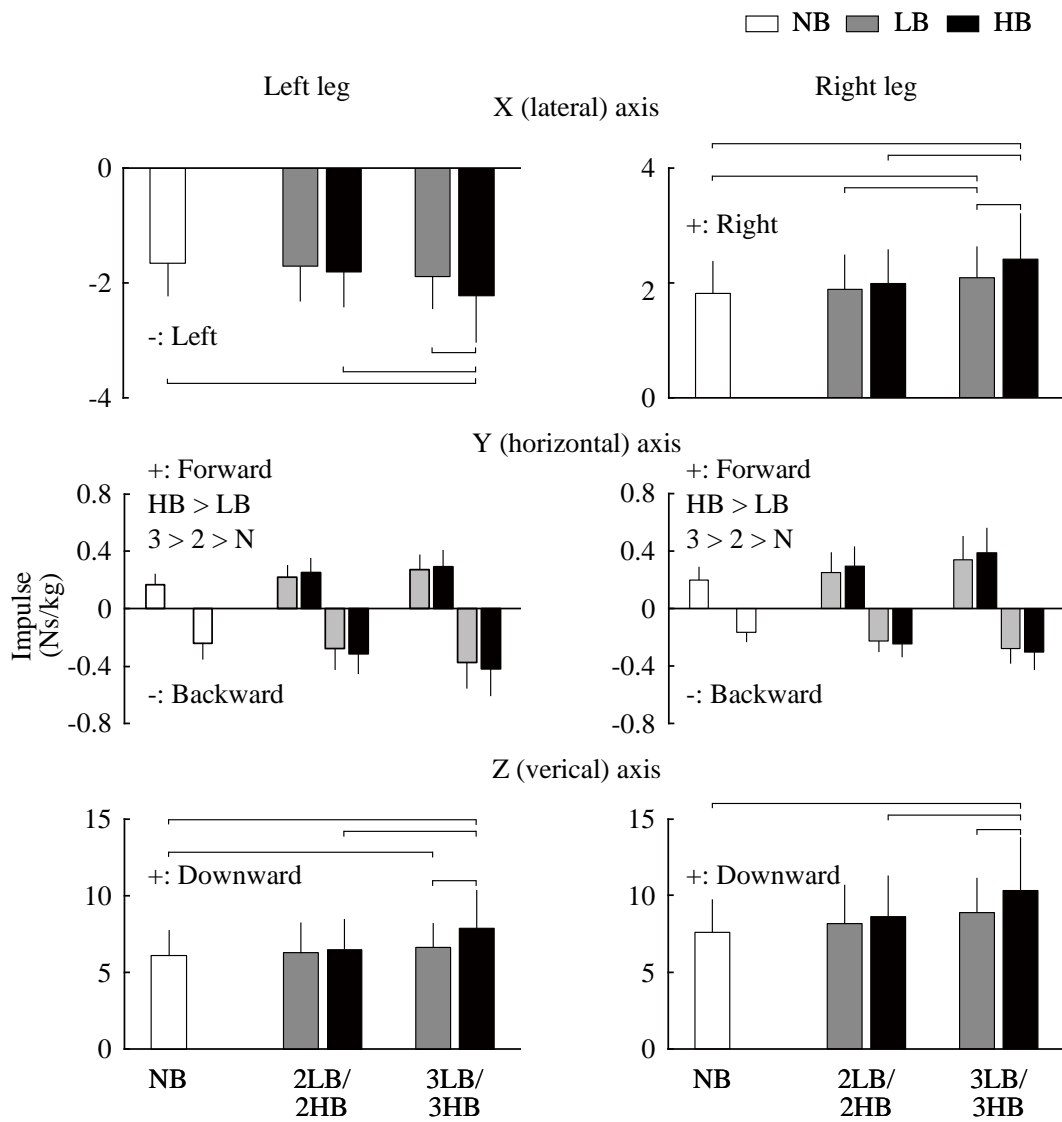


Fig. 33 The displacement of center of mass during the MP in each bar.



-; $P < 0.05$.

Main effect, $P < 0.05$.

Fig. 34 Lateral, horizontal and vertical impulse during the CP in each bar.

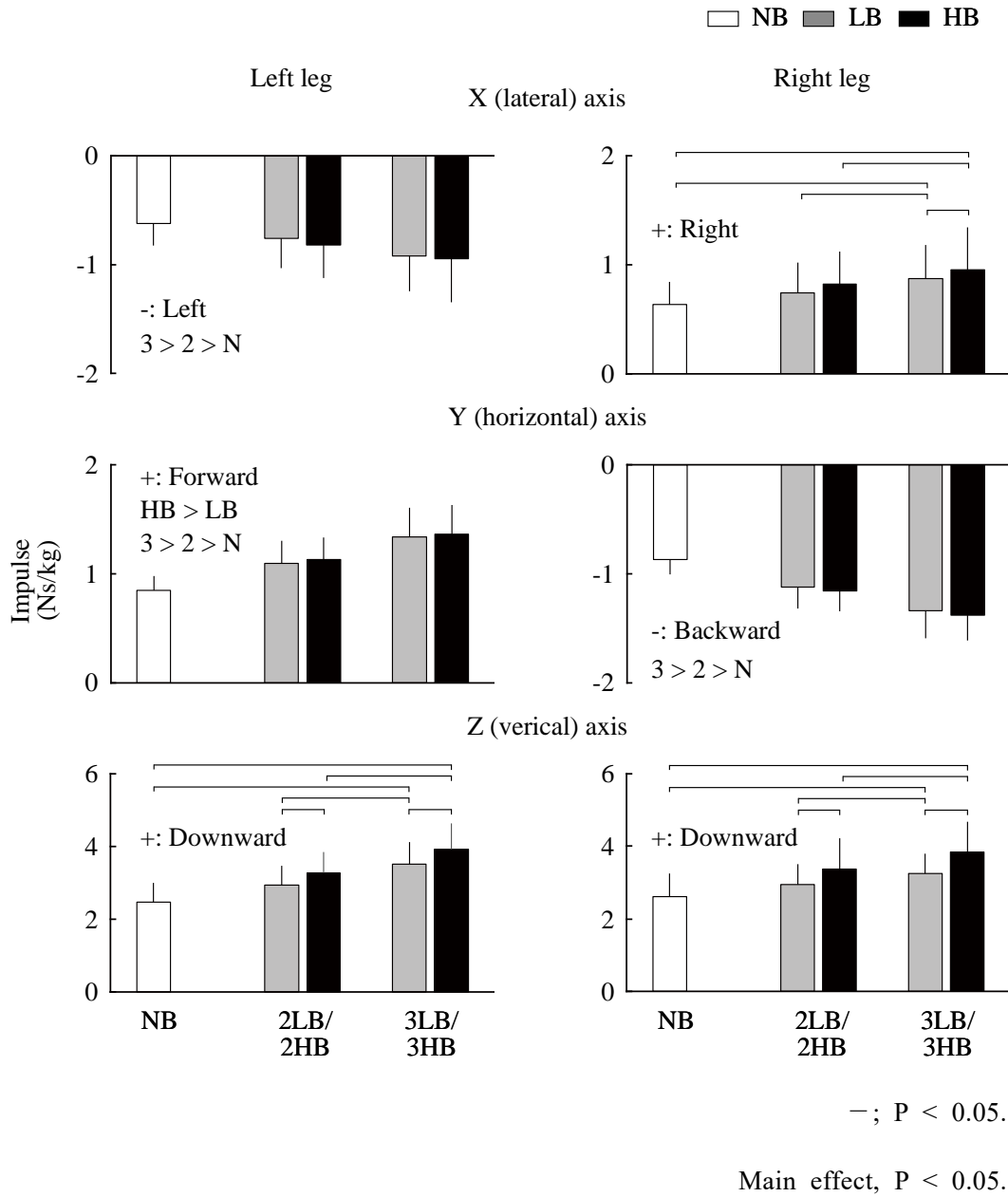


Fig. 35 Lateral, horizontal and vertical impulse during the MP in each bar.

また, 3HB が 2HB および NB よりも, 3LB が 2LB および NB よりも有意に大きな値を示した ($P < 0.05$). Y 軸の力積をみると, 左脚では交互作用が認められなかったが, LB-HB 間に有意な主効果が認められ, HB が LB より有意に大きな値を示した ($P < 0.05$). また, 慣性モーメント間に有意な主効果が認められ, 慣性モーメントの増大とともに有意に大きな値を示した ($P < 0.05$). 右脚では, 交互作用が認められなかったが, 慣性モーメント間に有意な主効果が認められ, 慣性モーメントの増大とともに有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$). LB-HB 間には有意差が認められなかった. Z 軸の力積をみると, 左脚および右脚ともに交互作用が認められ, 2HB および 3HB が 2LB および 3LB よりそれぞれ有意に大きな値を示した ($P < 0.05$). また, 3HB が NB および 2HB より有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$). さらに 3LB が NB および 2LB より有意に大きな値を示した ($P < 0.05$).

Fig. 36 に, 体幹仮想関節における捻転トルクの RTD の最大値を示した. 交互作用は認められなかったが, LB-HB 間に主効果が認められ, LB が HB に比べて有意に高い値を示した ($P < 0.05$). また, 慣性モーメント間に主効果が認められ, NB が 3LB/HB より有意に高い値を示した ($P < 0.05$).

Fig. 37 に, 骨盤と上胴の角速度差によって生じた体幹捻転角速度の負の最大値と RTD との相関関係を示した. これらの変数間には有意な負の相関関係がみられた ($P < 0.05$).

Fig. 38 に, それぞれのバーを使用した際の, 骨盤と上胴の角速度差によって生じた体幹捻転角速度の負の最大値を示した. 交互作用は認められなかったが, LB-HB 間に有意な主効果が認められ, LB が HB より有意に大きな負の値を示した ($P < 0.05$). 慣性モーメント間には有意差が認められなかった.

Fig. 39 に, 体幹捻転トルクパワーの負の最大値を示した. これらの変数間には有意な負の相関関係がみられた ($P < 0.05$). 交互作用は認められなかったが LB-HB 間に主効果が認められ, LB が HB に比べて有意に高い負の値を示した ($P < 0.05$). 慣性モーメント間には有意差が認められなかった.

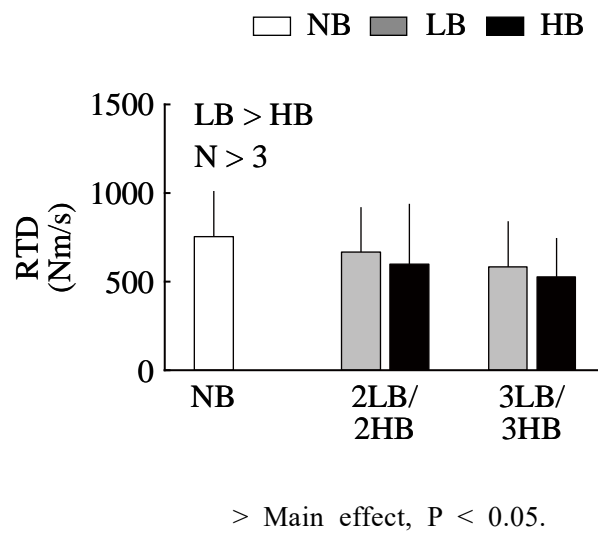


Fig. 36 Rate of torque development of trunk-twist in each bar.

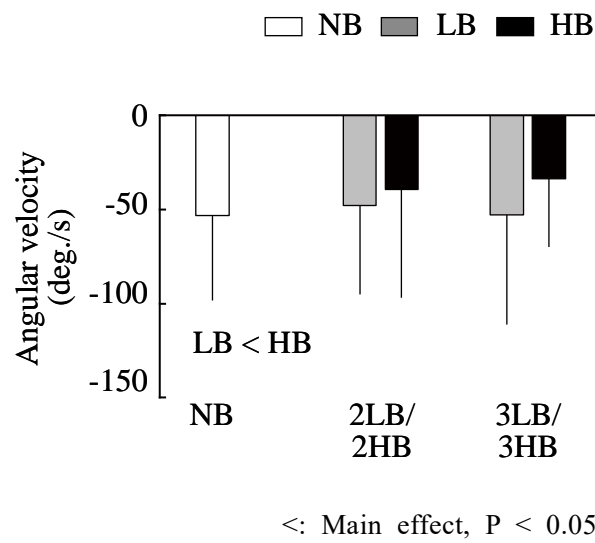


Fig. 38 Peak negative value of trunk-twist angular velocity arising from the difference of the angular velocity upper trunk and pelvis the in each bar.

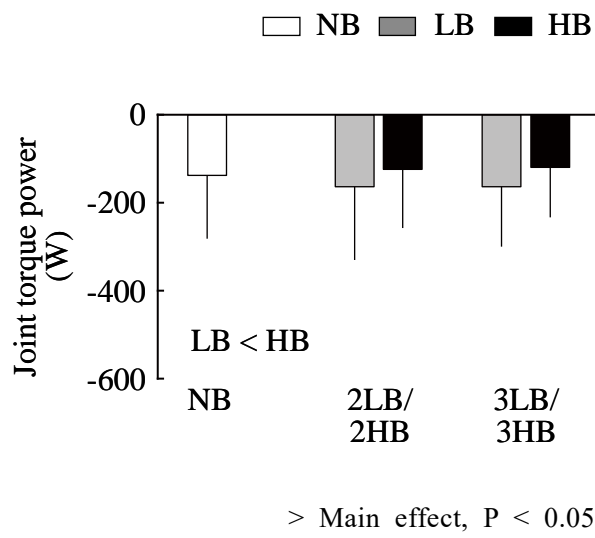


Fig. 39 Peak negative value of trunk-twist torque power in each bar.

4. 考察

本研究の目的は、バーの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捻転のキネティクス・キネマティクスの特性を明らかにすることであった。はじめに、慣性モーメントの増大に伴う変化について検討すると、バーや上脗、骨盤、体幹捻転の最大角速度は LB, HB ともに有意に低下した (Fig. 26)。一方、体幹捻転トルクおよびトルクパワーの最大値、正の仕事についてみてみると (Fig. 27)、トルクおよび仕事は慣性モーメントの高いバーの方が有意に高い値を示した。これは、慣性モーメントの増大に伴いバーを回転させるにくくなるために、体幹捻転筋群がより大きな力発揮をすることが求められるためであると考えられる。一方、研究課題 1-1 においては、バーの慣性モーメントの増大に伴うトルクの低下が認められており、本研究の結果とは異なっていた。本研究で用いたバーの慣性モーメントは NB が 3.33 kgm^2 で最も小さく、最も大きかったのが 3LB および 3HB の 10.00 kgm^2 であった。これは、研究課題 1-1 で実施した試技の中で最も慣性モーメントが小さかった条件 (10.36 kgm^2) より小さいものであった。これらのことを考慮すると、NB のように慣性モーメントが小さいバーでは、回転させるために必要な体幹捻転筋群の力発揮が小さくなるために、慣性モーメントがより大きい LB や HB に比べて小さな体幹捻転トルクを示したと考えられる。トルクパワーに関しては、慣性モーメントの増大に伴う変化が認められなかった。トルクパワーはトルクと角速度の積によって表される。本研究では、慣性モーメントの増大に伴いトルクは有意に大きくなったが (Fig. 27)、角速度は有意に小さくなったために (Fig. 26)、トルクパワーの有意な変化は認められなかった。

次に、LB と HB の間における各変数を比較した。バーおよび上脗の最大角速度は LB が HB より有意に高かった (Fig. 26)。しかし、体幹捻転の最大角速度、トルクおよびトルクパワーの最大値、正の仕事ではいずれにおいても、LB と HB の間に有意差は認められなかった (Fig. 26, 27)。このことから、発揮された体幹捻転トルクおよびトルクパワーの最大値という点では、LB と HB の間に違いはないことが示唆された。本研究で作成した LB と HB は、NB を基準として慣性モーメントを増大させたバーであるが、その慣性モーメントを決定する長さあるいは質量が異なる。バーの質量が増大すると、バーの角運動量だけでなく、バー重心の並進運動による運動量も増

大すると推察される。バーの角運動量をみてみると、MP において質量の増大に伴い有意に角運動量は増大した (Fig. 31)。また、MP におけるバー重心の並進運動による運動量をみてみると、対象者からみて左方、後方、上方に大きな運動量を示していた (Fig. 22)。運動量は運動中に物体がもつ勢いを表す (阿江・藤井, 2002)。これらの運動量の最大値を比較した結果、いずれにおいても HB が LB より有意に大きな値を示した (Fig. 30)。また、CP においてもほぼすべての方向に対して HB は LB より有意に大きな運動量を示していたことから (Fig. 29)、HB はバーの並進運動による身体への負荷が LB に比べて大きかったと考えられる。これに対して、CP 開始時の身体重心の位置を基準とした身体重心の変位の大きさをそれぞれのバーで比較した結果、変位の大きさに有意差は認められなかった (Fig. 33)。このことを考慮すると、HB は LB と比べて、バー重心の並進運動による運動量によって、身体重心の変位が変化しやすくなると考えられるが、身体重心の変位は LB よりも大きくなかったことから、バーの並進運動による運動量が身体で制御され、身体が安定した状態でバーが回転されていると考えられる。さらに、体幹捻転トルクの時間積分値である角力積をみてみると、いずれの HB も LB に比べて有意に大きい値を示した (Fig. 28)。関節トルクの時間積分値である角力積は、局面中に関節が発揮したトルクの総量である。関節トルクの大部分は筋の張力によって発揮されるため、角力積は関節に作用する筋張力の総和として考えることができる (真鍋ほか, 2004)。したがって、HB は LB と比べて、バーを回転させるために要したトルクの総量が大きい、すなわち、体幹捻転筋群が発揮した力の総量が大きいと考えられる。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が活動する (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、バーの質量増大によって回転方向に対する慣性モーメントが増大するため、体幹を捻転させる筋群の活動が増大するとともに、バーの並進運動による負荷も増大することから、捻転時における体幹を安定させる筋の活動も大きくなる必要があると推察できる。後者においては、質量増大という HB に特異的な変化によるものであることから、HB が LB より大きな角力積を示したのは体幹の安定化に作用する筋群の活

動が増大した影響によるものであると考えられる。これらのことを考慮すると、HB において身体重心の変位が増大しなかった理由として、捻転時の安定化に作用する筋群の活動が増大したことにより、バーの回転時においても体幹が安定した状態を維持できたためと考えられる。以上のことから、HB は LB と比較して、捻転時の体幹の安定化に作用する筋群の活動の増大による捻転トルクの角力積が大きく、これによってバーの並進運動による大きな負荷を体幹で制御していたことが示唆された。

ただし、試技における地面反力の波形から、本研究のように時計回りに反動をつけ反時計回りに全力でバーを回転させるバツイストにおいては、左脚では左前方へ地面を押す力が、右脚では右後方へ地面を押す力が働いていることがわかる (Fig. 21)。MP における地面反力の力積の値をみると、左脚が左方および前方に発揮した力積および右脚が右方に発揮した力積は、いずれも HB の方が LB より有意に大きな値を示した (Fig. 35)。また、CP においてもほぼすべての方向に対して HB では LB より有意に大きな力積を示していたことから (Fig. 31)、HB を回転させる際には LB より大きな力積を獲得していることが推察される。このことは、体幹を含めた身体全体によって、バーの並進運動を制御している可能性を示唆するものである。また、先行研究では本研究で用いた質量よりさらに大きな質量を用いている (Poór et al., 2017)。過度な質量を用いた場合には、バーの並進運動による運動量を制御するために、下肢のはたらきも重要になることが推察される。今後は、体幹捻転筋群の筋活動に加えて、下肢のキネティクス・キネマティクスの変数から、より詳細に検討していくことが必要である。

一方、LB では HB に比べてバーの水平・鉛直方向の運動量が小さく (Fig. 29, 30)、体幹捻転トルクの角力積も小さかったことから (Fig. 28)、HB と比べてバーの並進運動による身体への負荷が小さいと考えられる。その一方で、バーの角運動量が HB より有意に大きかったことから (Fig. 31)、HB と比べてバーの回転方向への負荷が強調されていると推察される。また、バーの最大角速度が有意に大きく (Fig. 26)、その到達時間も有意に短かったことから (Table 11)、LB では HB に比べて、体幹捻転トルクが短時間で大きく立ち上がっている可能性が考えられる。そこで、体幹捻転トルクを時間微分することによって、体幹捻転トルクの RTD (Rate of torque

development) を算出し LB と HB で比較した。その結果、LB は HB より有意に高い RTD を示した (Fig. 36)。この結果が、MP における上脗セグメントおよびバーの角運動量において LB が HB より大きな値を示した (Fig. 31, 32) ことに影響していたと考えられる。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 (Asmussen and Bonde-Petersen, 1974; 高松ほか, 1991)、筋の増強効果 (Bosco et al., 1981; Komi, 1984) などが発揮されるトルクやトルクパワーの増大に貢献している (Enoka, 1996)。また、この SSC 運動による筋の活性水準やそれに伴う出力の増大は、筋の伸張速度に依存することが報告されている (Aura and Komi, 1986; Cavagna et al., 1968)。本研究では、反時計回りにバーを回転させることに先立って、時計回りに反動動作を実施している。反動動作の局面である CP における体幹捻転の角度および角速度は負の値へ推移している (Fig. 20) ことから、この局面では体幹が時計回りに捻転していることが推察できる。さらに、この体幹の捻転角度および角速度は CP から MP に移行する部分において、さらに大きく負の方向へ推移している (Fig. 20)。この地点において、体幹捻転を構成する骨盤と上脗の角度および角速度をみても、骨盤の角速度は上脗に比べて大きな正の値を示し、その角度も上脗よりも早い時点で正の方向へ推移していた (Fig. 19)。これらのことを考慮すると、体幹筋群の伸張は、回転方向と逆方向への反動動作と、回転方向の切り替え付近における骨盤と上脗の角速度差の 2 つの要因によって行われ、特に後者の影響が顕著である可能性が考えられる。そこで、この骨盤と上脗の角速度差によって生じる体幹捻転の負の角速度の最大値と体幹捻転トルクの RTD との間の相関を検討した結果、有意な負の相関関係がみられた (Fig. 37)。このことから、捻転角速度の負の値が大きい、すなわち体幹捻転筋群が素早く伸張されている程、SSC 運動の効果によって筋の活性水準が高まり、高い RTD の獲得に繋がっている可能性が考えられる。さらに、この骨盤と上脗の角速度差によって生じる体幹捻転角速度の大きさについて LB と HB で比較した結果、LB の方が HB より有意に大きな値を示した (Fig. 38)。したがって、LB では骨盤と上脗の角速度差によって生じる体幹捻転筋群の伸張速度が HB より高いために、HB に比

べて大きな RTD を示したと考えられる。一方、骨盤と上胴の角速度差による体幹捻転角速度は、慣性モーメント間においては有意差が認められなかった。このことは、体幹捻転筋群を最も素早く伸張させることのできるバーの慣性特性には個人差があることを意味していると考えられる。以上のことから、LB は HB と比較して、捻転時に生じる骨盤と上胴の角速度差による SSC 運動が生じやすくなるために、体幹捻転トルクの RTD が大きくなり、バーの角速度をより高くかつ短時間で立ち上げていたことが示唆された。

本研究から得られた結果から、LB と HB を用いた際の体幹捻転のキネティクス・キネマティクスの特性は異なることが示された。慣性モーメントの増大に伴い、体幹捻転トルクが増大したことから、バーツイストを実施する際には LB あるいは HB を用いることによって、体幹捻転筋群に大きな負荷をかけることができると考えられる。しかし、HB においては質量の増大に伴い、バーの回転方向だけでなく、バーの水平・鉛直方向に対する負荷も大きくなっていった。体幹捻転トルクの角力積が大きかったことを考慮すると、バーの並進運動を体幹筋群が制御していた可能性がある。したがって、体幹を捻転させる筋群だけでなく、体幹捻転中の体幹の安定化に作用する筋群に対しても大きな負荷を与える際には、HB を用いることが有効であると考えられる。一方、LB においては長さの増大に伴い、バーの回転方向への負荷は増大するものの、バーの水平・鉛直方向の負荷が小さかったために、HB と比べてバーの回転方向への負荷が強調されていると考えられる。また LB では、バーの回転方向の切り替え付近において、骨盤と上胴の角速度差によって生じる体幹捻転角速度の負の値が大きかったことから、体幹捻転筋群がより素早く伸張され SSC 運動の効果によって体幹捻転トルクの RTD が増大していた。このことから、体幹捻転の SSC 運動の効果を高めるためには、LB を用いることがより有効である可能性が考えられる。一方、本研究では、バーの回転方向の転換付近において体幹捻転トルクパワーが大きな負の値を示していた (Fig. 20)。このとき、体幹捻転トルクは正、体幹捻転角速度は負の値を示していたことから、体幹を反時計回りに捻転させる筋群がエキセントリックな筋収縮をしていたことが推察される。この体幹捻転トルクパワーの負の最大値は、LB の方が HB より有意に高かったことから (Fig. 39)、LB を用いた際には、HB よりも大きな伸張性負荷が生じていたと考えられる。その

ため, LB を用いる際には捻転時における腰部の怪我が生じる危険性が増えることが予想されるために, 傷害予防に十分配慮することが必要である.

5. 要約

本研究は、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捻転のキネティクス・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。ソフトテニス選手 7 名、野球選手 6 名および陸上競技投擲選手 7 名からなる男子学生 21 名を対象に、反動動作を用いて行うバーツイストを長さあるいは質量の異なる 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) 慣性モーメントの増大に伴い体幹捻転トルクが増大した。
- (2) 質量を増大させたバーでは、バーの角運動量に加えてバー並進運動による運動量が増大し、体幹捻転トルクの角力積が長さを増大させたバーに比べて大きかった。
- (3) 長さを増大させたバーでは、骨盤と上胴の角速度差による体幹捻転の負の角速度および体幹捻転トルクの RTD が質量を増大させたバーに比べて大きかった。

以上の結果から、バーツイストにおいては、用いるバーの慣性モーメントが質量の増大に起因する場合には、体幹を捻転させる筋群および体幹捻転中の体幹の安定化に作用する筋群へ総合的に大きな負荷をかけることができることが示唆された。一方、長さの増大に起因する場合には、体幹捻転の SSC 運動による効果によって捻転トルクを素早く立ち上げることができることが示唆された。

第 6 章 総合考察

各種の投運動や打運動においては、SSC 運動を伴う体幹捻転運動が遂行され、パフォーマンスの獲得に貢献していること (石井, 2009; 蔭山ほか, 2014; 宮西・櫻井, 2009), 体幹は筋が占める割合が多く (Abe et al., 2003), 大きな力学的エネルギーを産み出すことができること (阿江・藤井, 2002) などが報告されている. これらのことから, 投運動や打運動の競技パフォーマンスを向上させる上では, SSC 運動を伴う体幹捻転トルクおよびトルクパワーの発揮能力やそれに伴う SSC 運動の遂行能力を改善することが重要な要因の一つと考えられる. SSC 運動の遂行能力を改善するためのトレーニング方法としてはプライオメトリクスがあり, 体幹捻転における手段としてパーツリストが挙げられる (Radcliffe and Farentinos, 1999). 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特性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; Taube et al., 2012) が報告されている. したがって, パーツリストを実施する上でも, 体幹捻転筋群の活動状態やトルクおよびトルクパワー発揮の変化を示す必要がある (研究課題 1-1). また, 体幹捻転運動における SSC 運動の遂行能力をトレーニングによって向上させることができれば, 発揮されるトルクおよびトルクパワーの増大を通じて SSC 運動が内在する投運動や打運動のパフォーマンスが向上されると予想される (研究課題 1-2). さらに, パーツリストにおいては, バーの回転方向に対する負荷 (慣性モーメント) を, 長さあるいは質量の大きさによって変化させることができる. 長さをそのままに, バーの質量のみを増大させた場合には, バーの回転方向だけでなく, 水平・鉛直方向への負荷も増大する. 一方で, 質量をそのままに, バーの長さのみを増大させた場合には, バーの回転方向に対する負荷のみが大きくなるのが予想される. このように, 異なる方法にてバーの慣性モーメントを変化させた場合には, 体幹捻転のキネティクス・キネマティクスの特性が異なると考えられる (研究課題 2).

以上の研究課題を解決することによって、プライオメトリクスを効果的・合目的に実施する上で必要なエクササイズのキネティクスの情報やエクササイズの負荷特性を明らかにでき、実際のトレーニング現場においてバーツイストを実施するために必要なこれらの観点を提供できると考えられる。そこで本研究では、体幹捻転運動におけるプライオメトリクスとしてバーツイストを実施する際の原則を示すことを目的とした。

1. 体幹捻転運動における SSC 運動の効果とそのトレーナビリティ

研究課題 1-1 では、体幹捻転筋群の活動状態やそれによって発揮されるトルクおよびトルクパワーの特性を SSC 運動の有無や付加質量の相違から明らかにした。時計回りに反動をつけた後、反時計回りにバーを回転させる条件 (SSC 条件) および反動をつけずにバーを反時計回りに回転させる条件 (CON 条件) の 2 条件、バーの回転方向に対する付加質量を 3 種類 (0 kg, 10 kg, 20 kg) 設け、バーの運動が水平面上の回転に制限されるマシンを用いてバーツイストを実施した。その結果、左右肋骨下端中点に設けた体幹仮想関節における捻転トルクおよびトルクパワーの最大値はいずれも SSC 条件が CON 条件に比べて有意に大きかった (Table 5)。また、バーが反時計回りに回転し始める地点において、SSC 条件では CON 条件よりも大きな捻転トルクが発揮されていた (Fig. 10)。これらのことを考慮すると、SSC 条件では反動動作による SSC 運動によって、バーを反時計回りに加速させる地点から大きなトルクを発揮でき、トルクやトルクパワーの最大値も高めることができたと考えられる。また、SSC 条件における体幹捻転筋群の筋活動をみても、体幹を反時計回りに捻転させる際の主働筋である外腹斜筋右側、広背筋左側において、バーが反時計回りに回転する前に筋活動が高まっていた (Fig. 12, 13)。これは、主動作の前にこれらの筋群が予備緊張によって活性化したことを示すものであり、SSC 条件における体幹捻転トルクの立ち上がり (Fig. 10) に影響していたと推察される。付加質量の増大における変化に関しては、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とから、研究課題 1-1 で用いた付加質量の範囲では、付加質量の相違による影響が SSC 条件に

特異的なものではないと示唆された。回転方向の負荷の大きさを示す慣性モーメントの増大は、バーを回転させにくくなることを意味するために、付加質量の増大によって体幹捻転筋群がより大きな力発揮をして大きなトルクを産み出すことが必要になることが予想される。しかし、付加質量の増大に伴う体幹捻転トルクの最大値の増大はみられなかった (Table 5)。3 種類の付加質量のうち、0 kg の試技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た (Fig. 11)。これに対して、10 kg および 20 kg の試技においては上胴と骨盤がほぼ同速度で反時計回りに回転し始めていた (Fig. 11)。このことから、10 kg および 20 kg の試技では、骨盤と上胴の角速度差によって生じる SSC 運動を起こしにくい状態になっていたために、発揮されるトルクが増大しなかったと考えられる。付加質量の増大に伴う体幹捻転筋群の筋活動の変化を検討した結果、付加質量間による筋活動の大きさの違いはほとんどみられなかった (Fig. 13)。付加質量の増大によって捻転トルクおよびトルクパワーが低下した一方で、体幹捻転筋群の筋活動が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。以上の結果から、体幹捻転運動では SSC 運動を伴うことによって、主動作開始前における体幹捻転筋群の活動が高まり、発揮されるトルクやトルクパワーが増大されることが示された。また、この SSC 運動によるトルクおよびトルクパワーの増大は付加質量が増大した際にも同様にみられた。しかし、付加質量の増大とともに発揮されるトルクおよびトルクパワーは低下することが明らかになった。

研究課題 1-2 では、SSC 運動を強調した体幹捻転トレーニングによる SSC 運動の効果に関する縦断的変化を明らかにした。定期的な運動習慣のない男性 5 名を対象に、研究課題 1-1 で用いたマシンを用いて SSC 運動を強調したバーツイストトレーニングを週 3 回 8 週間実施し、体幹筋横断面積や体幹捻転トルクおよびトルクパワーの発揮能力、SSC 運動が内在する投運動や打運動のパフォーマンスの変化について検討した。MRI 装置を用いて体幹の横断面を撮像し、体幹筋群の横断面積を算出した結果、捻転方向に大きなトルクを生み出す腹斜筋群

(Kumar et al., 2003; McGill, 1991; 大久保・金岡, 2009) において有意な増大が認められた (Table 9). このことはバツイストが腹斜筋群に特に大きな負荷を与えるエクササイズであることを示すものである. バツイストにおける体幹捻転トルクおよびトルクパワーの発揮能力の変化を検討するために, 0 kg, 10 kg, 20 kg の付加質量で反動動作を用いたバツイストを実施した結果, 0 kg においてのみ体幹捻転トルクおよびトルクパワーが有意に増大した (Table 7). これは, トレーニングの際に用いた負荷が比較的軽量であったことにより (Table 6), トレーニングの速度特異性が関与していることが示唆される. また, 3.18 kg のボールを用いたメディスンボールサイドスローの投距離の変化を検討した結果, 反動動作を用いた試技においてのみ有意に投距離が増大した (Fig. 15). この結果は, 実施したトレーニングと運動形態が類似していたことが影響していると考えられる. 投運動および打運動のパフォーマンスの変化として, ピッチングにおける球速, バットスイングおよびラケットスイングにおける打具のヘッドスピードの変化を検討した結果, ピッチングにおいては有意に球速が向上した (Fig. 16). この要因として, 高い球速を獲得する上で重要な上胴の角速度 (高橋ほか, 2005) が各対象者において高くなっていたことが影響していると考えられる (Fig. 17). 一方, バットおよびラケットスイングにおけるヘッドスピードはトレーニングによる有意な変化が認められず (Fig. 16), 上胴や体幹捻転, 骨盤の角速度の変化にも個人差が認められた (Fig. 17). 野球の打撃動作においては, 関節トルクによる成分が動作の前半において, 運動依存項による成分が動作の中盤からインパクトにかけてバットヘッドスピードの獲得に貢献し, その貢献度もほぼ運動依存項に起因する (Koike and Mimura, 2016abc). また, 体幹捻転トルクはボールインパクト時のバットヘッドスピードの獲得に大きな正の貢献を示すが, その貢献の作用は動作の前半に最も大きく, その後はほとんど貢献しないと示唆されている (Koike and Mimura, 2016ac). これらのことから, トレーニング試技における体幹捻転トルクの発揮特性と打撃動作における体幹捻転トルクの発揮特性が異なっていたために, トレーニング効果が生じにくかった可能性が考えられる. ラケットスイングにおけるヘッドスピードにおいて有意な増大が認められなかった理由としても, 上述の野球の打撃動作同様に, 体幹捻転トルクの発揮特性が関係している可能性が推察される. また, テニスのフォアハンドストローク

においては、スタンスの取り方によって体幹捻転角速度の時系列的変化に違いがあることが知られており (Knudson and Bahamonde, 1999), トレーニング試技とラケットスイング試技におけるスタンスの違いがトレーニング効果に影響していた可能性も考えられる。これらのことから、SSC 運動を強調したバーツイストトレーニングは、体幹捻転の主働筋の筋横断面積の増大、バーツイストにおける体幹捻転トルクおよびトルクパワーの増大、SSC 運動が内在するメディスンボールサイドスローや投運動パフォーマンスの能力の向上に影響する可能性が示唆された。

以上の 2 つの小課題における結果から、体幹捻転運動における SSC 運動の効果は、体幹捻転筋群における筋活動の増大に伴い、発揮される捻転トルクおよびトルクパワーの増大に影響することが示された。また、この捻転トルクおよびトルクパワーは、トレーニングによって増大し、SSC 運動を伴う運動パフォーマンスを特異的に改善させることが可能であることが示唆された。

2. バーの長さあるいは質量を増大させた際の体幹捻転のキネティクス・キネマティクスの特性

研究課題 1-1 および 1-2 の結果から、体幹捻転運動における SSC 運動は体幹捻転筋群における大きな捻転トルクおよびトルクパワーの発揮に重要であること、このトルクおよびトルクパワー発揮能力や SSC 運動の遂行能力がトレーニングによって改善可能であることが示唆された。これらの課題においては、体幹の捻転運動における SSC 運動の効果を検討するために、バーの運動を水平面上の回転に制限したマシンを用いてバーツイストを実施した。一方で、実際のトレーニング現場ではウェイトトレーニングで使用されるバーを用いたバーツイストも行われている (Radcliffe and Farentinos, 1999)。バーツイストでは、バーの回転方向に対する負荷の大きさを慣性モーメントで示すことができる。バーの慣性モーメントは、その質量と長さによって決定されることから、バーツイストにおける負荷の大きさを変える際には、バーの長さを変化させる、あるいはバーの質量を変化させるという 2 種類の方法があると考えられる。バーの質量の違いによる変化について検討した Poór et al. (2017) の研究では、6 kg, 10 kg, 12 kg, 16 kg, 20 kg, 22 kg, 26

kg のバーベルを用いてバーツイストを実施した結果、16 kg までは付加質量の増大とともにバーの平均パワーが増大する傾向を示し、20 kg 以上の重量では低下する傾向を示している。これは、バーの質量の増大によって慣性モーメントが増大するために、バーを回転させるためにより大きな体幹捻転トルクおよびトルクパワーの発揮が求められたためと考えられる。また、下肢や上肢におけるプライオメトリクスと負荷の大きさに関する先行研究 (Bobbert et al., 1987; Newton et al., 1997) と同様に、負荷を大きくしすぎることによって発揮されるトルクおよびトルクパワーが低下した可能性が推察できる。ところで、バーツイストはバーを肩で支持した状態で回転させるために、バーを回転させる際に生じるバーの並進運動を制御する必要がある。使用するバーの質量が増大すると、バーの角運動量だけでなく、バー重心の並進運動による運動量も増大する。バーツイストは肩でバーを支えながら回転させるために、バーの並進運動を制御するために、捻転時に体幹を安定させるための体幹筋群の働きがより求められることが予想される。一方で、バーの質量を変化させずに、長さの増大によって慣性モーメントを増大させた場合にはバーの角運動量は増大するが、バーの並進運動による運動量が質量を増大させたバーと比べて小さくなることが予想される。これにより、捻転方向への負荷が強調されると考えられる。SSC 運動による筋の活性水準やそれに伴う出力の増大が筋の伸張速度に依存することを考慮すると (Aura and Komi, 1986; Cavagna et al., 1968)、バーの長さを増大させた場合には、バーの回転方向の切り替え時に生じる捻転方向に対する負荷が増大し、SSC 運動の効果によって、より大きな体幹捻転トルクおよびトルクパワーが発揮される可能性が考えられる。これらのことを踏まえると、バーツイストにおいても、負荷の大きさである慣性モーメントの増大が、その要因である長さや質量のどちらの変化に依存するかによって、体幹捻転運動の運動特性やそれに起因する体幹捻転トルクおよびトルクパワーの発揮特性が異なる可能性が推察される。そこで研究課題 2 では、バーの長さあるいは質量を増大させた際の体幹捻転のキネティクス・キネマティクスの特性を明らかにした。

長さ 2.00 m、質量 10.00 kg、慣性モーメント 3.33 kgm^2 を示す NB を基準に、バーの長さのみを増大させた LB を 2 種類 (2LB, 3LB)、質量のみを増大させた HB を 2 種類 (2HB, 3HB) を

作製し、これらの 5 本のバーを用いて研究課題 1-1 と同様に、反動動作を用いたバーツイストを実施した。

その結果、バーの慣性モーメントの増大に伴い体幹捻転トルクは有意に増大した (Fig. 27)。研究課題 1-1 においては、バーの慣性モーメントの増大に伴うトルクの低下が認められており、研究課題 2 の結果とは異なっていた。研究課題 2 において、最も慣性モーメントが大きい 3LB および 3HB (10.00 kgm²) は、研究課題 1-1 における最小の付加質量である 0 kg における慣性モーメント (10.36 kgm²) より小さかった。このことを考慮すると、NB や 2LB, 2HB は、より容易にバーを回転させることができるために、求められる体幹捻転トルクが小さかったと考えられる。研究課題 1-1 および研究課題 2 の結果を考慮すると、バーツイストにおいては大きな慣性モーメントのバーを用いた際には、より大きな体幹捻転トルクが発揮されることが示された。しかし、過大な慣性モーメントのバーを用いた場合にはトルクが低下する可能性が示唆された。

次に、LB と HB の間における各変数を比較した。バーの水平・鉛直方向に対する運動量の最大値を比較した結果、ほとんどの方向において HB が LB より有意に大きな値を示した (Fig. 29, 30)。このことから、HB はバーの並進運動による身体への負荷が LB に比べて大きかったと考えられる。しかし、身体重心の変位の大きさには有意差は認められなかった (Fig. 33)。このことから、バーの並進運動が身体で制御され、身体が安定した状態でバーが回転されていると考えられる。さらに、体幹捻転トルクの角力積は HB が LB より有意に大きい値を示した (Fig. 28)。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が活動する (Kumar et al., 2003; Pope et al., 1986)。研究課題 2 では、これらの筋活動を検討していないが、バーの質量増大によって並進運動による負荷が増大することから、捻転時における体幹を安定させる筋の活動も大きくなる必要があると推察できる。これは、質量増大という HB に特異的な変化によるものであることから、HB が LB より大きな角力積を示したのは体幹の安定化に作用する筋群の活動が増大した影響によるものであると考えられる。これらのことから、HB においては捻転時の安定化に作用する筋群の活動が増大したことに

より、バーの回転時においても体幹が安定した状態を維持できたために身体重心の変位が増大しなかったと考えられる。以上のことから、HB は LB と比較して、捻転時の体幹を安定化に作用する筋群の活動の増大による捻転トルクの角力積が大きく、これによってバーの並進運動による大きな負荷を体幹で制御していたことが示唆された。

一方、LB は HB に比べてバーの水平・鉛直方向の運動量が小さく (Fig. 29, 30)、体幹捻転トルクの角力積も小さかったことから (Fig. 28)、HB と比べてバーの並進運動による身体への負荷が小さいと考えられる。その一方で、バーの角運動量が有意に大きかったことから (Fig. 31)、HB と比べてバーの回転方向への負荷が強調されていると推察される。また、バーの最大角速度が有意に大きく (Fig. 26)、その到達時間も有意に短かったことから (Table 11)、LB は HB に比べて、体幹捻転トルクが短時間で大きく立ち上がっている可能性が考えられる。そこで、体幹捻転トルクを時間微分することによって、体幹捻転トルクの RTD (Rate of torque development) を算出した結果、LB は HB より大きな RTD を示した (Fig. 36)。この結果が、MP における上脗セグメントおよびバーの角運動量において LB が HB より大きな値を示した (Fig. 31, 32) ことに影響していたと考えられる。SSC 運動による筋の活性水準やそれに伴う出力の増大は、筋の伸張速度に依存することが報告されている (Aura and Komi, 1986; Cavagna et al., 1968)。CP から MP に移行する部分において、体幹捻転を構成する骨盤と上脗の角度および角速度をみてみると、骨盤の角速度は上脗に比べて大きな正の値を示し、その角度も上脗よりも早い時点で正の方向へ推移していた (Fig. 19)。このことから、回転方向の切り替え付近における骨盤と上脗の角速度差によって体幹筋群が伸張されていたと推察される。この骨盤と上脗の角速度差によって生じる体幹捻転の負の角速度の最大値と体幹捻転トルクの RTD との間には有意な負の相関関係がみられた (Fig. 37)。したがって、捻転角速度の負の値が大きい程、SSC 運動の効果によって筋の活性水準が高まり、高い RTD の獲得に繋がっている可能性が考えられる。さらに、この骨盤と上脗の角速度差によって生じる体幹捻転角速度の大きさについて LB と HB で比較した結果、LB の方が HB より有意に大きな値を示した (Fig. 38)。したがって、LB は骨盤と上脗の角速度差によって生じる体幹筋群の伸張速度が HB より高いために、HB に比べて大きな

RTD を示したと考えられる。以上の結果から、バーツイストにおいては、用いるバーの慣性モーメントが質量の増大に起因する場合には、体幹を捻転させる筋群および体幹捻転中の体幹の安定化に作用する筋群へ総合的に大きな負荷をかけることができることが示唆された。一方、長さの増大に起因する場合には、体幹捻転の SSC 運動による効果によって捻転トルクを素早く立ち上げることができることが示唆された。

本研究から得られた以上の結果をまとめ、Fig. 40 に示した。バーツイストにおいては、主運動としてバーを回転させる方向とは逆方向への反動動作、および主運動開始前後における体幹捻転を構成する骨盤と上胴の角速度差によって体幹捻転筋群に SSC 運動が生じていた。このことが、体幹捻転筋群の活動を高めることによって、大きな捻転トルクおよびトルクパワーの発揮、および捻転トルクの RTD を高めることに貢献していた。主運動開始後においては、上述のトルクおよびトルクパワーによってバーの角速度が高められていた。またバーツイストでは、回転方向の負荷を示す慣性モーメントがバーの質量と長さによって決定されることから、慣性モーメントの大きさを変える際には、バーの長さを変化させる、あるいはバーの質量を変化させる方法がある。長さを増大させたバーでは、上述した主運動開始前後における骨盤と上胴の角速度差が大きく、体幹捻転トルクの RTD がより大きかった。このことから、体幹捻転における SSC 運動の効果を高める際には、長さを増大させたバーを用いることが有効である。一方、質量を増大させたバーでは、バーの回転方向だけでなく、バーの水平・鉛直方向に対する負荷も大きく、体幹捻転トルクの角力積が大きかった。このことから、体幹を捻転させる筋群や、体幹捻転中の体幹の安定化に作用する筋群に対して総合的に大きな負荷を与える際には、質量を増大させたバーを用いることが有効である。また、反動動作による SSC 運動を強調したバーツイストトレーニングを実施した結果、バーツイストにおける体幹捻転トルクおよびトルクパワーが増大し、SSC 運動を伴う体幹捻転運動が内在する各種運動パフォーマンスが向上した。このことから、体幹捻転運動における SSC 運動の遂行能力およびそれに起因する体幹捻転トルクおよびトルクパワーの発揮能力はトレーニングによる改善が可能であることが示唆された。

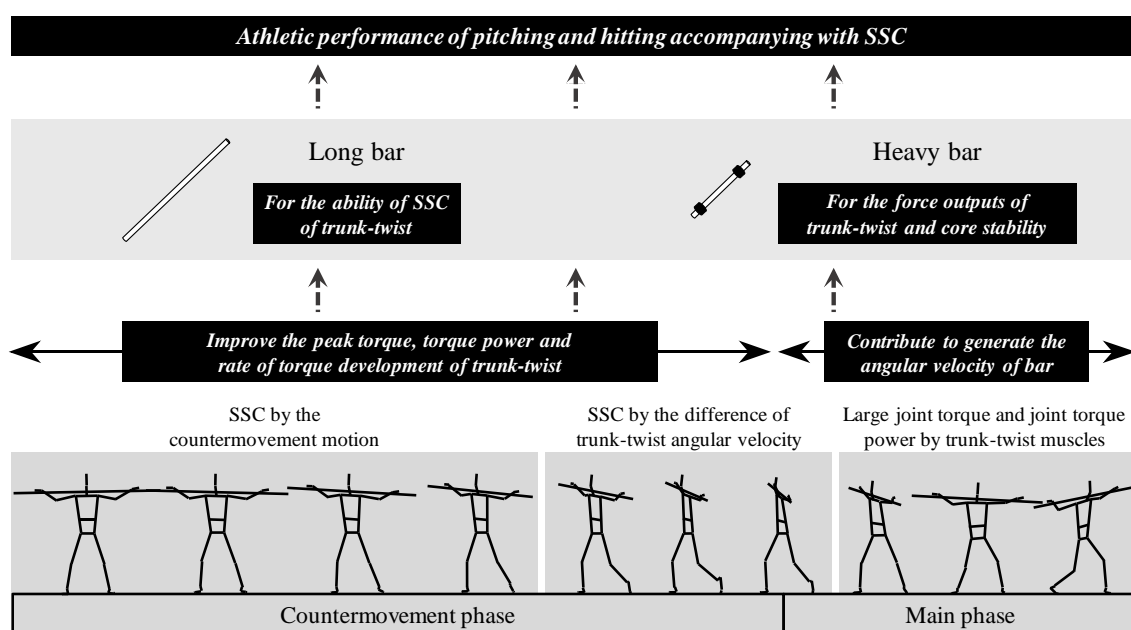


Fig. 40 Characteristics of kinetic and kinematic parameters of trunk-twist movement during the bar twist exercise.

3. 体幹捻転のプライオメトリクス手段としてのバーツイストについて

(1) プライオメトリクス手段として実施する際の原則

本研究より得られた結果を総合的に考察し、体幹捻転運動におけるプライオメトリクスとしてバーツイストを実施する際の原則について、以下のようにまとめた。

- 1) 体幹捻転筋群による大きなトルクおよびトルクパワーを発揮させるためには、主運動とは逆方向への反動動作によって、および回転方向を切り替える際に骨盤を上胴より素早く回旋させて、体幹捻転筋群に SSC 運動を生じさせる。
- 2) 体幹捻転における SSC 運動の効果をより高めるためには、長さを増大させたバーを用いる。ただし、長さの増大に伴い体幹捻転筋群に大きな伸張性負荷がかかることに注意する。
- 3) 体幹捻転における主働筋および体幹捻転時の体幹安定化に作用する筋に対して総合的に大きな負荷を与えるためには大きな慣性モーメントのバーを、特に質量を増大させたバーを用いる。

(2) トレーニング現場への示唆と応用

数多くの研究によって、体幹捻転運動が内在する投運動や打運動における体幹捻転運動のメカニズムが明らかにされ、競技パフォーマンスに対する体幹捻転運動の貢献やその重要性が指摘されてきた (Elliott et al., 1995; 石井ほか, 2010; Knudson and Bahamonde, 1999; 宮西・櫻井, 2009; 森下ほか, 2013; Myers et al., 2008; 島田ほか, 2000; Stodden et al., 2001; 高橋ほか, 2005; 高木ほか, 2008; 田内・遠藤, 2009; 田内ほか, 2005)。これに対して、体幹捻転運動の改善が競技パフォーマンスに与える影響を検証した研究はみられなかった。加えて、体幹捻転運動における、体幹捻転筋群の活動様態やそれによるトルクおよびトルクパワー発揮特性を明らかにした研究もみられなかった。これらの問題点に対して、本研究の結果は体幹捻転運動における捻転筋群の活動やそれによるトルクやトルクパワーの発揮能力を客観的なエビデンスとし

で示しているとともに、そのトレーニング効果を明らかとしており、現場での体幹捻転運動を向上させるためのトレーニング手段・方法を決定する上での基礎的な知見を提示している。

指導書には、バーツイストを実施する際には 20 lbs から 50 lbs. (9.7 kg から 22.7 kg) のバーを用いて、体幹筋群を動員させ素早く・力強くバーを時計回り・反時計回りに回転させることと記述されている (Radcliffe and Farentinos, 1999)。プライオメトリクスでは負荷の大きさによってトレーニングの対象とする筋群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変化し (Bobbert et al., 1987; Newton et al., 1997), そのトレーニング効果も異なることが明らかにされている (Taube et al., 2012)。したがって、合目的かつ安全にプライオメトリクスを実施する上では、エクササイズの特徴を明らかにすることは必須である。本研究の結果から、回転方向の負荷の大きさを示すバーの慣性モーメントの変化によって体幹捻転トルクおよびトルクパワーが変化し、用いるバーの種類によっても体幹捻転筋群に対する負荷特性が異なることが明らかとなった。このことを考慮すると、体幹捻転のプライオメトリクスとしてバーツイストを実施していく上では、目指すパフォーマンスに応じて、慣性モーメントの変化が長さあるいは質量のどちらに起因しているかを考慮した上で、用いるバーの慣性モーメントの大きさを設定することが必要であると考えられる。

一方、体幹捻転運動を改善させるためのトレーニング手段としては、メディシンボールサイドスローも挙げられ、エクササイズの特徴やトレーニングの介入によるパフォーマンスへの影響に関する研究 (比留間・尾懸, 2011ab; Ikeda et al., 2007, 2009; Szymanski et al., 2007ab) がみられる。メディシンボールサイドスローでは、負荷となるボールを上肢で制御するためにバーツイストに比べて自由度が高いことや、両脚立位や膝立ち、座位などで実施できるなど、その実施方法も様々である (Radcliffe and Farentinos, 1999)。しかし、これまでの研究では、体幹捻転動作を改善させるために必要な知見に関して、特に反動動作や体幹捻転における動作に関する、具体的かつ明確な示唆が提示されていなかった。研究課題 1-2 から、SSC 運動を強調したバーツイストトレーニングは、バーツイストにおける体幹捻転トルクおよびトルクパワーを増大させ、反動動作を伴ったメディシンボールサイドスローの投距離を増大させた。反動動作を伴ったメディス

ボールサイドスローは、トレーニングと同様に SSC 運動を伴う体幹捻転という運動形態であり、得られたトレーニング効果はその動作特性が類似していたことが影響していると考えられる。したがって、バーツイストを実施する上で提示した、体幹捻転の SSC 運動の効果、あるいは負荷の設定方法に関する原則は、運動形態が類似しているメディシンボールサイドスローを実施する際にも応用できる可能性がある。

プライオメトリクスは、SSC 運動の遂行能力を高めるための代表的なトレーニング手段であるが、その導入においては様々な観点において注意しなければならないことが指摘されている。図子 (2012) は、プライオメトリクスではエクササイズの時系列的な運動構造からみた技術を習得させることが必要不可欠であると述べている。プライオメトリクスは、エクササイズにおける負荷によって対象の筋群の伸張を利用した素早い切り返しを実施し、短時間に運動を遂行する意識して行うトレーニング方法であり、非常に高強度の負荷がかかることからケガのリスクも大きく、対象者の年齢や筋力、動きの良否に十分配慮する必要がある (図子, 2013)。特に、対象とする選手がジュニアの選手や競技レベルの低い選手である場合には、エクササイズの構造からその一部を取り出し、その部分のみを習得させることをトレーニング計画に位置付けることも重要であると考えられる。本研究で実施したバーツイストでは、反動動作に伴うバーの回転方向の切り替え時および骨盤と上胴の角速度差を生じさせることにおいて、体幹捻転筋群はエキセントリックな力発揮をしていたと考えられる。また、主運動局面において、高められたバーの角速度を減速させる際にも体幹捻転筋群は大きなエキセントリックな力発揮をすることが求められる。したがって、バーツイストに慣れていない、体幹筋群が十分に発達していない、捻転運動が未発達などといった選手に対してバーツイストを処方していく際には、バーの切り返し動作や、その際の骨盤と上胴の動きのみに焦点を当てたトレーニングを実施するなど、トレーニングの実施計画を注意して作成していかなければならないと考えられる。また、体幹捻転運動における技術性が高く、強靱な体幹の筋力・パワーを有しているアスリートを対象としたトレーニングにおいては、本研究で用いたバーよりもさらに大きな慣性モーメントを有する (質量の大きな、あるいは長い) バーを用いてバーツイストを実施する場合がある。この際にも、バーの回転方向への負荷、あるいはバーの質

量の増大に伴う水平・鉛直方向の負荷が増大することによって、体幹筋群に怪我が生じる危険性が増えることが予想されるために、傷害予防に十分配慮することが必要である。

(3) 本研究の限界

本研究には、研究方法および得られた知見の一般化・普遍化に関する限界が存在する。

1) 対象による限界

本研究の研究課題 1-1 および 2 においては、陸上競技の投擲種目、ソフトテニス、野球を専門としている大学生アスリートや、定期的な運動習慣のある男性を対象としている。そのため、研究課題 1-1 および 2 で得られた知見を女性、他の年齢層（子どもや高齢者など）および他の競技種目を専門とする競技者などにそのまま当てはめることには限界がある。

また、研究課題 1-2 では、定期的な運動習慣のない男性を対象としている。一般に、トレーニング実験を実施する場合には、得られた効果がトレーニングに起因しているかを明らかにするために、トレーニング介入を行う群と行わない群とを比較する。研究課題 1-2 における対象者は定期的な運動習慣がないために、得られた結果がトレーニングによる効果として断定することが可能であると考えられる。ただし、研究課題 1-2 で生じたトレーニング効果の程度は、この対象者以外にそのまま当てはめることには限界がある。

2) 方法による限界

バーツイストは両脚立位で実施するエクササイズであるため、下肢のキネティクス・キネマティクス変数が体幹捻転運動に影響している可能性がある。しかし、本研究では体幹捻転における各種キネティクス・キネマティクス変数の変化に着目しているために、得られた結果について、下肢のキネティクス・キネマティクス変数が異なる（例えば、腰の高さが異なる、膝関節の角度が異なる、スタンス幅を変える、足部の接地条件を変えるなど）場合には、本研究で得られた知見を適用するには限界がある。

また、本研究の体幹捻転における各種キネティクス・キネマティクス変数は、主としてバーを反時計回りに最大努力で回転させた際に生じた変数を分析対象としているために、バーを時計回りに最大努力で回転させた際に生じる結果に関して、本研究の知見を適用するには限界がある。さらに、バツイストにおいては、バーの方向転換の角度を変化させることによって、体幹筋群に対する負荷を変化させることが可能である。そのため、本研究で採用した方向転換の角度以外の角度において、バーの回転方向を切り替えた際には、本研究で得られた結果・知見とは異なる結果が生じる可能性がある。

(4) 今後の課題

以下に、本研究では明らかにすることができなかった、あるいは今後さらなる検証が必要な観点について述べる。

1) 体幹捻転運動における下肢の影響について

本研究では、バツイストにおける体幹捻転のキネティクス・キネマティクス変数について、体幹部に焦点をあてて検討した。実際の投運動や打運動においては、体幹捻転運動に関与する骨盤の回旋運動が、左右下肢のキネティクス・キネマティクス変数の影響を受けることが報告されている (Akutagawa and Kojima, 2005; Iino and Kojima, 2001; Iino et al., 2014; 村田・藤井, 2014; 島田ほか, 2000)。本研究で実施したバツイストも、立位姿勢でバーを回転させるエクササイズであることから、体幹捻転筋群によるトルクおよびトルクパワー発揮能力は、下肢のキネティクス・キネマティクスが前提として成り立っている可能性がある。また、体幹は力学的エネルギーの発生源であるとともに、下肢で生成された力学的エネルギーを上肢に伝達させる役割も担っている (阿江・藤井, 2002)。これに関して、田内・遠藤 (2009) は、陸上の投擲種目におけるパフォーマンスにおいては、体幹を力学的エネルギーの発生源あるいは伝達機構のどちらの機能を優先するかによって、パフォーマンスを高めるための体幹捻転運動が変わる可能性を指摘

している。これらのことを踏まえ今後は、バーツイストにおける下肢と体幹捻転運動の関係についてより詳細に検討していく必要がある。

2) 課題間のエクササイズの違いについて

研究課題 1-1 および研究課題 2 で実施したエクササイズは、体幹捻転トルクおよびトルクパワーの発揮能力やこれに対する SSC 運動の効果、負荷の大きさによる各種パラメータの変化などを検討するために用いたエクササイズである。一方、研究課題 1-2 で行ったトレーニングで用いたエクササイズは、Radcliffe and Farentinos (1999) が提起しているトレーニングの実施方法を参考にしたものである。課題間のエクササイズにおいて、バーの回転方向の切り替えの角度は異なるものの、バーの回転方向の切り替え時には体幹捻転筋群に SSC 運動が生じることが推察できるため、本研究の趣旨から検討する際には、角度の違いが異なることは問題ないと考えられる。

一方で、課題 1-1 および課題 2 のエクササイズは任意の反動動作後に、バーを回転させるが、課題 1-2 では、バーの回転方向の切り替えを含めて全力で数回往復するエクササイズである。そのため、バーの角速度が高い対象者ほど、角速度を減速させるために体幹捻転筋群の大きなエキセントリックな力発揮が求められる可能性が考えられる。下肢の代表的なプライオメトリクス手段であるドロップジャンプにおいては、接地前に膝関節を屈曲させることによって、着地による大きな運動エネルギーを下肢の筋・腱によって最も大きな力発揮ができる膝関節角度で受け止めることができ、後に続く爆発的なキック動作にスムーズに移行することができることができると示唆されている (図子・高松, 1996, 1997)。このことを考慮すると、課題 1-2 で実施したエクササイズを実施する上では、高速で回転するバーを瞬時に受け止め、逆方向に爆発的に加速させるための適切な動作があると予想される。今後は、連続的なバーツイストエクササイズにおける、バーの繰り返し動作について検討することが必要である。

3) 対象者の得意とする捻転方向の違いについて

本研究では、すべての対象者が右投右打の対象者であったために、反時計回りの捻転運動を得意としていた。投運動や打運動が内在する種目の選手のように、利き側と非利き側の運動様式、使用頻度が異なる動作を繰り返し行うアスリートでは、身体に顕著な機能的、形態的な一側優位性が示されている (長谷川・船津, 2013)。この一側優位性について、長谷川・船津 (2013) は、野球投手、野球打者、テニス選手、陸上競技短距離選手を対象に全身 11 部位の筋厚を測定し、利き側と非利き側の筋厚を比較している。その結果、野球投手、野球打者およびテニス選手では、体幹下部の筋厚において非利き側の内腹斜筋に一側優位性が見られ、下肢では筋厚の一側優位性は見られないことを示した。体幹捻転運動においてこのことを考慮すると、どちらの方向に捻転することが得意かという違いによって、体幹捻転トルクおよびトルクパワーの発揮能力が異なる可能性が考えられる。今後は、時計回りおよび反時計回りそれぞれの方向に捻転した際のトルクおよびトルクパワー発揮能力と、一側優位性との関係について検討していく必要がある。

4) 打運動の競技パフォーマンス向上に向けたバーツイストエクササイズの実施方法について

研究課題 1-2 では、週 3 回 8 週間のバーツイストトレーニングを実施したことによる、投運動や打運動の競技パフォーマンスの変化を検討した。その結果、投運動のパフォーマンスを示すピッチングの球速は有意な向上が認められた。これは、高い球速を獲得する上で重要な上脛の角速度 (高橋ほか, 2005) が高まったことが要因であると考えられる。一方で、打運動のパフォーマンスであるバットスイングにおける、バットヘッドスピードは有意な増大が認められず、体幹捻転運動のキネマティクス変数も統一された見解がみられなかった。野球の打撃動作においては、バットヘッドスピードの獲得のほとんどが運動依存項に起因していることが報告されている (Koike and Mimura, 2016abc)。体幹捻転トルクも、バットヘッドスピードの獲得に正の貢献を示すが、その貢献は動作の前半に最も大きく、その後はほとんど貢献しないと示唆されている (Koike and Mimura, 2016ac)。研究課題 1-2 では、実施したエクササイズにおける体幹捻転トル

クの時系列的な発揮特性を検討しておらず、打撃動作における体幹捻転トルク発揮特性と異なっていたために、トレーニング効果が生じにくかった可能性が考えられる。したがって、打運動の競技パフォーマンスを高めることを目的にバーツイストを実施する上では、動作の前半で体幹捻転トルクが大きく発揮されるように、バーの回転角度や体幹の捻転角度などを調整していく必要があると考えられる。

第 7 章 結論

本研究では、体幹捻転運動におけるプライオメトリクスとしてバーツイストを実施する際の原則を示すことを目的とした。この目的を達成するためのそれぞれの研究課題と、その結果を以下に示す。

【研究課題 1】

体幹捻転筋群の活動や発揮されるトルクおよびトルクパワーに対する SSC 運動の効果を検討した。この課題に関して以下の小課題を設けた。

【研究課題 1-1】

バーツイストにおける体幹捻転筋群の活動様態や、それらによって発揮されるトルクおよびトルクパワーの特性について、SSC 運動の有無や付加質量の相違から検討した。その結果、体幹捻転運動では SSC 運動を伴うことによって、主動作開始前における体幹捻転筋群の活動が高まり、発揮されるトルクやトルクパワーが増大されることが示された。また、この SSC 運動によるトルクおよびトルクパワーの増大は付加質量が増大した際にも同様にみられた。しかし、付加質量の増大とともに、発揮されるトルクおよびトルクパワーは低下することが明らかになった。

【研究課題 1-2】

SSC 運動を強調した体幹捻転トレーニングによる SSC 運動の効果に関する縦断的变化を検討した。その結果、SSC 運動を強調したバーツイストトレーニングは、体幹捻転の主働筋の筋横断面積の増大、バーツイストにおける体幹捻転トルクおよびトルクパワーの増大、SSC 運動が内在するメディスンボールサイドスローや投運動パフォーマンスの能力の向上に影響する可能性が示唆された。

以上の小課題の結果から、体幹捻転運動における SSC 運動の効果は、体幹捻転筋群における筋活動の増大に伴い、発揮されるトルクやトルクパワーの増大に影響することが示された。また、この捻転トルクおよびトルクパワーは、トレーニングによって増大し、SSC 運動を伴う運動パフォーマンスを特異的に改善させることが可能であることが示唆された。

【研究課題 2】

バーの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捻転のキネティクス・キネマティクスの特性を検討した。その結果、バーツイストにおいては、用いるバーの慣性モーメントが質量の増大に起因する場合には、体幹を捻転させる筋群および体幹捻転中の体幹の安定化に作用する筋群へ総合的に大きな負荷をかけることができることが示唆された。一方、長さの増大に起因する場合には、体幹捻転の SSC 運動による効果によって捻転トルクを素早く立ち上げることができることが示唆された。

以上の結果から導き出された、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の原則を以下に示す。

- 1) 体幹捻転筋群による大きなトルクおよびトルクパワーを発揮させるためには、主運動とは逆方向への反動動作によって、および回転方向を切り替える際に骨盤を上胴より素早く回旋させて、体幹捻転筋群に SSC 運動を生じさせる。
- 2) 体幹捻転における SSC 運動の効果をより高めるためには、長さを増大させたバーを用いる。ただし、長さの増大に伴い体幹捻転筋群に大きな伸張性負荷がかかることに注意する。
- 3) 体幹捻転における主働筋および体幹捻転時の体幹安定化に作用する筋に対して総合的に大きな負荷を与えるためには大きな慣性モーメントのバーを、特に質量を増大させたバーを用いる。

本研究は、これまでの研究で未検討であった、プライオメトリクスを効果的・合目的に実施する上で必要なエクササイズのキネティクス的情報やエクササイズの負荷特性について明らかにしたものであり、実際のトレーニング現場においてバーツイストを実施するために必要なこれらの観点を提供するものである。

謝辞

本論文の作成にあたり、コーチング学専攻の浅井武教授には、終始懇切丁寧な御指導、御校閲を賜りました。博士論文の指導だけでなく、研究発表や教育などへの取り組み方や姿勢についても多く御指導いただきました。心より深く感謝申し上げます。

コーチング学専攻の谷川聡准教授、岡田弘隆准教授、佐野淳教授、体育科学専攻の小池関也准教授をはじめとする諸先生方には、博士論文全般にわたって貴重な御指導、御助言を頂きました。ここに深く感謝申し上げます。

体育専門学群の特任助教であり、研究室の先輩である吉田拓矢先生には、修士課程から博士課程の5年間、実験・執筆に至る様々な場面において多大な御支援を賜りました。本当にありがとうございました。

山梨学院大学の荻山靖講師には研究のデザインや学会発表のノウハウなどを御指導頂きました。この御指導から、多くのことを学ぶことができました。深く感謝いたします。

図子研究室をはじめ、筑波大学の先輩・同期・後輩には、実験の補助や研究の運営などにおいて大変温かい御支援、御指導をいただきました。ありがとうございました。

そして、故・図子浩二教授には、修士課程から博士課程1年目まで、研究と実践の両方に取り組むための考え方、その大切さに関して御指導頂きました。図子先生には、私のコーチングやトレーニングに対する考え方を刷新していただきました。この学びが、今後の私の研究および実践の場において大きな支えになると思います。本当にありがとうございました。

最後に、高校卒業後10年に渡り、学びの場へ快く送ってくれた家族へ、心より感謝いたします。ありがとうございました。

2019年3月

高橋 和孝

引用文献

- 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.
- 阿江数通・小池関也・川村 卓 (2015) 打点高の異なる野球ティー打撃動作における体幹のキネティクスの分析. *体育学研究*, 60(2): 635-649.
- 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.53-58, pp.79-96.
- 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.
- 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.
- Avela, J., Santos, P.M., and Komi, P.V. (1996) Effects of differently induced stretch loads on neuromuscular control in drop jump exercises. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 72(5-6): 553-562.
- 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 potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol. Scand.*, 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.
- Caiozzo, V.J., Perrine, J.J., and Edgerton, V.R. (1981) Training-induced alterations of the in vivo force-velocity relationship of human muscle. *J. Appl. Physiol.*, 51(3): 750-754.
- Cavagna, G.A., Dusman, B., and Margaria, R. (1968) Positive work done by a previously stretched muscle. *J. Appl. Physiol.*, 24(1): 21-32.
- DeRenne, C., Buxton, B.P., Hetzler, R.K., and Ho, K.W. (1995) Effects of Weighted Bat Implement Training on Bat Swing Velocity. *J Strength Cond. Res.*, 9(4): 247-250.
- Dumas, R., Cheze, L., and Verriest, J.P. (2007) Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *J. Biomech.*, 40(3), 543-553.
- Dyhre-Poulsen, P., Simonsen, E.B., and Voigt, M. (1991) Dynamic control of muscle stiffness and H reflex modulation during hopping and jumping in man. *J. Physiol.*, 437(1): 287-304.
- Ellenbecker, T.S., and Roetert, E.P. (2004) An isokinetic profile of trunk rotation strength in elite tennis players. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 36(11): 1959-1963.
- Elliott, B.C., Marshall, R.N., and Noffal, G.J. (1995) Contributions of upper limb segment rotations during the power serve in tennis. *J. Appl. Biomech.*, 11(4): 433-442.
- Elliott, B.C., Takahashi, K., and Noffal, G.J. (1997) The influence of grip position on upper limb contributions to racket head velocity in a tennis forehand. *J. Appl. Biomech.*, 13(2): 182-196.
- Enoka, R.M. (1996) Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *J. Appl. Physiol.*, 81(6): 2339-2346.
- Escamilla, R., Fleisig, G., Barrentine, S., Andrews, J., and Moorman III, C. (2002) Kinematic and Kinetic comparisons between American and Korean professional baseball pitchers. *Sports Biomech.*, 1(2), 213-228.

- Escamilla, R.F., Fleisig, G.S., Zheng, N., Barrentine, S.W., and Andrews, J.R. (2001) Kinematic comparisons of 1996 Olympic baseball pitchers. *J Sports Sci.*, 19(9): 665-676.
- Escamilla, R.F., Ionno, M., Scott deMahy, M., Fleisig, G.S., Wilk, K.E., Yamashiro, K., Mikla T., Paulos L. and Andrews, J.R. (2012) Comparison of three baseball-specific 6-week training programs on throwing velocity in high school baseball players. *J. Strength Cond. Res.*, 26(7): 1767-1781.
- 深見悦司 (2006) 図解コーチ バッティング. 成美堂出版: pp. 158-159.
- Häkkinen, K., Alen, M., and Komi, P.V. (1985a) Changes in isometric force-and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. *Acta physiol. scand.*, 125(4), 573-585.
- Häkkinen, K., Komi, P.V., and Alen, M. (1985b) Effect of explosive type strength training on isometric force-and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. *Acta Physiol Scand.*, 125(4), 587-600.
- 長谷川伸・船津京太郎 (2013) 投動作, 打動作を伴う競技者の筋厚における一側優位性. *体力科学*, 62(3): 227-235.
- Hay, J.G. (1973) *The biomechanics of sports techniques*. Prentice-Hall, pp. 329-335.
- 林 裕幸 (2001) レベルアップ野球. 西東社: pp. 42-43.
- 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.
- 比留間浩介・尾縣 貢 (2011a) トレーニング方法の違いが異なる発育段階競技者の送球スピードとトレーニング効果に及ぼす影響: 中学, 高校野球選手に着目して. *体育学研究*, 56(1): 129-142.
- 比留間浩介・尾縣 貢 (2011b) 各種パワー発揮能力からみた野球選手における投手と野手の体力特性: フィールドテストのデータをもとに. *体育学研究*, 56(1): 201-213.

- Hodges, P.W., and Richardson, C.A. (1997) Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys. Ther.*, 77(2): 132-142.
- 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.
- Hughes, A. W. (1892) The rotary movement of the human spinal column. *Archives of Anatomy and Physiology*, 265.
- 井原秀俊・中山彰一 (1990) 関節トレーニングー関節は高感度センサーであるー. 共同医書出版社, 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) ダブルレッ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.
- Ikeda, Y., Kijima, K., Kawabata, K., Fuchimoto, T., and Ito, A. (2007) Relationship between side medicine-ball throw performance and physical ability for male and female athletes. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 99(1): 47-55.
- Ikeda, Y., Miyatsuji, K., Kawabata, K., Fuchimoto, T., and Ito, A. (2009) Analysis of trunk muscle activity in the side medicine-ball throw. *J. Strength Cond. Res.*, 23(8): 2231-2240.
- 池田祐介・立 正伸・高橋英幸 (2008) 一流競技者における体幹の等速性回旋筋力と筋横断面積の種目差および性差. *トレーニング科学*, 20(4): 261-272.
- 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.

- 石井泰光・山本正嘉・関子浩二 (2010) 体幹部の鉛直軸回りの回転運動から見た野球の投球とバッティングおよびゴルフのドライバーショットの類似性. 体育学研究, 55(1): 63-79.
- Ishikawa, M., and Komi, P.V. (2007) The role of the stretch reflex in the gastrocnemius muscle during human locomotion at various speeds. *J. Appl. Physiol.*, 103(3): 1030-1036.
- Inman, J.L., Ralston, H.J. and Todd, F. (1981) *Human walking*. MD: Williams & Wilkins pp. 4-59.
- 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.
- 金久博昭 (1983) 筋の出力特性とトレーニング. *J. J. Sports Sci.*, 2(1): 23-34.
- 金子公宥・淵本隆文・劉 天庚・末井健作 (1989) 体捻転パワーテスト法の開発とその応用 (第一報): 装置の作製と体捻転トルクについて. 平成元年度日本体育協会スポーツ医・科学研究報告 No. V スポーツタレントの発掘方法に関する研究—第一報—, 日本体育協会 41-48.
- 荻山 靖・藤井宏明・森 健一・関子浩二 (2013) 片脚および両脚リバウンドジャンプにおける 3 次元的な力発揮特性の相違. 体育学研究, 58(1): 91-109.
- Knudson, D., and Bahamonde, R. (1999) Trunk and racket kinematics at impact in the open and square stance tennis forehand. *Biol. Sport*, 16(1), 3-10.
- Koike, S. and Mimura, K. (2016a) Effective timing of exerting joint torques to obtain baseball bat head speed. In *ISBS-Conference Proceedings Archive*. 34(1): 703-706.
- Koike, S. and Mimura, K. (2016b) Contributions of joint torques, motion-dependent term and gravity to the generation of baseball bat head speed. *Procedia engineering*, 147, 191-196.
- Koike, S. and Mimura, K. (2016c) Main contributors to the baseball bat head speed considering the generating factor of motion-dependent term. *Procedia engineering*, 147, 197-202.

- Komi, P.V., and Buskirk, E.R. (1972) Effect of eccentric and concentric muscle conditioning on tension and electrical activity of human muscle. *ergonomics*, 15(4): 417-434.
- 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.
- 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. *バイオメカニズム学会誌*, 27(1): 29-36.
- Kumar, S. (1996) Isolated planar trunk strengths measurement in normals: Part iii-results and database. *Int. J. Ind. Ergonom.*, 17(2): 103-111.
- Kumar, S. (2002) Trunk rotation: ergonomic and evolutionary perspective. *Theor. Issues Ergon. Sci*, 3(3), 235-256.
- Kumar, S., and Narayan, Y. (1998) Spectral parameters of trunk muscles during fatiguing isometric axial rotation in neutral posture. *J. electromyogra. Kines.*, 8(4): 257-267.
- Kumar, S., Narayan, Y., and Garand, D. (2002) Electromyography of trunk muscles in isometric graded axial rotation. *J. Electromyogra. Kines.*, 12(4): 317-328.
- Kumar, S., Narayan, Y., and Garand, D. (2003) An electromyographic study of isokinetic axial rotation in young adults. *Spine J.*, 3(1), 46-54.
- Kumar, S., Narayan, Y., and Zedka, M (1996) An electromyographic study of unresisted trunk rotation with normal velocity among healthy subjects. *Spine*, 21(13): 1500-1512.
- 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.

- Marras, W.S., Jorgensen, M.J., Granata, K.P., and Wiand, B. (2001) Female and male trunk geometry: size and prediction of the spine loading trunk muscles derived from MRI. *Clin. Biomech.*, 16(1): 38-46.
- 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.
- Mero, A., Komi, P.V., Korjus, T., Navarro, E., and Gregor, R.J. (1994) Body segment contributions to javelin throwing during final thrust phases. *J. Appl. Biomech.*, 10(2), 166-177.
- 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.
- 森下義隆・平野裕一・矢内利政 (2013) 野球のバッティングにおけるバットヘッド速度に対する体幹および上肢のキネマティクスの貢献. *バイオメカニクス研究*, 17(4): 170-180.
- 村松正隆・星川佳広・飯田朝美・井伊希美・中嶋由晴 (2010) 高校生スポーツ選手の体幹筋群の筋サイズー性差と競技種目差の検討ー. *体育学研究*, 55(2): 577-590.
- 村田宗紀・藤井範久 (2014) 下肢および胸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.
- 永見邦篤 (1978) 種々の反動々作とその効果に関する研究. *体力科学*, 27(2): 45-55.
- 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.
- Myers, J., Lephart, S., Tsai, Y.S., Sell, T., Smoliga, J., and Jolly, J. (2008) The role of upper torso and pelvis rotation in driving performance during the golf swing. *J. Sports. Sci.*, 26(2): 181-188.

- 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.
- Platzer, W. (2009) Band 1: Bewegungsapparat. In W. Platzer, and H. Leonhardt, Taschenatlas Anatomie (Vol. 2). Georg Thieme Verlag.
- 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. (1999) High-Powered Plyometrics (first edition). Human kinetics, pp.97-132.
- Richardson, C.A., Hodges, P., and Hides, J.A. (2004) Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization: a motor control approach for the treatment and prevention of low back pain (second edition). Churchill Livingstone: pp. 59-73.
- Rockwell, H., Evans, F.G., and Pheasant, H.C. (1938) The comparative morphology of the vertebrate spinal column. Its form as related to function. J. Morphol., 63(1), 87-117.
- Schmidtbleicher, D., Gollhofer, A., and Frick, U. (1988) Effects of a stretch-shortening type training on the performance capability and innervation characteristics of leg extensor muscles. In Groot, G., Hollander, A.P., Huijing, P.A., and Ingen Schenau, G.J van (eds) Biomechanics XI-A. Free University Press, Amsterdam, pp. 185-189.
- Schultz, A.H. (1961) Vertebral column and thorax. Primatologia, 4, pp.1-66.
- 関根 淳 (2004) 少年野球コーチング バッティング. 西東社: pp. 120-121.
- Sergo, C., and Boatwright, D. (1993) Training Methods Using Various Weighted Bats and the Effects on Bat Velocity. J. Strength Cond. Res., 7(2): 115-117.

- Shapiro, L. (1993) Evaluation of "unique" aspects of human vertebral bodies and pedicles with a consideration of *Australopithecus africanus*. *J. Hum. Evol.*, 25(6), 433-470.
- 島田一志・阿江通良・藤井範久・結城匡啓・川村 卓 (2000) 野球のピッチング動作における体幹及び下肢の役割に関するバイオメカニクス的研究. *バイオメカニクス研究*, 4(1): 47-60.
- Southard, D., and Groomer, L. (2003) Warm-up with baseball bats of varying moments of inertia: Effect on bat velocity and swing pattern. *Res. Q. Exercise Sport*, 74(3): 270-276.
- Stodden, D.F., Fleisig, G.S., McLean, S.P., Lyman, S.L., and Andrews, J.R. (2001) Relationship of pelvis and upper torso kinematics to pitched baseball velocity. *J. Appl. Biomech.*, 17(2): 164-172.
- 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.
- Szymanski, D.J., McIntyre, J.S., Szymanski, J.M., Bradford, T.J., Schade, R.L., Madsen, N.H., and Pascoe, D.D. (2007a) Effect of torso rotational strength on angular hip, angular shoulder, and linear bat velocities of high school baseball players. *J. Strength Cond. Res.*, 21(4): 1117-1125.
- Szymanski, D.J., Szymanski, J.M., Bradford, T.J., Schade, R.L., and Pascoe, D.D. (2007b) Effect of twelve weeks of medicine ball training on high school baseball players. *J. Strength Cond. Res.*, 21(3): 894-901.
- 高木公三郎・熊本水頼 (1960) 身体の捻転について. *民族衛生*, 26(5): 442-448.
- 高木斗希夫・藤井範久・小池関也・阿江通良 (2008) 異なる投球速度に対する野球の打撃動作に関するキネマティクスの研究. *バイオメカニクス学会誌*. 32(3): 158-166.
- Takahashi, K., Yamada, K., Kariyama, Y., Hayashi, R., Yoshida, T., Zushi, A., and Zushi, K. (2015) The characteristics of hitting motion using bats having different length and mass but equal moment of inertia. In *ISBS-Conference Proceedings Archive* 33(1): 1232-1235.

- 高橋佳三・阿江通良・藤井範久・島田一志・川村 卓・小池関也 (2005) 球速の異なる野球選手の手動作のキネマティクスの比較. バイオメカニクス研究, 9(2): 36-52.
- 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.
- 高松 薫・関子浩二・會田 宏・吉田 亨・石島 繁 (1989) デプスジャンプにおける台高と踏切中の膝曲げ動作の相違が跳躍高および下肢にかかる負荷特性に及ぼす影響. 昭和 63 年度日本体育協会スポーツ科学研究報告 No.VIII プライオメトリックアクティブ筋力トレーニングに関する研究—第 2 報, pp.46-55.
- 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.

- 鶴澤大樹・小池関也 (2017) 野球投動作のボール速度および角速度生成に対する関節トルクの動力学的な貢献. シンポジウム: スポーツ・アンド・ヒューマン・ダイナミクス講演論文集. pp. B-2.
- Van den Tillaar, R., and Ettema, G. (2007) A three-dimensional analysis of overarm throwing in experienced handball players. *J. Appl. Biomech.*, 23(1), 12-19.
- Voigt, M., Chelli, F., and Frigo, C. (1998) Changes in the excitability of soleus muscle short latency stretch reflexes during human hopping after 4 weeks of hopping training. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 78(6): 522-532.
- 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.
- Welch, C.M., Banks, S.A., Cook, F.F., and Draovitch, P., (1995) Hitting a baseball: A biomechanical description. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 22 (5): 193-201.
- 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.
- White, A.A., and Panjabi, M.M. (1990) *Clinical biomechanics of the spine. (second edition)*. LWW, pp.98-107.
- 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.

- Zatsiorsky, V.M., Lanka, G.E., and Shalmanov, A.A. (1981) Biomechanical analysis of shot putting technique. *Exerc. sport sci. rev.*, 9(1): 353-389.
- Zheng, N., Barrentine, S.W., Fleisig, G.S., and Andrews, J.R. (2008) Kinematic analysis of swing in pro and amateur golfers. *Int. J. Sports Med.*, 29(6): 487-493.
- 関子浩二 (1997) “ばね”を高めるためのトレーニング理論. *トレーニング科学*, 8(1): 7-16.
- 関子浩二 (2012) プライオメトリクス. *体育の科学*, 62(1): 44-50.
- 関子浩二 (2013) トレーニング論 II. 日本体育協会公認スポーツ指導者養成テキスト共通科目 III: pp104-117.
- 関子浩二・高松 薫 (1995) バリスティックな伸張一短縮サイクル運動の遂行能力を決定する要因一筋力および瞬発力に着目して一. *体力科学*, 44(1): 147-154.
- 関子浩二・高松 薫 (1996) リバウンドドロップジャンプにおける着地動作の違いが踏切中のパワーに及ぼす影響. *体力科学*, 45(1): 209-217.