

倒立の姿勢調節と体幹のローカル筋機能の関係

向井 克成*・丹 信介

The Relationship between Control of Posture while doing a Handstand and Trunk Muscle Function

MUKAI Katsunari*, TAN Nobusuke

(Received September 24, 2021)

I. 緒言

体操競技における基本的な姿勢として倒立が挙げられる。この倒立を行う際の指導として、頻繁に「身体をしめて」、「地面を押して」といった指示がされる。加倉井(2016)は、直線的な倒立の準備として正位体で体幹の筋の緊張を意識した姿勢が重要であり、いわゆる「へそをへこませる」、「お尻の穴をしめる」ことが重要であると報告している。倒立の姿勢調節に関する先行研究では、倒立の姿勢動揺の調節に最も関係している筋群は、手関節屈筋群であると報告されているが(Kochanowics et al., 2018)、前述の加倉井(2016)の報告を踏まえると、体幹の安定性にかかわる筋の機能も重要であると考えられる。体幹筋については、立位の状態と比較して、倒立の状態では、腹直筋、外腹斜筋、広背筋の筋活動が増加すると報告されている(大久保ら、2012)。また、木下ら(2019)は、直線的な倒立に影響を与える因子として、胸郭を含めた肩関節の可動性と肩-肩甲骨の荷重位での安定性に加え、背筋筋機能が重要であると報告している。さらに、Kochanowics et al. (2018)は、倒立時の重心動揺と筋活動の関係について、若年体操競技者では、重心が前方へ動揺した際、倒立姿勢を維持するため、腹直筋や大腿直筋が作用すると述べている。これらの報告の中で、倒立の姿勢調節に関与すると報告されている体幹の筋は、体幹の屈曲や伸展に関与し、構造的特徴から分類した際にグローバル筋に分類される(大久保ら、2009)。一方で、「へそをへこませる」drawing-in動作には体幹のローカル筋である腹横筋や内腹斜筋が関わっており(小泉、2009; Hides et al., 2006)、これら体幹のローカル筋は、体幹の安定性(脊椎の安定性)に関与することが知られている(大久保ら、2009; 小泉、2009)。また、サイドブリッジやフロントブリッジといったブリッジ姿勢保持時

には、腹横筋や内腹斜筋などの体幹のローカル筋の活動が増加することが知られている(Okubo et al., 2010; 川島ら、2006; 木下ら、2009; 杉本ら、2012)。腹横筋を含む体幹のローカル筋の機能は、前述のとおり、倒立時の姿勢調節に影響を及ぼしていることが考えられるが、倒立の姿勢動揺の調節と腹横筋、内腹斜筋、多裂筋といった体幹のローカル筋の機能との関係について検討した報告は、調べた範囲内では見当たらない。

そこで、本研究では、倒立の姿勢調節と体幹のローカル筋の活動が増加するとされているブリッジ姿勢保持能力との関係をもとに、倒立の姿勢調節と体幹のローカル筋の筋機能との関係について検討することを目的とした。

II. 方法

1. 被験者

被験者は、Y大学体操部に所属あるいは所属していた健康な男子大学生10名(年齢 20.3 ± 1.2 歳、身長 168.3 ± 6.2 cm、体重 59.8 ± 5.8 kg)であった。実験を行うにあたり、被験者全員に実験の目的や内容、手順について十分に説明を行い、途中で辞退することができることを説明したうえで、被験者の同意を得て実験に臨んでもらった。また、本研究は、国立大学法人山口大学における人を対象とする一般的な研究に関する審査委員会の承認を受け実施した(承認番号:2020-051-01)。

2. 実験概要

本来の倒立では、姿勢調節に手関節屈筋群が大きく関与するが(Kochanowics et al., 2018)、本研究では主に体幹のローカル筋の筋機能の関与について明らかにするため、姿勢調節に手関節屈筋群の関与が少なくなると考えられる肩倒立および三点倒立を採用し、これらの倒立を重心軌跡測定器(T.K.K.5810、竹井機器工業)上で

* 東広島市立三津小学校

10秒間、数回行わせた。そして、それぞれの試技で、重心移動の総軌跡長、外周面積、矩形面積、標準偏差楕円面積およびY座標標準偏差を測定し、これらの重心動揺に関する測定値を倒立時の姿勢調節の指標とした。

また、その時の様子を片側矢状面上から体全体が写るようにビデオカメラ(EX-F1、カシオ)を用いて300fpsで撮影し、その映像をもとに、体幹屈曲伸展角度の変動を測定し、この測定値も倒立時の姿勢調節の指標とした。

倒立時の測定とは別の日に、体幹筋機能の指標として、左右のサイドブリッジ姿勢保持能力、フロントブリッジ姿勢保持能力、バックブリッジ姿勢保持能力、体幹屈曲筋力および体幹伸展筋力を測定した。そして、それぞれの測定結果間の関係性をもとに体幹筋機能が倒立の姿勢調節に与える影響について検討した。

3. 肩倒立

肩倒立の試技として、重心軌跡測定器上に載せた肩倒立用椅子(ヨガチェア、Signstek)の上で、静止した肩倒立を10秒間行わせた。安定した姿勢が取れるまでは補助を付け、安定した姿勢となった後、補助者が手を離れた状態から10秒間姿勢を維持させた。試技の途中で大きくバランスを崩した場合は測定から除外した。また、測定のための試技を行う前に数回練習を行わせ、その際、肩の位置が変化しないよう肩倒立用椅子の中心に基準となるマーカーを貼り付け、測定のための試技ではそれを基準として肩の位置が変わらないようにした。一日の試技は被験者ごとに安定した測定値が数回測定できるまで繰り返し行わせた。一連の測定は2日をかけて2回行うことを基本とし、一連の2回の測定値が明らかに異なっている被験者に関しては、後日3回目、場合によっては4回目の測定を行った。

4. 三点倒立

三点倒立の試技として、重心軌跡測定器上で静止した三点倒立を肩倒立と同様10秒間行わせた。安定した姿勢が取れるまで補助を付けて行い、安定した姿勢となった後、補助者が手を離れた状態から10秒間姿勢を維持させた。試技の途中で大きくバランスを崩した場合は測定から除外した。また、三点倒立は保健体育科の授業場面においてマット上で主に行うこと、重心軌跡測定器上に直接頭をつけると痛みが出て三点倒立を行うことが困難であることから、本実験では、重心軌跡測定器のフォースプレートと同じ大きさのセノック(セノック・フローア、セノー)をフォースプレート上に載せ、その上で試技を行わせた。また、測定のための試技を行う前に数回練習を行わせ、その際、手と頭の位置が変化しないようセノック上に印をつけた。そして、測定のための試技

では、その印に合わせて手と頭の位置を決め、試技を行わせた。一日の試技は、被験者ごとに安定した測定値が数回得られるまで繰り返し行わせた。一連の測定は2日をかけて2回行うことを基本とし、一連の2回の測定値が明らかに異なっている被験者に関しては、後日3回目、場合によっては4回目の測定を行った。

5. 測定項目および測定方法

1) 重心動揺に関する指標

倒立時の重心動揺に関する指標は、重心移動の総軌跡長、外周面積、矩形面積、標準偏差楕円面積およびY座標標準偏差とした。Y座標標準偏差を除くこれらの値は、重心軌跡測定器を用いて10秒間の試技中、1/20秒のサンプリング間隔で測定した重心軌跡をもとに算出した。Y座標標準偏差は、重心軌跡測定器を用いて、同様に測定されたY座標の値から求めた。また、1日の中で測定した各試技のデータを確認し、指標として用いた各測定値の値が明らかに他の試技の値と異なっている場合はその試技のデータは除外し、除外しなかった試技における各測定値をすべて平均化し、それを1日(1回)の測定値とした。測定は2日をかけて2回行うことを基本としたが、3回以上測定した被験者に関しては、日ごとに測定されたデータを比較し、1日の測定値として値がよかった2回分の各測定値を採用した。選択した2回分の各測定値の級内相関係数は、肩倒立で0.871~0.961、三点倒立で0.630~0.792となり、三点倒立でやや低かったこと、また、2)で示す体幹屈曲伸展角度変動の級内相関係数も低かったことから、2回分の測定値をそれぞれ平均し、その値を重心動揺に関する各指標の測定値とした。

2) 体幹屈曲伸展角度変動

倒立時の体幹屈曲伸展角度変動を測定するために、肩倒立および三点倒立の様子を片側矢状面上から体全体が写るようにビデオカメラを用いて300fpsで撮影した。被験者は、肩峰、大腿骨大転子そして、踝にマーカーを着けた状態で試技を行い、撮影した映像を動作解析システムFrame-DIAS IV(DKH)を用いて20fpsに編集しなおした後、各コマにおける肩峰と大腿骨大転子、大腿骨大転子と踝をそれぞれ結んだ線がなす角度を、同システムを用いて測定した。測定した計200コマ分の角度の標準偏差を求め、その値を、体幹屈曲伸展角度変動(以下、角度Aの変動)とした。測定は2日をかけて2回行うことを基本としたが、3回以上測定した被験者に関しては、日ごとに測定されたデータを比較し、1日の測定値として値がよかった2回分の測定値を採用した。また、選択した2回分の測定値の級内相関係数は、肩倒立で0.177、三点倒立で0.422と低かったことから、2回分の測定値を平均し、その値を角度Aの変動の値とした。

3) 上体と垂直線のなす角度

垂直線を基準とした倒立時の上体の傾きを測定するために、体幹屈曲伸展角度を測定するために撮影した映像から、200コマ分の肩峰と大腿骨大転子を結んだ線と垂直線がなす角度の平均値を求めた。

4) 体幹筋機能

体幹筋機能の測定項目として、内腹斜筋や腹横筋の筋活動がみられるサイドブリッジ（川島ら、2006; 木下ら、2009; 杉本ら、2012）の姿勢保持能力、腹横筋の筋活動がみられるフロントブリッジ（Okubo et al., 2010）の姿勢保持能力、多裂筋の筋活動がみられるバックブリッジ（Okubo et al., 2010）の姿勢保持能力、体幹屈曲筋力および体幹伸展筋力をそれぞれ測定した。

サイドブリッジ姿勢保持能力、フロントブリッジ姿勢保持能力、バックブリッジ姿勢保持能力の指標として、重り（ウェイトプレート）を负荷した状態で、20秒間各姿勢をそれぞれ維持することができる最大の重りの重量を測定した。少なくともサイドブリッジにおいては、负荷なしに比べて、重りを用いた负荷を加えることにより、内腹斜筋や多裂筋の筋活動が高まることが示唆されている（木下ら、2009）。また、重りによる负荷をかけることにより、段階的な体幹筋機能の評価が可能になったとの報告もある（新谷ら、2019）。サイドブリッジおよびフロントブリッジ姿勢保持能力の測定は、田村ら（2019）が行った測定方法を、バックブリッジ姿勢保持能力の測定では、新谷ら（2019）が行った測定方法をそれぞれ参考にして実施した。それぞれの体幹筋機能の測定方法は、以下の（1）～（4）に示した。測定は日を変えて2回行った。2回の各測定値の級内相関係数は0.932～0.997と高かったため、2回の測定値のうち高値を測定値として採用した。また、各被験者の測定値を体重で割った値（以下、相対値）と负荷重量そのままの値（以下、絶対値）の両者を検討に用いた。

（1）サイドブリッジ

図1に示すように、サイドブリッジ（右）を行う際は、右肘を直角に曲げ、右上腕が地面に対し垂直になるようにして、右前腕を床面に接するように置かせた。また、両足は閉じた状態とし、右肘・右前腕部と右足部の2点で身体を支持するブリッジ姿勢（体幹と下肢が一本の棒

のような姿勢）を取らせ、体の側面にベルトを用いてウェイトプレートをつるした状態でその姿勢を維持させた（図1）。サイドブリッジ（左）は、逆の腕と足を用いて、サイドブリッジ（右）と同様の方法で姿勢を維持させた。

（2）フロントブリッジ

図2に示すように、フロントブリッジを行う際は、両肘を曲げて地面に対して肘が直角を保つように両前腕を床面に接するように置かせた。また、足部は肩幅程度に開いた状態とし、つま先を床面につけ、背中にウェイトプレートを乗せた状態で、ブリッジ姿勢（体幹と下肢が一本の棒のような姿勢）を維持させた（図2）。

（3）バックブリッジ

図3に示すように、バックブリッジを行う際は、肩甲骨と脛脛を約10cmの高さのストレッチマット上に置かせた。また、その状態で、骨盤と体幹を床面に対し水平になるまで浮かせ、骨盤上にウェイトプレートを乗せた状態で、そのブリッジ姿勢（体幹と下肢が一本の棒のような姿勢）を維持させた（図3）。

（4）体幹屈曲および伸展筋力

体幹屈曲筋力および体幹伸展筋力（以下、アブドミナルおよびバックエクステンション）は、筋力トレーニングマシンであるアブドミナル（VR-4212、サイベックスジャパン）およびバックエクステンション（VR-4208、サイベックスジャパン）をそれぞれ用いて、ウェイトを最大5回持ち上げることができた時のそのウェイト重量を測定した。各測定は、疲労を考慮し、十分な休憩を挟んだ後、行うようにした。

6. 統計処理

肩倒立および三点倒立時の各測定項目の値および体幹筋機能に関わる各測定項目の値はすべて平均値±標準偏差で示した。

肩倒立と三点倒立時の各測定項目の値の比較は、対応のあるt検定（スチューデントのt検定）を用いて行った。

重心動揺に関する各指標、体幹屈曲伸展角度変動および体幹筋機能に関わる各測定値、それぞれの間の関係を明らかにするため、シャピロウィルクの正規性の検定を行い、各測定項目の値が正規分布していることを確認し



図1 サイドブリッジ



図2 フロントブリッジ

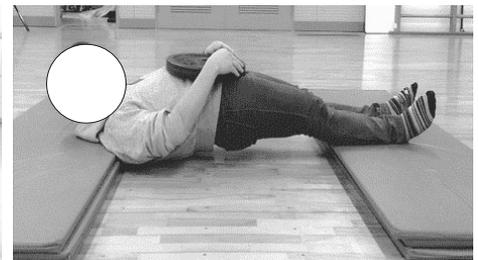


図3 バックブリッジ

た上で、ピアソンの積率相関係数を算出し、有意性の検定を実施した。また、値が正規分布していない測定項目がある場合は、スピアマンの順位相関係数を算出し、有意性の検定を行った。

重心動揺に関する各指標および体幹屈曲伸展角度の変動に影響をおよぼす体幹筋機能の因子を検討するため、重心移動の総軌跡長、外周面積、矩形面積、標準偏差楕円面積、Y座標標準偏差および角度Aの変動をそれぞれ目的変数とし、サイドブリッジ、フロントブリッジ、バックブリッジ、アブドミナルおよびバックエクステンションの各測定値を説明変数とした重回帰分析を行った。今回の測定項目の中には、正規分布していない項目があったが、重回帰分析によって求められた残差に正規性があればよいため、ダービンワトソン比を参照し、残差の正規性を確認した。また、多重共線性の問題に関しては、分散拡大要因（VIF値）を確認したところ10未満であり、多重共線性に大きな問題はなかった（木原ら、2008）。相関分析の結果から、サイドブリッジ（右）とサイドブリッジ（左）の値の間の相関係数は0.9以上だったため、サイドブリッジの値は、左右の値を平均したものをを用いた。分析には変数増加法を用い、すべての変数から1つずつ変数を加えて影響の大きさを計算しながら影響の大きい変数を選別した。また、変数選択の基準となるF値は2とした。

統計処理は、統計ソフトStatcel4およびMulcelを用いて行い、統計学的有意水準は、いずれも5%未満とした。

Ⅲ. 結果

1. 肩倒立と三点倒立における各測定値の比較

肩倒立および三点倒立時の重心動揺に関する各指標の値、体幹屈曲伸展角度変動（角度Aの変動）、上体と垂直線のなす角度および体幹筋機能に関わる各測定項目の値を表1に示した。三点倒立の重心軌跡の総軌跡長、外周面積、矩形面積、標準偏差楕円面積および上体と垂直線のなす角度は、肩倒立のそれらの値と比較して有意に（ $p < 0.05$ ）大きな値が認められた。

2. 肩倒立および三点倒立における重心動揺に関する各指標、体幹屈曲伸展角度変動および体幹筋機能に関する各測定値の間の関係

肩倒立における重心動揺に関する各指標、体幹屈曲伸展角度変動（角度Aの変動）および体幹筋機能に関する各測定値、それぞれの間の相関係数を表2に、三点倒立における重心動揺に関する各指標、体幹屈曲伸展角度変動（角度Aの変動）および体幹筋機能に関する各測定値、それぞれの間の相関係数を表3に示した。今回、三点倒立の総軌跡長とフロントブリッジの測定値（絶対値

および相対値）に関しては正規性が認められなかったため、これらを含む各項目間に関してはスピアマンの順位相関係数を表2および3中に示した。

肩倒立の重心動揺の各指標と体幹屈曲伸展角度変動（角度Aの変動）との間の関係においては、総軌跡長と外周面積、総軌跡長と矩形面積、総軌跡長と標準偏差楕円面積、総軌跡長とY座標標準偏差、総軌跡長と角度Aの変動、外周面積と矩形面積、外周面積と標準偏差楕円面積、外周面積とY座標標準偏差、外周面積と角度Aの変動、矩形面積と標準偏差楕円面積、矩形面積とY座標標準偏差、矩形面積と角度Aの変動、標準偏差楕円面積とY座標標準偏差、標準偏差楕円面積と角度Aの変動、Y座標標準偏差と角度Aの変動との間にそれぞれ有意な正の相関が認められた（表2）。また、肩倒立の重心動揺に関する各指標および体幹屈曲伸展角度変動（角度Aの変動）と体幹筋機能に関する各測定項目の絶対値あるいは相対値との間の関係においては、角度Aの変動とアブドミナル（絶対値）との間に負の相関傾向が認められたが、この関係を含め有意な相関関係はみられなかった（表2）。

三点倒立の重心動揺に関する各指標および体幹屈曲伸展角度変動（角度Aの変動）、それぞれとの間の関係においては、総軌跡長と外周面積、総軌跡長と矩形面積、外周面積と矩形面積、外周面積と標準偏差楕円面積、外周面積とY軸標準偏差、矩形面積と標準偏差楕円面積、矩形面積とY軸標準偏差、標準偏差楕円面積とY軸標準偏差との間にそれぞれ有意な正の相関が認められ、総軌跡長と標準偏差楕円面積、総軌跡長と角度Aの変動、Y座標標準偏差と角度Aの変動の間にそれぞれ正の相関傾

表1 肩倒立および三点倒立時の重心動揺に関する各指標の値、体幹屈曲伸展角度変動（角度Aの変動）、上体と垂直線のなす角度および体幹筋機能に関わる各測定項目の値

	肩倒立	三点倒立
総軌跡長 (mm)	412.7 ± 94.0	552.4 ± 161.4*
外周面積 (mm ²)	474.3 ± 268.6	859.9 ± 418.9*
矩形面積 (mm ²)	709.1 ± 384.6	1299.0 ± 610.2*
標準偏差楕円面積 (mm ²)	87.3 ± 51.8	172.2 ± 80.7*
Y座標標準偏差	6.4 ± 2.1	8.0 ± 2.4
角度Aの変動	0.68 ± 0.15	0.83 ± 0.20
上体と垂直線のなす角度 (deg)	4.0 ± 4.8	9.8 ± 3.6**
ABS (絶対値)(kg)	48.5 ± 5.8	
BEX (絶対値)(kg)	94.1 ± 21.3	
SBR (絶対値)(kg)	38.2 ± 11.4	
SBL (絶対値)(kg)	35.8 ± 11.3	
FB (絶対値)(kg)	48.5 ± 15.0	
BB (絶対値)(kg)	54.8 ± 13.6	
ABS (相対値)	0.82 ± 0.06	
BEX (相対値)	1.59 ± 0.33	
SBR (相対値)	0.66 ± 0.23	
SBL (相対値)	0.62 ± 0.22	
FB (相対値)	0.83 ± 0.30	
BB (相対値)	0.94 ± 0.28	

√ $p < 0.1$, * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$
 ABS=アブドミナル、BEX=バックエクステンション、
 SBR=サイドブリッジ（右）、SBL=サイドブリッジ（左）、
 FB=フロントブリッジ、BB=バックブリッジ

向が認められた(表3)。三点倒立の重心動揺に関する各指標および体幹屈曲伸展角度変動(角度Aの変動)と体幹筋機能に関する各測定項目の絶対値との間の関係においては、角度Aの変動とサイドブリッジ(右)、角度Aの変動とサイドブリッジ(左)、角度Aの変動とバックブリッジとの間にそれぞれ有意な負の相関が認められ、総軌跡長とフロントブリッジ、Y軸標準偏差とサイドブリッジ(右)との間にそれぞれ負の相関傾向がみられた(表3上)。また、三点倒立の重心動揺に関する各

指標および体幹屈曲伸展角度変動(角度Aの変動)と体幹筋機能に関する各測定項目の相対値との間の関係においては、総軌跡長とフロントブリッジ、Y座標標準偏差とサイドブリッジ(右)、角度Aの変動とサイドブリッジ(右)、角度Aの変動とサイドブリッジ(左)、角度Aの変動とバックブリッジとの間にそれぞれ有意な負の相関が認められ、標準偏差楕円面積とサイドブリッジ(右)との間に負の相関傾向が認められた(表3下)。表4に、体幹筋機能に関する各測定項目の値(絶対値

表2 肩倒立における重心移動の総軌跡長、外周面積、矩形面積、標準偏差楕円面積、Y座標標準偏差、角度Aの変動および体幹筋機能に関する各測定値(上:絶対値,下:相対値)の間の相関係数

	総軌跡長	外周面積	矩形面積	標準偏差楕円面積	Y座標標準偏差	角度Aの変動
総軌跡長	1.000					
外周面積	0.867**	1.000				
矩形面積	0.838**	0.994**	1.000			
標準偏差楕円面積	0.849**	0.992**	0.982**	1.000		
Y座標標準偏差	0.836**	0.974**	0.955**	0.986**	1.000	
角度Aの変動	0.766**	0.751*	0.715*	0.772**	0.765**	1.000
ABS(絶対値)	-0.335	-0.136	-0.125	-0.110	-0.092	-0.567✓
BEX(絶対値)	-0.143	0.052	0.046	0.129	0.181	-0.145
SBR(絶対値)	-0.246	-0.277	-0.300	-0.253	-0.160	-0.107
SBL(絶対値)	-0.107	-0.209	-0.247	-0.197	-0.072	-0.146
FB(絶対値)	<u>0.006</u>	<u>0.264</u>	<u>0.301</u>	<u>0.153</u>	<u>0.141</u>	<u>-0.362</u>
BB(絶対値)	0.178	0.289	0.276	0.308	0.392	0.228
	総軌跡長	外周面積	矩形面積	標準偏差楕円面積	Y座標標準偏差	角度Aの変動
ABS(相対値)	-0.395	-0.239	-0.251	-0.214	-0.111	-0.348
BEX(相対値)	-0.094	0.089	0.077	0.165	0.238	0.057
SBR(相対値)	-0.211	-0.260	-0.286	-0.244	-0.153	-0.019
SBL(相対値)	-0.087	-0.199	-0.237	-0.195	-0.075	-0.050
FB(相対値)	<u>-0.030</u>	<u>0.224</u>	<u>0.261</u>	<u>0.152</u>	<u>0.139</u>	<u>-0.079</u>
BB(相対値)	0.150	0.219	0.199	0.230	0.320	0.290

ABS=アブドミナル、BEX=バックエクステンション、SBR=サイドブリッジ(右)、SBL=サイドブリッジ(左)、FB=フロントブリッジ、BB=バックブリッジ
 ✓p<0.1, *p<0.05, **p<0.01

イタリック体+下線はスピアマンの順位相関係数

表3 三点倒立における重心移動の総軌跡長、外周面積、矩形面積、標準偏差楕円面積、Y座標標準偏差、角度Aの変動および体幹筋機能に関する各測定値(上:絶対値,下:相対値)の間の相関係数

	総軌跡長	外周面積	矩形面積	標準偏差楕円面積	Y座標標準偏差	角度Aの変動
総軌跡長	1.000					
外周面積	<u>0.745</u> *	1.000				
矩形面積	<u>0.660</u> *	0.994**	1.000			
標準偏差楕円面積	<u>0.624</u> ✓	0.988**	0.988**	1.000		
Y座標標準偏差	<u>0.539</u>	0.824**	0.834**	0.879**	1.000	
角度Aの変動	<u>0.600</u> ✓	0.532	0.537	0.528	0.549✓	1.000
ABS(絶対値)	<u>0.019</u>	0.104	0.077	0.186	0.284	-0.054
BEX(絶対値)	<u>0.024</u>	0.323	0.295	0.385	0.435	-0.317
SBR(絶対値)	<u>-0.324</u>	-0.503	-0.491	-0.532	-0.578✓	-0.830**
SBL(絶対値)	<u>-0.116</u>	-0.214	-0.190	-0.237	-0.337	-0.662*
FB(絶対値)	<u>-0.595</u> ✓	<u>-0.178</u>	<u>-0.067</u>	<u>-0.067</u>	<u>-0.117</u>	<u>-0.399</u>
BB(絶対値)	<u>-0.492</u>	-0.318	-0.278	-0.327	-0.457	-0.794**
	総軌跡長	外周面積	矩形面積	標準偏差楕円面積	Y座標標準偏差	角度Aの変動
ABS(相対値)	<u>-0.006</u>	-0.259	-0.271	-0.263	-0.279	-0.507
BEX(相対値)	<u>-0.236</u>	0.167	0.148	0.191	0.176	-0.518
SBR(相対値)	<u>-0.116</u>	-0.504	-0.492	-0.554✓	-0.636*	-0.780**
SBL(相対値)	<u>-0.018</u>	-0.268	-0.245	-0.315	-0.449	-0.650*
FB(相対値)	<u>-0.648</u> *	<u>-0.406</u>	<u>-0.273</u>	<u>-0.297</u>	<u>-0.248</u>	<u>-0.515</u>
BB(相対値)	<u>-0.297</u>	-0.341	-0.307	-0.382	-0.547	-0.762**

ABS=アブドミナル、BEX=バックエクステンション、SBR=サイドブリッジ(右)、SBL=サイドブリッジ(左)、FB=フロントブリッジ、BB=バックブリッジ
 ✓p<0.1, *p<0.05, **p<0.01

イタリック体+下線はスピアマンの順位相関係数

および相対値)間の相関係数を示した。フロントブリッジの測定値(絶対値および相対値)に関しては正規性が認められなかったため、これらを含む各項目間に関してはスピアマンの順位相関係数を示した。

体幹筋機能に関する各測定値間については、絶対値および相対値ともに、サイドブリッジ(右)とサイドブリッジ(左)、サイドブリッジ(右)とバックブリッジ、サイドブリッジ(左)とバックブリッジとの間にそれぞれ有意な正の相関が認められた(表4)。また、絶対値および相対値ともに、フロントブリッジとバックブリッジとの間に正の相関傾向がみられ、フロントブリッジの相対値とバックエクステンションの相対値との間にも正の相関傾向がみられた(表4)。

3. 重心動揺に関する各指標および体幹屈曲伸展角度変動を目的変数とし、体幹筋機能に関する各測定項目の絶対値および相対値を説明変数とした重回帰分析

肩倒立の重心動揺に関する各指標および体幹屈曲伸展角度変動(角度Aの変動)をそれぞれ目的変数とし、体幹筋機能に関する各測定項目の絶対値および相対値を説明変数とした重回帰分析の結果、変数増加法により説明変数の中から選択された測定項目があったのは、角度Aの変動を目的変数とし、体幹筋機能に関する各測定項目の絶対値を説明変数とした時のみであった。その結果を

表5に示した。

肩倒立の角度Aの変動を目的変数とし、体幹筋機能に関する各測定項目の絶対値を説明変数とした場合、アブドミナル(標準回帰係数-0.567)が選択され、その決定係数(自由度修正済み)は0.237であった(表5)。

三点倒立の重心動揺に関する各指標および体幹屈曲伸展角度変動(角度Aの変動)をそれぞれ目的変数とし、体幹筋機能に関する各測定項目の絶対値および相対値を説明変数とした重回帰分析の結果、変数増加法により説明変数の中から選択された測定項目があったのは、総軌跡長、Y座標標準偏差及び角度Aの変動をそれぞれ目的変数とし、体幹筋機能に関する各測定項目の絶対値を説明変数とした場合、総軌跡長および角度Aの変動をそれぞれ目的変数とし、体幹筋機能に関する各測定項目の相対値を説明変数とした場合であった。それらの結果を、表6A~Cおよび表7A~Bにそれぞれ示した。

三点倒立の総軌跡長を目的変数とし、体幹筋機能に関する各測定項目の絶対値を説明変数とした場合、バックブリッジ(標準回帰係数-0.500)が選択され、その時の決定係数(自由度修正済み)は0.156であった(表6A)。三点倒立のY座標標準偏差を目的変数とし、体幹筋機能に関する各測定項目の絶対値を説明変数とした場合、サイドブリッジ(標準回帰係数-0.329)、バックエクステンション(標準回帰係数0.696)、フロントブ

表4 体幹筋機能に関する各測定値間(上:絶対値, 下:相対値)の相関係数

	ABS (絶対値)	BEX (絶対値)	SBR (絶対値)	SBL (絶対値)	FB (絶対値)	BB (絶対値)
ABS (絶対値)	1.000					
BEX (絶対値)	0.387	1.000				
SBR (絶対値)	-0.227	0.146	1.000			
SBL (絶対値)	-0.137	0.213	0.924**	1.000		
FB (絶対値)	<u>0.125</u>	<u>0.426</u>	<u>0.243</u>	<u>0.327</u>	1.000	
BB (絶対値)	-0.132	0.180	0.811**	0.771**	<u>0.646</u> ✓	1.000
	ABS (相対値)	BEX (相対値)	SBR (相対値)	SBL (相対値)	FB (相対値)	BB (相対値)
ABS (相対値)	1.000					
BEX (相対値)	0.091	1.000				
SBR (相対値)	0.371	0.359	1.000			
SBL (相対値)	0.400	0.360	0.944**	1.000		
FB (相対値)	<u>0.055</u>	<u>0.624</u> ✓	<u>0.207</u>	<u>0.358</u>	1.000	
BB (相対値)	0.397	0.394	0.868**	0.840**	<u>0.563</u> ✓	1.000

ABS=アブドミナル、BEX=バックエクステンション、SBR=サイドブリッジ(右)、SBL=サイドブリッジ(左)、FB=フロントブリッジ、BB=バックブリッジ
 ✓p<0.1, *p<0.05, **p<0.01 イタリアック体+下線はスピアマンの順位相関係数

表5 肩倒立における角度Aの変動を目的変数、体幹筋機能の各測定項目の値(絶対値)を説明変数とした重回帰分析の結果

	回帰係数	標準誤差	標準回帰係数	偏相関係数	F値	VIF値
アブドミナル	-0.015	0.008	-0.567	-0.567	3.795	1.000
定数項	1.391	0.372			13.978	
決定係数 R ²			0.322			
自由度修正済み決定係数			0.237			

ブリッジ（標準回帰係数-0.501）が選択され、決定係数（自由度修正済み）は0.484であった（表6B）。三点倒立の角度Aの変動を目的変数とし、体幹筋機能に関する各測定項目の絶対値を説明変数とした場合、バックブリッジ（標準回帰係数-0.795）が選択され、決定係数（自由度修正済み）は0.586であった（表6C）。

三点倒立の総軌跡長を目的変数とし、体幹筋機能に関する各測定項目の相対値を説明変数とした場合、フロントブリッジ（標準回帰係数-0.477）が選択され、決定係数（自由度修正済み）は0.131であった（表7A）。三

点倒立の角度Aの変動を目的変数とし、体幹筋機能に関する各測定項目の相対値を説明変数とした場合、バックブリッジ（標準回帰係数-0.763）が選択され、決定係数（自由度修正済み）は0.530であった（表7B）。

IV. 考察

1. 肩倒立および三点倒立における重心動揺に関する各指標および体幹屈曲伸展角度変動と体幹筋機能に関する各測定値との関係

肩倒立における重心動揺に関する各指標および体幹屈

表6A 三点倒立における総軌跡長を目的変数、体幹筋機能の各測定項目の値（絶対値）を説明変数とした重回帰分析の結果

	回帰係数	標準誤差	標準回帰係数	偏相関係数	F 値	VIF 値
バックブリッジ	-5.946	3.644	-0.500	-0.500	2.661	1.000
定数項	877.951	204.979			18.345	
決定係数 R ²			0.250			
自由度修正済み決定係数			0.156			

表6B 三点倒立におけるY座標標準偏差を目的変数、体幹筋機能の各測定項目の値（絶対値）を説明変数とした重回帰分析の結果

	回帰係数	標準誤差	標準回帰係数	偏相関係数	F 値	VIF 値
サイドブリッジ	-0.070	0.060	-0.329	-0.429	1.351	1.395
バックエクステンション	0.077	0.029	0.696	0.735	7.084	1.193
フロントブリッジ	-0.079	0.048	-0.501	-0.559	2.730	1.606
定数項	7.116	2.943			5.849	
決定係数 R ²			0.656			
自由度修正済み決定係数			0.484			

表6C 三点倒立における角度Aの変動を目的変数、体幹筋機能の各測定項目の値（絶対値）を説明変数とした重回帰分析の結果

	回帰係数	標準誤差	標準回帰係数	偏相関係数	F 値	VIF 値
バックブリッジ	-0.012	0.003	-0.795	-0.795	13.717	1.000
定数項	1.480	0.180			67.862	
決定係数 R ²			0.632			
自由度修正済み決定係数			0.586			

表7A 三点倒立における総軌跡長を目的変数、体幹筋機能の各測定項目の値（相対値）を説明変数とした重回帰分析の結果

	回帰係数	標準誤差	標準回帰係数	偏相関係数	F 値	VIF 値
フロントブリッジ	-268.810	174.957	-0.477	-0.477	2.360	1.000
定数項	775.024	152.507			25.825	
決定係数 R ²			0.228			
自由度修正済み決定係数			0.131			

表7B 三点倒立における角度Aの変動を目的変数、体幹筋機能の各測定項目の値（相対値）を説明変数とした重回帰分析の結果

	回帰係数	標準誤差	標準回帰係数	偏相関係数	F 値	VIF 値
バックブリッジ	-0.555	0.166	-0.763	-0.763	11.130	1.000
定数項	1.355	0.163			69.423	
決定係数 R ²			0.582			
自由度修正済み決定係数			0.530			

曲伸展角度変動（角度Aの変動）と体幹筋機能に関する各測定値との間に有意な相関は認められず、角度Aの変動とアブドミナルの測定値（絶対値）との間に負の相関傾向が認められただけであった（表2上）。肩倒立の重心動揺に関する各指標および体幹屈曲伸展角度変動（角度Aの変動）と体幹筋機能に関する各測定値との間に有意な相関が認められなかった理由として、肩倒立は両手で支持する倒立とは異なり、両肩と両手の4点で自身の身体を支えることができるため、比較的安定した姿勢が取りやすかったことが考えられる。実際の倒立場面において、小島（2016）は、「良い姿勢の倒立位」には各関節の「手→肘→肩」を土台にして、その上に「腰→膝→足」が順に積み上がっていくことが望ましいと述べており、木下ら（2019）は、直線的な倒立に必要な因子として、肩-肩甲骨の荷重位での安定性を挙げている。本研究で用いた肩倒立では、上体と垂直線のなす角度は 4.0 ± 4.8 度（表1）と垂直に近い姿勢であり、両肩を直接支持面とし、かつ、上体の傾きを肩倒立用の椅子の脚を持った両手で支えることができるため、両手のみで体全体の支持を行う倒立と比べ、「手→肘→肩」の土台が安定した状態にあること、肩-肩甲骨の荷重位での安定性も保たれていることが推察される。そのため、「腰→膝→足」が容易に直線的な姿勢をとりやすくなっていたと考えられる。事実、肩倒立時の重心動揺の指標である総軌跡長や各面積は、三点倒立時と比較して、有意に小さかったことが示されている（表1）。したがって、体幹筋の活動を十分に高めなくとも、肩倒立における姿勢調節を行うことが可能であり、そのため、重心動揺に関する各指標や体幹屈曲伸展角度の変動と体幹筋機能に関する各測定値との間に有意な相関関係が認められなかったのではないかと考えられる。しかし、この点は推論の域を出ず、必ずしも定かではない。

三点倒立における重心動揺に関する各指標および体幹屈曲伸展角度変動（角度Aの変動）と体幹筋機能に関する各測定値との間では、角度Aの変動とサイドブリッジ（右）の測定値（絶対値）、角度Aの変動とサイドブリッジ（左）の測定値（絶対値）、角度Aの変動とバックブリッジの測定値（絶対値）、Y座標標準偏差とサイドブリッジ（右）の測定値（相対値）、角度Aの変動とサイドブリッジ（右）の測定値（相対値）、角度Aの変動とサイドブリッジ（左）の測定値（相対値）、角度Aの変動とバックブリッジの測定値（相対値）の間に、それぞれ有意な負の相関（ $p < 0.05$ ）が認められた（表3）。一方、重心動揺に関する各指標および体幹屈曲伸展角度変動（角度Aの変動）とアブドミナルおよびバックエクステンションの測定値（絶対値、相対値）との間にはそれぞれ有意な相関は認められなかった（表3）。

これらのことから、三点倒立時の体幹屈曲伸展角度変動や前後方向の重心動揺には体幹筋機能の中でもサイドブリッジとバックブリッジの姿勢保持能力が関係することが明らかとなった。木下ら（2019）は、直線的な倒立の評価として用いた倒立時の肩屈曲角度（肩屈曲角度が大きいほど直線的な倒立になっている）とサイドブリッジ片足拳上の姿勢保持時間の間に有意な正の相関が認められることを報告している。また、バックブリッジに関して、大久保（2016）は、多裂筋に加え、脊柱起立筋も動員され、背筋群の共同収縮が生じることを確認しており、先の木下ら（2019）の報告でも、直線的な倒立の指標として用いた倒立時の肩屈曲角度と背筋筋機能（伏臥位にて地面から両上下肢を10度挙上したV字背筋の姿勢保持時間）との間に有意な正の相関があることが報告されている。木下ら（2019）が背筋筋機能の測定に用いたV字背筋の姿勢は、本研究で用いたバックブリッジの姿勢と比較し、伏臥位か背臥位かの違いはあるが、姿勢を維持するために、同様の筋群を動員していると考えられる。したがって、これら木下ら（2019）の結果は、本研究の結果を支持するものと考えられる。また、Riches（2014）の学士論文では、サイドブリッジやバックブリッジを含む3週間の体幹トレーニングを行うことで、倒立時の姿勢動揺が小さくなり、体幹筋機能の向上が倒立の姿勢調節能力の向上につながることを示されている。この結果も本研究の結果を支持する。

サイドブリッジ姿勢保持時には、内腹斜筋や腹横筋の活動が認められており（川島ら、2006；木下ら、2009；杉本ら、2012）、バックブリッジ姿勢保持時には多裂筋の活動が認められている（Okubo et al., 2010）。さらに、サイドブリッジ姿勢保持時に重りを負荷することで多裂筋の筋活動が高まるという報告もある（木下ら、2009）。大久保（2016）は、腹横筋に関して、両側性に収縮すると、腹囲の減少および腹圧の上昇が生じ、胸腰筋膜と前方の筋膜を緊張させることで腰椎の剛性を向上させること、内腹斜筋に関しても後部繊維は腹横筋と同様に腹圧や胸腰筋膜の緊張に関与している（腰椎の剛性を向上させる）と述べている。また、多裂筋は、背部ローカル筋の中でも分節的安定性制御に重要な筋であり、骨盤前傾・腰椎前弯角度の制御に関与していると述べている。これらの筋機能は、腰椎安定性、体幹の安定性に貢献していると考えられ、三点倒立時の体幹屈曲伸展角度変動を小さくすることにも貢献していると考えられる。また、今回の三点倒立時の上体と垂直線のなす角度は 9.8 ± 3.6 度であった（表1）。このことから、三点倒立時の上体および下肢全体が腹側に若干傾いていると考えられ、体幹および下肢は腹側へ屈曲しやすい状態になっていたと考えられる。そのため、これに拮抗して一直線

上の姿勢を維持するために、体幹を伸展させる姿勢調節も同時に行われていたと考えられる。大久保（2016）は、バックブリッジに関して、多裂筋に加え、脊柱起立筋も動員され、背筋群の共同収縮が生じることを確認しており、体幹の伸展に関与する筋の動員が認められている。これら機能的な面から考えても、姿勢調節の指標の一つとした三点倒立時の体幹屈曲伸展角度変動とサイドブリッジおよびバックブリッジの測定値の間にそれぞれ有意な負の相関が認められたのは妥当ではないかと考えられる。

前述の通り、本研究では、三点倒立の重心動揺に関する各指標および体幹屈曲伸展角度変動とアブドミナルおよびバックエクステンションそれぞれの測定値との間に有意な相関は認められなかった。本研究において、体幹屈曲伸展筋力の指標としたアブドミナルおよびバックエクステンションでは、トレーニングマシンを用いて重りを最大5回持ち上げることができる負荷重量を測定しており、最大筋力に近い筋力を指標としている。したがって、これらの指標には体幹の屈曲や伸展動作を引き起こす腹直筋や脊柱起立筋といった体幹のグローバル筋の関与が大きいと推察される。大久保ら（2012）は、立位の状態と比較して、倒立の状態では腹直筋の筋活動が増加し、腰部脊柱起立筋の筋活動が減少することを報告しており、腹直筋の筋活動は倒立姿勢調節に関与することが考えられる。しかし、その活動は最大随意筋力発揮時の活動の6.5%程度と大きくないこと（大久保ら、2012）から、最大筋力の大小の影響は必ずしも大きくはないと考えられる。これらのことから、本研究においては、三点倒立時の重心動揺や体幹屈曲伸展角度変動に体幹のグローバル筋の筋力の影響は小さかったのではないかと考えられる。

これまで述べてきた点を踏まえると、三点倒立時の体幹屈曲伸展角度変動には、体幹筋機能の中でも、体幹のグローバル筋よりも、多裂筋や内腹斜筋、腹横筋といったローカル筋の筋機能の関与の方が大きかったことが示唆される。

今回の体幹屈曲伸展角度変動とサイドブリッジおよびバックブリッジの測定値の間にそれぞれ有意な負の相関が認められたという知見が、通常の倒立時にも適用できるかどうかは定かではない。しかし、木下ら（2019）は、人の構造上、軸となる脊柱が背側に寄っており、その脊柱から腹側は内臓系が格納されていることに加えて、大腿部前面は後面に比べて筋質量が大きく、通常の倒立時に姿勢の直線を意識すると矢状面上で前方（屈曲）へ回転するモーメントが働くことから、背面筋群にて支える筋活動が重要になると推察している。また、体操選手は、一般健常者と比較して手関節の柔軟性が低下してい

るため、手関節の背屈に抵抗があり、重心が後方に残存しやすいため、背筋の筋機能が重要になるとも述べている。これらのことから、今回の知見は、三点倒立にとどまらず、通常の倒立においても適用できる可能性はあるのではないかと考えられる。

体幹屈曲伸展角度変動の大小は、重心動揺に関する各指標の値の大小にも反映されると考えられることから、三点倒立時の重心動揺に関する各指標と体幹筋機能に関する各測定項目の値との間にも有意な相関が認められるのではないかと考えられた。しかし、矢状面上の重心位置の変動を反映し、体幹屈曲伸展角度変動とも関係が深いと考えられるY座標標準偏差を除き、重心動揺に関する各指標と体幹筋機能に関する各測定値との間に有意な相関関係は認められなかった。実際の倒立では手関節屈筋群が姿勢調節に最も関与すると報告されているが（Kochanowics et al., 2018）、三点倒立においても、頭と両手の三点で体を支持することから、両手関節（手関節屈筋群）が姿勢調節に少なからず影響を及ぼしていたと考えられる。この場合、仮に体幹屈曲伸展角度に大きな変動がなくとも、両手関節による姿勢調節によって、体幹と下肢全体が動揺することが考えられ、重心軌跡も変動することが推察される。また、重心動揺は前後方向への変動だけでなく、左右方向への変動も測定している。したがって、これらの要因が影響したために、Y座標標準偏差を除いた重心動揺に関する各指標と体幹筋機能に関する各測定値の間には有意な相関が認められなかったのではないかと考えられる。

2. 肩倒立および三点倒立における重心動揺に関する各指標および体幹屈曲伸展角度変動に関係のある体幹筋機能の因子

肩倒立における重心動揺に関する各指標および体幹屈曲伸展角度変動（角度Aの変動）をそれぞれ目的変数とし、体幹筋機能に関する各測定項目の値を説明変数とした重回帰分析の結果、変数増加法により説明変数が選択された測定項目が認められたのは、目的変数を角度Aの変動とし、説明変数を体幹筋機能に関する各測定値の絶対値とした場合のみだった（表5）。この場合、アブドミナルのみが選択された。単相関分析でも、アブドミナル（絶対値）は、角度Aの変動との間に負の相関傾向が認められたが、有意なものではなかった（表2上）。また、重回帰分析の結果、自由度修正済み決定係数は0.237と必ずしも高い値ではなかった（表5）。そのため、肩倒立の姿勢調節にアブドミナル、すなわち体幹屈曲筋力が大きな影響を与えているとは必ずしも言えないと考えられる。

三点倒立における重心動揺に関する各指標および体幹

屈曲伸展角度変動（角度Aの変動）をそれぞれ目的変数とし、体幹筋機能に関する各測定項目の値を説明変数とした重回帰分析の結果、変数増加法により説明変数が選択された測定項目が認められたのは、目的変数と説明変数をそれぞれ、総軌跡長と体幹筋機能に関する各測定値の絶対値および相対値、Y座標標準偏差と体幹筋機能に関する各測定値の絶対値、角度Aの変動と体幹筋機能に関する各測定値の絶対値および相対値とした時であった（表6A～C、表7A～B）。

三点倒立時の総軌跡長を目的変数とし、体幹筋機能に関する各測定値の絶対値および相対値をそれぞれ説明変数とした重回帰分析の結果、バックブリッジ、フロントブリッジがそれぞれ選択され（表6A、表7A）、バックブリッジおよびフロントブリッジ姿勢保持能力の関与が考えられた。総軌跡長とバックブリッジの測定値（絶対値）および総軌跡長とフロントブリッジの測定値（相対値）との間の単相関分析の結果では、前者に有意な相関はみられなかったが（表3上）、後者には有意な負の相関が認められた（表3下）。しかし、自由度修正済み決定係数は、いずれも低かったことから（それぞれ0.131と0.156）、三点倒立時の重心動揺に対するバックブリッジおよびフロントブリッジの姿勢保持能力の影響は大きくはなかったと考えられる。

また、三点倒立時のY座標標準偏差を目的変数とし、体幹筋機能に関する各測定値の絶対値を説明変数とした重回帰分析の結果、選択された変数はサイドブリッジ、バックエクステンション、フロントブリッジであったが、バックエクステンションの標準回帰係数は正の値を示していた（表6B）。このことは、バックエクステンション、すなわち体幹伸展筋力が大きいほど前後方向の重心動揺が大きいことを示しており、この結果を機能的に考えると必ずしも妥当であるとは言えないと考えられた。そのため、バックエクステンションを除き、Y座標標準偏差を目的変数とし、体幹筋機能に関する残りの各項目の絶対値を説明変数とした重回帰分析を行った結果、サイドブリッジ（標準回帰係数-0.480）のみが選択されたが、自由度修正済み決定係数は0.120と低かった（結果には示していない）。このことから、サイドブリッジ姿勢保持能力は、Y座標標準偏差に対して必ずしも大きな影響は与えていなかったのではないかと考えられる。

これらのことから、三点倒立における重心動揺に関する各指標に関しても、体幹筋機能に関する各測定項目の影響はいずれも大きなものではなかったと考えられた。

三点倒立時の角度Aの変動を目的変数とし、体幹筋機能に関する各測定項目の絶対値および相対値を説明変数とした場合、いずれにおいてもバックブリッジが選択された（自由度修正済み決定係数は絶対値で0.586、相

対値で0.530）（表6C、表7B）。単相関分析の結果では、バックブリッジに加えてサイドブリッジも角度Aの変動と有意な相関が認められたが（表3）、重回帰分析では選択されなかった。分散拡大要因（VIF値）が10を超えると多重共線性の影響が強く生じるとされているが、VIFの値からは、多重共線性の影響はないと考えられた（表6C、表7B）。一方、サイドブリッジとバックブリッジ、両測定値間の単相関分析では、サイドブリッジ右とバックブリッジの測定値（絶対値および相対値）、サイドブリッジ左とバックブリッジの測定値（絶対値および相対値）との間にそれぞれ有意な正の相関がみられ、その時の相関係数は、サイドブリッジ左とバックブリッジの測定値（絶対値）との間の値（ $r=0.771$ ）を除き、いずれも0.8を超えていた（表3）。お互いの相関係数が0.9を超えるような項目をそれぞれ説明変数に加えて重回帰分析を行うと、分析に多重共線性の問題が生じ、相関係数が0.8～0.9であっても、その問題が生じる可能性があるとしており（木原ら、2008）、この点からは、今回の重回帰分析の結果も多重共線性の問題が生じていた可能性は否定できないのではないかと考えられた。そのため、改めてバックブリッジを説明変数の中から除いて、角度Aの変動を目的変数とし、体幹筋機能に関する各測定項目の絶対値および相対値を説明変数とし、重回帰分析（変数増加法）を行った結果、いずれもサイドブリッジのみが選択された（自由度修正済み決定係数は絶対値で0.527、相対値で0.469）（結果には示していない）。バックブリッジを除いた場合には、サイドブリッジが選択されたことから、サイドブリッジも三点倒立時の体幹屈曲伸展角度の変動に影響を与えていたと考えられる。しかし、決定係数はバックブリッジが選択された場合の方がやや高いことから、三点倒立時の角度Aの変動に対してはバックブリッジの影響の方がより大きかったのではないかと考えられた。

これらのことから、三点倒立においては、姿勢調節の指標の一つとした体幹屈曲伸展角度変動に関して、バックブリッジ姿勢保持能力とサイドブリッジ姿勢保持能力が影響を及ぼしており、その中でもバックブリッジ姿勢保持能力がより大きな影響を及ぼしていたと考えられる。

3. 研究の限界

本研究では、肩倒立時の重心動揺に関する各指標の測定は、重心軌跡測定器上に肩倒立用の椅子を載せて行った。また、その時、椅子の脚は測定器上の床反力を測定できる範囲をわずかに超えて接地していた。これらのことから、重心動揺の変化を正確に計測できていたか否かについては定かではない面があった。しかし、予備的検討として、肩倒立用の椅子を重心軌跡測定器上に載せて

体操経験者と未経験者の重心動揺に関する各指標の測定を行った結果、体操経験者は未経験者に比べて、各測定指標の値が明らかに低値を示しており、経験の違いを明確に区別できた。また、本研究では、全身体操経験者を被験者に用いたが、各被験者間でも各測定指標の値に差が認められ、各測定指標の値は、主観にはなるが体操の競技力が高いもので低値を、競技力の低いもので高値を示す傾向にあった。これらのことから、本研究における肩倒立時の重心動揺に関する各指標の測定においては、概ね妥当な値が得られているものと考えられる。

三点倒立時の重心動揺に関する各指標の測定においては、重心軌跡測定器上に直接頭をつけると痛みが出て三点倒立を行うことが困難であったことから、本研究では、重心軌跡測定器のフォースプレート上に同じ大きさに切った緩衝材（セノック）を載せて試技を行わせた。そのため、肩倒立同様、重心動揺の変化を正確に計測できていたか否かについては定かではない面があった。そこで、予備的検討において、三点倒立で頭および両手が接地すると仮定した位置をそれぞれ位置A～Cとし、重心軌跡測定器上のそれらの位置に重錘を乗せ、その条件を変化させた際の重心点の位置座標と移動距離を緩衝材を載せた場合と載せなかった場合の両条件で測定し、緩衝材の有無による測定値の違いを確認した。その結果、緩衝材がある場合は、ない場合と比べてA、B、C各位置にそれぞれ20kgの重錘を乗せた際の各位置のXY座標点はやや内側にあったが、合成した重心点のXY座標には大きな違いは認められなかった（ない場合のXY座標は、それぞれ3.2、53.4 mm、ある場合のXY座標は、それぞれ4.5、49.5 mm）。また、位置A～Cに20kgの重錘を載せた状態から重錘の一部を別の位置に移動させた際の移動前後の重心点の位置（XY座標）とその移動距離についても、緩衝材の有無によって移動前後の重心点の座標位置にはやや違いがあり、重心点の移動距離にも少し差が認められたが、それらの差は大きなものではなかった（移動距離の差は0.4～3.4 mm）。したがって、三点倒立時の重心動揺に関する各指標の測定値においても、概ね妥当な値が得られているものと考えられる。

また、本研究では、片側矢状面から撮影した画像をもとに2次元の動作解析を用いて体幹屈曲伸展角度を測定している。そのため、体幹下肢の回旋によって、体幹屈曲伸展角度に誤差が生じることが考えられる。本研究では、測定前に検者が補助を行い、姿勢が変化しないように配慮した。また、検者が目視にて確認した限り、明らかな回旋動作はなかった。そのため、本研究で測定した体幹屈曲伸展角度に対する回旋動作に伴う誤差の影響は少ないものと考えられる。

一方、2回測定した体幹屈曲伸展角度変動（角度Aの

変動）の級内相関係数は、肩倒立で0.177、三点倒立で0.422と低く、角度Aの変動の信頼性は低いと考えられた。しかし、2回の測定値を平均して求めた角度Aの変動とその変動と関係が深いと考えられるY座標標準偏差（矢状面における重心位置の変動）との間には、肩倒立において高い正の相関（ $r=0.765$ ）が、三点倒立においても中程度の正の相関傾向（ $r=0.549$ ）が、それぞれ認められた（表2および3）。したがって、2回の測定値を平均して求めた角度Aの変動の値は、ある程度体幹屈曲伸展角度変動を反映していたと考えられる。しかし、今回の体幹屈曲伸展角度変動に係る結果の解釈には、角度Aの変動の信頼性が低かったことに留意しておく必要がある。

本研究では、安全を考慮して最低10秒間安定した倒立姿勢の保持が可能であると考えられるY大学の体操部に所属する、あるいは所属していた者を被験者としたため、その数が10名と少なかった。そのため、本研究の結果は、限られた人数を対象とした結果であることに留意する必要がある。また、倒立技術が未熟な体操競技経験の少ない者や体操競技未経験の者を対象とした場合に、本研究と同様の結果が得られるか否かについては定かでない。今後、例数を増やしたり、より倒立技術レベルに幅のある被験者を用いた検討を行うことも必要であると考えられる。

本研究では、倒立の姿勢調節と体幹のローカル筋の活動が増加するとされているブリッジ姿勢保持能力との関係をもとに、倒立の姿勢調節と体幹のローカル筋の筋機能との関係について検討し、三点倒立時の姿勢調節には、体幹のローカル筋の関与が示唆される結果を得た。しかし、この結果は、直接腹横筋、内腹斜筋、多裂筋といった体幹のローカル筋の筋活動を見たものではない。また、個々の体幹のローカル筋がどの程度倒立時の姿勢調節に関与しているか否かについても明らかでない。これらの点を明らかにするためには、ワイヤ電極を用いて、腹横筋、内腹斜筋、多裂筋といった体幹の各ローカル筋の倒立時の筋活動を測定する必要があるが、手技的にも倫理的にも実施することは困難である。そのため、この点は本研究の限界と考えられる。

上述の研究の限界を考慮する必要があるが、以上のことから、肩倒立の姿勢調節に対して体幹筋機能の明らかな影響は認められなかったが、三点倒立の姿勢調節、中でも体幹屈曲伸展角度変動には、バックブリッジとサイドブリッジの姿勢保持能力、中でもバックブリッジの姿勢保持能力が関与することが明らかとなった。また、これらのブリッジ姿勢保持時には、前述のように多裂筋や内腹斜筋、腹横筋の活動が高まるとされていることから、

三点倒立の姿勢調節においては、これら体幹のローカル筋機能が関与することが示唆された。ただし、本研究は横断研究であったことから、今後は、Riches (2014) の学士論文で示されたような体幹トレーニングなどの介入研究により、バックブリッジやサイドブリッジの姿勢保持能力を高めることで、倒立時の体幹屈曲伸展角度変動などの姿勢調節能力が向上するか否かを検討することも必要であると考えられる。

V. 要約

本研究では、倒立の姿勢調節と体幹のローカル筋の活動が増加するとされているブリッジ姿勢保持能力との関係をもとに、倒立の姿勢調節と体幹のローカル筋機能との関係について検討することを目的とした。試技として用いた倒立は肩倒立および三点倒立であり、両倒立時の重心移動の総軌跡長、外周面積、矩形面積、標準偏差楕円面積、Y座標標準偏差および体幹屈曲伸展角度変動（角度Aの変動）を両倒立時の姿勢調節の指標とした。また、体幹筋機能の指標として、体幹屈曲筋力（アブドミナル）、体幹伸展筋力（バックエクステンション）ならびに左右のサイドブリッジ、フロントブリッジ、およびバックブリッジの各姿勢保持能力を測定した。体幹屈曲および伸展筋力は、最大反復回数5回における負荷重量、各姿勢保持能力は、重りを負荷した状態で、20秒間各姿勢を保つことができた時の最大負荷重量をそれぞれ用いて評価した。

得られた主な結果は以下の通りである。

1. 肩倒立の試技において、姿勢調節の各指標と体幹筋機能の各指標との間に有意な相関は認められなかった。
2. 三点倒立の試技においては、角度Aの変動とサイドブリッジ（右）姿勢保持能力（重量の絶対値および重量を体重で除した相対値）、角度Aの変動とサイドブリッジ（左）姿勢保持能力（重量の絶対値および重量を体重で除した相対値）、角度Aの変動とバックブリッジ姿勢保持能力（重量の絶対値および重量を体重で除した相対値）、Y座標標準偏差とサイドブリッジ（右）姿勢保持能力（重量を体重で除した相対値）との間に、それぞれ有意な ($p < 0.05$) 負の相関が認められた。
3. 重心移動に関する各指標および体幹屈曲伸展角度変動（角度Aの変動）を目的変数とし、体幹筋機能の指標とした各測定項目の値（絶対値および相対値）を説明変数とした重回帰分析（変数増加法）の結果、三点倒立では、角度Aの変動を目的変数とし、体幹筋機能の指標とした各測定項目の値を説明変数とした場合に、絶対値、相対値いずれにおいてもバックブリッ

ジ姿勢保持能力のみが説明変数として選択された（自由度修正済み決定係数は絶対値で0.586、相対値で0.530）。

以上のことから、肩倒立の姿勢調節に対して体幹筋機能の明らかな影響は認められなかったが、三点倒立の姿勢調節、中でも体幹屈曲伸展角度変動には、バックブリッジとサイドブリッジの姿勢保持能力、中でもバックブリッジの姿勢保持能力が関与することが明らかとなった。また、これらのブリッジ姿勢保持時には、体幹のローカル筋の活動が高まるとされていることから、三点倒立の姿勢調節においては、体幹のローカル筋機能が関与することが示唆された。

VI. 謝辞

本稿に対してご助言いただいた青木健准教授に深く感謝いたします。また、本研究の被験者を引き受けていただいたY大学体操部の選手の皆様にも心より感謝申し上げます。

VII. 参考文献

- 大久保 雄, 金岡恒治 (2009) コアスタビリティトレーニングのための機能解剖学, 理学療法, 26: 1187-1194.
- Okubo, Y., Kaneoka, K., Imai, A., Shima, I., Tatsumura, M., Izumi, S., Miyakawa, S. (2010) Electromyographic analysis of transversus abdominis and lumbar multifidus using wire electrodes during lumbar stabilization exercises. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy*, 40: 743-750.
- 大久保 雄, 金岡恒治, 田中康久, 長谷部清貴 (2012) 体操選手における倒立時の筋活動様式, 理学療法 Supplement, A-P-51.
- 大久保 雄 (2016) IV体幹筋群の機能的特徴とその評価方法は? 金岡恒治編, 腰痛の病態別運動療法, 株式会社文光堂, 東京都, p.37-59.
- 加倉井美智子 (2016) 幼児期における体幹を意識した倒立指導, 北九州市立大学文学部紀要, 23: 11-18.
- 川島康洋, 湯浅敦智, 遠藤 昭, 伊藤俊一, 隈元庸夫 (2006) サイドブリッジにおける体幹筋群の筋活動量および筋持久力に関する検討, 理学療法 Supplement, 34: 329.
- 木下和昭, 橋本雅至, 田頭悟志, 井上直人, 森 洋子, 新谷 健 (2009) Side-Bridge動作での運動条件変化に伴う体幹筋・股関節周囲筋の筋活動, 関西臨床スポーツ医・科学研究会誌, 19: 49-52.
- 木下和昭, 橋本雅至, 横田尚子, 澳 昂佑, 来田宣幸, 西澤勇一郎, 星野祐一 (2019) 体操競技に必要な倒立と身

体因子の関係, 日本関節鏡・膝・スポーツ整形外科学会
JOSKAS, 44: 882-888.

木原雅子, 木原正博 (2008) 医学的研究のための多変
量解析—一般回帰モデルからマルチレベル解析まで
—, 株式会社メディカル・サイエンス・インターナシ
ョナル, 東京都, p.72.

小泉圭介 (2009) コアスタビリティトレーニングの意
義と基本プログラム, 理学療法, 26: 1195-1202.

小島正憲 (2016) 器械運動における指導法の考察—
マット運動【倒立編】—, 東邦学誌, 45: 1-13.

Kochanowicz, A., Niespodziński, B., Marina, M.,
Mieszkowski, J., Biskup, L., Kochanowicz, K. (2018)
Relationship between postural control and muscle activity
during a handstand in young and adult gymnasts. *Human
Movement Science*, 58: 195-204.

新谷 健, 橋本雅至, 田頭悟志, 福本貴典, 高嶋厚史,
木下和昭, 大槻伸吾 (2019) 高校男子サッカー選手に
おける体幹筋機能と競技パフォーマンスとの関連性, 日
本臨床スポーツ医学会誌, 27: 20-25.

杉本拓也, 能登洋平, 林 慈晃, 池内 誠, 仲 哲治, 土井
龍雄, 柳田育久, 田邊 智, 大槻伸吾, 橋本雅至, 大久保
衛 (2012) クラウス・ウェーバーテスト変法と体幹深
部筋エクササイズにおける腹横筋の筋活動量について,
関西臨床スポーツ医・科学研究会誌, 22: 25-28.

田村慎太郎, 丹 信介 (2020) 体幹トレーニングがアジ
リティに関わる側方への方向転換能力に及ぼす影響—体
幹傾斜変位量と接地時間との関係に着目して—, 山口大
学教育学部研究論叢, 69: 235-244.

Hides, I., Wilson, S., Stanton, W., McMahon, S., Keto,
H., McMahon, K., Bryant M., Richardson, C. (2006) An
MRI investigation into the function of the transversus
abdominis muscle during “drawing-in” of the abdominal
wall. *Spine*, 31: E175-E178.

Riches, F. (2014) The effect of a 3-weeks core stability
training program on trunk stability during a static
handstand position in female university gymnasts. Cardiff
Metropolitan University Bachelor Thesis, 1-35.