

体幹の筋力バランス評価の試み

三浦 孝仁 ・ 片山 敬子*

abstract

The purpose of the study was to evaluate trunk muscle power balance. Subjects is 7 university students(5 male : height 178.5 ± 3.6 cm, weight 74.0 ± 8.5 kg, 2female : height 157.0 ± 8.4 , weight 55.0 ± 0) in this study. Trunk muscle power balance was evaluated using the Sling exercise therapy machine. F1 was weighted the upper part of their body with the scales. F2 was weighted the lower half of the body with the tension scales. The waist torque by change for position of Sling Point(SP) was increased about 1.3 times therefore SP was moved their toe. As to bilateral difference of trunk muscle power balance have a strong tendency to rotate left side motion the effect occurring most often right-handed.

Keywords : sling, trunk exercise, employing dialy action

I. 緒言

美しい姿勢を保つためにはバランスの良い筋肉をつけ、左右差の無いように安定した体幹づくりを心掛けることが重要とされている。安定性のあるバランスの良い筋肉をつけることは、けがの防止にも役立つとも言われ、スポーツ現場だけでなく、転倒予防やダイエットでも指摘されている²⁶⁾²⁷⁾²⁸⁾。体幹が不安定でバランスがうまくとれない場合は、腰痛などを引き起こす可能性が非常に高い²⁹⁾³⁰⁾。

腰痛の予防や治療において、日常生活でのバランスや適切な姿勢、動作を心がけることは重要なことである。特に動作時には骨盤を含めた脊柱の固定性が要求される。筋による腰部の安定性には、腹横筋、外腹斜筋、内腹斜筋、多裂筋、脊柱起立筋等深層筋の適切な同時収縮活動の強化が重要とされている。そして、これらの筋を活性化させる運動としては、体幹を固定する運動がより適切であるとされ、腰痛症などの体幹筋力の低下した患者に対する理学療法の一つとして、さまざまな体幹トレーニング、体幹筋力測定がなされている。その中で、バランスをとりながら上肢下肢を連動させておこなう体幹運動として、腹臥位関連姿勢で自らの体重を負荷として利用する運動（以下、自重負荷運動）が行われ始めた

1)。自重を利用した自重負荷運動は、スポーツ現場や医療現場で、日常生活動作の向上、姿勢の改善、ボディーバランス・筋バランスの獲得、体性感覚システムの向上（感覚器の再教育）に効果がある^{3) 4) 5) 6) 7) 8) 9) 10)}として注目されている。しかしながら、ほとんどの自重負荷運動は方法さえ理解すれば簡単に行うことができる運動であるが、その負荷や左右のバランスに関する負荷については特定がされておらず、全ての負荷が体重分となることはない²⁾。

そこで本研究では、四肢と体幹を連動させたときの筋力バランスの評価を試みた。

II. 方法

1. 使用機器

負荷強度を定量化するため、本研究では、ノルディスクセラピー社製のスリングエクササイズセラピーマシン（SEM）（図1）を用いた。SEMは、ロープの長さ調整が容易であり、HP（hunging point：ロープの支点）、SP（sling point：ロープで吊るしている身体的作用点）の位置関係の変化が容易であるため負荷値の測定に用いた。

負荷測定には0.1kgスケールの重量計（クボタ社製）および、張力計（TAKEI社製）を使用した。

岡山大学教育学研究科, 700-8530, 岡山市北区津島中1丁目1番1号

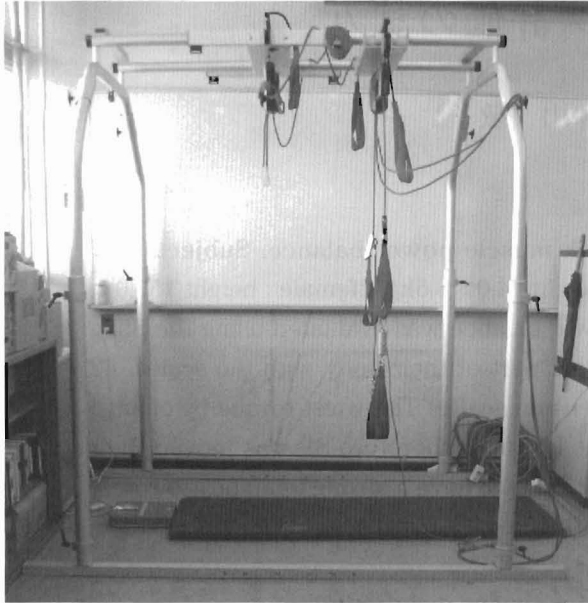
Approaches to Evaluating Trunk Muscle Power Balance

Koji MIURA, Keiko KATAYAMA*

Graduate School of Education, Okayama University, 1-1 Tsushima-Naka, 1-chome, Kita-Ku, Okayama, 700-8530

*Strategy office, Okayama university, 1-1 Tsushima-Naka, 1-chome, Kita-Ku, Okayama, 700-8530

図 1



2. 姿勢及び測定方法

1) 測定方法

測定では、腹臥位 (①肘部支持, ②手関節指示) からの姿勢変化とした。

①肘部支持の開始位は、体幹と下肢を水平に維持した状態で、両手の間隔を肩幅とし両肘を体重計の上に置いた。SPは、HPの真下にくるようにし、足首を作用点とした。この姿勢では、体幹支持力の左右差を見るために、SPは両足首保持に加え、片足首保持の場合もそれぞれ測定した。片足首保持の場合も両脚は膝を伸展させた状態で維持するよう指示した。

この姿勢を数秒間保持させ、F1 (両腕の下に設置した体重計の値) とF2 (スリングに設置した張力計の値) を測定した (図 2)。また、SPとHPは延直線を保持したまま、作用点の位置を大腿部 (大転子及び膝関節の中間位)、膝関節、足首 (外果点) と変化させた。②手関節支持の場合 (図 3) も肘部支持と同様に行った。

2) 被検者

ヘルシンキ宣言に則り、研究の目的・方法を十分に説明し、同意を得た上で本研究を行った。

被験者は 7 名であり、男子 5 名 (身長 178.5 ± 3.6 cm, 体重 74.0 ± 8.5 kg), 女子 2 名 (身長 157.0 ± 8.4 cm, 体重 55.0 ± 0 kg) であった。

3) 腰部に生じる負荷の推定

本研究の結果で得られた数値 (F1, F2) を基に、仙腸関節を回転軸とした仙腸関節トルク (腰部 (進展) トルク) を以下の式を用いて推定した。

姿勢変化における腰部への負荷の推定は、腰部に生じる負荷は角度が発生することにより、接地点に

かかる負荷とSPにかかる負荷の両方の比率と直線的な近似であると考えられ¹⁷⁾¹⁸⁾、算出した。測定において、開始位からのF1, F2値の変化量は、体重差を考慮し、体重に対する割合 (%) で示した。

$$\begin{aligned} \text{仙腸関節回転力 (トルク)} (T=N \cdot m) \\ = F1 (N) \times L1 (m) + F2 (N) \times L2 (m) \end{aligned}$$

F1: 足の下に設置した体重計の値, 両腕の下に設置した体重計の値

F2: スリングに設置した張力計の値

L1: 仙腸関節とF1との垂直距離

L2: 仙腸関節とF2との垂直距離

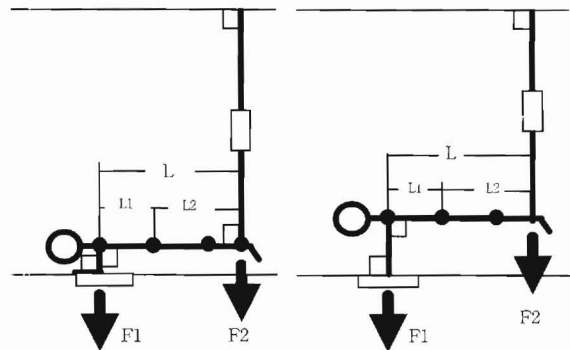


図 2. 3 肘部支持・手関節支持の姿勢変化における負荷の推定

Ⅲ. 結果

腹臥位 (①肘部支持, ②手関節支持) からの姿勢変化におけるF1とF2の数値変化および腰部トルクを表 1 に示した。腹臥位姿勢では、肘部および手関節支持の両方において、作用点であるSPが大腿部から足首に移動するに従い、F1は増加し、F2は減少した。(表 1)

肘部支持では、SPが両脚の場合では、SPが末端に移動するに従い、F1は大腿 27.5 ± 6.4 kg から膝 37.8 ± 7.1 kg, 足首では 48.2 ± 9.1 kg と大腿部と足首間で約 20kg の増加がみられ、F2は大腿 25.4 ± 4.7 kg から膝 20.1 ± 4.0 kg, 足首では 11.4 ± 2.4 kg と大腿と足首間で約 14kg の減少がみられた。SPが右脚のみの場合、左脚のみの場合も同様で、右脚のF1は大腿 31.2 ± 6.0 kg, 膝 37.8 ± 6.9 kg, 足首 48.6 ± 9.0 kg と増加し、F2は大腿 21.6 ± 4.1 kg, 膝 15.9 ± 3.3 kg, 足首 10.5 ± 1.4 kg と減少した。左脚ではF1で大腿 32.4 ± 5.5 kg, 膝 38.3 ± 6.3 kg, 足首 48.8 ± 9.6 kg と増加し。F2で大腿 25.7 ± 6.2 kg, 膝 19.9 ± 5.0 kg, 足首 13.0 ± 2.8 kg と減少した。

手関節支持では、SPが両脚の場合には、SPが大腿から足首へ移動に従い、F1は大腿 26.5 ± 7.4 kg, 膝 37.6 ± 7.6 kg, 足首 48.5 ± 8.9 kg と大腿と足首間で約

22kgの増加がみられた。F2では大腿で 26.3 ± 4.3 kg、膝 19.1 ± 4.2 kg、足首 11.8 ± 2.1 kgと大腿と足首で約14kgの減少がみられた。右脚のみの場合でも、それぞれF1は大腿 30.9 ± 6.4 kg、膝 37.8 ± 7.6 kg、足首 48.6 ± 9.0 kgと増加し、F2は大腿 20.2 ± 4.3 kg、膝 15.7 ± 3.3 kg、足首 10.7 ± 2.7 kgと減少した。左脚のみの場合でも同様に、F1は大腿 32.2 ± 6.5 kg、膝 38.5 ± 7.5 kg、足首 48.9 ± 9.1 kgと増加し、F2は大腿 24.7 ± 3.4 kg、膝 22.0 ± 4.5 kg、足首 12.5 ± 3.5 kgと減少した。

肘部支持と手関節支持の比較では、どのSPでも有意な差は見られずほぼ同様の結果であった。

両脚と各片脚との比較では、肘部支持においてSPが大腿の時、F1で両脚と左脚の間で有意な差($p < 0.05$)がみられた。F2では両脚と右脚、右脚と左脚間で有意な差(両-右: $p < 0.01$, 右-左: $p < 0.05$)がみられた。SPが膝の時はF2においてのみ、両脚と右脚、右脚と左脚の間で有意な差(両-右: $p < 0.05$, 右-左: $p < 0.01$)がみられた。SPが足首では、有意な差がみられなかった(表2)。

手関節支持ではSPが大腿の時、F1において両脚と右脚、左脚、右脚と左脚間で有意な差(両-右: $p < 0.01$, 両-左: 0.01 , 右-左: 0.05)がみられた。F2の両脚と右脚、右脚と左脚の間でも有意な差($p < 0.05$)がみられた。SPが膝の時、F1において有意な差は見られなかったものの、F2で両脚と右脚、右脚と左脚間で有意な差($p < 0.01$)がみられた。SPが足首の時はF2においてのみ両脚と左脚、右脚と左脚間で有意な差(両-左: $p < 0.01$, 右-左: $p < 0.05$)がみられた(表3)。

腰部トルクについては、各被検者で体重差があるものの両脚、左右脚にかかわらずSPが末端に移動するに従い増加したが、支持部が肘、手首どちらもSPが大腿部と足首部間でのみ有意な差($P < 0.01$)がみられた。しかし、肘部支持と手関節支持間を比較した場合は、有意な差は認められなかった。同様に、両脚時、右脚時、左脚時の間も有意な差は認められなかった(表1)。

表1 腹臥位からの姿勢変化における体重計(F1)と張力計(F2)の数値変化(SP:両脚)

n=7		肘-大腿	肘-膝	肘-足首	手-大腿	手-膝	手-足首
両足平均	F1 (kg)	27.5 ± 6.4	37.8 ± 7.1	48.2 ± 9.1	26.5 ± 7.4	37.6 ± 7.6	48.5 ± 8.9
	F2 (kg)	25.4 ± 4.7	20.1 ± 4.0	11.4 ± 2.4	26.3 ± 4.3	19.1 ± 4.2	11.8 ± 2.1
右足平均	F1 (kg)	31.2 ± 6.0	37.8 ± 6.9	48.6 ± 9.0	30.9 ± 6.4	37.8 ± 7.6	48.6 ± 9.0
	F2 (kg)	21.6 ± 4.1	15.9 ± 3.3	10.5 ± 1.4	20.2 ± 4.3	15.7 ± 3.3	10.7 ± 2.7
左足平均	F1 (kg)	32.4 ± 5.5	38.3 ± 6.3	48.8 ± 9.6	32.2 ± 6.5	38.5 ± 7.5	48.9 ± 9.1
	F2 (kg)	25.7 ± 6.2	19.9 ± 5.0	13.0 ± 2.8	24.7 ± 3.4	22.0 ± 4.5	12.5 ± 3.5
両足変化率	F1 (%)	40.1 ± 4.0	56.4 ± 4.9	70.0 ± 1.7	38.1 ± 7.6	54.6 ± 2.4	70.7 ± 2.2
	F2 (%)	36.3 ± 2.7	28.8 ± 2.9	16.7 ± 1.3	38.1 ± 2.7	29.9 ± 2.4	17.2 ± 1.4
右足変化率	F1 (%)	45.6 ± 1.3	55.0 ± 1.5	71.2 ± 1.8	44.7 ± 2.4	55.7 ± 3.7	70.3 ± 2.2
	F2 (%)	31.0 ± 2.7	23.5 ± 1.7	14.7 ± 2.1	31.0 ± 2.6	21.9 ± 2.3	16.2 ± 3.0
左足変化率	F1 (%)	47.9 ± 1.8	56.4 ± 1.9	71.0 ± 2.4	46.2 ± 3.0	55.6 ± 4.0	71.5 ± 2.4
	F2 (%)	38.0 ± 3.4	28.9 ± 3.1	17.6 ± 1.7	34.8 ± 2.3	32.2 ± 2.4	19.4 ± 2.5
トルク平均 両脚	(kg重)	19.0 ± 5.0	27.4 ± 6.2	$33.4 \pm 8.1^{**}$	18.0 ± 5.3	26.9 ± 6.8	$33.9 \pm 7.9^{**}$
トルク平均 右脚	(kg重)	19.7 ± 4.8	25.4 ± 6	$32.7 \pm 6.9^{**}$	19.2 ± 4.9	25.3 ± 5.9	$32.9 \pm 7.9^{**}$
トルク平均 左脚	(kg重)	21.3 ± 5.3	27.6 ± 6.6	$35.2 \pm 8.7^{**}$	20.8 ± 4.9	28.8 ± 7.0	$34.8 \pm 9.3^{**}$

**P<0.01 左: 大腿-膝, 中央: 膝-足首, 右: 足首-大腿

表2 腹臥位（肘部支持）からの姿勢変化によるF1とF2の変化量（/W）

n = 7	肘-大腿		肘-膝		肘-足首	
	F1	F2	F1	F2	F1	F2
SP:両脚	40.1±4.0	36.3±2.7**	56.4±4.9	28.8±2.9*	70.0±1.7	16.7±1.3
SP:右脚	45.6±1.3	31.0±2.7*	55.0±1.5	23.5±1.7**	71.2±1.8	14.7±2.1
SP;左脚	47.9±1.8*	38.0±3.4	56.4±1.9	28.9±3.1	71.0±2.4	17.6±1.7

**p<0.01, *p<0.05 上段:両脚-右脚, 中段:右脚-左脚, 下段:両脚-左脚

表3 腹臥位(手関節支持)からの姿勢変化によるF1とF2の変化量（/W）

n = 7	手-大腿		手-膝		手-足首	
	F1	F2	F1	F2	F1	F2
SP:両脚	38.1±7.6**	38.1±2.7*	54.6±2.4	29.9±2.4**	70.7±2.2	17.2±1.4
SP:右脚	44.7±2.4*	31.0±2.6*	55.7±3.7	21.9±2.3**	70.3±2.2	16.2±3.0*
SP;左脚	46.2±3.0**	34.8±2.3	55.6±4.0	32.2±2.4	71.5±2.4	19.4±2.5**

**p<0.01, *p<0.05 上段:両脚-右脚, 中段:右脚-左脚, 下段:両脚-左脚

IV. 考察

体操競技に見られる吊り輪, 電車の吊り輪など, 吊り下げ式のロープなどを利用した自重負荷運動を運動学的に見ると以下の特徴が挙げられる。①個人の現状（筋力・体力・姿勢・バランス・痛み）のレベルに即した運動負荷が可能である。②日常生活動作への適応が目的であるため大きな動きや過度な負担が必要ない。③ぶら下がりにより, リラクセーション効果も得る事が可能である。④筋の同時収縮による筋活動の協調性（主動筋+拮抗筋）が得やすく, 固有受容器への感覚入力得やすい。⑤運動による筋収縮のタイプ及び運動量を意図的に変化させやすい（OKC, CKC運動）。⑥吊り下げロープの特性による振り子や「てこの原理」の運動学的特性も応用できる。これらの特徴から, ロープやタオル, 帯ひものような不安定な吊り下げ用具の利用法は運動学的にも有効な自重負荷運動法や介護法の一つであると考えられる。今回は吊り下げロープを利用した運動のうち, 本研究では基本的な運動をとりあげ, 姿勢変化にともなう腰部へのバランス負荷変化の定量化を試みた。

まずは, 基礎データとして両脚時腹臥位（肘部支持, 手関節支持）からの姿勢変化にともなう腰部への負荷変化を測定した。SPが支持部から遠ざかるに従って, F1で増加傾向, F2で減少傾向が見られたが有意な差ではなかった。腰部トルクもSPが支持部から遠ざかるに従って増加傾向を示した（大腿部-足首部 P<0.01）。これは, SEMはSPを変化させることによって, 負荷を変えることができる

とを示している。具体的にはSPが両脚時でみると, F1は肘支持で大腿条件から肘条件で約16.3%の増加, 膝条件から足首条件は約13.6%の増加となった。F2は大腿条件から肘条件で約7.5%の減少, 膝条件から足首条件は約12.2%の減少がみられた。右脚, 左脚でも近似値がみられ, 手首支持の場合も同様の傾向となった。

肘部支持と手首支持で姿勢が違ってても, SPの位置が同じならばF1の数値変化には差が認められなかった（図4）。F2についても肘部支持と手関節支持はSPが同じなら数値に差が認められなかった（図5）。肘部支持に比べ手関節支持の場合のほうが支持基底面は小さく, より不安定な状況になり, 姿勢を保持するためにSPに力が加わるかと考えられたが, 予想に反し変化が見られなかった。

今回の実験方法姿勢である腹臥位での姿勢は安定化運動と位置づけられ, 運動課題に対する複数の体節同士の関係や身体と環境との関係を適切に保持す

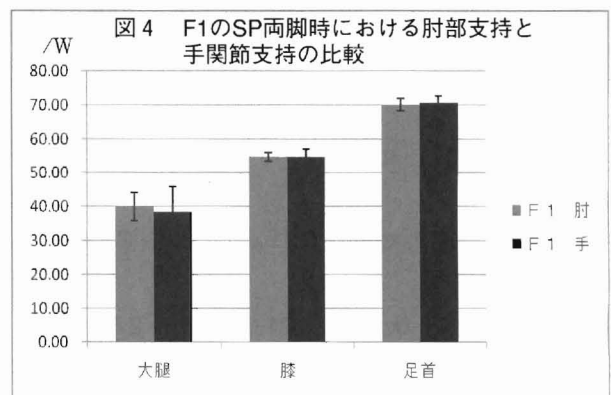
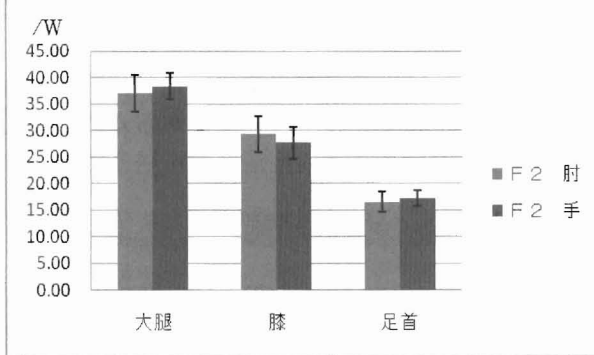


図5 F2のSP両脚時における肘部支持と手関節支持の比較



る能力とHorakら²⁴⁾により定義されている。人間が身体各部を安定性と定位を運動課題として抗重力位で保持するには、「重力(前庭系)」「身体保持面(体性感覚系)」「身体と環境周囲との関係(視覚系)」など多重の感覚基準が必要であり、その基準に照らし合わせて感覚運動制御機構が働き、全身から常時入力されるすべての情報を踏まえて姿勢制御を行っている。その制御された姿勢(体節)は常に静的平衡状態と動的平衡状態の両方で平衡を保っている²⁵⁾。SEMを使用し、安定化運動を行うことは、非常に容易であり、この運動を行うことは「体幹機能障害」に対する運動療法として効果的である。腹臥位という姿勢は、体幹の筋群を使用し、全身を安定させなければならない。支持基礎面をより狭く不安定な支持の状態では姿勢を維持させることは、安定性を保持しようと体幹の筋群がより強く動員されることとなる。また、負荷をSPの場所で容易に調節できるため、対象者の体力やバランス能力にあわせて負荷を適切に判断して行えば、安定性の運動すなわち、正しい姿勢維持への体幹固定トレーニングが可能であろう。自重を使い、普段の生活での動作に近いトレーニングを行うことは、体幹へのアプローチを考える上で、重要な要素だともいえる。

次に、体幹バランスを測定するために、SPを片脚に設定した。SPを左脚のみに設定した場合、肘部支持でSPが大腿条件ではF1で両脚と左脚の間に有意な差($P<0.05$)が見られたが、膝条件、足首条件では有意な差は見られなかった。手首部支持ではSPが大腿条件で両脚と右脚、右脚と左脚、両脚と左脚の間に有意な差(両-右: $p<0.01$, 右-左: $p<0.05$, 両-左: $p<0.01$)が見られた(図6)。F2は、肘部支持において、両脚と右脚、右脚と左脚の間で、大腿条件、膝条件において有意な差を示した(大腿:両-右: $p<0.01$, 右-左: $P<0.05$, 膝:両-右: $p<0.05$, 右-左: $p<0.01$)。手関節支持でも、大腿、膝条件でF2が右脚のみの場合、有意に小さな値(大腿:両-右: $p<0.05$, 右-左: $p<0.05$, 膝:両-右: $p<0.01$, 右-

図6 F1のSP各脚の比較 ** $p<0.01$ * $p<0.05$

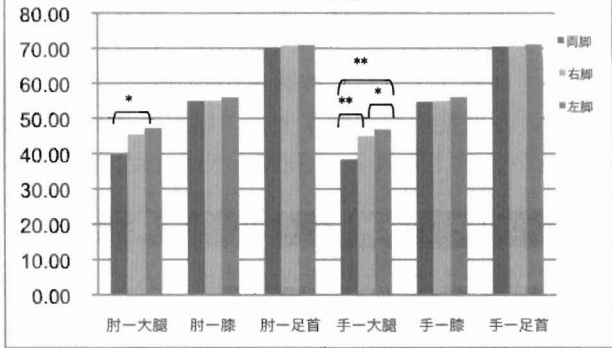
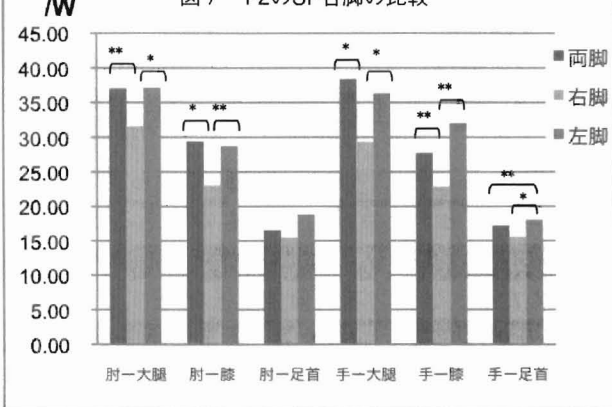


図7 F2のSP各脚の比較 * $P<0.05$ ** $P<0.01$



左: $p<0.01$)となった。足首条件ではSPが左脚のみの場合で両脚と右脚に有意な差(両-左: $p<0.01$, 右-左: $p<0.05$)が見られた(図7)。SPが右脚のみの場合に比べると、左脚での数値は肘部支持では平均して約5.2%, 手関節支持では約5.8%増加している。SPを左脚に設定した場合、F2に左右差があるために、股関節や肩関節に回旋トルクが発生し、体幹が不安定になり左脚に余分な力が加わっているからではないかと考えられる。

体幹の筋肉は両側性神経支配が強く、一般に健常者においては回旋筋力に左右差はないとされているが、利き手の影響で左右差が生じる可能性も報告されている。後藤らの報告¹²⁾によると、健常者を右利き群と左利き群に分けて体幹回旋筋力を測定した結果、利き手と体幹回旋筋力の左右差には有意に差が生じたとしている。右利きだと左回旋の傾向が強く、左利きだと右回旋の傾向が強いとしている。また体幹筋力の左右差の原因には、利き手による影響以上に、スポーツ歴によって生じるそれぞれのスポーツの運動動作特性が大きな影響を及ぼしていると推測される^{13) 14) 15)}。白木らの報告によると、左右非対称的動作が主体となるスポーツ(ゴルフ、野球など)では一方向の体幹の回旋を何度も繰り返すことによって、他の競技スポーツよりも体幹筋力特性に左右差が認められたという¹⁶⁾。

本研究では被検者全員で、利き手、運動の種類を問わずSPが右脚の場合、F2は小さい値を示し、左脚のみの場合でF2が大きい値を示している。今回の研究では利き手が右の被験者が7名中6名だったことから、左回旋の力が働き上述の結果を招いたのではないかと考えられる。SEMを使用したトレーニングが体幹の左右のバランスを調整する目的においても有効である可能性は示唆できると考える。そして、この測定を通じて左右差の幅を狭めていけば安定した体幹バランスとなるかもしれない。もしくは、競技特性によってどちらか片方に偏る傾向が出るかもしれない。今後、競技によって分けてみる必要もあると考える。

SEMの特徴は、①抗重力肢位でのactive運動、②SET-KKC運動、③感覚運動制御訓練、④安定化運動である²⁵⁾。これらの特徴はすべて「体幹機能障害」改善する運動であり、本研究で行った実験は、トレーニングとして実施可能なものである上、普段の生活の中にも取り入れることができるものでもある。そのため、バランス負荷強度を把握することは、運動処方だけでなく、今後は介護等で人を運搬する時にも重要ではないかと考える。今回のF1の数値は上肢への負荷、F2の数値は下肢への負荷と考えられ、加えてどの条件でも体幹には強い負荷がかかっていたと考えられる。自重を使用し負荷とすることで、体幹部のインナーマッスルを刺激し、腹臥位で自重を維持する安定化運動を、バランスを取りながら行うことは、神経系も働かせることができる。また、SPの位置を支持部から遠ざけるほど上肢には強い負荷、下肢には軽い負荷となり、SPが大腿条件から足首条件に移行するとトルクは約2倍の増加を伴うことも示唆された(図8)ことから、体幹には強い負荷となることが考えられる。

本研究では、四肢と体幹を連動させたときの筋力バランスを評価するために、SEMを用いて体幹バランス姿勢の負荷強度を測定した。しかし、算出された負荷の主観的運動強度は測っていない。今後、

測定された負荷はどのくらいのストレスを人体に与えるのかを測定すれば、より具体的な負荷強度の把握が可能となる。ロープやタオル、帯ひものような不安定な吊り下げ用具の利用法は、運動学的にも有効な自重負荷運動や介護法の一つであるため、筋力バランスの把握はよりよい生活習慣を送るための知識としても役立つであろう。

V. 結論

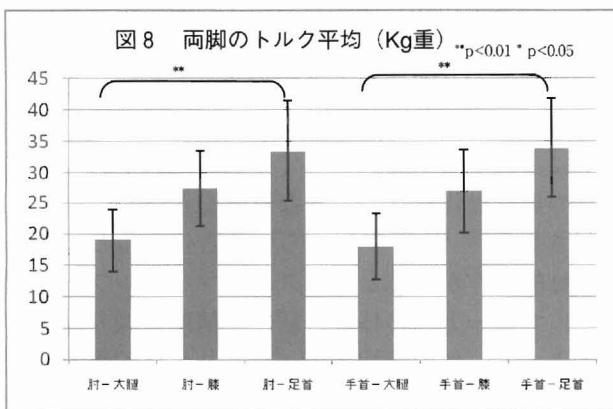
本研究では、四肢と体幹を連動させたときの筋力バランスの評価を試みた。その結果、以下のことが明らかになった。

- ①腹臥位(肘部支持、手関節支持)からのSPの位置変化による腰部トルクは、SPが末端に移動するに従い、いずれの姿勢の場合も約1.3倍ずつの増加であった。
- ②肘部支持の場合、左右差はF1でSPが左脚の場合、両脚時、右脚時より全条件で高値傾向にあった。F2ではSPが右脚の場合、両脚時、左脚時より足首を除いた条件下で有意に低い値となった。
- ③手首部支持の場合、左右差はF1でSPが左脚の場合、大腿条件で両脚時、右脚時より有意に高い値であった。F2ではSPが右脚の場合、全条件で両脚時、左脚時より有意に低い値となった。

以上のことより、本研究での体幹のバランスは右利きによく見られる左回旋の傾向が強いことが示唆されたと同時に、データを増やすことにより、体幹の安定性の指標や、体幹バランスの競技特性の検討も可能であることが示唆された。

VI. 引用文献

- 1) 赤羽秀徳ら(2003) 三つ這い時体幹筋活動の筋電図学的分析 - 徒手筋力検査「Normal」との比較 -, 理学療法学 第30巻 第7号: 407-414.
- 2) 天野勝弘ら(2006) 自重負荷トレーニングとしての腕立て伏せの負荷.
- 3) 中島雅美(2004) スリングエクササイズセラピー - 自重免荷と固有受容感覚を利用した効果的運動療法 -, 南江堂.
- 4) Gitle Kirkesola(2000) Sling Exercise Therapy - S-E-T - A concept for exercise and active treatment of musculoskeletal disorders, SET seminars in Norway.
- 5) 宮下智(1999) 疼痛の理学療法 スリングセラピー, 三輪書店.
- 6) 細田多穂ら(1994) スリングによる理学療法



- 理学療法ハンドブック第2巻, 協田医書 第40章: 620-630.
- 7) 植松光俊ら (2004) SLING EXERCISE THERAPY の効果と臨床応用性～腰痛症～, 理学療法学 第31巻 sup1 : 119.
 - 8) 古川公宣と下野俊哉 (2005) 腰部スタビライゼーションエクササイズへのスリングの応用, 理学療法学32巻 第2号: 71.
 - 9) 清水宏他 (2005) スリングエクササイズによる大腰筋への影響, 理学療法学32巻Suppl.: 2193.
 - 10) 株式会社岡山スポーツ会館 (2005), Sling Fitness.
 - 11) 野崎大地 (2005) 静止位中の身体同様データから時間的・空間的パターンを抽出する, リハビリテーション医学 第42巻 第5号: 325-333.
 - 12) 後藤博史ら (1994) 体幹回旋筋力の測定 - 左右差の検討 -, リハビリテーション医学 第31巻 第11号: 872-873.
 - 13) 具志堅勉ら (1990) 競技種目別スポーツ選手の立位体幹筋トルク値と発生角度について, 体力科学 第39巻 第6号: 529.
 - 14) 平川善之ら (2004) 左右差に着目した体幹安定化機能評価の検討 - 腹圧低下を背景とした機能障害評価への一指標 -, 理学療法学 第31巻 第2号: 423.
 - 15) 菅田真理ら (2004) ハンドボール選手における体幹回旋筋力の特徴, 体力科学 第53巻 第6号: 672.
 - 16) 白木仁ら (1993) 各種スポーツ競技選手の体幹筋力特性, 体力科学 第42巻 第6号: 650.
 - 17) 谷本道哉 (2005) - 関節に作用するトルクを考えるその2 - スクワットで「膝をつま先より前に出さない」という「神話」, 月間トレーニング・ジャーナル 六月号: 59-62.
 - 18) ゲルハルト・ホッホムート (1981) スポーツ運動のバイオメカニクス, (株)新体育社.
 - 19) 宇都宮初夫 (1989) 痛みと関節運動学的アプローチ, 理学療法学 第16巻 第3号 : 171-176.
 - 20) Vleeming Aら (1997) The role of the sacroiliac joints in coupling between spine, pelvis, legs, arms. *Anatomy and Patho-physiology* : 55-71.
 - 21) Th.ヘティンガーら(1970): アイソメトリックトレーニング, 大修館書店.
 - 22) 田中隆編 (1980) 東洋医学ノート, 株式会社ダイヤモンド, 東京都.
 - 23) 郭輝ら (2007) 太極拳及びカンフー体操を取り入れた店頭予防トレーニングの体力低下高齢者の体力に及ぼす効果の検証-従来型転倒予防トレーニングとの比較-, 体力科学56, 241-256.
 - 24) Hoark FB, Macpherson JM (1996) Postural orientation and equilibrium. Shepard J, Rowell Leds : *Handbook of Physiology, section 12. Exercise : Regulation and integration of multiple systems* : 255-292. Oxford University, New York.
 - 25) 中島雅美ら (2006) 体幹に対するスリングエクササイズセラピー, 理学療法23巻11号, 1498-1514.
 - 26) 平松 知子ら (2005) 転倒予防に関する地域高齢者の足部の実態: 足趾の接地状態と足底, 姿勢, バランス, 筋力および転倒との関係. *journal of Japan Academy of Gerontological Nursing* 9(2), 116-123.
 - 27) 引地 美果ら (2007) 大学女子バレーボール選手対する体幹部トレーニングが筋力およびバランス能力に与える効果, 体力科学 56(6), 735.
 - 28) 公文 裕子 (1994) 21世紀における美意識についての提言: 美容と健康: 姿勢, 山野研究紀要 2(1), 23-30.
 - 29) 福永 浩明ら (2008) 高校男子サッカー選手における腰痛と体幹筋持久力との関連性について. 理学療法学 35, 505.
 - 30) 関口愛子ら (2007) 大学ラケットスポーツ選手における腰痛と身体特性の検討, 体力科学 56(6), 615.