

運動開始時における姿勢に関する指示の即時的な効果

— ジャンプ運動に着目して —

木越清信¹⁾ 加藤彰浩¹⁾ 大山卞圭吾²⁾ 尾縣 貢²⁾

Immediate effect of the posture instruction at the start of exercise: Focusing on the jumping exercise

Kiyonobu Kigoshi¹⁾, Akihiro Kato¹⁾, Keigo Byun Ohyama²⁾ and Mitsugi Ogata²⁾

Abstract

This study examined an effectiveness of a postural instruction in order to cause to pelvic anterior inclination on a jumping exercise. The word of the postural instruction was “expand your chest and look forward”. Fifteen male track and field athletes (undergraduates and graduates) performed standing long jump (SLJ) at the maximum. The performance with a postural instruction was compared with one without it.

The pelvic anterior inclination in the initial posture of SLJ with a postural instruction was significantly higher than one without it. The muscle-tendon complex length at the lowest position of C.G. of gluteus maximus of SLJ with a postural instruction was significantly longer than one without it. And muscle activities of gluteus maximus of SLJ with a postural instruction at the eccentric and the concentric phases were lower than one without it.

Therefore the postural instruction in order to cause to pelvic anterior inclination on the SLJ seemed to cause the gluteus maximus stretched at the eccentric phase and exerted an effective force output at the concentric phase.

Key words: Standing long jump, Pelvic anterior inclination, Muscle-tendon complex length

立ち幅跳び, 骨盤の前傾, 筋-腱複合体長

I. 緒言

運動における最も基礎的な技術的課題の一つとして、運動中の姿勢を挙げることができる (Bloomfield, 1999)。その理由の一つとして、姿勢の変化に伴い関節角度が変位し、これにより筋の起始と停止との距離、つまり筋-腱複合体 (Muscle-tendon complex; MTC) の全長が変化することが挙げられる。これにより結果として、MTCの受動的な張力が変化するものと考えられる。運動中の姿勢と筋の受動的な張力との関係について、Sullivan et al. (1992) は、ハムストリングスのストレッチングとして、骨盤前傾型と後傾型のストレッチングを行わせた結果、骨盤前傾型において後傾型と比較してハムストリングの柔軟性が有意に向上したこと、つまり骨盤前傾型のストレッチングの効果が後傾型のストレッチングの効果と比較して高いことを報告している。その理由として、骨盤を大腿

骨に対して前傾させたストレッチングでは、骨盤の前傾によってハムストリングスのMTC長が増大し、筋の受動的な張力が増大したことを挙げている。また、運動中における姿勢の相違が運動のパフォーマンスに及ぼす影響についても検討されており、木越ほか (2003) は、短時間での全力ペダリング運動においてシート高を相対的に高く設定した試技では、低く設定した試技と比較して最大パワーが有意に高値を示し、これが骨盤の有意な前傾および膝関節の有意な伸展により下肢筋群のMTCが引き伸ばされたことによるものと報告している。

このように、これまでに行われてきた研究から、骨盤の前傾を含む姿勢の変化によって下肢筋群のMTCが引き伸ばされ、その長さが長さ-張力関係上の至適長であった場合、下肢筋群の張力が増大し、筋の出力が向上する可能性が考えられる。しかし、これらの研究では、運動中に骨盤を前傾させるための方法について

1) 愛知教育大学教育学部
Aichi University of Education

2) 筑波大学大学院人間総合科学研究科
University of Tsukuba, Graduate School of Comprehensive Human Sciences

では言及されておらず、今後、これについて検討していく必要がある。

例えば、前出のSullivan et al. (1992)の研究では、骨盤を前傾させてハムストリングのストレッチを行わせるために、頸椎の前湾位、胸椎の後湾位、腰椎の前湾位を保つように、また視線を落とさず前を見るように指示している。また、Levine and Whittle (1996)の報告では、自発的な骨盤の前傾および後傾に伴って、腰椎の湾曲が変化したことが報告されている。これらの研究から、脊柱の湾曲を変化させること、つまり頸椎の前湾、胸椎の後湾、腰椎の前湾をそれぞれ大きく保つような姿勢をとることによって、骨盤を前傾させることが可能になるものと推測される。そして、このような姿勢とは、一般的に「胸を張り、視線を前方においた姿勢」として知られており、これらの報告を基にすると、運動開始時の構えにおいて、骨盤を前傾させるための指示として「胸を張り、視線を前方においた姿勢をとる」という指示が有効であることが推測される。しかし、これまでに胸を張って運動を開始させた時の、骨盤の前傾を含む姿勢の変化および下肢筋群のMTC長の変化について実験的に検討されていない。

また、ヒトの運動は多くの要因が複雑に関係し合う一つのシステムとして成立していることを考慮すると、運動開始時の構えに関する指示は、関節角度の変位によるMTC長の変化のみならず、他にも様々な要因に影響を及ぼす可能性が考えられる。具体的には、反動を用いた運動にみられる動作の切り返しのタイミングや、多くの関節を動員するような多関節運動にみられる下肢三関節間の相互作用などであろう。したがって、運動開始時の構えに関する指示による影響について、ある時点の姿勢の変化に加えて、運動の全域にも考慮しながら検討する必要がある。

そこで、本研究では実験運動として反動動作を有する水平方向への跳躍運動として、立幅跳 (standing long jump; SLJ) を用い、運動開始時の構えに関する指示として「胸を張って、視線を前方においた姿勢で構える」という指示を行い、その即時的な効果を検討することを目的とした。

II. 方 法

1. 被験者

被験者には大学陸上競技部に所属する男性大学生および大学院生15名を用いた (年齢: 21.67 ± 1.61 歳, 身長: 1.76 ± 0.06 m, 身体質量: 70.73 ± 5.21 kg)。被

験者には、実験に先立ち、研究の目的、方法および実験に伴う安全性および危険性を十分に説明し、実験参加に対する同意を得た。なお、本研究の実験に参加した被験者は、実験運動であるSLJを日常のトレーニングにおいて取り入れていた。

2. 実験運動

本研究では、代表的なジャンプ運動であるSLJを行わせ、手を腰に当てた姿勢でできるだけ遠くへ跳ぶように指示した。

本研究では、被験者固有の構えによってSLJを3~5回行わせ、その後、骨盤を前傾させることを目的とした指示を行い、再度SLJを3~5回行わせた。なお、被験者固有の構えでの跳躍をOriginalと呼び、指示を行った後の跳躍をInstructedと呼ぶことにした。動作分析には、OriginalおよびInstructedそれぞれの中で最も跳躍距離が大きかった試技を分析対象として用いた。

本研究における骨盤を前傾させることを目的とした指示とは、「胸を張って、視線を前方においた姿勢をとる」というものであった。これはSullivan et al. (1992)の報告を参考にしたものである。

3. VTR撮影およびデータ処理

全てのジャンプ運動を被験者の右側方に設置した高速度カメラ (Nac社製, C3) を用い、サンプリングレート250Hzで撮影した。本研究では、胸骨上縁、第7頸椎、上前腸骨棘、上後腸骨棘、大転子、膝関節中心 (膝関節裂隙の中点)、中足趾節関節、外果点、踵、つま先の合計7点を分析点とし、反射マーカーを貼付した。なお、上前腸骨棘および上後腸骨棘では、衣服にマーカーを貼付すると衣服と皮膚との間にズレが生じ、これに伴い大きな測定誤差が生じることが考えられる。そのため、被験者には運動用のタイツを着用させ、さらに上前腸骨棘および上後腸骨棘の直上を切り、皮膚を露出させ、皮膚に直接反射マーカーを貼付した。

分析点および校正マークをビデオ動作解析システムを用いて1コマおきにデジタイズし、得られた身体分析点の2次元座標を校正マークを基に実長換算した。実長換算した座標値は、分析点の座標成分ごとに最適遮断周波数をWells and Winter (1980)の方法に基づいて決定し、Butterworth Low-pass Digital Filterを用いて平滑化した。なお、決定された最適遮断周波数は2.5~7.5Hzの範囲であった。また、阿江 (1996)の身

体部分慣性係数を用いて、身体の部分および全身の重心座標を算出した。

4. 算出項目および算出方法

1) 跳躍距離

本研究では、着地技術が跳躍距離に及ぼす影響を除くために、離地時の身体重心の鉛直速度および水平速度から合成速度 (V_0) および離地角度 (θ) を算出し、これらと離地時のつま先から身体重心までの水平距離 (X_0)、身体重心高 (y_0) および重力加速度 (g) をもとにして、以下の式により身体重心の移動距離 (X_{\max}) を算出し、これを跳躍距離とした。

$$X_{\max} = X_0 + \frac{V_0^2 \sin \theta \cos \theta + V_0 \cos \theta \sqrt{(V_0 \sin \theta)^2 + 2gy_0}}{g}$$

なお、この式は、投射位置が地面と比較して高い場合の投射体の最高到達点を算出する式である。

2) 運動中の姿勢

本研究では、画像解析データを基にして、以下のように定義した身体各セグメントの角度および各関節の角度を算出した。

セグメントについては、拇指球と外果点とを結ぶ線分を足部、膝関節中心と外果点とを結ぶ線分を下腿部、大転子と膝関節中心とを結ぶ線分を大腿部、および上前腸骨棘と上後腸骨棘とを結ぶ線分を骨盤と定義し、これらと鉛直線とがなす角度をそれぞれのセグメントの角度と定義した。なお、足部、下腿部、大腿部

は各セグメントの近位端から伸ばした鉛直線を起点に、時計回りをプラス、反時計回りをマイナスの角度と定義した。骨盤については、角度が大きくなった場合に前傾、小さくなった場合に後傾したことを示している。

関節については、足部の下腿部に対する角度を足関節角度、下腿部の大腿部に対する角度を膝関節角度、大腿部の骨盤に対する角度を骨盤-大腿部角度と定義した。さらに、下肢筋群のMTC長を算出するために、上前腸骨棘と上後腸骨棘とを結ぶ線分の midpoint と大転子とを結ぶ線分を骨盤、これと鉛直線とがなす角度をもう一つの骨盤角度と定義し、これと大腿部とがなす角度を、骨盤を基にした股関節角度と定義した。なお、全ての角度は矢状面における角度である。

骨盤の傾斜角度については、Heino et al. (1990) が上前腸骨棘と上後腸骨棘とを結ぶ線分を骨盤と定義していることから、これと鉛直線なり水平線とがなす角度を骨盤の傾斜角度と定義することが可能である。しかし、本研究では、骨盤と大腿骨とがなす角度を股関節と定義するために、骨盤の定義を上前腸骨棘と上後腸骨棘とを結ぶ線分の midpoint と大転子とを結ぶ線分と定義した。なお、図1に骨盤-大腿部角度、骨盤を基にした股関節角度の定義を模式的に示した。

3) 力積

SLJにおける地面反力を、フォースプラットフォーム (Kistler社製, 9281type) を用いてサンプリングレート 1kHzにて測定した。得られた鉛直方向の地面

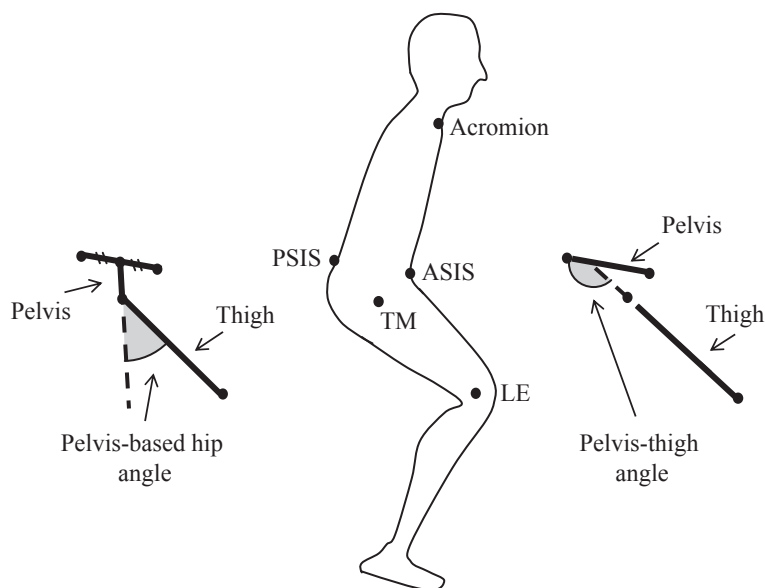


Fig. 1 Definitions of the two types of the hip angle and pelvis-thigh angle. ASIS, PSIS, TM and LE are anterior superior iliac spine, posterior superior iliac spine, trochanter major and lateral epicondyle of femur, respectively.

反力から身体重心の最下時点を推定し、身体重心が最下点を示した時点（身体重心の最下時点）から離地までの区間の鉛直方向および水平方向の地面反力をそれぞれ時間積分して、鉛直方向および水平方向の力積を算出した。

4) 筋放電量

本研究では、大殿筋からEMGを導出した。EMGのデータとして、分析区間において全波整流したEMGを1msごとに時間積分することによってiEMGを算出した。また、このiEMGをこの区間に要した時間で除することによってmEMGを算出した。なお、得られたmEMGを、最大随意収縮（Maximum voluntary contraction : MVC）時のmEMGで除することによって、各試技における相対的活動度を算出し、これをデータとして用いた。

5) MTC長の推定

本研究では、骨盤を基にした股関節角度（ α ）を基に、Nemeth and Ohlsen (1985) が作成した推定式を用いて大殿筋のMTC長を算出した。

$$\begin{aligned} & \text{大殿筋のMTC長}(\% \text{骨盤長}) \\ & = 100 + (13.99 \alpha - 8.5 \alpha^2 + 0.68 \alpha^3) \end{aligned}$$

5. 分析区間

本研究における分析データは、SLJでは運動開始によって鉛直方向の地面反力が体重を示す基線の水準を下回った時点から、離地によって鉛直方向の地面反力がゼロの水準へ低下した時点までとした。そして、身体重心が最下時点を示した時点より以前の局面をエキセントリック局面、それ以後の局面をコンセントリック局面として定義した。

6. 統計処理

OriginalとInstructedにおける跳躍距離、関節角

度、MTC長、EMGおよび力積の差の検定には、対応のあるt検定を用いた。なお、有意性は危険率5%で判定した。

III. 結果

表1は、SLJにおける跳躍距離の実測値、推定式により算出した跳躍距離、離地時におけるつま先から身体重心までの水平距離、水平方向の力積、鉛直方向の力積および踏切角度の結果を示したものである。SLJにおける跳躍距離の実測値は、Originalが $2.18 \pm 0.12\text{m}$ およびInstructedが $2.34 \pm 0.16\text{m}$ であり、InstructedとOriginalとの間に有意な差は認められなかったが、推定式により算出した跳躍距離は、Originalが $1.34 \pm 0.08\text{m}$ およびInstructedが $1.40 \pm 0.09\text{m}$ であり、InstructedがOriginalと比較して有意に高い値を示した ($t = 2.419, p < 0.01$)。また、離地時におけるつま先から身体重心までの水平距離は、Originalが $0.46 \pm 0.03\text{m}$ およびInstructedが $0.48 \pm 0.02\text{m}$ であり、InstructedがOriginalと比較して有意に高い値を示した ($t = 3.303, p < 0.01$)。SLJにおける水平方向の力積は、Originalが $124.64 \pm 13.20\text{Ns}$ およびInstructedが $129.48 \pm 14.49\text{Ns}$ であり、InstructedがOriginalと比較して有意に高い値を示した ($t = 3.378, p < 0.01$)。なお、SLJにおける鉛直方向の力積は、OriginalとInstructedとの間に有意な差は認められなかった。さらに、SLJにおける踏切角度は、Originalが $37.14 \pm 4.84^\circ$ およびInstructedが $34.06 \pm 3.13^\circ$ であり、InstructedがOriginalと比較して有意に低い値を示した ($t = 3.915, p < 0.001$)。

表2は、SLJにおける運動開始時の構え、身体重心の最下点および離地時における骨盤および大腿部角度、さらにエキセントリック局面およびコンセントリック局面における骨盤および大腿部の角度変位の結果を示したものである。また、図2にOriginalから

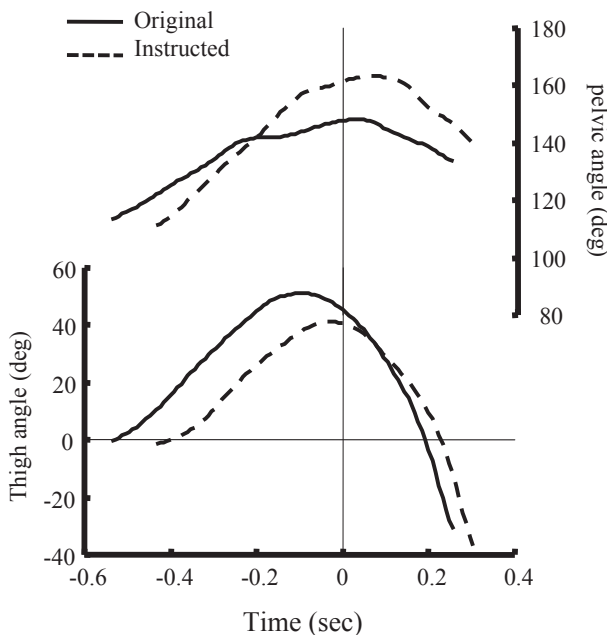
Table 1 Results of Jumping distance, horizontal impulse, vertical impulse and take off angle about “Original” and “Instructed” in the SLJ.

	Original	Instructed	t-value
Jumping distance (m)	2.18 ± 0.12	2.34 ± 0.16	1.772
Estimated jumping distance (m)	1.34 ± 0.08	1.40 ± 0.09	2.419**
Horizontal distance of C.G. at take off (m)	0.46 ± 0.03	0.48 ± 0.02	3.303**
Horizontal impulse (Ns)	124.64 ± 13.20	129.48 ± 14.49	3.378**
Vertical impulse (Ns)	157.27 ± 22.44	151.29 ± 23.34	1.846
Take off angle (deg)	37.14 ± 4.84	34.06 ± 3.13	3.915**

** ; $p < 0.01$

Table 2 Result of pelvic and thigh angle at each event, and pelvic and thigh angular displacement in eccentric phase and concentric phase about “Original” and “Instructed” in the SLJ.

Event	Pelvic angle (deg)			Thigh angle (deg)		
	Original	Instructed	t-value	Original	Instructed	t-value
Initial posture	107.90±3.46	111.08±4.00	3.894**	5.96±5.07	2.93±3.53	2.650*
The lowest position of C.G.	144.46±5.90	140.58±8.61	2.063	42.73±8.50	50.13±8.73	7.403**
Take off	128.73±5.07	130.49±6.30	1.922	-29.58±4.09	-30.69±4.14	1.138
Phase	Pelvic angular displacement (deg)			Thigh angular displacement (deg)		
Eccentric	36.56±7.21	29.50±9.37	3.281**	36.77±6.36	47.20±8.31	6.460**
Concentric	15.73±7.38	10.09±9.91	3.509**	72.30±7.04	80.82±9.91	5.373**

* ; $p < 0.05$, ** ; $p < 0.01$ **Fig. 2** Typical examples of thigh and pelvic angle on SLJ by “Original” and “Instructed” posture.

Instructedへの跳躍距離の向上が最も大きく、しかもInstructedにおいて最も優れた跳躍距離を示した被験者の骨盤傾斜角度および大腿部角度の典型例を示した。

表2は、SLJにおける骨盤傾斜角度および大腿部角度、およびエキセントリック局面とコンセントリック局面における骨盤傾斜角度変位および大腿部角度変位の結果を示したものである。SLJにおける骨盤傾斜角度は、運動開始時の構えにおいて、InstructedでOriginalと比較して有意に前傾していた ($t = 3.894$, $p < 0.01$)。また、大腿部角度は、運動開始時の構えにおいてOriginalがInstructedと比較して有意に高い値を示し ($t = 2.650$, $p < 0.05$)、身体重心の最下時点にお

いてInstructedがOriginalと比較して高い値を示した ($t = 7.403$, $p < 0.01$)。なお、骨盤傾斜角度および大腿部角度ともに、離地時において両者に有意な差は認められなかった。一方で、最も跳躍距離に優れた被験者の骨盤前傾角度は、身体重心の最下時点においてInstructedがOriginalと比較して20度あまり高く、身体重心の最下時点以降も前傾しつづける傾向がみられた。また、跳躍距離に優れた被験者の大腿部角度は、Originalでは最大屈曲位が身体重心の最下時点以前に出現しているのに対して、Instructedでは最大屈曲位と身体重心の最下時点とがほぼ一致していた。

さらに、SLJのエキセントリック局面およびコンセントリック局面における骨盤傾斜角度の角度変位は、InstructedがOriginalと比較して有意に低い値を示し ($t = 3.281$, $p < 0.01$ および $t = 3.509$, $p < 0.01$)、SLJのエキセントリック局面およびコンセントリック局面における大腿部の角度変位は、InstructedがOriginalと比較して有意に高い値を示した ($t = 6.460$, $p < 0.01$ および $t = 5.373$, $p < 0.01$)。

表3は、SLJにおける足関節角度、膝関節角度および骨盤-大腿部角度、さらにエキセントリック局面およびコンセントリック局面における足関節、膝関節および骨盤-大腿部の角度変位の結果を示したものである。また、図3にOriginalからInstructedへの跳躍距離の向上が最も大きく、しかもInstructedにおいて最も優れた跳躍距離を示した被験者の足関節、膝関節および骨盤-大腿部角度の典型例を示した。SLJにおける足関節角度は、運動開始時の構え、身体重心の最下時点および離地時のいずれの時点においてもOriginalとInstructedとの間に有意な差は認められなかった。一方、膝関節角度では運動開始時の構えにおいてInstructedがOriginalと比較して有意に高い値を示し

Table 3 Results of ankle joint, knee joint and pelvis-thigh angle at each event, and ankle joint, knee joint and pelvis-thigh angular displacement in eccentric and concentric about “Original” and “Instructed” in the SLJ.

Event	Ankle joint angle (deg)			Knee joint angle (deg)			Pelvis-thigh (deg)		
	Original	Instructed	t-value	Original	Instructed	t-value	Original	Instructed	t-value
Initial posture	117.23 ± 5.26	119.01 ± 5.39	1.783	163.50 ± 6.67	167.40 ± 4.89	3.904*	113.70 ± 6.95	114.00 ± 5.39	0.183
The lowest position of C.G.	89.61 ± 6.70	92.84 ± 9.94	1.556	85.37 ± 11.83	82.84 ± 12.34	1.049	187.18 ± 6.67	190.71 ± 6.61	2.443*
Take off	156.18 ± 3.15	157.23 ± 6.13	0.955	158.70 ± 9.00	158.16 ± 6.73	0.294	99.69 ± 5.56	99.80 ± 5.23	0.115
Phase	Angular displacement (deg)			Angular displacement (deg)			Angular displacement (deg)		
Eccentric	27.62 ± 6.79	26.17 ± 9.03	1.446	78.13 ± 10.40	84.72 ± 12.67	3.101**	73.48 ± 6.40	76.71 ± 7.35	3.233**
Concentric	66.51 ± 6.56	64.39 ± 8.58	2.120	73.33 ± 10.55	75.47 ± 12.09	0.973	87.49 ± 6.95	90.90 ± 7.04	2.310*

* ; $p < 0.05$, ** ; $p < 0.01$

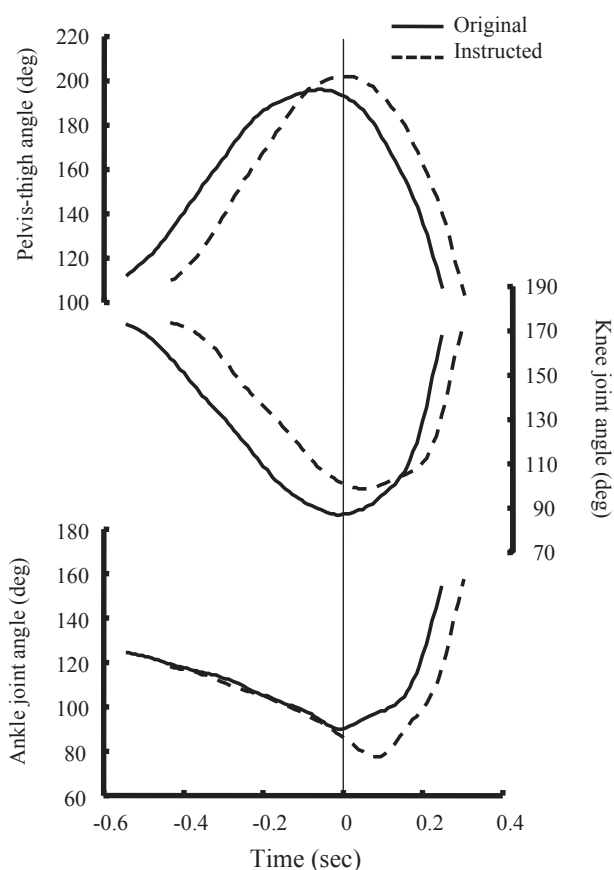


Fig. 3 Typical examples of ankle joint, knee joint and pelvis-thigh angle on SLJ by “Original” and “Instructed” posture.

($t = 3.904$, $p < 0.01$), 骨盤-大腿部角度では身体重心の最下時点においてInstructedがOriginalと比較して有意に高い値を示した($t = 2.443$, $p < 0.05$). これに対し

て、最も跳躍距離に優れた被験者の足関節角度をみると、初期の構えおよび身体重心の最下時点ではOriginalとInstructedとの間に差はみられないが、InstructedではOriginalと比較して身体重心の最下時点以降も底屈をつづける傾向がみられた。また、膝関節角度をみると、Originalでは最大屈曲角度の出現直後に伸展が始まっているのに対して、Instructedでは最大屈曲角度の出現後にしばらくの間緩やかな伸展が続く局面がみられた。さらに、骨盤-大腿部角度をみると、Originalでは最大屈曲角度が身体重心の最下時点に0.1秒程度先立って出現しているのに対して、Instructedでは身体重心の最下時点と最大屈曲角度の出現がほぼ一致していた。

さらに、SLJのエキシセントリック局面における膝関節および骨盤-大腿部の角度変位(それぞれ $t = 3.101$ および $t = 3.233$, $p < 0.01$)、およびコンセントリック局面における骨盤-大腿部の角度変位は、InstructedがOriginalと比較して有意に高い値を示した($t = 2.310$, $p < 0.05$)。

表4は、SLJにおける大殿筋のMTC長の結果を示したものである。SLJにおける大殿筋のMTC長は、身体重心の最下時点においてInstructedがOriginalと比較して高い値を示した($t = 2.791$, $p < 0.05$)。

表5は、SLJにおける大殿筋における筋活動量の結果を示したものである。SLJにおける大殿筋の筋活動量は、エキシセントリック($t = 3.496$, $p < 0.01$)およびコンセントリック($t = 4.203$, $p < 0.001$)の両局面においてOriginalがInstructedと比較して有意に高い値を示した。

Table 4 Results of MTC length of gluteus maximus about “Original” and “Instructed” in the SLJ.

	Gluteus maximus (% S.L.)		
	Original	Instructed	t-value
Initial posture	84.99±3.91	84.10±3.52	1.370
The lowest position of C.G.	100.06±2.72	101.15±2.70	2.791*
Take off	79.64±3.54	79.22±3.29	0.942

* ; $p < 0.05$

%S.L. : % segment length

Table 5 Results of mEMG in gluteus maximus about “Original” and “Instructed” in the eccentric and concentric phase of the SLJ.

	Gluteus maximums (%MVC)		
	Original	Instructed	t-value
Eccentric	31.31±16.00	19.88±14.03	3.496**
Concentric	12.74± 8.39	7.82± 6.66	4.203**

** ; $p < 0.01$

IV. 考 察

本研究では、運動開始時の構えにおいて骨盤を前傾させるための指示として「胸を張って、視線を前方においた姿勢をとる」という指示を行い、その即時的な効果を検討した。その結果、SLJにおける運動開始時の構えにおける骨盤傾斜角度は、Instructed がOriginalと比較して有意に高い値を示した(表2)。これは、「胸を張って、視線を前方においた姿勢をとる」という指示によって、運動開始時の構えにおいて骨盤を前傾させることが可能であることを示している。直接的に骨盤を前傾させることを目的とした指示ではなく、胸を張るという平易な、しかも脊柱の湾曲の変化によって間接的に骨盤を前傾させることを目的とした指示によって、骨盤を前傾させる可能性のあることが示されたことは意義深い。一方で、身体重心の最下時点における骨盤傾斜角度はInstructedとOriginalとの間に有意な差は認められなかった。このことから、運動開始時における「胸を張って、視線を前方においた姿勢をとる」という指示の効果は、文字通り運動開始時の構えにおいて、骨盤を前傾させておくことであり、運動の全域に渡って、骨盤の前傾角度を変化させることではないことが示された。

一方で、OriginalからInstructedへの跳躍距離の向上が最も大きく、しかもInstructedにおいて最も優れた跳躍距離を示した被験者の骨盤傾斜角度をみると、運動開始時点ではOriginalでInstructedと比較してわ

ずかに骨盤が前傾しているものの、身体重心最下時点での骨盤傾斜角度をみると、InstructedでOriginalと比較して明らかに大きく前傾していた(図2)。このように、例外的に、運動開始時において「胸を張って、視線を前方においた姿勢をとる」という指示の効果は運動開始時の骨盤傾斜角度には認められず、運動中の骨盤傾斜角度にその効果が認められるケースも存在した。このような例外が認められる理由として、解剖学的正位における骨盤傾斜角度や脊柱の湾曲を含む姿勢および運動技能等の個人差が挙げられる。したがって、今後、このような例外について、「胸を張って、視線を前方においた姿勢をとる」という指示による効果の現れ方について検討すること、さらには個人差を考慮した指示を開発することも必要であろう。

また、「胸を張って、視線を前方においた姿勢をとる」という指示による影響は、身体重心の最下時点における大腿部の角度、さらにこれに伴いエキセントリック局面における膝関節および骨盤-大腿部の角度変位においても認められた。SLJにおける身体重心の最下時点での骨盤傾斜角度はInstructedとOriginalとの間に有意な差は認められなかったが、大腿部角度はInstructedがOriginalと比較して有意に高い値を示し(表2)、骨盤-大腿部角度はInstructedがOriginalと比較して有意に高い値を示した(表3)。その一方で、身体重心の最下時点における足関節および膝関節角度は、InstructedとOriginalとの間に有意な差は認められなかった。これらをまとめると、身体重心の最下時点においてInstructedではOriginalと比較して、殿部がやや後方に引けて、大腿部がより水平に近い姿勢になっていたことが考えられる。このような姿勢は、ウエイトトレーニングのスクワット運動において股関節伸筋群を選択的に動員することを目的とした股関節主導型スクワット(真鍋ほか, 2004)に似た姿勢といえる。先行研究によって骨盤の前傾に伴い股関節伸筋群の張力が高まる可能性が示され、これを参考に

した骨盤を前傾させるための指示により得られた姿勢と、股関節伸筋群を選択的に動員することを目的とした股関節主導型スクワットの姿勢とが、結果として類似したことは興味深い。さらに、OriginalからInstructedへの跳躍距離の向上が最も大きく、しかもInstructedにおいて最も優れた跳躍距離を示した被験者のセグメント角度および関節角度の変化をみると、Instructedでは、Originalと比較してセグメントおよび関節の最大屈曲角度の出現が遅れていることが認められた。このことは、InstructedではOriginalと比較して、運動遂行時間全体のうちエキセントリック局面の時間が相対的に長く、コンセントリック局面の時間が相対的に短くなっていた可能性を示すものである。そして、このようなエキセントリック局面の時間の延長は、運動の指導現場において使われる「ため」に相当する可能性が考えられる。このことから、「胸を張って、視線を前方においた姿勢をとる」という指示により、運動の「ため」が生み出され、後のコンセントリック局面において、素早く大きな力の発揮が可能になった可能性のあることが示唆された。

さらに、「胸を張って、視線を前方においた姿勢をとる」という指示による影響は、離地時におけるプッシュオフの動作、さらには跳躍距離にも認められた。本研究では、SLJにおける跳躍距離の推定値および実測値を算出および測定し、SLJの跳躍距離の推定値は、InstructedがOriginalと比較して有意に高い値を示した。このことは、Instructedにおける「胸を張って、視線を前方においた姿勢をとる」という指示が、跳躍距離の増大に効果的であったことを示すものである。この指示により跳躍距離が増大した理由は、離地時におけるつま先と身体重心との水平距離が増大したこと、つまり離地時における身体の倒れこみが大きくなったことであろう。離地時におけるつま先と身体重心との水平距離は、InstructedがOriginalと比較して有意に高い値を示したことから、Instructedにおいては、離地時における身体の前方への倒れこみを大きくしていたことが推察される。そして、上述のように前方への倒れこみに伴う身体の前方回転を巧みに利用することができたことと、コンセントリック局面において脚の伸展動作を積極的に活用したことによって、水平方向の力積が有意に増加し、結果としてInstructedにおいてOriginalと比較して跳躍距離の推定値が増大したものと考えられる。一方で、前方への倒れこみに伴う身体の前方向回転が起こることは、着地時において脚を前方に投げ出すことが困難になり、着地時に身体

重心位置と着地位置との差である利得距離を得にくくする可能性も考えられる。このために、本研究では、推定式によって推定された跳躍距離は、InstructedがOriginalと比較して有意に高い値を示したにもかかわらず、実測距離はInstructedとOriginalとの間に有意な差が認められなかったものと考えられる。さらに、本研究では、腕の振込の影響を取り除くために、手は腰に置いたまま跳躍を行わせていたために、身体の前方向回転を抑制するための腕の振りおろしを行うこともできなかった。そのために、Instructedにおける身体の前方向への起こし回転が高まったことによるネガティブな影響は大きかったものと考えられ、言い換えると、腕の振り込み、およびその後の振り降ろし動作を行うことで、着地において利得距離を得ることが可能になれば、Instructedにおける跳躍距離は大きく向上するものと考えられる。

なお、本研究では、推定式によって推定された跳躍距離と実測距離との間に1m弱の差が認められた。両者の間にこのような大きな差が認められた理由としては、本研究では頭部および腕部をデジタイズしていないために離地時の身体重心高が低く、また踏切位置に近く見積もられている可能性のあることが挙げられる。さらに、推定式によって推定された跳躍距離は身体重心の移動距離であって、実測値に含まれる着地動作による利得距離は含まれていないことも、その理由として挙げられる。

次に、ここまで示してきたSLJにおける動作および姿勢の変化に伴うMTC長の変化について検討する。「胸を張って、視線を前方においた姿勢をとる」との指示による運動開始時の構えおよび運動中の姿勢の変化によって、身体重心の最下時点における大殿筋のMTC長は、InstructedがOriginalと比較して有意に高い値を示した(表4)。SLJのような伸張-短縮サイクル運動と呼ばれる運動では、エキセントリック局面において一旦筋MTCを引き伸ばすことによって、コンセントリック局面において効率的に大きな力を発揮することが可能になる(Melville Jones and Watt, 1971; Asumussen and Bonde-Pertersen, 1974; Ingen Schenau, 1984)。また、SLJのように下肢関節全体が同時に伸展するようなプッシュやプレスと表現される動作(図3)では、大殿筋が積極的に働くことも知られている(Ingen Schenau et al., 1994)。したがって、これらのことを考慮すると、「胸を張って、視線を前方においた姿勢をとる」との指示によってエキセントリック局面において大殿筋が引き伸ばされたことは、コンセント

リック局面における大殿筋の力発揮の促進につながる可能性があるものと考えられる。そして、本研究では、このことを裏付ける指標として筋活動量を検討した。その結果、コンセントリック局面における大殿筋のmEMGは、InstructedがOriginalと比較して有意に低い値を示した。つまり、Instructedは指示によってエキセントリック局面において大殿筋のMTCが引き伸ばされた結果、コンセントリック局面において筋活動量が低く抑えられことが示された。このことについてMohamed et al. (2002) は、ハムストリングスにおける筋活動量とMTC長および発揮トルクとの関係について検討し、アイソメトリックにおいて同程度のトルク発揮が要求された場合、MTCが引き伸ばされた状態での収縮では筋活動が有意に低かったことを報告している。また、同様の現象は、反動動作を伴う足関節底屈運動を行わせた場合、エキセントリック局面において筋がより大きな受動的な張力を得ることによって、筋活動量が低下したことを示したKawakami et al. (2002) 報告においても認められている。このような現象が起こる理由について、Mohamed et al. (2002) は、同程度のトルクが要求される場合、MTC長が短い場合と比較して、MTCが引き伸ばされた状態では、長さ-張力関係から受動的な張力が増大し、動員される運動単位が減少するためであるとしている。このように、Instructedでは「胸を張って、視線を前方においた姿勢をとる」との指示による運動開始時の構えおよび運動中の姿勢の変化に伴って、エキセントリック局面においてMTC長が引き伸ばされたことによって、コンセントリック局面において少ない筋活動で、脚の伸展動作を積極的に活用することが可能になったものと考えられる。また、大殿筋は能動的に張力を発揮することによって骨盤を後傾させる可能性があること (Graves et al., 1994) から、Instructedにおいては骨盤を前傾させるために、大殿筋が高い筋活動を示さなかった可能性も考えられる。しかし、これらのMTC長、筋活動量および下肢筋群の張力発揮との関係に関する考察は、推測の域を脱しきれないために、今後さらに検討する必要がある。

以上のことから、SLJでは、「胸を張って、視線を前方においた姿勢をとる」ように指示したことにより、運動開始時の構えにおいて骨盤が前傾したことが示された。また、この指示により、身体重心の最下時点においては、臀部がやや後方に引けて、大腿部がより水平に近い姿勢になり、離地時においては、身体の前方への倒れこみが大きくなることが示された。さら

に、このような運動開始時の構えおよび運動中の姿勢の変化によって、大殿筋はエキセントリック局面において引き伸ばされ、続くコンセントリック局面において脚の伸展動作を積極的に活用することが可能になったことも示された。そして、これらの要因によって、結果として、Instructedにおいて水平方向の力積が向上し、跳躍距離が向上した可能性のあることが示唆された。このように、本研究で得られた知見により、「胸を張って視線を前方においた姿勢をとる」という言語指示の効果およびそのメカニズムについて、科学的な裏付けを得たことは意義深いものと考えられる。

V. 要約

本研究の目的は、SLJにおける運動開始時の構えに関する指示として「胸を張って、視線を前方においた姿勢で構える」という指示を行い、その効果を検討することであった。被験者には大学陸上競技部に所属する男性大学生および大学院生15名を用いSLJを行わせた。本研究では、指示を行う前の跳躍 (Original) と、指示を行った後の跳躍 (Instructed) とで測定項目を比較検討した。

主な結果は以下の通りである。

- ① SLJにおける跳躍距離は、Instructedが 1.34 ± 0.08 mおよびOriginalが 1.40 ± 0.09 mであり、InstructedがOriginalと比較して有意に高い値を示した。また、離地時のつま先と身体重心との水平距離は、Instructedが 0.46 ± 0.03 mおよびOriginalが 0.48 ± 0.02 mであり、InstructedがOriginalと比較して有意に高い値を示した。
 - ② SLJにおける運動開始時の構えにおける骨盤傾斜角度は、InstructedがOriginalと比較して有意に高い値を示した。つまり、InstructedがOriginalと比較して骨盤が前傾していた。
 - ③ SLJにおける身体重心の最下時点の骨盤傾斜角度および膝関節角度はInstructedとOriginalとの間に有意な差は認められず、大腿部角度はInstructedがOriginalと比較して有意に高い値を示した。
 - ④ SLJにおける大殿筋のMTC長は、身体重心の最下時点においてInstructedがOriginalと比較して有意に高い値を示した。
 - ⑤ SLJのエキセントリック局面およびコンセントリック局面における大殿筋のmEMGは、InstructedがOriginalと比較して有意に低い値を示した。
- 以上のことから、SLJでは、「胸を張って、視線を

前方においた姿勢をとる」ように指示したことにより、運動開始時の構えにおいて骨盤が前傾したことが示された。また、この指示により、身体重心の最下時点においては、臀部がやや後方に引けて、大腿部がより水平に近い姿勢になり、離地時においては、身体の前方向への倒れこみが大きくなることが示された。さらに、このような運動開始時の構えおよび運動中姿勢の変化によって、大殿筋はエキセントリック局面において引き伸ばされ、つづくコンセントリック局面において少ない筋活動量で効率的に力発揮が可能になった可能性があることが示唆された。

謝辞

本稿の執筆にあたっては、筒井清次郎教授（愛知教育大学教育学部）にご教示をいただきました。ここに記して感謝いたします。

参考文献

- 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特性. *Jpn. J. Sport Sci.* 15:155-162.
- Assmusen, E. and Bonde-peterson, F. (1974) Storage of elastic energy in skeletal muscle in man. *Acta Physiol. Scand.* 91:385-392.
- Basmajian, J. V. and De Luca, C. J. (1985) *Muscle alive. Their function revealed by electromyography.* 4th ed. Williams & Wilkins : Baltimore, pp.252-264.
- Bloomfield, J., (1998) *Training in sports., Applying sports science., Posture and proportionality in sports.,* John Wiley & Sons Inc., New York., 145-188.
- Graves, J. E., Webb, D. C., Pollock, M. L., Matkozych, J. Leggett, S. H., Carpenter, D. M., Foster D. N. and Ciralli, J. (1994) Pelvis stabilization during resistance training : its effect on the development of lumbar extension. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 75:210-215.
- Hawkins, D. and Hull, M.L. (1990) A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *J. Biomech.* 23:487-494.
- Heino, J.G., Godges, J. J. and Carter, C. L. (1990) Relationship between hip extension range of motion and postural alignment. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 12:243-247.
- Kawakami, Y., Muraoka, T., Ito, S., Kanehisa, H. and Fukunaga, T. (2002) In vivo muscle fiber behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *J. Physiol.* 540:635-646.
- 木越清信, 田内健二, 尾縣真, 大山圭悟, 高松薫 (2003) 短時間の全力自転車ペダリング運動における座位姿勢の相違が筋活動および最大パワーに及ぼす影響. *体力科学* 52:167-178.
- Levine, D. and Whittle, M. W. (1996) The effects of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 24:130-135.
- 真鍋芳明, 横澤俊治, 尾縣 真 (2004) 動作形態の異なるスクワット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* 53:321-336.
- Melville - Jones, G. and Watt, D. G. D. (1971) Muscular control of landing from unexpected falls in man. *J. Physiol.* 219:729-737.
- Mohamed, O., Perry, J. and Hislop, H. (2002) Relationship between wire EMG activity, muscle length, and torque of the hamstrings. *Clinical Biomechanics.* 17:569-579.
- Nemeth, G. and Ohlsen, H. (1985) In vivo moment arm lengths for instructed flexor muscles at different angles of instructed flexion. *J. Biomech.* 18:129-140.
- Oddsson, L. and Thorstensson, A. (1986) Fast voluntary trunk flexion movements in standing: primary movements and associated postural adjustments. *Acta. Physiol. Scand.* 128:341-349.
- Sullivan, M. K., DeJulia, J. J. and Worrell T.W. (1992) Effect of pelvic position and stretching method on hamstring muscle flexibility. *Med. Sci. Sports Exerc.* 24:1383-1389.
- Van Ingen Schenau, G. J. (1984) An alternative view of the concept of utilization of elastic energy in human movement. *Human movement science* 3:301-336.
- Van Ingen Schenau, G. J. , Pratt, C. A. and Macpherson, J. M. (1994) Differential use and control of mono- and biarticular muscles. *Human movement sciences.* 13:495-517.
- Wells, R. P., & Winter, D. A. (1980) Assessment of signal and noise in the kinematics of normal, pathological and sporting gaits, In: *Human Locomotion I, (Proceedings of the first biannual conference of the Canadian Society of Biomechanics).* 92-93.
- Yasukouchi, A. and Isayama, T. (1995) The relationship between lumbar curves, pelvic tilt and joint mobilities in different sitting postures in young adult males. *Appl. Human Sci.* 14:15-21.

平成22年12月2日受付
平成23年6月1日受理