

反動動作、筋のリラクセーションおよび予備緊張が 垂直跳びのパフォーマンスに及ぼす影響

若山 章 信

目的

多くの身体運動において、反動動作を用いることによってパフォーマンスが向上する^{2,3,5,7,8,10,12)}。反動動作とは、「主動作の開始直前に、四肢や体幹などのセグメントあるいは全身を、目的とする方向とは反対方向に一旦素早く動かすこと」と定義できる。例えば垂直跳びでは、目的とする方向が垂直上方であるのに対し、一旦下方にしゃがみ込むことが反動動作となる。実際、バレーボールのスパイクジャンプの踏切場面など、主導的にタイミングを計って運動を開始できる競技においては積極的な反動動作の利用がみられる。それに対し、素早い反応が求められるサッカーのゴールキーパー、そしてテニスのサーブに対するレシーバーなどは、相手がボールを打つ（蹴る）タイミングに合わせて小さなジャンプをすることで、反動動作というよりも着地時に「目的とする方向への運動開始以前の顕著な筋活動（以下予備緊張）」を助長する動きをする選手が多くみられる。また、陸上短距離のクラウチングスタートでは、体重の多くを腕で支えることで脚に加わる体重を軽減し「主働筋の活動水準を抑え（以下リラクセーション）」、スタート時は反動動作を用いない選手が圧倒的に多い。

以上のように、反動動作を用いることがパフォーマンスの向上に有効であっても、競技種目によっては、それを積極的に利用できない場合もある。そこで本研究では、主動作開始直前の筋の活動状態がパフォーマンスに与える影響を検討するために、反動を用いない垂直跳びと積極的に利用した垂直跳び、さらにリラクセーションおよび予備緊張状態からの

垂直跳びを行わせ、跳躍高、床反力、下肢関節トルクおよび筋電図について比較した。

方法

1. 被検者

被検者は、健康な体育専攻女子大学生4名（陸上競技元跳躍選手）であった。被検者の年齢、身長および体重の平均値は、それぞれ22.0才、157.0cmおよび50.7kgであった。なお、実験に先立ち、その目的、安全性についての十分な説明を行い、同意を得た。

2. 実験方法

実験構成図を図1に示した。床反力計の両側方に、被検者の膝関節が90度となる姿勢から、腕を自然に下垂した時の手掌高に固定手すり（ターンローラー付き）を設置し、以下の4種類の垂直跳びをそれぞれ5回ずつ十分な練習・休息を挟んで行わせた。同時に、側方からの映像および筋電図（以下EMG）を記録した。

①Squat Jump（以下SJ）：膝関節を90度に屈曲し、腕を腰にあてた姿勢から、腕振り・反動動作を用いない垂直跳び

②SJ-：手すりを保持し体重を腕で支え、下肢に加わる体重を軽減したリラクセーション状態からの腕振り・反動動作を用いない垂直跳び

③SJ+：手すりを持ち上げるように保持し、下肢3関節の伸展の力を発揮した、予備緊張状態からの腕振り・反動動作を用いない垂直跳び

④Counter Movement Jump（以下CMJ）：下肢・体幹の反動動作を用い、腕振りをしない垂直跳び

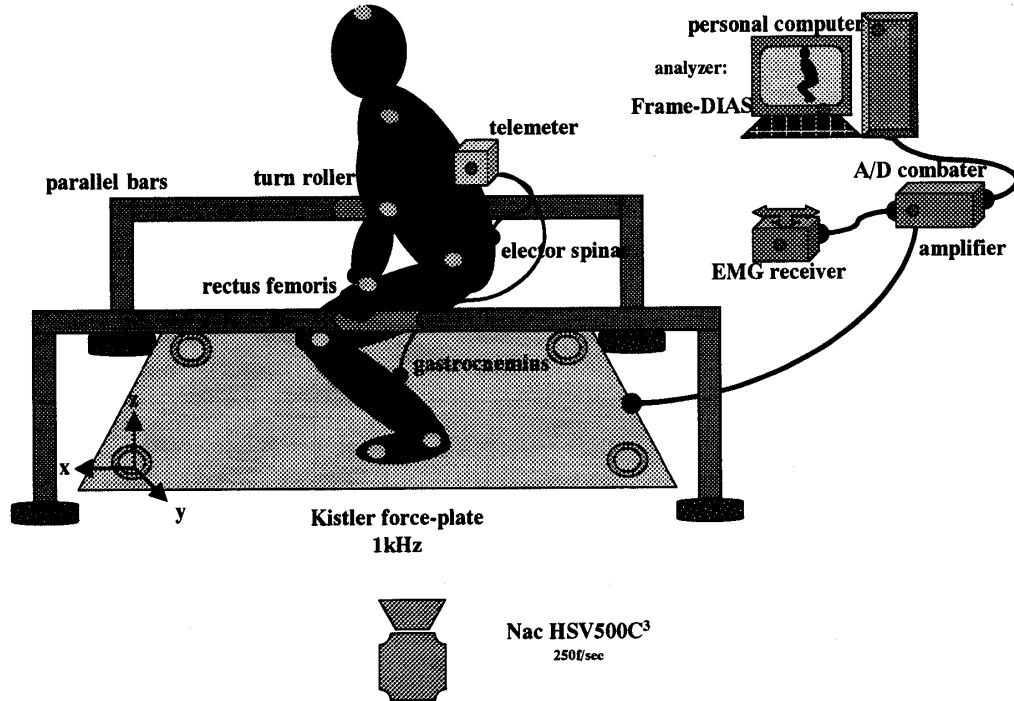


図1 測定構成図

なお、SJ、SJ-およびSJ+では、姿勢の保持時間を3秒間とした。

3. 分析項目

床反力はkistler社製床反力計9287BAを用いて、鉛直 (F_z)、前後 (F_x) および左右 (F_y) について、サンプリング周波数 1 kHzで記録した。次に、跳躍準備から離地までを以下の3期に分けた。

①姿勢保持期 (static phase) : SJ、SJ-、SJ+では中腰姿勢から F_z 上昇開始まで。CMJでは立位

②キック準備期 (pre-kick phase) : F_z 上昇開始から身体重心の上方への移動開始 (SJ: なし、SJ-: F_z =体重、SJ+: 離手) まで。CMJでは反動動作での下方向への移動開始から上方向への移動開始 (F_z 積分値=0) まで

③キック期 (kick phase) : 身体重心の上方への移動開始から離地まで

床反力の分析項目は、鉛直方向の力 F_z について、

姿勢保持期の平均値、キック準備期 (SJ: なし、SJ-: F_z =体重時、SJ+: 離手時、CMJ: 反動動作中の最小値と上方への移動開始時 (F_z 積分値=0)) の瞬時値およびキック期の最大値を求めた。

側方映像は、Nac社製高速度カメラHSV500C³を用いて、250frame/sで撮影し、DKH社製Frame-DIASを用いて、種々の関節部分 (図1) を二次元座標に実長換算した後、6 Hzのデジタルフィルターにより平滑化した。分析項目は、まず大転子の立位から最高到達点までの距離を跳躍高とした。次に、股関節、膝関節、足関節の各関節角加速度を算出し、床反力の力 F_z 、 F_x と大腿、下腿、足部の各セグメントの重量、部分重心の加速度から、股・膝・足関節の各関節トルクを算出した (身体部分計数は阿江ら¹⁾、トルク算出はWinter¹³⁾の2次元モデル)。なおトルク解析は、跳躍高が最大値を示した試技とした。

EMGは日本光電社製multi telemeter ZR-580Gを用いて、脊柱起立筋、大腿直筋、腓腹筋内側頭について、表面双極誘導法 (白金電極、電極間距離 2 cm)

によりサンプリング周波数 1 kHz、時定数 0.03 秒、ローパスフィルター 100 Hz で A/D Converter を介して Personal Computer に記録し、整流処理した後、姿勢保持期、キック準備期およびキック期を平均 (aEMG) した。

なお、本研究は、反動動作やリラクゼーション、予備緊張時の筋の活動状態や筋出力、関節トルク等を観察するための方法論的研究であり、統計的処理は行わなかった。

結果

表 1 に、各跳躍での跳躍高を示した。4 名の平均値では、SJ が 41.5 cm で最も高い値を示し、ついで CMJ の 40.8 cm、SJ+ の 39.6 cm、SJ の 37.1 cm の順であった。

表 1 各種跳躍での跳躍高

	Sub. A	Sub. B	Sub. C	Sub. D	Average	S.D.
SJ	32.5	40.0	36.9	39.1	37.1	2.90
SJ-	41.0	40.4	42.2	42.4	41.5	0.83
SJ+	37.1	38.9	38.9	43.6	39.6	2.41
CMJ	39.2	41.0	40.0	43.1	40.8	1.46
	cm					

表 2 に各跳躍での姿勢保持期、キック準備期およびキック期の床反力 F_z の 4 名の平均値を、図 2 に 1 名の F_z の系時的变化を示した。4 名の平均値では、姿勢保持期の F_z 平均値は、SJ では当然ながら体重の 1.00 倍 (以下 1.00 BW) SJ- では 0.33 BW、SJ+ では 1.74 BW であった。CMJ での最小値は 0.51 BW であった。キック準備期の上方への移動開始時の瞬時値は、SJ+ において 2.34 BW、CMJ において 2.17 BW と、SJ+ の方が若干高かった。キック期の F_z 最大値については SJ+ が 2.48 BW と最も高い値であった。SJ、SJ- および CMJ の F_z 最大値はともに 2.2 BW 程度で差がなかった。また、これらの値は、CMJ の上方向への移動開始時の F_z をやや上回る程度であった。

表 2 各種跳躍での床反力 (F_z)

	static	pre-kick	kick
SJ	1.00±0.00	1.00±0.00	2.18±0.06
SJ-	0.33±0.11	1.00±0.00	2.20±0.08
SJ+	1.74±0.06	2.34±0.14	2.48±0.10
CMJ	0.51±0.15	2.17±0.11	2.22±0.05
	means ± SD		× BW

表 3 に各種跳躍での各関節伸展 (底屈) トルクの

最大値を、4 名の平均値で示した。すべての関節において、SJ が最も低い伸展トルクを示した。各関節伸展トルクの最大値では、股関節においては CMJ が最も高い値を示し、SJ-、SJ+ とともに SJ と比べ高い値を示した。膝関節および足関節では SJ+ が高値を示した。また、図 3 の各被検者のデータ (正: 伸展 (底屈)、負: 屈曲 (背屈)) からは、例えば Sub. A では SJ+ での股関節トルクが最も大きく、Sub. B では SJ+ での膝関節トルクが顕著に増加するなど、種々の跳躍においてトルクの増大される関節は異なり、個人差が大きいことが示された。

表 3 各種跳躍での関節トルク最大値

	股関節	膝関節	足関節
SJ	130.7±11.8	118.0±10.9	81.4±11.1
SJ-	141.9±10.5	127.7±17.2	81.5±10.9
SJ+	168.0±16.4	141.2±20.4	95.6±12.3
CMJ	169.1±17.3	138.2±20.3	85.0±9.4
	Nm		
SJ	2.50±0.20	2.27±0.11	1.52±0.07
SJ-	2.70±0.20	2.41±0.14	1.54±0.08
SJ+	3.13±0.27	2.70±0.25	1.78±0.09
CMJ	3.20±0.24	2.57±0.12	1.62±0.07
	means ± SD		Nm/kg

図 4 に SJ の姿勢保持期を 100% とした場合の、各期の aEMG を平均値で示した。キック準備期では、予備緊張を強制した SJ+ の aEMG が全被検筋において顕著に高いが、SJ- においても脊柱起立筋と大腿直筋において高い aEMG が観察された。これは、SJ- において、体重に相当する力を発揮、すなわち SJ の姿勢保持期と同様の状態となった時点で、筋は既に高い活動水準であったことを示している。CMJ では脊柱起立筋や大腿直筋の aEMG は SJ の姿勢保持期と同程度で顕著な放電はみられなかった。これは、反動動作として身体重心を下方に移動するには体重を支える必要がなく、筋は低い活動状態すなわち、リラクゼーション状態に近かったといえる。ただし、腓腹筋の筋放電位は高かった。

キック期の aEMG は、脊柱起立筋、大腿直筋では SJ-、SJ+、CMJ とともに SJ と同程度で、顕著な筋放電位の増加はみられなかった。しかし、腓腹筋において SJ- と SJ+ は顕著な増加がみられた。CMJ における腓腹筋の aEMG は SJ- や SJ+ に比べると低い傾向にあった。また、図 2 に示した各被検者のデータからは、種々の跳躍において aEMG の増大される筋は異な

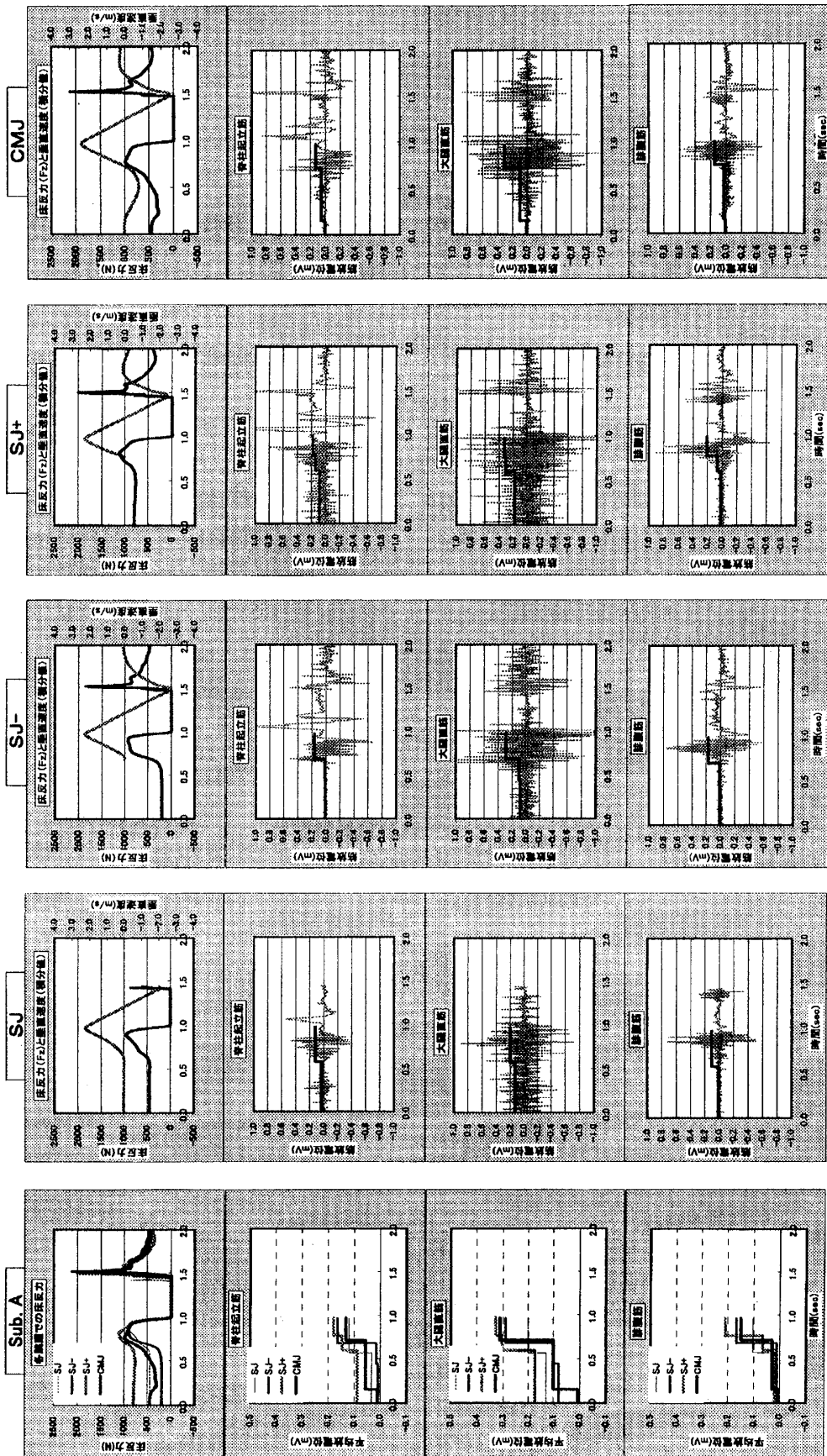


図 2 各種跳躍における床反力 (Fz) と筋電図 (生データとaEMG)

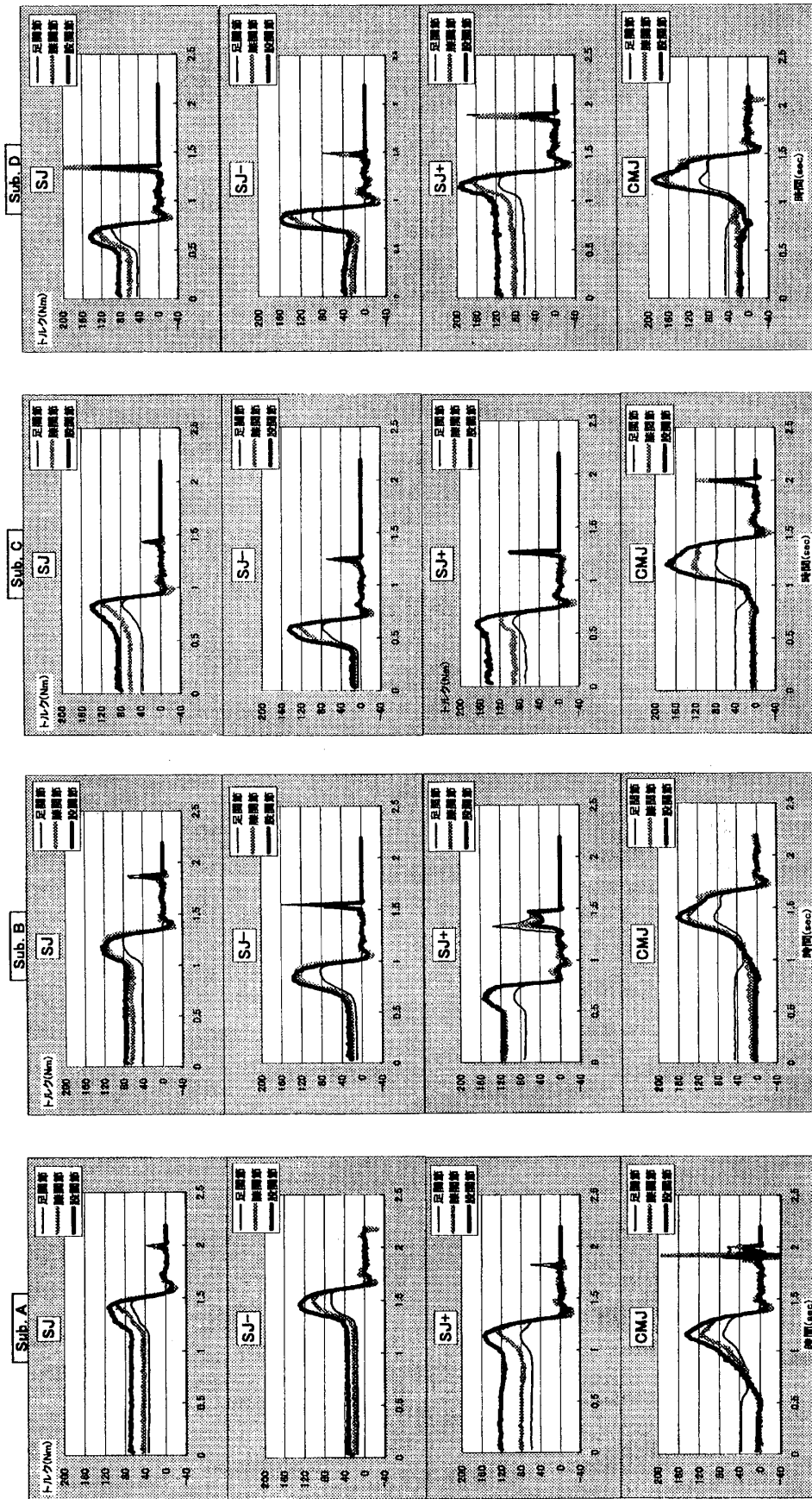


図 3 各種跳躍での関節トルク

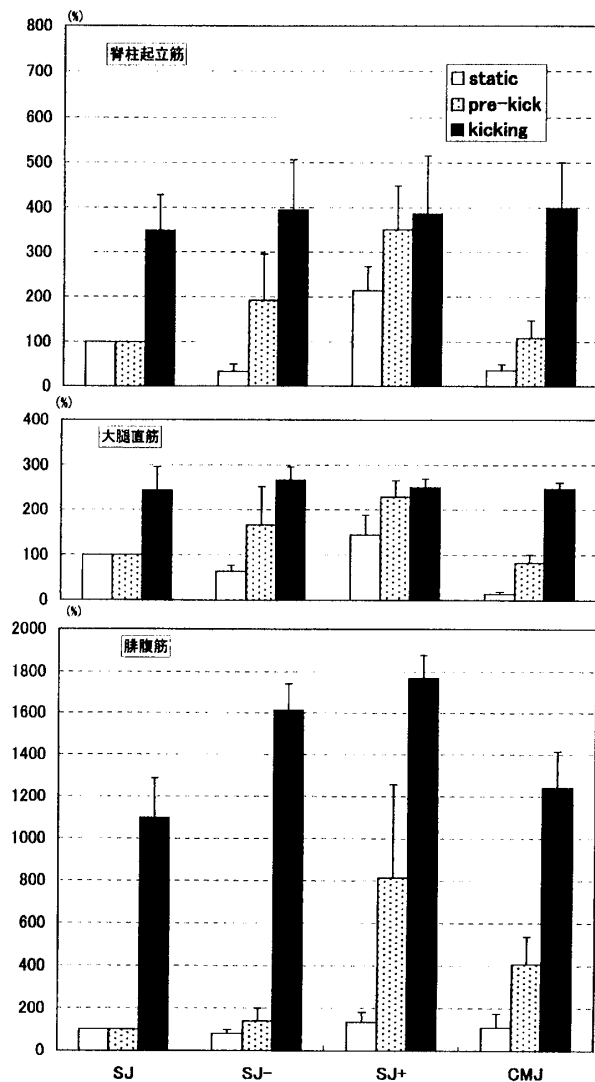


図4 SJのstatic phaseを100とした場合の phaseごとの平均筋放電量

り、関節トルク同様個人差が大きかった。

考察

SJと比べ、CMJだけでなく、SJ+そしてSJ-においても跳躍高が増加した。すなわち、主動作開始直前の筋活動が、自重を支える程度の力発揮状態の時が最も低いパフォーマンスとなった。そして、反動動作だけでなく、予備緊張状態であってもリラクゼーション状態であってもパフォーマンスは向上するといえる。そこで、それぞれの跳躍におけるパフォーマンス向上の理由について、床反力、関節トルクや筋活動から考えてみることにする。

まず、反動動作を用いたCMJについてみてみると、反動動作を用いないSJと比べCMJの跳躍高は約10%増加した。これまでも、反動動作により7~11%の跳躍高の増加が報告されている^{2,7,8,10,12}。反動動作による跳躍高の増加の機序は伸張-短縮サイクル (Stretch-Shortening Cycle) と呼ばれ、筋・腱の生理学的特性という観点から、これまでも多く論議されてきた。Cavagnaら²⁾ およびMaartenら⁸⁾ は、この反動動作の利用による跳躍高の差を、主動作開始前の反対方向への運動を止めるための主働筋の伸張性収縮による①「活動水準の高揚 (予備緊張)」、および弾性体 (バネ・ゴムのように伸ばされれば縮む性質) である腱が引き伸ばされることで高まる腱の②「弾性エネルギーの利用」、さらに膝蓋腱反射に代表される筋の③「伸張反射」の利用を理由とした。そこで、床反力についてみてみると、CMJのキック準備期の終盤 (上方への移動開始時) のFzは2.17BWと、すでにSJのキック期最大値程度の力が発揮されている。この力発揮を筋の活動水準の高揚および関節トルクという観点からみる。まず、キック準備期のEMGはSJと比べ、腓腹筋のみ顕著な筋放電位の増加がみられ、他の部位では差がなかった。しかし、このキック準備期の腓腹筋の活動水準の高揚にも関わらず、足関節底屈トルクの増大は顕著ではなかった。この関節トルクの増大は股関節において最も大きく、「跳躍高の差は弾性エネルギーよりも股関節伸展筋群の収縮要素による機械的仕事量 (関節まわりのモーメント) の増大に起因する」としたFukashiroとKomi³⁾ および佐川ら¹⁰⁾ の報告と同様であった。ただし、股関節伸展の先導的動作である胸腰部の伸展に作用する脊柱起立筋の活動水準の高揚はそれほど著しくなく、股関節トルクの増大は、筋の活動水準の高揚だけでは説明できなかった。なお、連続屈伸運動においてピッチが速まると正仕事相 (本研究でいうキック期) でのEMGが消失する (大道⁹⁾)。このことが、速いピッチで屈伸をするCMJにおいてその筋活動から股関節伸展トルクの増大を説明できなかった要因のひとつであろう。ただし、大道はこの連続屈伸運動において大殿筋の正仕事相の筋放電量が顕著であったことを報告しており、股

関節伸展筋を直接被検筋とすれば説明できたとも考えられる。弾性エネルギーの利用については、本研究の結果だけでは言及できなかった。

次に予備緊張を強制したSJ+についてみる。SJ+では、キック準備期終盤（離手時）の床反力Fzは2.34BWと、CMJのキック準備期終盤およびキック期の最大値よりも大きな力が発揮されていた。なお、生体内弾性体は粘性をもっており、比較的長い時間をかけた変形に対しては弾性体としての性質が失われていく¹¹⁾ことから、SJ+においては弾性エネルギーや伸張反射の利用は乏しく、予備緊張による筋の活動水準の高揚のみが跳躍高増大の説明因子となる。そこで、関節トルクをみると、CMJ同様股関節や膝関節の伸展トルクの増大は顕著で、足関節伸展トルクはSJとほぼ同程度であった。そこでEMGをみると、股関節伸展の先導的動作である胸腰部伸展に作用する脊柱起立筋および膝関節伸展に関与する大腿直筋の筋放電の増加は、キック準備において顕著であるものの、キック期ではSJとほぼ同程度であった。ただし、筋放電の開始から実際の外部への力発揮には50msec前後の時間的な遅れ（EMD:electro-mechanical delay⁶⁾）が生じる。したがって、キック準備期終盤の筋収縮が実際の力発揮となるのはキック期にあたる。すなわち、SJ+では予備緊張による筋の活動水準の高揚により、股関節や膝関節伸展トルクの増大が跳躍高を増加させたと考えられる。一方、腓腹筋は、キック準備期・キック期とも顕著な筋放電の増加がみられたが、足関節トルクの増加は微少であった。この理由は不明である。

最後に、予備緊張とは逆にリラクゼーションを強制したSJ-についてみる。このSJ-において、キック準備期の床反力が体重と等しい、すなわちSJの姿勢保持期と同じ力発揮状態において、脊柱起立筋や大腿直筋の放電位はSJでのそれを優に超える大きさであった。この体重を支える以上の筋活動は前述のEMDによって説明がつくが、SJ-においてもSJ+同様上方向への移動開始時に筋は予備緊張状態（高い筋活動水準）にあったといえる。また関節トルクはやはり股関節において顕著な増加を示し、キック期の筋放電量は全筋においてSJ+と同程度であっ

た。つまり、リラクゼーション状態からの急激な力発揮は、実際に身体重心が移動し始める段階において筋の高い活動水準を得られ、高いパフォーマンスを発揮できたものと考えられる。

Kaneko⁴⁾は、等尺性最大筋力発揮状態からの急速解放法と、後加重法とでは、その負荷が軽い場合は急速解放法のほうが、負荷が重くなれば後加重法のほうが肘屈曲速度が高かったことを報告している。今回のSJ+は急速解放法、SJ-は後加重法を複数関節の関与する垂直跳びで行ったわけであるが、いずれの方法においても筋の活動水準の高揚が、身体運動のパフォーマンスを向上させたといえる。

まとめ

反動動作を用いないSJと比べ、反動動作を用いたCMJだけでなく、予備緊張を強制したSJ+、そしてリラクゼーション状態からの跳躍であるSJ-においても跳躍高が増加した。

この理由は、SJ+やSJ-においては、股関節伸展や膝関節伸展に関与する筋の活動水準の高揚（予備緊張）によって説明できた。しかし、CMJについては股関節伸展トルクの増大が跳躍高増加に関与していることは明らかだが、そのトルク増大の理由を筋の活動水準の高揚では説明できなかった。また、SJ-、SJ+の腓腹筋の筋放電位の顕著な増加は足関節底屈トルクには反映されなかった。この理由は明らかにできなかった。

反動動作や予備緊張、そしてリラクゼーションでは、どの条件において最大の跳躍高が得られるかは、被検者ごとに異なっていた。実際のスポーツ場面での種々の身体運動では、個々人の最高のパフォーマンスを発揮できる動作をトレーニングの中で探索し選択すべきであろう。

参考文献

1) 阿江通良ほか (1992)：日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定. バイオメカニズム, 11:23-

32.

2) Cavagna, G. A. et al. (1968): Positive work done by a previously stretched muscle. *J. Appl. Physiol.*, 24: 21-32.

3) Fukashiro S. and P. V. Comi (1987): Joint Moment and mechanical power flow of the lower limb during vertical jump. *Int. J. Sports Med.*, 8: 15-21.

4) Kaneko M.(1978): The effect of previous states of shortening on the load-velocity relationship in human muscle. *J. Physiol. Soc. Japan*, 40: 12-14.

5) 小嶋武次 (1990) : 跳躍動作における伸張性筋収縮の意義. *Jpn. J. Sports Sci.*, 9-3: 123-129.

6) Komi P. V. and P. R. Cavanagh(1977): Electro-mechanical-delay in human skeletal muscle. *Med.Sci. Sports*, 9: 49.

7) Luhtanen P. and P. V. Komi(1978): Segmental contribution to forces in vertical jump. *Eur. J. appl. Physiol.*, 38: 181-188.

8) Maarten F.B., Karin G.M. and et al.(1996): Why is countermovement jump height greater than squat jump height?: *Med. Sci. Sports Exerc.*, 28-11: 1402-1412.

9) 大道等 (1996) : 屈伸動作の筋電図分析—弾性利用説の実験的研究の枠組み—. *Jpn. J. Biomech. Sports Excerc.*, 1-2: 176-192.

10) 佐川和則, 禿正信, 松本晃雄 (1989) : 垂直跳びの反動動作が下肢関節の機械的工作へ及ぼす影響. *Jpn. J. Sports Sci.*, 8-9: 635-640.

11) 柴山明, 深代千之 (1996) : 跳躍時の筋—腱連合組織の動態. *Jpn. J. Sports Sci.*, 15-6: 397-402.

12) 若山章信, 山根真紀 (1998) : 体力測定における垂直跳びの評価視点. *スポーツ医・科学*11, 43-52.

13) Winter D. A. (1979): *Biomechanics of Human Movement*. Canada, Jhon Wiley & Sons, Inc., pp 65-107.