

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

真鍋 芳明^{1,2)} 横澤 俊治²⁾ 島田 一志¹⁾ 尾 縣 貢³⁾

EFFECT OF SPEED VARIATION AND STRETCH-SHORTENING CYCLE ON LOWER MUSCLES ACTIVITY AND JOINT TORQUE DURING PARALLEL SQUAT

YOSHIAKI MANABE, TOSHIHARU YOKOZAWA, KAZUSHI SHIMADA and MITSUGI OGATA

Abstract

The purpose of this study was to compare joint torque and the activity pattern of eight muscles crossing the ankle, knee and hip joints during three kinds of squats with different speeds (Slow, Normal, Quick). Ten male athletes performed squats at three different speeds. Variables such as net torque and power about the joint were calculated during the descending and ascending phase of each squat. At the same time, surface electrodes were placed over the eight lower extremity muscles, and %iEMG was also measured during the ascending phase of each squat.

During the descending phase, the activity of erector spinae (ES), Gluteus maximus (Gmax), Gluteus medius (Gmed), Rectus femoris (RF), Biceps femoris (BF), Adductor longus (AL), and Vastus lateralis (VL) muscles was significantly greater for Quick squats than Normal and Slow squats, whereas during the ascending phase, activity was significantly greater for Quick and Normal squats than for Slow squats. Mean torque around the hip joint increased significantly when switching from Slow to Quick squats in the descending phase; and during the ascending phase, mean torque was significantly greater for Quick and Normal squats than for Slow squats. The median frequency (MDF) of an electromyogram of the Gmax was significantly lower for Normal squats than for Quick squats; and in the ascending phase, the MDF of the BF was significantly lower for Normal squats than for Quick and Slow squats.

Quick squats use the stretch-shortening cycle so that the load around the Gmax may increase. Although mean muscle activity for Slow squats was smaller than for Normal squats, MDF was greater. MDF was greater for Slow squats suggesting that Slow squats mobilize type-II fibers in spite of the slow movement; and is, therefore, useful for strength training with low risk of injury.

(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 2004, 53 : 425~442)

key word : squat, muscle activation, joint moment

I. 緒 言

スポーツにおいて高いパフォーマンスを獲得するには、その競技種目特有の動作にて発揮されるパワー、筋力を高めることが重要であり、これらは専門的筋力とも呼ばれる。専門的筋力に対して、その土台となるのが一般的筋力である¹⁾。一般的

筋力とは、脚の伸展や腕の伸展などといった非常に基本的な運動において発揮されるパワーおよび筋力であると考えられる。一般的筋力がそのまま競技パフォーマンスに結びつくことは少ないが、一般的筋力が充実していなければ、それを土台とする専門的筋力が高まることはなく、高い競技パフォーマンスを獲得することも困難になる。その

¹⁾茨城県立医療大学
〒300-0394 茨城県稲敷郡阿見町阿見4669-2

²⁾筑波大学体育科学研究科
〒305-8574 茨城県つくば市天王台1-1-1

³⁾筑波大学体育科学系
〒305-8574 茨城県つくば市天王台1-1-1

Ibaraki Prefectural University of Health Sciences 4669-2 Ami,
Ami-Mach, Inashiki-Gun, Ibaraki, Japan

Institute of health and Sport Sciences, University of Tsukuba
Tennodai 1-1-1, Tsukuba, Ibaraki (305-8574)

Doctoral Program in Health and Sport Sciences, University of
Tsukuba Tennodai 1-1-1, Tsukuba, Ibaraki (305-8574)

ため、競技者はバーベルやマシンなどを利用したトレーニングを行うことによって一般的筋力の向上を図っている。なかでもスクワットは下半身トレーニングの強化の柱として扱われており、様々な競技種目およびパフォーマンスレベルにある競技者達に採用されている。その主な理由としてスクワットは足関節、膝関節および股関節の同時伸展および屈曲を伴う多関節運動であるため、多くの競技で重要とされる下肢伸展筋群を同時に強化できるということが考えられる。スクワットによって身体にかかる負荷は、主にスタンス幅などの動作形態、挙上重量、そして運動速度に依存するため、トレーニング実践者はこの3要素を目的に応じて変化させながら身体を強化している。

トレーニングにて用いられる挙上重量と、そのトレーニング効果に関する研究はいくつかあり^{2,3)}、トレーニングプログラムの組み方についてトレーニング実施者に対して示唆を与えている。また真鍋ら⁴⁾はスクワットにおける挙上重量変化が股関節と膝関節まわりの筋に与える影響を検証しており、挙上重量の増大は大殿筋の活動量を増大させ、下肢関節の総仕事量における股関節貢献度を増大させるとしている。このようにトレーニングで用いられる挙上重量と身体にかかる負荷との関係は明らかにされつつある。

スクワットの動作形態に関する研究も数多くなされており、スタンス幅^{5,6)}、沈み込みの深さ^{5,7)}、つま先の向き⁶⁻⁹⁾およびシャフトを担ぐ位置¹⁰⁾などを変化させて、それぞれの筋活動特性、もしくは力発揮特性が明らかにされている。

一方で運動速度に関しては、Behm and Sale¹¹⁾が1RMの30%~40%を用いた高速でのトレーニングによって最大出力と跳躍高が大幅に改善するとしている。しかし、反対に高重量トレーニングの方が運動速度と出力が増大するという報告^{12,13)}もなされているなど、運動速度とトレーニング効果の関係においては統一された見解は示されていない。また、下降から挙上へ切り返す際に反動動作を利用することで、さらに高い挙上速度を獲得することが出来る。このように反動を利用した運動は伸張-短縮サイクル運動と呼ばれてお

り、予備緊張による筋の活性化¹⁴⁻¹⁶⁾、直列弾性要素に貯蔵した弾性エネルギーの効果的再利用^{17,18)}、伸張反射の誘発による張力の増大^{19,20)}という効果を得ることが出来る。しかし、これらの研究の対象運動のほとんどはドロップジャンプであり、スクワットにおいて反動が身体に与える影響を検証した研究は見あたらない。

そのため、トレーニング現場における運動速度の選択は経験的に行わざるを得ず、トレーニング初心者に対しては関節の傷害予防のため下降局面では重量物に抗してゆっくりと下降させ、反動を用いず息を吐きながら挙上するように指導されるのが通常である²¹⁾。

これに対し、近年では挙上も含めた運動範囲全体においてゆっくりと運動を行う方法も提唱されている。この方法はスロートレーニングと呼ばれており、1RMの30%程度という非常に軽い重量を用い、5~10秒ほどかけて挙上と下降を繰り返す方法である。トレーニングによって筋を肥大させるには、大きな運動単位を持つtype IIa および IIb 線維を十分に活動させる必要があり、そのためには重い重量が必要であるとされている²²⁾。スロートレーニングは扱う重量が非常に軽いため、運動開始時にはtype I 線維のみが活動しているが、運動の持続時間が長いいため徐々にtype I 線維のみでは負荷に抗し得なくなり、大きな張力を発揮できるtype II 線維も同時に活動するようになると考えられている。しかし、その運動中における筋活動や発揮される関節トルクについては検証されていない。

このように様々なスクワットが身体に与える影響についての検証には、主として筋活動の指標であるEMG(Electromyogram)データ、もしくは地面反力、関節トルクといった力のデータを用いて行われているが、両方を同時に測定し、筋活動と力発揮の関係について検証した研究^{4,23)}はあまりみられない。しかし、トレーニングにおいて身体にかかる負荷について論じるには、どの関節がどれだけの力を発揮しているか、その出力源となる筋はどのような活動をしているかが鍵となる。そのため、スクワットにおける筋活動と力のデー

タを同時に測定することは非常に重要である。

筋肥大, 最大出力向上およびパワーアップなどの各目的に応じたトレーニングを選択するには, 用いる挙上重量, 強化対象となる筋に刺激を集中させるための動作形態, そしてその運動速度の理解が必要不可欠であるにもかかわらず, スクワットにおける運動速度が下肢筋群に与える影響は明らかでない。そのため, スクワットにおける運動速度と筋力発揮特性および力発揮特性との関係を明らかにすることは, トレーニング実践者に対して非常に有意義な情報提供になり得ると示唆される。

そこで, 本研究では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を検証することとした。

II. 方 法

A. 被検者

被検者は運動部所属の大学男子10名(平均年齢: 23.4 ± 1.90 歳, 平均身長: 177.6 ± 4.81 cm, 平均体重: 69.8 ± 4.22 kg)とした。全ての被検者に本実験の趣旨, 内容, および危険性についてあらかじめ説明し, 参加の同意を得た。

B. 測定方法および測定項目

1. 実験試技

実験試技はスクワットとし, シャフトを担ぐ位置は肩甲骨上縁部, つま先の向きは平行, スタンス幅は肩幅とし, 沈み込む深さは股関節角度が 60° および膝関節角度が 90° となるようにした。試技の運動速度は Slow が下降5秒, 挙上5秒とし, Normal は任意の運動速度で下降後, 最下点で一時静止し, 最大速度で挙上するものとした。さらに Normal よりも高い運動速度を獲得するために, 最大速度で下降後, 反動を用いての最大速度で挙上する試技を Quick とした。

負荷は 1 RM (One repetition maximum) の60%とした。また, 最下点での各関節角度に差異が生じないように, 被検者の左右に光電管を設置し, 最下点にて信号音が鳴るように設定した。

2. 分析局面

分析は下降局面と挙上局面に分け, シャフトの中心高(図1)が下降前の最高値を示している時点から最低値を示した時点までを下降局面, 最低値を示した時点から挙上後の最高値を示した時点までを挙上局面とした。

3. 筋電図計測

被検筋はスクワットにてトレーニングすることが出来るとされている^{24,25} 脊柱起立筋, 大殿筋, 中殿筋, 大腿直筋, 大腿二頭筋長頭, 長内転筋, 外側広筋, および腓腹筋外側頭の8筋とした。各筋の活動電位は導出部直径4 mmの小型生体電極(日本光電工業製)を用い, 表面双極導出法により導出した。電極貼付に先立ち, 抵抗の減少と粘着を良くするために周囲の剃毛, およびアルコール拭きを行い, 電極付着部分表皮の角質の一部を針によって剥離した。各筋とも神経-筋支配体による筋電位誘導の妨害を避けるため Basmajian and De Luca²⁶の指摘に従い, 筋腹中央よりも起始腱または停止腱側にずらして電極を配置した。電極は両面粘着カラーにより電極間の距離を1.5 cmとして貼り付けた。

筋電位は Multi Telemeter (日本光電工業製, WEB-5000 型)を用いて導出し, サンプリング周波数1 kHzでA/D変換後, コンピュータに記録した。記録した筋電位信号についてアーチファクト成分を除去するため, ハイパスフィルタリングを行った。4次の位相ずれのない Butterworth 型デジタルフィルタによりアーチファクト成分をカットオフ周波数10 Hzにて抽出し, 原信号から差し引きする方法を用いた。

各筋の活動量の指標には筋電図積分値 (integrated Electromyogram; iEMG)を用いた。iEMG 算出には同期信号の時刻をもとに選択した区間の筋電位の離散データを使用した。実験試技における選択区間は挙上開始から試技終了まで, 最大随意等尺性収縮 (Maximum voluntary contraction; MVC)においては最大の放電量を示した瞬間の前後0.5秒間とし, 最大の放電量が活動開始時から0.5秒未満の間に出現した場合の選択区間は, 活動開始から1秒間とした。記録された

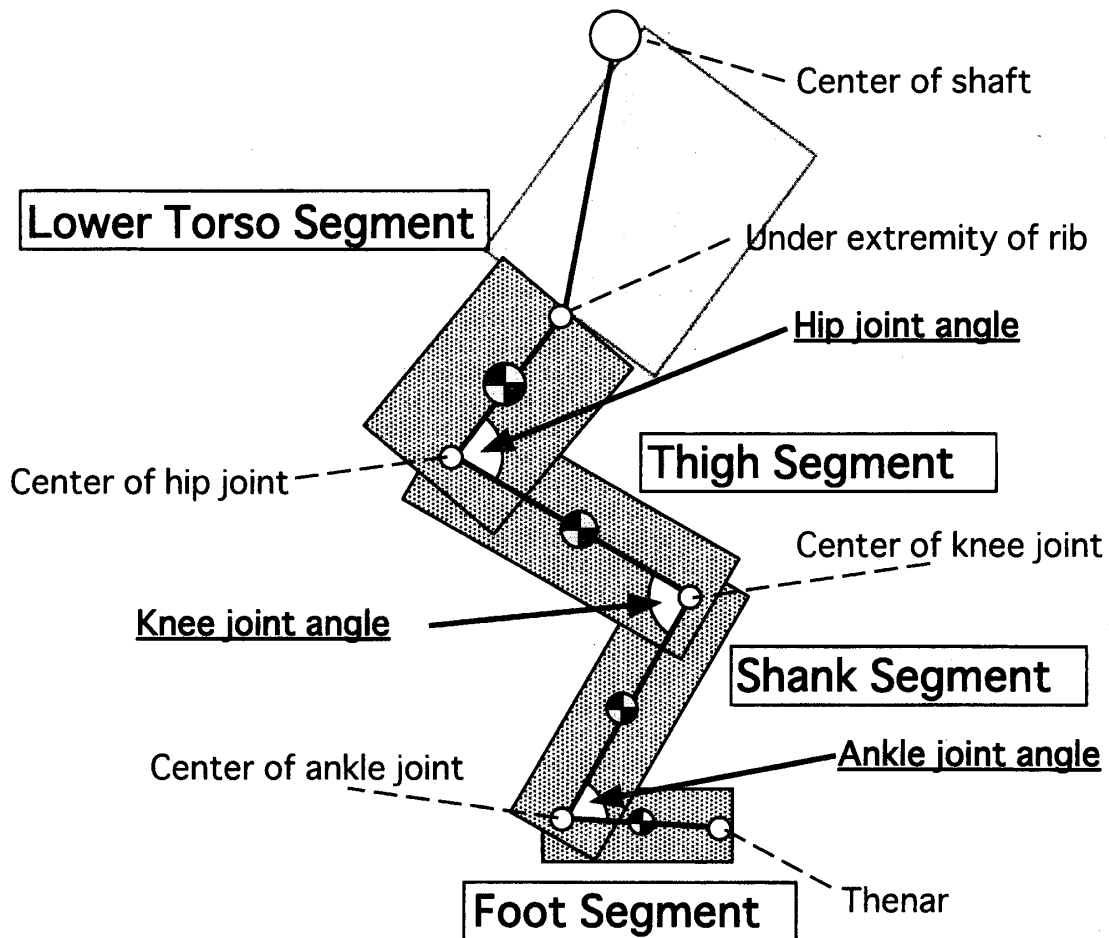


Fig. 1. Link-segment model for the calculation of joint torques and definition of hip, knee and ankle joint angles.

EMG 信号を MVC にて除し, 各試技における筋活動電位の相対的活動度の評価に用いた。

MVC の測定は DANIELS AND WORTHINGHAM'S MUSCLE TESTING²⁷⁾ を参照し, 鉄製のアンクルで自作したレジスタンスフレームを用いて 3 秒間の等尺性収縮を行った。各被検筋の測定時姿勢は, 脊柱起立筋は伏臥位での体幹伸展, 大殿筋は伏臥位での股関節伸展, 中殿筋は立位での股関節外転, 大腿直筋は座位での膝関節伸展, 大腿二頭筋長頭は立位で膝関節の伸展を保った状態での股関節伸展, 長内転筋は立位で足部を外転した状態での股関節内転, 外側広筋は座位での膝関節伸展, および腓腹筋外側頭は立位での足関節底屈である。

また, 筋電図データから高速フーリエ変換によりパワースペクトルを求め, その中央周波数 (median frequency : MDF) を求め, 周波数特性値

として扱った。

4. キネマティクスデータの測定

試技の撮影には 1 台の高速 DV カメラを用い, 撮影速度毎秒 60 コマ, シャッタースピード 1/1000 秒で撮影した。カメラは被写体の側方 15 m 地点に設置した。実験にて得られた画像から, つま先, 母指球, 踵, 足関節中心, 膝関節中心, 大転子, 肋骨下端, およびシャフトの計 8 点の 2 次元座標値を 60 Hz で測定した。2 次元座標算出後, Wells and Winter²⁸⁾ の方法により測定点毎に, 最適遮断周波数 (2 ~ 6.25 Hz) を決定し, Butterworth 型デジタルフィルタを用いて平滑化した, 平滑後の座標値を阿江²⁹⁾ の Body Segment Parameter により各被検者を足部セグメント, 下腿セグメント, 大腿セグメント, および体幹下部セグメントに分割し, 各セグメントの質量, 密度および重心位置を推定した (図 1)。また試技中の

動作変化を知る変数として足関節角度、膝関節角度および股関節角度を算出した。

5. キネティクスデータの測定

スクワット実験中の右足に作用する地面反力を測定するために、1台のフォースプラットフォーム(Kistler社製 Type 9281 A)を用いた。フォースプラットフォームからの出力信号は専用アンプ(Kistler社製 Type 9865 B)を介してA/D変換し、サンプリング周波数500 Hzでパーソナルコンピュータに取り込んだ。また、地面反力データとVTR画像および筋電位信号を同期させるために同期装置(電気計測販売社製)を画像に映し込み、同期信号をフォースプラットフォームと筋活動電位測定装置のA/D変換ボードへ取り込んだ。

コンピュータに取り込んだ3次元の地面反力データと、画像から得られた関節角度、関節角速度、セグメントの重心位置、重心加速度、角速度、および慣性モーメントにもとづき、各部分につい

て運動方程式からセグメントの近位端に作用する矢状面での関節トルク、関節トルクパワーおよび角力積を算出した(図2)。なお、地面反力データにおける圧力中心はWinter³⁰⁾の方法により算出した。

6. データの補間

試技時間の異なるデータを同局面で比較するために、試技開始から試技終了までの時間を100%とし、3次元スプライン関数による補間で得られたデータの平均値をWorking cycle ratioとして10%毎に並べた。

7. 統計処理

運動速度による筋活動量、関節トルク、パワーおよびMDFの差異の検定には、スクワットの運動速度を要因とする1元配置の分散分析を用い、F値が有意な場合にはBonferroni/Dunn法による多重比較検定を行った。検定の有意水準は全て $P < 0.05$ とした。

F_{zp}, F_{yp} : Proximal joint force

F_{zd}, F_{yd} : Distal joint force

T_p : Proximal joint torque

T_d : Distal joint torque

m : Mass of segment

g : Gravitational acceleration ($9.8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$)

a_z, a_y : Linear acceleration of segment

α : Angular acceleration of segment

r_p : Unit vector of proximal origin from center of gravity

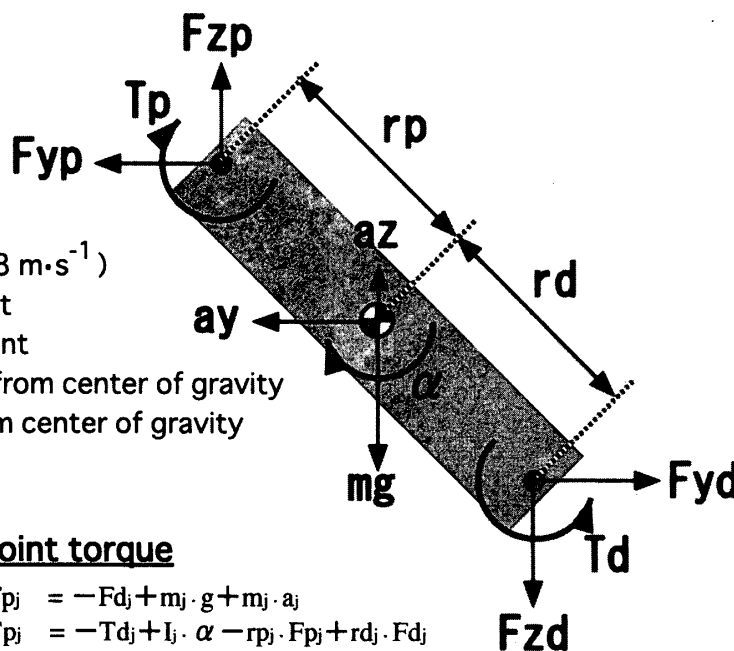
r_d : Unit vector of distal origin from center of gravity

I : Segment moment of inertia

JTP : Joint torque power

AV : Joint angular velocity

W : Work



Joint torque

$$F_{pj} = -F_{dj} + m_j \cdot g + m_j \cdot a_j$$

$$T_{pj} = -T_{dj} + I_j \cdot \alpha - r_{pj} \cdot F_{pj} + r_{dj} \cdot F_{dj}$$

Joint torque power

$$JTP_i = T_{pi} \cdot AV_i$$

Work

$$W_i = \int_{t_1}^{t_2} JTP_i dt$$

Fig. 2. Forces, torques, and works applied to segment.

Ⅲ. 結 果

A. キネマティクスデータ

表1に下降局面および挙上局面における時間, 各関節角度の最大値, および最小値を示した. 図3に地面反力, 股関節角度変化および大殿筋の生波形を示した. また, 図4に関節角速度パターンを示した. 試技開始から試技終了までの時間を100%とし, 3次元スプライン関数によって得られたデータの平均値を Working cycle ratio (WCR)として10%毎に並べた.

B. EMG データ

図5に各筋の平均筋活動を示した. 運動速度の増大に伴い, 筋活動量も高くなる傾向を示した. 下降局面においては, 腓腹筋を除く全ての筋で Quick が Slow および Normal よりも有意に高い値を示し, 大腿直筋のみ Normal が Slow よりも有意に高い値を示した. 挙上局面においては, 腓腹筋を除く全ての筋で Quick および Normal が Slow よりも有意に高い値を示し, 大腿二頭筋のみ Quick が Normal よりも有意に高い値を示した. 図6に大殿筋, 大腿直筋, 大腿二頭筋および外側広筋の筋活動パターンを示した.

図7に各筋の中央周波数(MDF: Median frequency)を示した. 下降および挙上局面とも有意差が認められたのは大殿筋および大腿二頭筋であった. 下降局面においては, 大殿筋で Quick が Normal よりも, 大腿二頭筋で Slow および Quick が Normal よりも有意に高い値を示した.

挙上局面においては, 大殿筋で Quick が Slow および Normal よりも, 大腿二頭筋で Slow および Quick が Normal よりも有意に高い値を示した.

C. キネティクスデータ

図8に各関節の平均トルクを示した. 下降局面においては, 足関節で Quick が Slow および Normal よりも, 股関節で Quick が Slow よりも有意に高い伸展トルクを示した. 挙上局面においては, 膝関節で Normal および Quick が Slow よりも, 股関節で Quick が Slow および Normal よりも, そして Normal が Slow よりも有意に高い伸展トルクを示した.

図9に各関節の平均トルクパワーを示した. 下降局面においては, 足関節で Quick が Slow および Normal よりも, 膝関節で Normal および Quick が Slow よりも, 股関節で Quick が Slow および Normal よりも, そして Normal が Slow よりも有意に高い伸展トルクパワーを示した. 挙上局面においては, 足関節および膝関節で Quick が Slow および Normal よりも, 股関節で Quick が Slow および Normal よりも, そして Normal が Slow よりも有意に高い伸展トルクパワーを示した. 図10に各関節のトルクパワーカーブを示した.

図11に関節トルクを時間積分した角力積を示した. 下降局面においては全ての関節にて Slow が Normal および Quick より, Normal が Quick より有意に高い値を示し, 挙上局面においては全ての関節にて Slow が Normal および Quick よりも

Table 1. Mean joint angle of squa twith 3 different speeds.

					Maximal joint angle						Minimal joint angle					
	Descend. time		Ascend. time		Ankle		Knee		Hip		Ankle		Knee		Hip	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Slow	4.98*	0.09	5.02*	0.00	124.1	4.3	168.6	5.8	156.5	8.4	102.4	6.7	89.0	7.7	60.6	4.3
Normal	1.47 ⁺	0.47	0.61 ⁺	0.07	129.8	6.7	170.9	6.7	158.7	9.3	105.8	8.2	89.5	8.1	57.2	5.7
Quick	0.55	0.07	0.53	0.03	128.1	9.6	169.0	6.5	152.0	9.9	103.1	7.5	90.3	6.5	59.0	4.3

* : Significant for Normal and Slow

⁺ : Significant for Slow

P<0.05

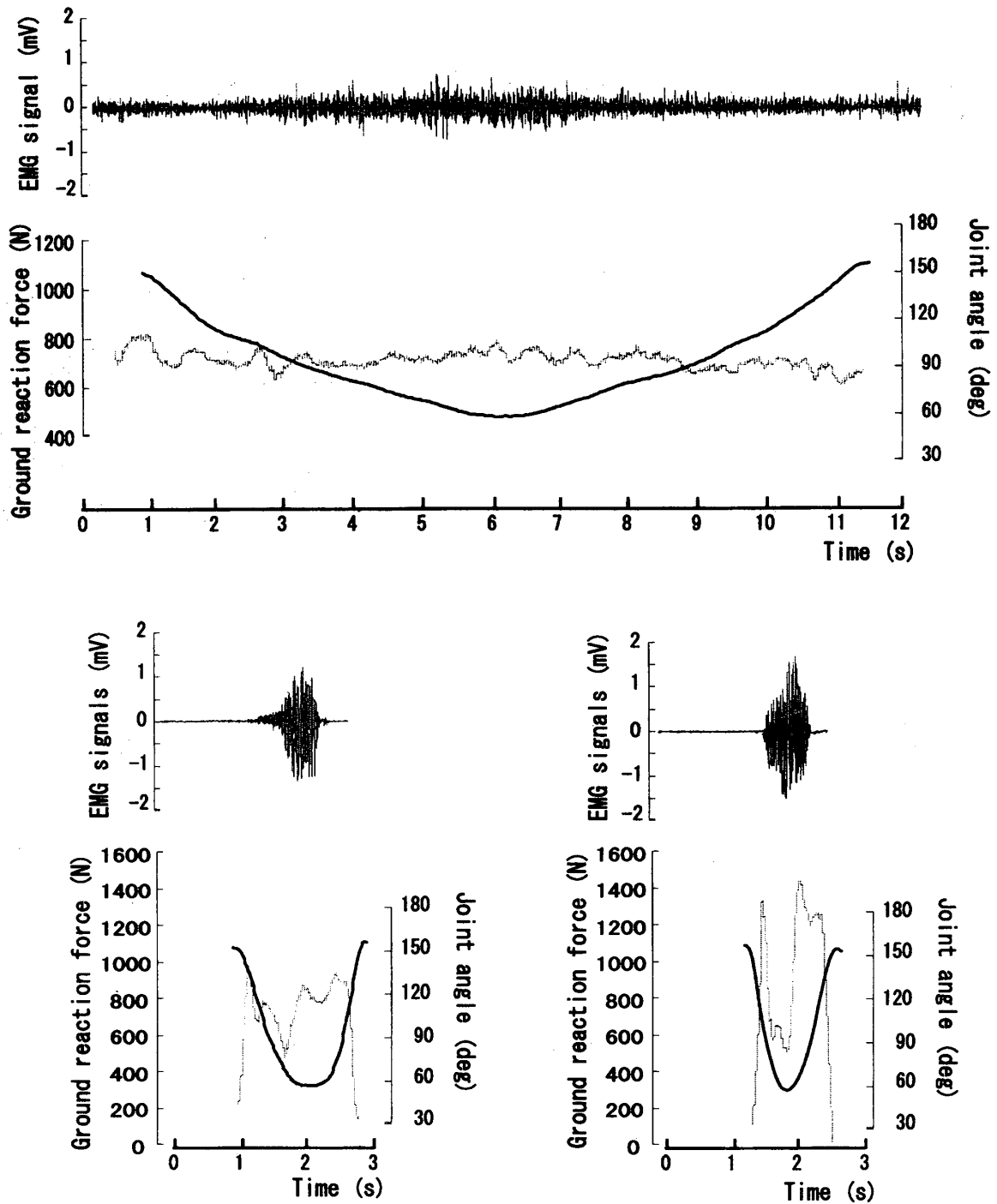


Fig. 3. Raw EMG records from Gmax, Ground reaction force and hip joint angle curves during squat with 3 different speeds.

有意に高い値を示した。

IV. 考 察

運動速度の異なる試技において差異の生じた筋活動量および関節トルクの値は、運動中の姿勢および動作範囲などの運動速度以外の動作変化にも

影響を受けると考えることができる。しかし、本研究においてはスタンス幅、つま先の向きおよびバーベルを担ぐ位置などは全て統一しており、沈み込み時の深さの違いによって生じる運動範囲においても光電管を利用することで、その誤差範囲は非常に小さなものとなった(表1)。そのため、

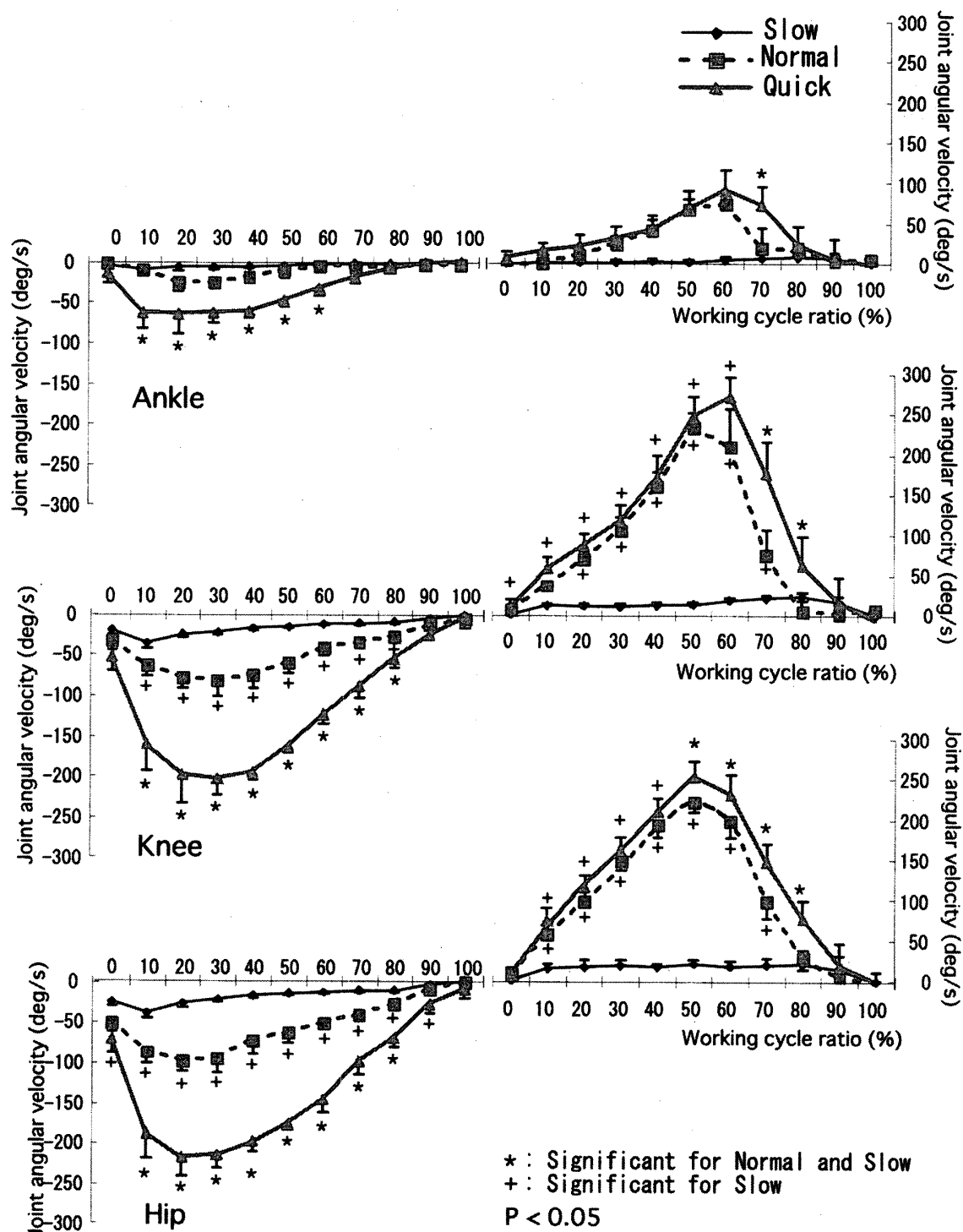


Fig. 4. Mean joint angular velocity curves during squat with 3 different loads (◆ : Slow, ■ : Normal, ▲ : Quick). Abscissa expressed as working cycle ratio. Left, Descending phase ; Right, Ascending phase.

いずれの関節においても最大および最小角度には有意差は認められず、試技間において生じた筋活動量および関節トルク等の差異は、主として運動速度の違いによるものと限定できる。

運動速度の違いによって、多くの筋の活動量に有意差が生じた。下降局面に着目すると、本研究で規定した高さまで下降する際、Slow では筋の持続的な活動が求められ、Normal および Quick

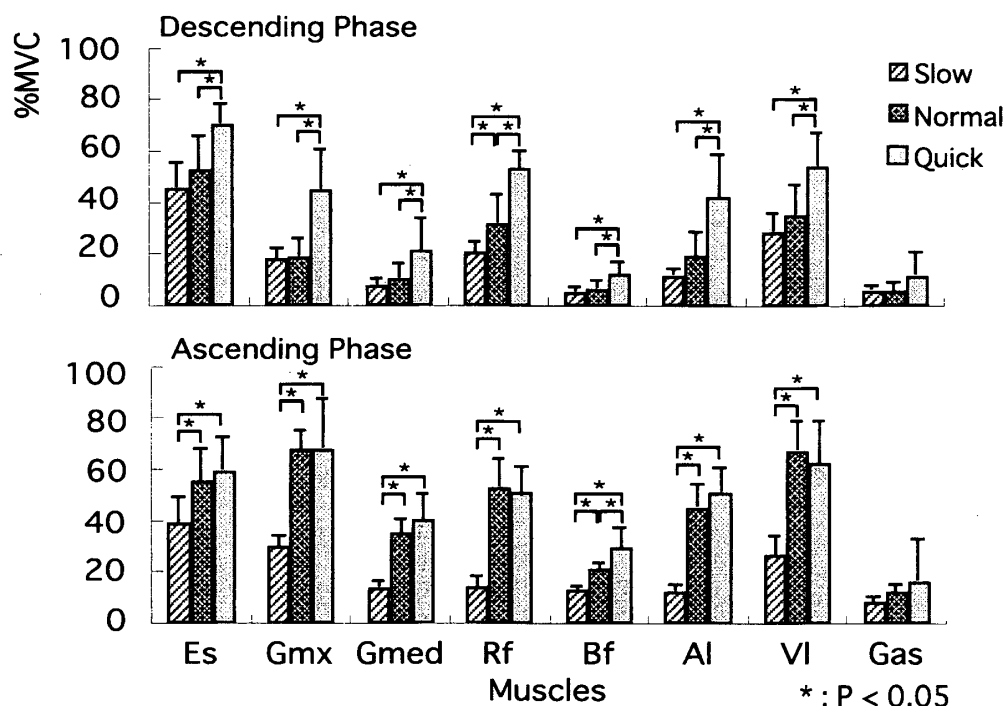


Fig. 5. Mean muscle activities during squat with 3 different speeds, Above, Descending phase ; Below, Ascendingphase.

では最大速度で下降しながらも、規定高になる前にブレーキをかけなくてはならない。特に Quick は可能な限り素早く下降した直後に挙上しなくてはならないため、最も強いブレーキングが必要である(図4)。腓腹筋を除く全ての筋において Quick が Slow および Normal よりも有意に高い値を示したのは、強力なブレーキングのために強い活動を求められた結果であると考えられる。

下降時の運動量に抗してブレーキをかけるには股関節および膝関節伸展トルクが必要であり、前者は大殿筋と大腿二頭筋が、後者は外側広筋と大腿直筋が主働筋とされる。これらの筋のうち大殿筋、外側広筋および大腿直筋は Quick が Normal および Slow よりも有意に高い活動量を示している。また、筋活動パターンにおいても大殿筋、外側広筋および大腿直筋にて、Working cycle ratio (WCR)の中盤から終盤に有意差が認められていることから、これらの筋がブレーキングにおいて重要な役割を果たしていることが示唆される。この3つの筋のなかで大腿直筋の活動量のみ全試技間に有意差が認められた。筋活動パターンにおいても、WCR20%~80%にて Quick が Normal

および Slow よりも、WCR30%~60%、80%~100%にて Normal が Slow よりも有意に高い値が認められ、速度の増加に伴って活動量が漸増している。大腿直筋は股関節屈曲と膝関節伸展作用を持つものの、その解剖学的構造から膝関節伸展作用のほうが強いとされている³¹⁾。そのため下降速度の増加に伴って WCR の中盤から終盤へかけて活動量が有意に増大した結果と合わせると、スクワットにおける下降時の運動速度は大腿直筋の膝関節伸展力によって制御している可能性が考えられる。

また、Ingen Schnau et al.³²⁾は、大腿直筋は大殿筋と共収縮することで、大殿筋の張力を膝関節伸展へと貢献させることができるとしている。本研究における大殿筋の活動パターンは、WCR50%~100%にて Quick が Normal および Slow よりも有意に高い値を示している。大腿直筋も同様に WCR30%~90%にて Quick が Normal および Slow よりも有意に高い値を示しており、大殿筋と大腿直筋の共収縮が生じている。

最大速度での下降時に求められる強力なブレーキングには、大殿筋が発揮する強力な股関節伸展

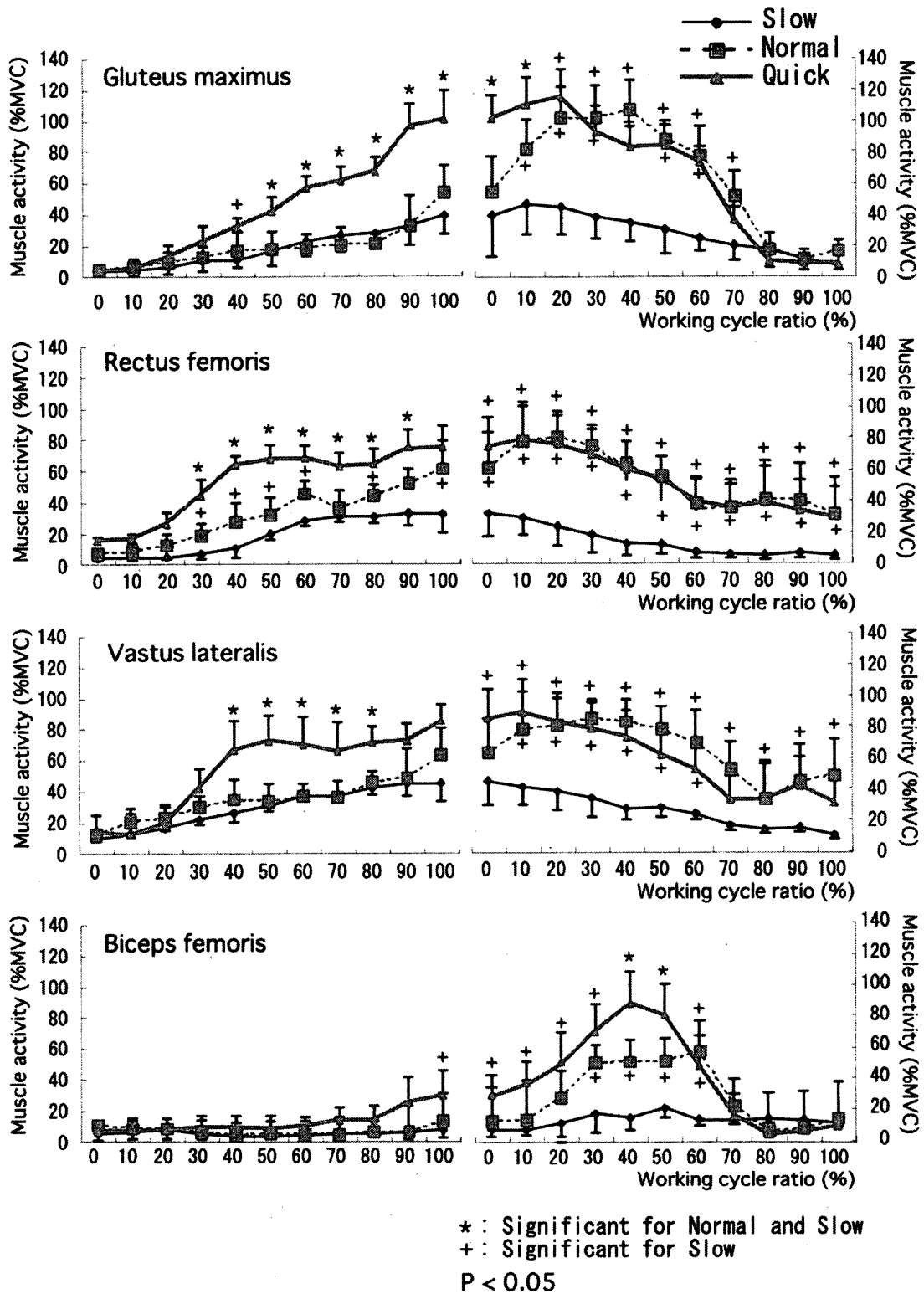


Fig. 6. Mean muscle activity curves during squat with 3 different speeds (◆ : Slow, ■ : Normal, ▲ : Quick). Abscissa expressed as working cycle ratio. Left, Descending phase ; Right, Ascending phase.

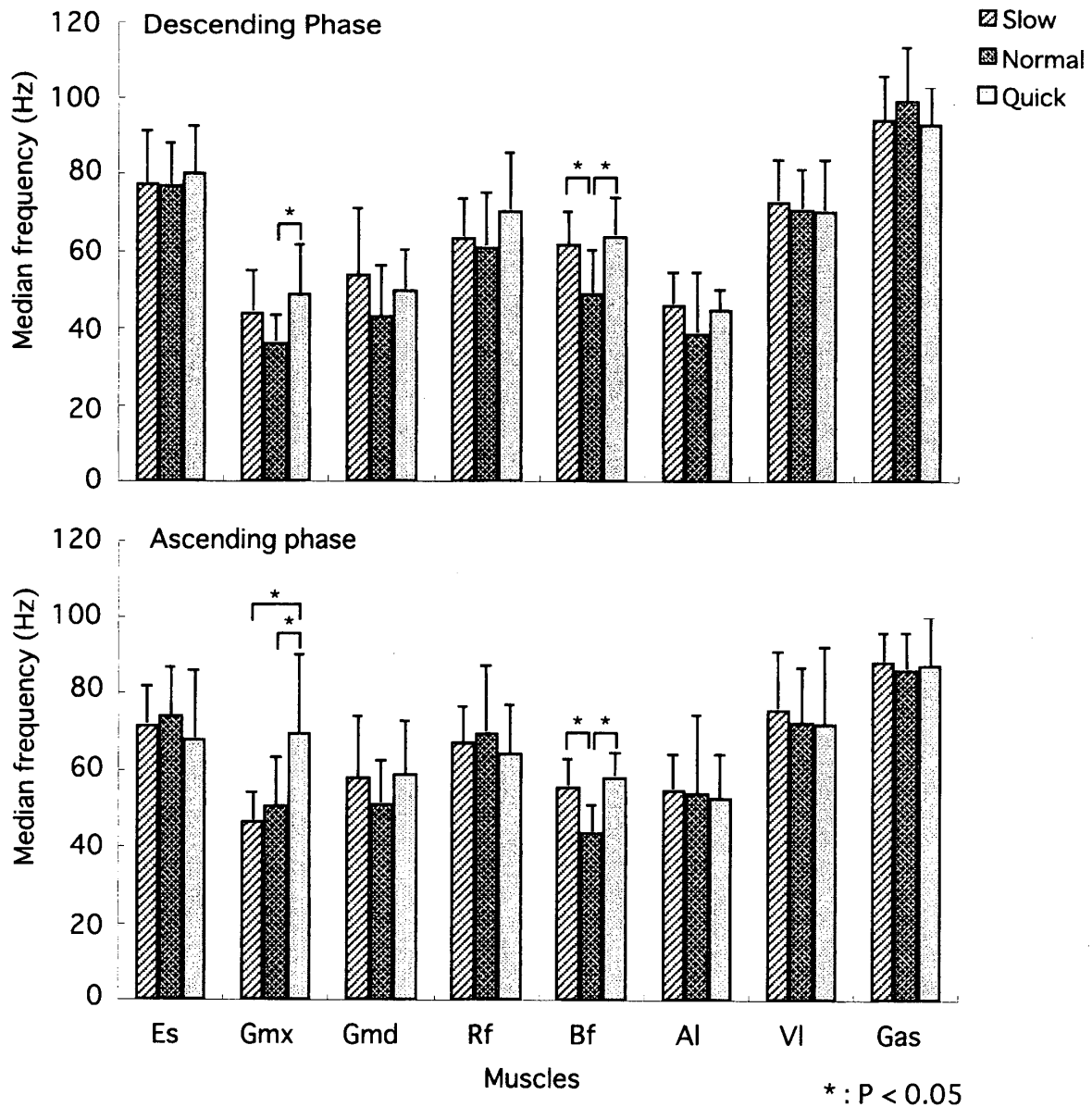


Fig. 7. Median frequencies (± 1 SD) during squat with 3 different speeds. Es : Erector spinae, Gmx : Gluteus maximus, Gmd : Gluteus medius, Rf : Rectus femoris, Bf : Biceps femoris, Al : Adductor longus, Vl : Vastus lateralis, Gc : Gastrocnemius. Above, Descending phase ; Below, Ascending phase.

力が必要である。しかし、大殿筋の強い単独収縮が生じると、股関節の過度の伸展が生じ、体幹部が後方へ回転してしまい、重量の挙上という運動課題を達成できなくなってしまう。そこで、大腿直筋が共収縮し、大殿筋が発揮する強力な股関節伸展力を打ち消すことで股関節の過度の伸展を抑制し、さらにその張力を膝関節伸展へと作用させることで、大殿筋が強く活動できる状態を作り出していると考えられる。

これらのことから、Quickなどの急激なブレー

キングで求められる股関節と膝関節伸展トルクは、大殿筋や外側広筋といった単関節筋の活動に加え、大腿直筋のエネルギー伝達作用によって生じていると考えられる。

次に挙上局面を見てみると、下降局面とは異なり、腓腹筋を除く全ての筋でQuickおよびNormalがSlowよりも有意に高い活動量を示しており、大腿二頭筋のみQuickとNormalの間にも有意差が認められた。Slowは速度を制御しながらの、ゆっくりとした挙上であり、挙上開始時に

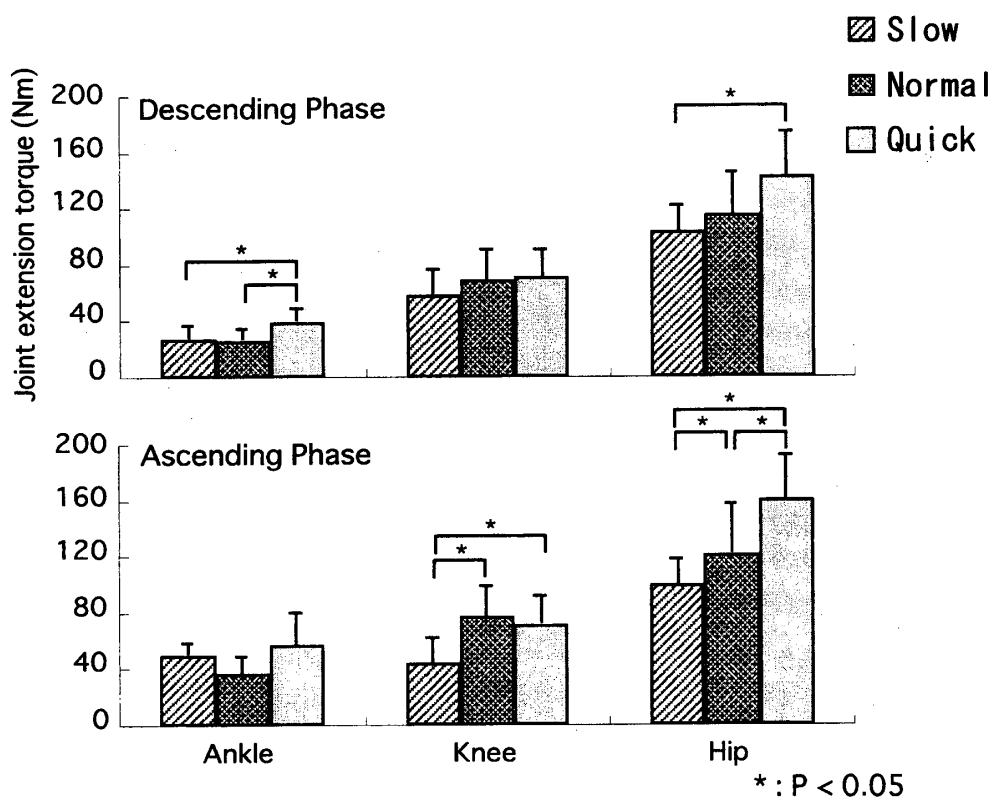


Fig. 8. Mean joint extension torques during squat with 3 different speeds. Above, Descending phase ; Below, Ascending phase.

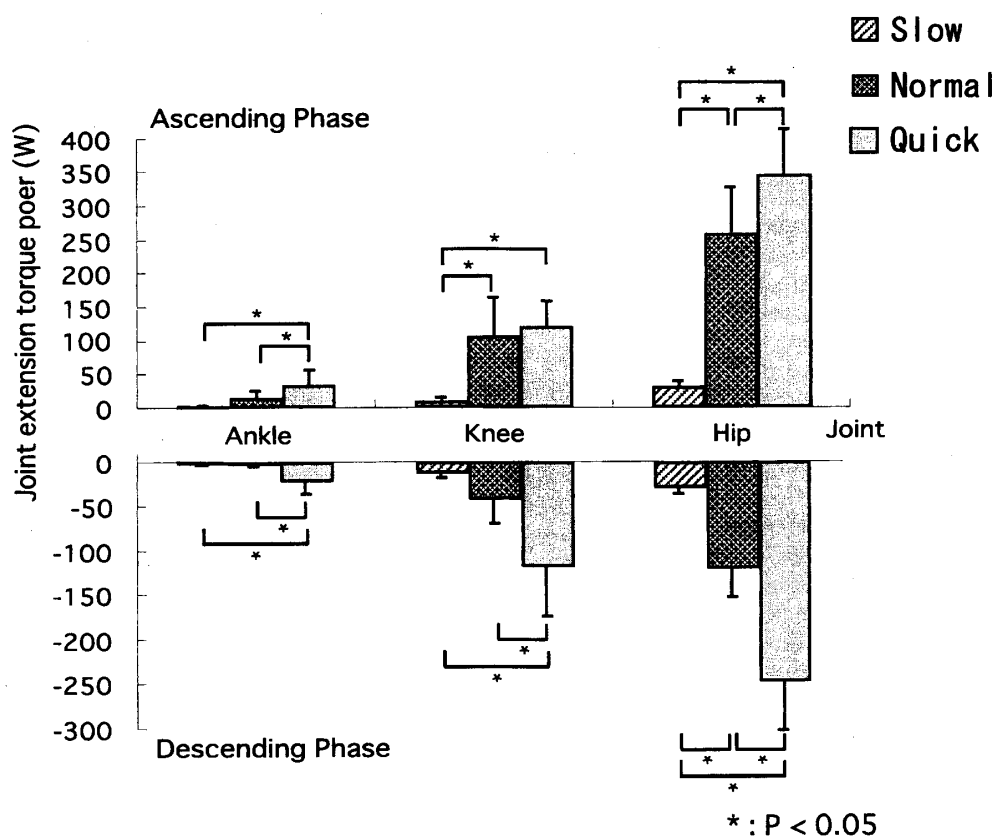


Fig. 9. Mean joint extension torque power during squat with 3 different speeds. Above, Descending phase ; Below, Ascending phase.

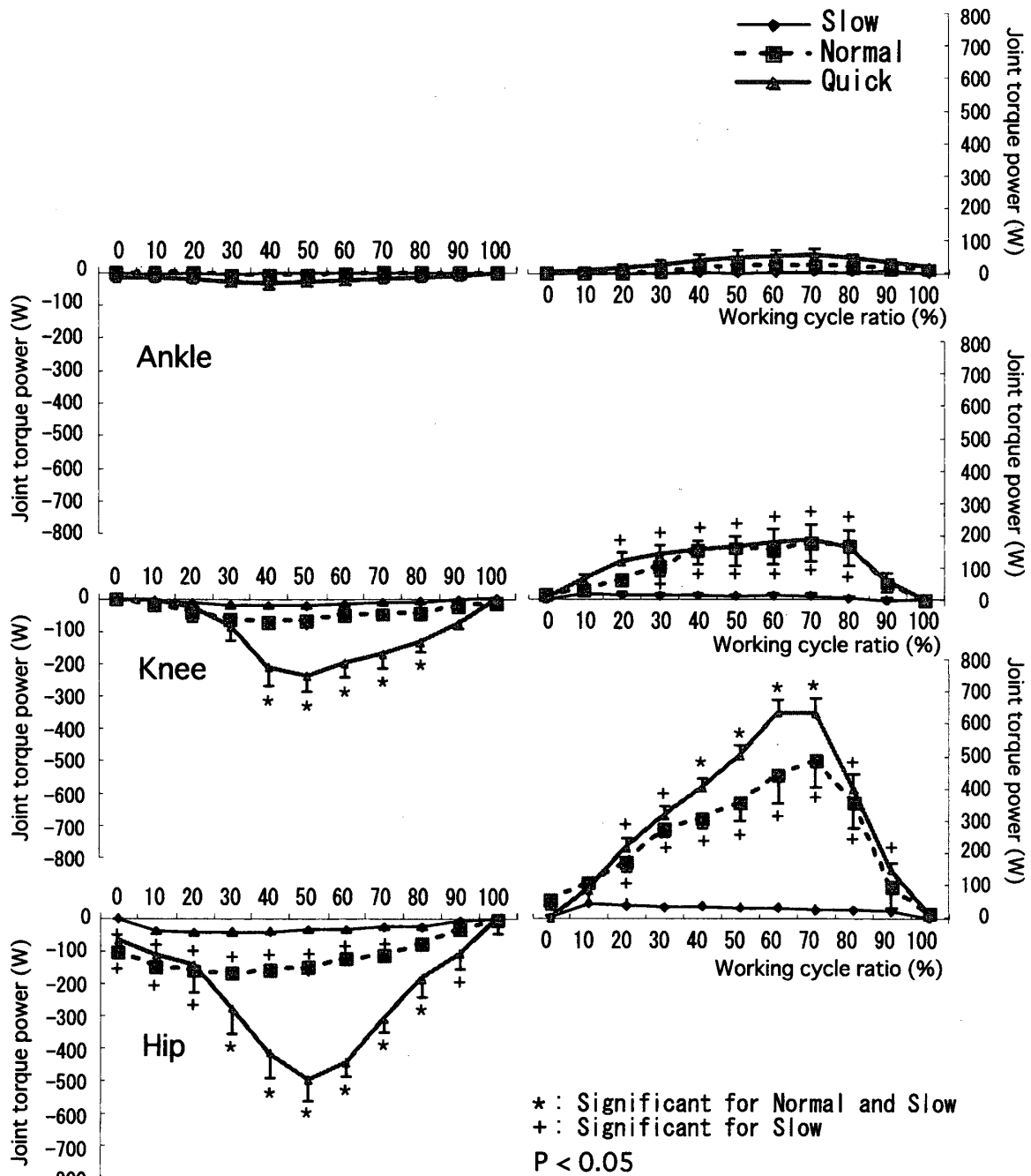


Fig. 10. Mean joint extension torque power curves during squat with 3 different loads (◆ : Slow, ■ : Normal, ▲ : Quick). Abscissa is expressed as working cycle ratio. Left, Descending phase ; Right, Ascending phase.

加速をつけすぎないように筋の活動が抑制された結果、他の試技よりも低い値を示したと考えられる。また、多くの筋の活動量において Quick と Normal の間に有意差が認められなかったのは、挙上に関しては Normal も Quick と同様に全力で行っているためと推察される。

しかし、その一方で大腿直筋や外側広筋のよう

に、有意ではないものの、Normal が Quick よりも高い活動量を示す筋も認められた。

Quick のように反動を利用した運動は伸張-短縮サイクル (Stretch-shortening cycle : SSC) 運動と呼ばれており、その有効性としては、予備緊張による筋の活性化¹⁴⁻¹⁶⁾、直列弾性要素に貯蔵した弾性エネルギーの効果的再利用^{17,18)}、伸張反

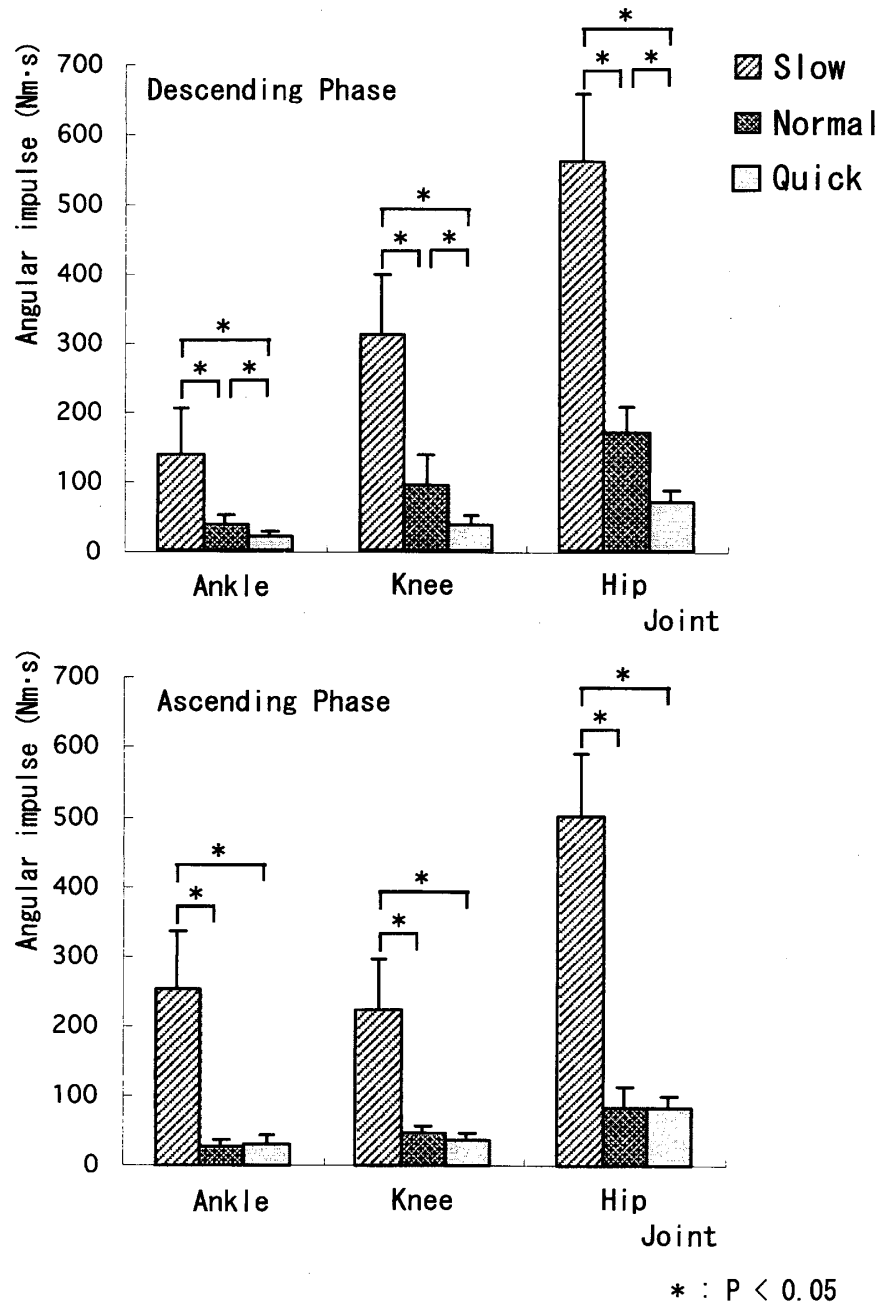


Fig. 11. Mean joint angular impulse during squat with 3 different speeds. Above, Descending phase ; Below, Ascending phase.

射の誘発による張力の増大^{19,20)}があげられる。Normal は下降から挙上の切り返しの際に一時静止しているため、伸張-短縮サイクル(Stretch-shortening cycle : SSC)を利用できず、Quick よりも収縮効率³³⁾が低下した状態にあり、かつ短縮性収縮のみで張力を発揮しなくてはならない。そのため活動量そのものを増大させることで素早い挙上を可能にし、その結果として Quick と同等、もしくはそれ以上の活動量を示したと推察され

る。

平均筋活動量においては Quick と Normal との間に有意差はほとんど認められなかったにも関わらず、Quick は Normal と比較して挙上時間は有意に短い値を示し、挙上時における股関節伸展トルクおよび股関節伸展トルクパワーは有意に高い値を示していた。股関節および膝関節角速度変化においても、反動を利用する Quick は WCR 0%, 90%~100%を除いて Normal および Slow より

も有意に高い値を示しており、これらの関節をまたぐ大殿筋および外側広筋は急激に伸張されていると考えられる。さらにこれらの筋は、続く挙上局面において短縮しているため、先で述べたSSCにて得られる効果を利用できる状態にある。特に大殿筋は、筋が伸張される下降局面終盤においてQuickとNormalおよびSlowとの差が大きく、その分だけ収縮効率が高くなっていると考えられる。加えて、下降局面における股関節と膝関節の動作範囲は股関節の方が大きく、大殿筋の伸張速度も高いと推察される。筋の伸張速度と張力に関してWestingら³⁴⁾は、筋は伸張される速度が高いほど収縮効率は高まり、続く短縮時に発揮される張力も高い傾向があるとしている。これらのことから、挙上局面の大殿筋の活動量においてはQuickとNormalとの間に差異はなくとも、発揮される張力はSSCを利用出来るQuickの方が高く、その結果として股関節伸展トルクがNormalよりも有意に高い値を示したと推察される。

大殿筋は人体が持つ筋のなかでも最も強大な張力を発揮できる筋の一つであり、多くのスポーツでも股関節伸展筋群として非常に重要な役割を担っていると考えられる。短縮性収縮よりも伸張性収縮の方が筋の微小損傷が多く³⁵⁾、トレーニング効果も高い^{22,36)}こと、そして大殿筋は伸張された状態で張力を発揮しやすいという特徴からも、スクワットをもちいて大殿筋に選択的に負荷をかけるには、Quickの用に反動を用い、下降時の運動量をブレーキングによって受け止める局面を重視することが望ましい。

また、唯一大殿二頭筋のみが、活動量は低いもののQuickとNormalの間に有意差が認められた。挙上速度の増大に伴って活動量が増大したことから、大殿二頭筋の活動はスクワットにおける挙上速度の制御に関わっている可能性が考えられる。しかし、最も高い活動量を示したQuickでも30%MVC程度と、大殿筋および外側広筋などの半分以下の活動量であった。そのため、大殿二頭筋は挙上速度を制御している主動筋とは考えにくい。

スクワット中のハムストリングスの活動につい

てIsear et al.³⁷⁾は、大殿四頭筋の強い活動によって頸骨を前方へ引き出す力を相殺するために、ハムストリングスは共収縮するとしている。外側広筋および大腿直筋といった、脛骨を前方へ引き出す力を発揮する筋の活動量はQuickとNormalで有意差が認められなかったものの、QuickではSSCにより収縮効率が大きく、Normalよりも高い張力を発揮していると推察される。そのため頸骨を前方へ引き出す力は運動速度の増大に伴って大きくなり、その力を相殺するためのハムストリングスの活動量も大きくなったと推察される。

さらに大殿二頭筋の筋活動パターンに着目すると、股および膝関節角速度が最も高速になるWCR50%付近にて最大の活動量が認められた。山下⁴¹⁾は、脚伸展動作において股関節にて大きなトルクが発揮される場合では大殿二頭筋がより積極的に活動するとしており、Ingen Schenau⁴²⁾は、二関節筋である大殿二頭筋は運動課題を達成するために出力方向の制御を行うとしている。本研究の大殿二頭筋の活動パターンでは、股関節の伸展角速度が最大になるWCR40%~50%において全試技間に有意差が認められた。これらのことから、挙上開始時の大きな加速度を生み出す局面においては、大殿筋および外側広筋という単関節筋が大きな役割を果たし、関節の伸展速度が最大になる中盤においては、大殿二頭筋が出力方向を制御するために活動することで、最大速度での挙上という運動課題を達成していると考えられる。

また、本研究では負荷の指標の一つとして、関節トルクの時間積分値である角力積(図11)を用いた。角力積は下降および挙上局面中に関節が発揮したトルクの総量である。本研究で発揮され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。

本研究では全ての関節において、SlowはNormalおよびQuickよりも有意に高い値を示している。このことから、SlowはNormalおよびQuickに比べ、同じ重量を同じ範囲で動かしても、それに要した力の総量が大きいことが示唆された。

ここで, 中央周波数(Median frequencies : MDF)をみると, 両局面の大腿二頭筋において Quick および Slow が Normal よりも有意に高い値を示し, 拳上局面の大殿筋において Quick が Slow および Normal よりも有意に高い値を示した. EMG 信号は複数の運動単位の動員とそれらの発火頻度の組み合わせの結果であり²⁶⁾, その信号に含まれる周波数特性を明らかにするためにパワースペクトル解析がなされている. MDF は元の EMG 信号に含まれる各周波数成分の寄与割合を示しており, 活動電位伝導速度と関係があるとされている³⁸⁻⁴⁰⁾.

これらの先行研究では, 爆発的な運動において MDF はより高い周波数へとシフトするが, これは Fast motor units の動員量増大が原因としている. そのため, 最も運動速度の速い Quick が他の試技よりも高い値を示していることは当然であり, 最も運動速度の遅い Slow は Normal よりも低い値を示すはずである. しかし, Slow と Normal の間においては有意差が認められなかった. それどころか, Slow と Normal との間に有意差の認められた大腿二頭筋を中心として, 多くの筋においては Slow が Normal よりも高い値, もしくはほぼ同等の値を示している. これらの結果は Masuda ら³⁸⁾の結果と同じであった. 伸展速度の増加に伴う周波数の減少について Masuda ら³⁸⁾は, 筋に対する負荷の増大により, より深くに存在する新しい運動単位が動員された結果であると主張している.

スロートレーニングにおける目的の一つとして, type I 線維のみで負荷に抗しているところを, 運動時間を長くすることにより筋を疲労させ, 大きな張力を発揮できる type II 線維の動員も図ることが挙げられる. Normal での挙上は全力で行ったといえども, 反動を利用できないため Quick ほどの運動速度は獲得出来なかった. このため type II 線維の動員量に関しては, Quick と比較すると不十分であった可能性が示唆される. 対して Slow は, 非常にゆっくりと下降および挙上を行っているため, type I 線維のみでは負荷に抗しきれずに type II 線維も動員された結果として, Nor-

mal よりも MDF は高い値を示したと推察される. このような結果から, Slow の特徴として type II 線維が動員される可能性が示唆された.

また, Slow のもう一つの特徴として関節角度および位置情報を常にフィードバックさせながら行うことができるため, 目的とする動作の修得に有効であり, 傷害の危険性も少ないことも挙げられる. スクワットのような多関節運動では, 動作形態の変化によって下肢筋群にかかる負荷は大きく変化する^{6,7,10)}. 目的とする筋へ効率よく刺激を与えるためには正確な動作を反復する必要があるが, スローなスクワットを利用することで, 動作の修得を容易にすることが出来る. このように, スローなスクワットは type II 線維の動員を図りながら, 正確な動作を修得できるため, トレーニング初心者もしくはリハビリテーションとして非常に有効なトレーニング方法であると示唆される.

本研究は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を検証するものである. その結果, 下降から挙上にかけて一時静止する Normal に比べて, 反動を用いる Quick は下降時の運動量をブレーキングによって受け止める局面を重視することで, 大殿筋の伸張-短縮サイクルを効果的に利用でき, 大殿筋の持つ伸張された状態で張力を発揮しやすいという特徴からも, 選択的に負荷を加えることが可能であることが示唆された.

一方, 反動を用いずに最大速度で挙上する Normal に比べ, 下降から挙上にかけて持続的な筋活動を求められる Slow は, 筋活動量および関節トルク共に Normal よりも低い値を示したものの大きな角力積が生じ, また, MDF においては多くの筋において Normal よりも高い値を示していた. これらの結果から, Slow は同じ重量を挙上するのに要する力の総量が大きく, また, Normal よりも低い運動速度でありながら, type II 線維を動員させる可能性が示唆され, 動作の確認が容易という点からも, トレーニング初心者には非常に有効なトレーニング方法であると示唆され

た。

トレーニング実践者は、習慣的に慣れ親しんだ運動速度を採用し続けるのではなく、運動速度は負荷を決定する要因の一つであることを認識し、目的に応じた運動速度を選択するべきである。

V. ま と め

本研究の目的は、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を検証することである。試技は任意の速度で下降し、反動をつけずに最大速度で挙上を行う Normal, 5 秒間かけて下降し、5 秒間かけて挙上する Slow, そして最大速度で下降後、反動を用いての最大速度で挙上する Quick の 3 種類とした。各試技中における EMG, キネマティクスおよびキネティクスデータを測定および算出した結果、以下のことが示された。

1. 反動を用いない Normal に比べて、反動を用いる Quick は大殿筋の伸張-短縮サイクルを効果的に利用することで、挙上時の股関節伸展トルクおよびトルクパワーを増大させている。
2. 持続的な筋活動を求められる Slow は、角力積が大きく、同じ重量を挙上するのに要する力の総量が大きいことが示唆された。また、平均筋活動量は他の試技よりも有意に低い値であったが、MDF においては多くの筋で Normal よりも高い値が認められ、type II 線維動員の可能性を示していた。

(受理日 平成16年6月21日)

VI. 引用文献

- 1) 有賀誠司, 筋力トレーニングのスポーツ選手への適用. Japanese Journal of Biomechanics in Sports & Exercise. (2002). **6**, 227-239.
- 2) Schmidtbleicher, D., and Buehrle, M. Neural adaptation and increase of cross-sectional area studying different strength training methods. Biomechanics X-B. Human Kinetics Publishers. Champaign. (1987), 615-620.
- 3) Chestnut, J., and Docherty, D., The effect of 4 and 10 Repetition maximum weight training protocols on neuromuscular adaptations in untrained men, (1999), **13**, **4**, 353-359.
- 4) 真鍋芳明, 横澤俊治, 尾縣貢, スクワットの挙上重量変化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, (2003), **52**, 89-98.
- 5) Steven, T. M., and Donald, R. M. Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. Med. Sci. Sports Exerc. (1999), **31**, 428-436.
- 6) Escamilla, R. F., and Zheng, G. S. F. The effect of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. Med. Sci. Sports Exerc. (1997), **29**.
- 7) Jensen, R. L., and Ebben, W. P. Hamstring electromyographic response of the back squat at different knee angles during concentric and eccentric phases. Proceedings of XVII International Symposium on Biomechanics in Sports. Hong Kong. (2000), **1**, 158-161.
- 8) Signorile, J. F., Kwiatkowski, K., Caruso, J. F., and Rørvortson, B. Effect of foot position on the electromyographic activity of the superficial quadriceps muscles during the parallel squat and knee extension. J. Strength. Cond. Res. (1996), **9**, 182-187.
- 9) Ninos, J. C., Irrgang, J. J., Bourdett, R., and Weiss, J. R. Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30 degrees of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position. J. Orthop. Sports Phys. Ther. (1997), **25**, 307-315.
- 10) Wretenberg, P., Feng, Y., and Arborelius, U. P. High-and low bar squatting technique during weight-training. Med. Sci. Sports Exerc. (1996), **28**, 218-224.
- 11) Behm, D. G. and Sale, D. G., Intended rather than actual movement velocity determines velocity-specific training response. J. Appl. Physiol. (1993), **51**, 1131-1135.
- 12) Kaneko M, raining effect of different loads on the forcevelocity relationship and mechanical power output in human muscle. Scand J Sports Sci., (1983), **5**, 50-55.
- 13) Moritani, T., Electrophysiological analyses of the effects of muscle power training. J. Sports Med. Sci. (1987), **1**, 23-32.
- 14) Van Ingen Schenau, G. J., An alternative view of the concept of utilization of elastic energy in human movement. Human Movement Science. (1984), **3**, 301-336.
- 15) Jaric, S., Gavrilovic, P. and Ivancevic, V., Effects of previous muscle contraction on cyclic movement dynamics. Eur. J. Appl. Physiol. (1985), **54**, 216-221.
- 16) Bobbert, M. F., Gerritsen, K. G. M., Litjens, M. C. M. and van Soest, A. J., Why is countermovement jump height greater than squat jump height? Med. Sci. Sports and Exerc. (1996), **28**, 1402-1412.
- 17) Komi, P. V. and Bosco, C, Utilization of stored elas-

- tic energy in leg extensor muscles by men and women. *Med. Sci. Sports and Exerc.* (1978), **10**, 261-265.
- 18) Svantensson, U., Ernstoff, B., Bergh, P. and Grimby, G., Use of a Kin-Com dynamometer to study the stretch-shortening cycle during plantar flexion. *Eur. J. Appl. Physiol.* (1991), **62**, 415-419.
 - 19) Melvill-Jones, G. and Watt, D. G. D., Muscular control of landing from unexpected falls in man. *J. Physiol.* (1971), **219**, 729-737.
 - 20) Dietz, V., Schmidtbleicher, D. and Noth, J., Neuronal mechanisms of human locomotion. *J. Physiol.* (1978), **238**, 139-155.
 - 21) 窪田登監修, ウイダー・トレーニングバイブル, 森永製菓株式会社健康事業部, 東京, (1998)
 - 22) 石井直方, 筋を鍛える, 山海堂, 東京, (2001).
 - 23) Wretenberg, P., Feng, Y., Lindberg, F., and Arborelius, U. P. (1993) Joint moments of force and quadriceps muscle activity during squatting exercise. *Scand. J. Med. Sci. Sports Exerc* 3 : 244-250.
 - 24) 小山裕史, 新トレーニング革命, 講談社, 東京, 1994, pp 56-58
 - 25) 石井直方, レジスタンストレーニングの理論と実際(8)股関節, 膝関節まわりの筋の強化1. 臨床スポーツ医学. (1995), **12**, 1401-1410.
 - 26) Basmajian, J. V., and DeLuca, C. J. *Muscles Alive, Their Functions Revealed by Electromyography*. 5th ed. Williams & Wilkins. Baltimore, (1985), 64-65.
 - 27) Helen J. Hislop, Jacqueline Montgomery Daniels and Worthingham's *MUSCLE TESTING* 津山直一訳, 協同医書出版社, 東京, (1996).
 - 28) Wells R. P., and Winter D. A. Assessment of signal and noise in the kinematics of normal, pathological and sporting gaits. *Human Locomotion*. (1980), 92-93.
 - 29) 阿江通良, 日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性係数. *Jpn. J. Sports. Science.* (1996), **15**, 155-162.
 - 30) Winter, D. A. *Biomechanics and Motor control of Human Movement*, 2nd ed. Wiley Interscience. New York, (1990), 36-41.
 - 31) Makoto Fujiwara, M. D. and John V. Basmajian, M. D. Electromyographic study of two-joint muscles. *American Journal of Physical Medicine*, (1975), **54**
 - 32) Van Ingen Schenau, P. J. Boots, G. de Groot, R. J. Snackers and W. W. L. M. van Woensel. THE CONSTRAINED CONTROL OF FORCE AND POSITION IN MULTI-JOINT MOVEMENTS *Neuroscience* (1992), **46**(1): 197-207
 - 33) 井原秀俊, 中山彰一, 関節トレーニング, 共同医書出版社, 東京, 1990, pp. 85-86.
 - 34) Westing, S. H., Creswell, A. G., Thorstensson, A., Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension. *Eur. J. Appl. Physiol.*, (1991), **62**, 104-108.
 - 35) Lieber, R. L., *Skeletal Muscle Structure and Function. Implications for Rehabilitation and Sports Medicine*. Williams & Wilkins, Baltimore, (1992)
 - 36) Komi, P. V. and Buskirk, E. R. Effect of eccentric and concentric muscle conditioning on tension and electrical activity of human muscle. *Ergonomics*. (1972), **15**, 427-434.
 - 37) Isear, J. A., J. C. Erickson, and T. W. Worrell : EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. *Med. Sci. Sports Exerc.*, (1997), **29**, 532-539.
 - 38) T. Masuda, T. Kizuka, J. Y. Zhe, H. Yamada, K. Saitou, T. Sadoyama, and M. Okada, Influence of contraction force and speed on muscle fiber conduction velocity during dynamic voluntary exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, (2001), **11**, 85-94.
 - 39) H. Yamada, M. Okada, T. Oda, A. Nemoto, T. Shinozaki, T. Kzuka, S. Kuno, and T. Masuda, Effects of aging on emg variables during fatiguing isometric contractions. *J. Human Ergol.* (2000), **29**, 7-14.
 - 40) 山田 洋, 増田 正, 横井孝志, 金子文成, 木塚朝博, 岡田守彦, 金子公宏. 疲労筋電図を用いた筋・神経機能の非侵襲的評価. *バイオメカニズム* 16, (2002)
 - 41) 山下謙智. EMG の Biomechanics への応用. *J. J. Sports SCI.*, (1983), **2**, 717-727
 - 42) By Ron Jacobs and Gerrit Jan van Ingen schenau, Control of an external force in leg extensions in humans. *J. Physiology.* (1992), **457**, 611-626.