

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

真鍋 芳明¹⁾ 横澤 俊治¹⁾ 尾 縣 貢²⁾

EFFECT OF LOAD VARIATION ON LOWER MUSCLE ACTIVITY AND JOINT TORQUE DURING PARALLEL SQUATS

YOSHIAKI MANABE, TOSHIHARU YOKOZAWA and MITSUGI OGATA

Abstract

The squat is used for strength training of the hip and knee joint muscles. The weight to be lifted is important for multi-joint movement like a squat, because weight differences are thought to directly affect joint load. The purpose of this study is to compare the activity of eight muscles crossing the ankle, knee and hip joints during three kinds of squats with different loads (60%, 75% and 90% of 1RM). Eight male athletes performed squats with three different loads. Variables such as net torque, power and work about the joint were calculated only during the ascending phase of each squat. At the same time, surface electrodes were placed over the eight lower extremity muscles, and %iEMG was also calculated during the ascending phase of each squat. Erector spinae and Biceps femoris muscle activity of 90% was significantly greater than at 60%. Gluteus maximus muscle activity at 90% was significantly of 75% and 60%. Mean torque and work on the hip joint increased significantly as load increased from 60% and 75% to 90%. For the knee, mean torque increased significantly from 60% to 90%. These results that a heavy weight like 90% of 1RM used in squat exercise increases the load on the hip joint extensor muscles.

(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 2003, 52 : 89-98)

key word : squat, muscle activation, joint moment

I. 緒 言

多くのスポーツで高いパフォーマンスを発揮する際には、球技種目などにおける俊敏なフットワーク、疾走時や跳躍種目の踏切時における爆発的な力発揮などのように、下半身が非常に重要な役割を果たしている。下半身は股関節、膝関節および足関節の3つの関節と、それをまたぐ筋から構成されており、それぞれの関節は強大なトルクを発揮したり、弾性エネルギーを蓄えたりと独自の機能を発揮することで身体運動に貢献している。なかでも股関節と膝関節は大きなトルクを発生する、いわばエンジンとしての役割を持ってお

り、これらの関節まわりの筋群強化は競技パフォーマンス向上には必須である。この股関節と膝関節まわりの筋群の強化手段として一般的に用いられているのがスクワットである。スクワットは足関節、膝関節、股関節の運動を伴う多関節運動であり、下半身トレーニングの強化の柱(Pillar of strength)として扱われている。

スクワットは動作形態や運動方向を変化させることで、様々な筋へと刺激を与えることが出来ると考えられている。スタンス幅やつま先の向きなどの動作形態の異なるスクワットの比較から、それぞれの効果を明らかにしようとした研究はいくつかあり⁵⁻¹³⁾、そこから得られた知見は多く

¹⁾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

²⁾筑波大学体育科学系
〒305-8574 茨城県つくば市天王台1-1-1

*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)*

のトレーニング実践の指標とされてきた。このうち筋活動量に着目したものとしては、沈み込みの深さ⁵⁻⁷⁾, スタンス幅^{5,8)}, つま先の向き⁸⁻¹⁰⁾, およびシャフトを担ぐ位置¹¹⁾などを変化させて、それぞれの筋活動特性を検証した研究が挙げられる。

さらに、運動中に発揮される関節トルクに着目した研究には、下降局面と挙上局面を比較したもの¹²⁾, 沈み込みの深さを比較したもの¹³⁾, スクワット中の膝関節にかかる Shear force を調べたもの¹⁴⁾などがある。しかしながら、スクワット中に身体にかかる負荷について関節トルクと筋活動量の両方を同時に検証した研究^{12,13)}は少ない。EMG (Electromyogram) によって測定される筋活動量は、張力を表すものではなく収縮要素の活動状態を示すものである。そのため、筋放電量-力関係は単純な直線関係にはならず、同じ張力を発揮していても、運動の種類や疲労によって筋活動量は異なることが証明されている¹⁵⁾。また、トレーニングにおいて身体にかかるトレーニング刺激は、どの関節がどれだけのトルクを発揮したか、その出力源となる筋はどれくらい活動しているのかが鍵になる¹⁶⁾。このような理由から、スクワットにおける筋活動と関節トルクを同時に測定することは非常に重要である。

そのうえ、これらの先行研究⁵⁻¹³⁾のほとんどが 1 RM (One repetition maximum, 最大挙上重量) の60%以下という比較的軽い重量を用いており、より重い重量を用いている研究¹⁷⁾でも75%, つまり 10 RM (Ten repetition maximum) 相当の重量しか用いていない。この理由として、90%以上といった非常に重い重量では定期的にトレーニングを行っている被検者でない限り危険であるということ、スクワットの動作を規定し、研究の精度を高めることが困難であることが挙げられる。

ところが、筋力トレーニングにおいて、挙上重量は筋線維の肥大や神経系の適応といったトレーニング効果を規定する極めて重要な要因^{4,18)}である。この挙上重量がトレーニング効果に及ぼす影響に関しては、Schmidtbleicher and Buehrles¹⁹⁾が、ベンチプレスに代表される腕の伸展筋力ト

レーニングで検証しており、最大筋力の90%の重量でトレーニングすると力の立ち上がりが早くなり、70%の重量であると筋横断面積が増大すると報告している。しかし、その一方で筋力、筋断面積および単位筋断面積あたりの筋力における変化に関しては、プログラムによる差異は存在しないとする研究²⁰⁾もあり、統一した見解は得られていない。そのためトレーニング現場における挙上重量の選択は経験的に行わざるを得ないのが実情である。

このようなトレーニング効果に与える影響に加えて、スクワットの様な多関節運動であれば、用いる挙上重量の変化によって筋や関節トルクの出力配分が変化する可能性も考えられる。Jacobs and Ingen Schenau²¹⁾は、脚伸展時の出力調整は単関節筋である大殿筋や外側広筋が担当するため、出力の大きさによって二関節筋との活動量の割合は変化するとしている。また、佐川²²⁾らは自重での屈伸運動と重りを担いでの屈伸運動では下肢関節の貢献度は変化するとしている。このような先行研究からも、スクワットにおける挙上重量の変化が、筋や関節の出力配分に影響を与えることが示唆される。

実際に筋力強化を目的として、スクワットのような多くの関節が関与する種目を行う場合、トレーニングプログラムの組み方に加え、強化対象となる筋や関節トルクの出力配分を理解することは非常に重要である。そこで、本研究ではスクワットの挙上重量の変化が股関節と膝関節まわりの筋の活動および、関節トルクに及ぼす影響を検証することとした。

II. 方 法

A. 被検者

被検者は日常からスクワットトレーニングを行っている男子8名(平均年齢: 21.5±1.8歳, 平均身長: 174.3±4.2cm, 平均体重: 67.0±4.9kg, スクワットの平均1RM: 123.5±12.33kg)とした。トレーニングを積んだ被検者を用いた理由は、皮下脂肪が少なく筋の同定が容易である為、要求した通りの試技を行える為である。全ての被

検者に本実験の主旨、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

実験試技はパラレルスクワットとし、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とした。スタンス幅は大腿前面が地面と平行になるまで下降するという性質上、肩幅、もしくはそれより狭い幅では柔軟性に乏しい被検者が下降しきれないため、肩幅の140%の幅であるワイドスタンスを採用した。試技数は各1回とし、負荷は1RMを100%とした場合の90%、75%、および60%の3種類とした。下降局面の動作速度は任意とし、挙上局面は最大速度とした。なお、下降から挙上への切り返し時には反動をつけないように一時静止するよう指示した。

2. 分析局面

分析は全て挙上局面のみとし、地面からの体幹セグメント重心高(図1, 後述)が最低値を示した時点から最高値に達した時点までとした。

3. 筋電図計測

1) 被検筋

被検筋は、スクワット中の筋活動を調べている先行研究⁵⁻¹¹⁾にて被検筋頻度が高く、脚の伸展動作の主働筋および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^{1,23)}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4mm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 Luca²⁴⁾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1.5cmとして貼り付けた。

2) 筋電図分析

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1kHz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10Hzにて抽出し、原信号から差し引きする方法²⁴⁾を用いた。

各筋の活動量の指標には筋電図積分値(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(MVC)においては最大の放電量を示した瞬間から前後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。これらの記録内容を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。

3) MVCの記録

MVCの測定はDANIELS AND WORTHINGHAM'S MUSCLE TESTING²⁵⁾を参照し、アングルで自作したレジスタンスフレームを用いて等尺性収縮を行った。各被検筋の測定時の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とした。MVCの収縮時間は3秒間とした。

4. キネマティクスデータの測定

1) 試技の撮影

試技の撮影には2台の高速VTRカメラ(NAC社製, HSV-500C)を用い撮影速度毎秒250コマ、シャッタースピード1/1000秒で撮影した。カメラは被写体の右斜め前方15m地点と右斜め後方15m地点に設置し、光軸間角度は50°とし

た. 全身を出来るだけ大きく撮影するため, 撮影範囲は被写体を中心として前後 1 m, 左右 1 m, 上下 2 m とした.

2) 画像データ処理

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, 股関節中心, および胸骨上縁の計 7 点の 2 次元座標値を 62.5 Hz で測定し, 3 次元 Direct Linear Transformation (DLT) 法により各測定点の 3 次元座標値を算出した. 撮影にて得られた 250 Hz のデータを 62.5 Hz で分析したのは分析上の手間を省くためであるが, スクワットよりも関節の運動速度が高い歩行に求められる測定周波数帯域が 50 Hz とされている²⁶⁾ ことから十分な測定周波数帯域であると考えられる. コントロールポイントの実測値と計算値との標準誤差は, X 軸方向が 5.0 mm, Y 軸方向が 0.7 mm, Z 軸方向が 5.0 mm であった. 最も運動速度の高い体幹セグメント重心の 1 コマにおける変位の最大値は 190.7 mm であるため, 標準誤差は結果に大きな影響を及ぼさないと考えられる. 3 次元座標算出後, Wells and Winter²⁷⁾ の方法より測定点毎に, 最適遮断周波数 (2 ~ 3.25 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 3 次元座標をつま先とかかとを通る矢状面に投影し, 2 次元座標を算出した. 2 次元座標算出後, 阿江²⁸⁾ 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, および体幹セグメントに分割し (図 1), 各セグメントの質量, 密度および重心位置を推定した. また試技中の動作変化として足関節角度, 膝関節角度および股関節角度を算出した. 各関節の角度定義は図 1 に示した.

5. キネティクスデータの測定

1) 地面反力測定

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 9281A) 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

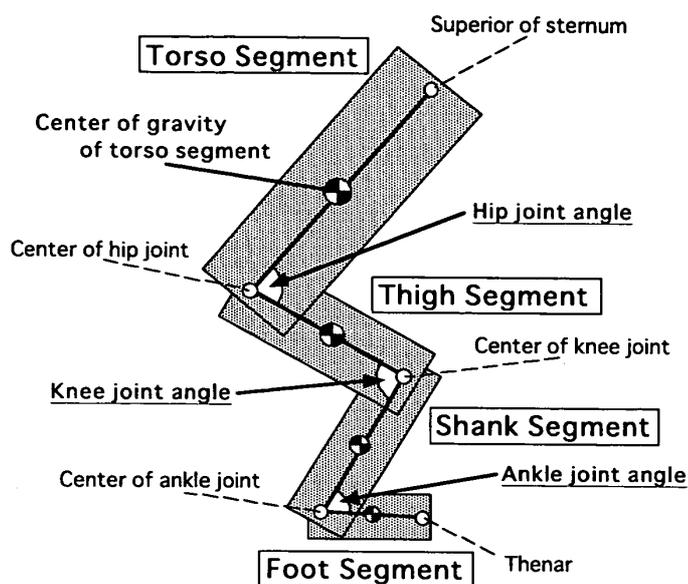


Fig. 1. Link-segment model for the calculation of joint torques and definition of hip, knee and ankle joint angle.

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.

2) 関節トルク算出

コンピュータに取り込んだ地面反力データと, 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関節トルク, 関節トルクパワーおよび仕事量を算出した (図 2). なお, 地面反力データにおける圧力中心は Winter の方法により算出した.

6. 統計処理

スクワットの挙上重量による関節トルク, および筋活動量の差異の検定には, スクワットの挙上重量を要因とする 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.

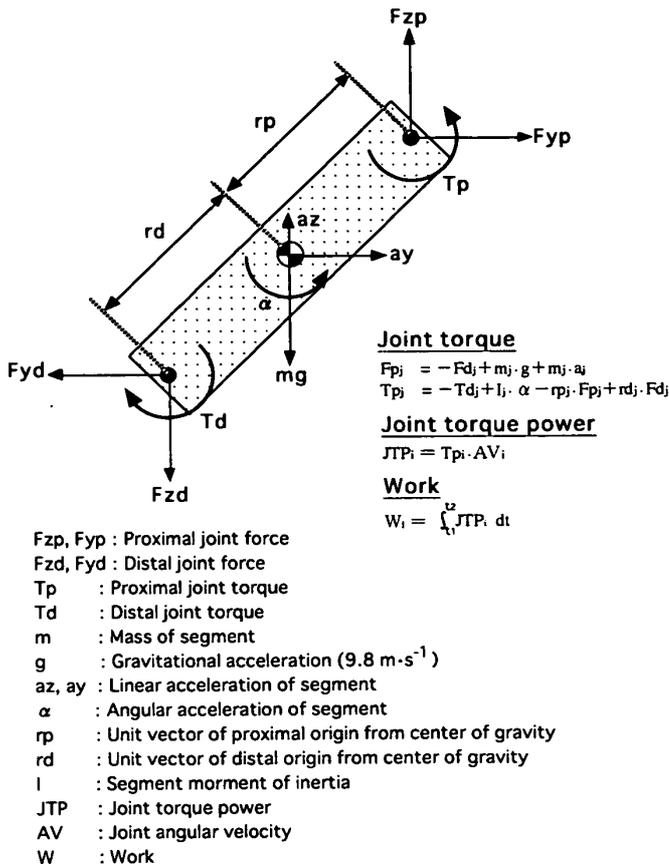


Fig. 2. Forces, torques, and works applied to segment.

III. 結 果

A. キネマティクスデータ

図3に挙上中の平均挙上時間を示した。挙上重量90%が75%および60%に比べて有意に長く、挙上重量の増大にともない、挙上時間も長くなる傾向にあった。図4は試技中の各関節角度変化である。全ての関節の間には、挙上開始時および終了時の関節角度には有意差は生じなかった。

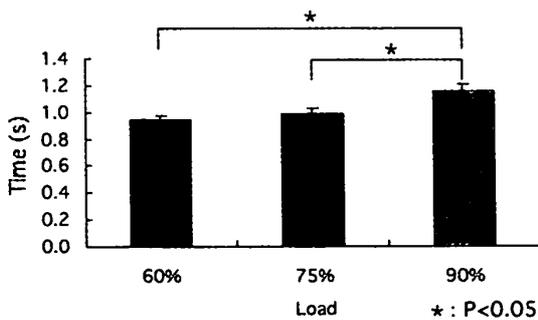


Fig. 3. Mean time (±1 SD) of ascending phase of squat with 3 different loads.

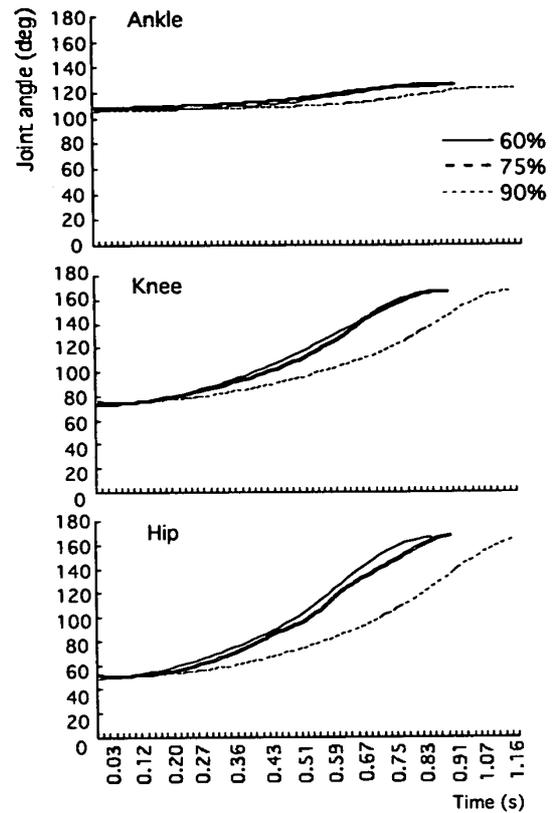


Fig. 4. Joint angle displacement of ascending phase of squat with 3 different loads.

B. EMG データ

図5に挙上中における各筋の平均筋活動量を示した。脊柱起立筋、および大腿二頭筋において挙上重量90%が60%に比べて有意に高く、大殿筋においては挙上重量90%が75%および60%に比べて有意に高かった。また、中殿筋、大腿直筋、内転筋、外側広筋、および腓腹筋においては試技間に有意差は生じなかった。

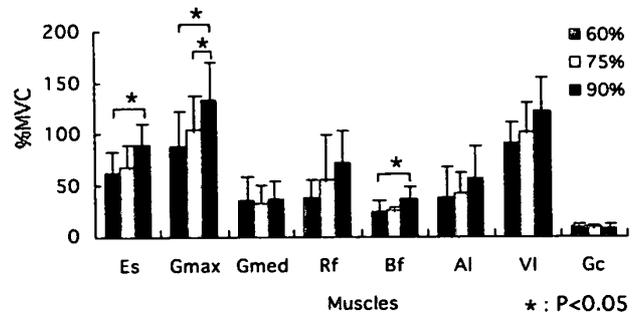


Fig. 5. Mean muscle activities (±1 SD) during squat with 3 different loads. Es : Erector spinae, Gmax : Gluteus maximus, Gmed : Gluteus medius, Rf : Rectus femoris, Bf : Biceps femoris, Al : Adductor longus, VI : Vastus lateralis, Gc : Gastrocnemius.

C. キネティクスデータ

図6に挙上中の各関節伸展トルクを示した。足関節においては有意差は生じなかったが、膝関節において挙上重量90%が60%に比べて有意に高く、股関節において挙上重量90%が75%および60%に比べて有意に高かった。図7に挙上中における各関節の平均仕事量を示した。各試技において有意差が生じたのは股関節のみで、挙上重量

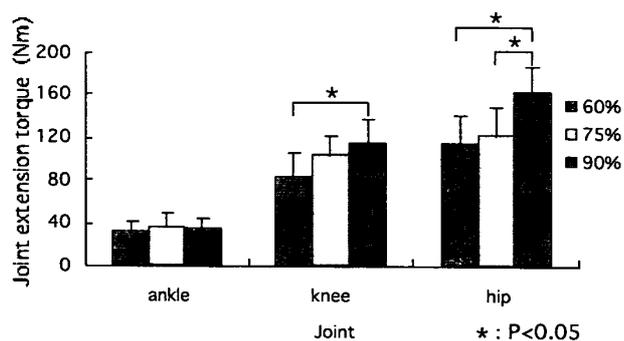


Fig. 6. Mean joint extension torques (± 1 SD) of ascending phase of squat with 3 different loads.

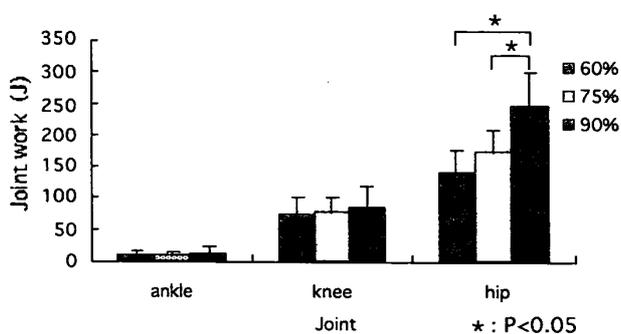


Fig. 7. Mean joint work (± 1 SD) of ascending phase of squat with 3 different loads.

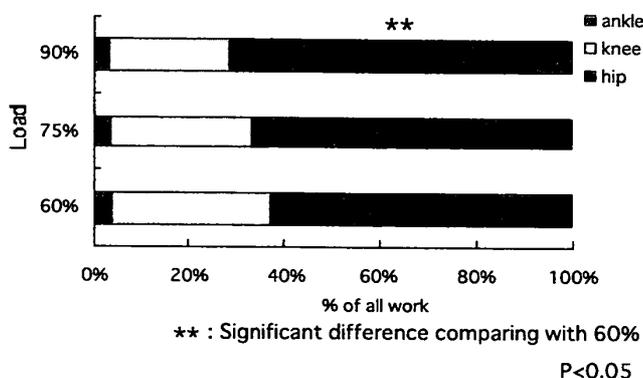


Fig. 8. Ratio of each joint work load for the total work load of ascending phase of squat with 3 different loads.

90%が75%および60%に比べて有意に高い値を示した。図8は下肢の総仕事量に対する各関節の仕事量の割合である。股関節の割合において、挙上重量90%が60%に比べて有意に高い値を示した。

IV. 考 察

挙上重量の異なる試技において差異の生じた筋活動量や関節トルクは、挙上重量のみならず重量増大に伴う動作の変化にも影響を受けるものと推察できる。しかし、本研究においてはスタンス幅やつま先の向き、沈み込む深さ、さらにバーベルを担ぐ位置は全て統一しており、全ての関節において挙上開始時および終了時の関節角度は差異が生じていない。挙上重量の増大に伴い、挙上時間も増大したため関節角度変化を単純に比較することは出来ないが、いずれの関節においても挙上開始から終了まで穏やかに伸展していくパターンであり、各試技間で動作形態に大きな差異は生じなかったと考えることができる。これらのことから、試技間によって生じた筋活動や関節トルクの差異は、動作形態の変化によって生じたものではなく、挙上重量の影響であると限定できる。

挙上重量の増大によって有意差が生じたのは、挙上時間、股関節伸展筋群の活動量、膝関節伸展トルク、股関節伸展トルクおよび股関節の仕事量であり、いずれも挙上重量が重いほど高い値を示した。また、股関節伸展筋群の活動量増大と同時に、体幹伸展の主働筋である脊柱起立筋の活動量も増大した。脊柱起立筋の主な機能は体幹の伸展作用による姿勢保持であり、スクワットにおける挙上とは体幹の姿勢を維持しながら脚を伸展する動作である。挙上重量の増大は、挙上時の体幹を前屈させる力を増大させるため、より強い体幹の姿勢保持力を要求する。挙上重量の増大に比例して脊柱起立筋の活動量が増大した理由は、体幹の伸展による姿勢保持力の要求増大であると考えられる。

活動量の増大に関して、脊柱起立筋以外に有意差が生じたのが大殿筋と大腿二頭筋である。特に大殿筋の活動量は挙上重量の増大と共に有意に増大し、大腿二頭筋とは異なり、値自体も非常に大

きかったことから、増大する重量の挙上に大きく関与していることが示唆される。挙上重量の増大に伴い大殿筋が選択的に促通されたことに関して、Moritani ら³⁰⁾はつまさきジャンプ中の脊髄運動ニューロンの興奮性を検証しており、素早く強力な筋収縮が要求される運動動作では、強力な出力と収縮速度に恵まれた腓腹筋の運動ニューロン興奮性が選択的に促通を受けているとしている。本研究で用いた 1RM の 90% という重量は 75% 以下の重量とは異なり、ほぼ最大出力を要求されるため、脳のプログラム制御が最も大きな出力を発揮できる大殿筋の運動ニューロン興奮性を選択的に促通させている可能性が推察される。

一方で、大殿筋と同じ股関節伸展作用を持つ大腿二頭筋の活動量が比較的小さかったのは、筋の解剖学的構造が関係していると考えられる。大腿二頭筋は股関節と膝関節をまたぐ二関節筋であり、挙上時に積極的に活動してしまうと膝関節への屈曲作用も生じてしまうため、股関節と膝関節の同時伸展という運動を遂行するためには、その活動は抑制されなくてはならない。これは拮抗筋抑制に起因する³¹⁾ものであり、大腿直筋においても同様のことが言える。

このように筋活動においては股関節伸展筋群のみしか有意差が生じなかったが、関節が発揮する力の指標である関節トルクにおいては、股関節と膝関節の両方に有意差が生じた。単関節運動において関節トルクの大小は、その関節をまたぐ筋の活動量によって決定される³²⁾。しかし、多関節運動において生じる関節トルクにおいては、むち運動などで認められる力学的エネルギー伝達の影響を無視することはできない。Bobbert^{33,34)}らは反動を伴った片足の垂直跳びにおける足関節仕事の内訳を明らかにしており、足関節の総仕事は 172J であるのに対し、膝関節からのエネルギーの移動は約 4 分の 1 の 44J であったとしている。この結果はスクワットにおいてもエネルギー伝達が生じる可能性を示唆するものであり、本研究でみられた膝関節伸展トルクの有意な増大に影響を及ぼしていることが推察される。大殿筋の張力が膝関節へ及ぼす影響について、Ingen Schnau et

al.³⁵⁾は自転車ペダリングを用いて二関節筋の役割という点から論じており、股関節伸展時に大腿直筋が共収縮することで、大殿筋の張力を膝関節伸展へと貢献させているとしている。本研究において、大腿直筋の活動は股関節の屈曲作用を生み出すため抑制されるとしたが、それでも挙上重量 90% において 71.6% MVC と比較的大きな活動量を記録しているのは、股関節で生じたエネルギーを膝関節へと伝達しているためと推察される。これらのことから、本研究にて生じた挙上重量増大に伴う股関節伸展トルク増大は、大殿筋の活動量増大が原因であり、膝関節伸展トルク増大は、膝関節伸展の主働筋である外側広筋の活動量増大、および大殿筋の張力が膝関節伸展に作用した結果であると推察される。

以上のことから挙上重量の増大が筋活動と関節トルクに与える影響については明らかになったが、本研究で用いたような短縮性収縮中心で挙上終了まで筋出力の持続を求められる動作形態では、より大きな力をより長い時間発揮することでトレーニング刺激は高まる。そのため筋活動量と関節トルクに加えて、パワーを時間積分した仕事量は、その関節周りの筋に加わるトレーニング刺激の大きさを表していると考えられる。本研究における仕事量で有意差が生じたのは股関節のみであることから、増大する重量の挙上を可能にするのは、股関節の大きな仕事量であることが示唆される。

そこで、股関節、膝関節および足関節の仕事量を合計した総仕事量における股関節仕事量の割合をみると、挙上重量 90% において 75% および 60% と比較して有意に高い値を示した。この結果は、挙上重量の増大により、仕事量でみた股関節伸展の貢献度が大きくなったことを示している。

このような総仕事量における股関節貢献度の増大は、股関節伸展トルクの有意な増大に伴う、股関節仕事量の有意な増大が原因である。股関節伸展トルクの増大は大殿筋の活動量増大が原因であることから、挙上重量増大に伴う股関節貢献度増大に関しては、大殿筋が大きな影響を与えていることが明らかになった。挙上重量によって関節の

貢献度が変化するという結果は、扱う重量の選択によって刺激を受けやすい筋が変化するということであり、トレーニング実践者はトレーニング対象となる筋を明確にした上で、重量を選択する必要性があることを示唆するものである。

本研究のスクワットにおいては、反動動作を用いずに挙上局面のみを扱った。反動動作を扱わなかったのは、第一に1RMの90%という非常に重い重量において繰り返し局面での速度を規定するのが困難であるということ、第二に反動動作を上手く扱える被験者とそうでない被験者がいた場合、1RMの値に技術の成熟度といった要因が含まれてしまい、研究の精度が低下してしまうということが理由である。しかし、トレーニングにおいて、反動動作を用いた繰り返し局面は非常に重要であり、スクワットにおける反動動作を考慮した研究は今後の課題として取り組む必要がある。

V. 結 論

本研究では、スクワットの挙上重量の変化が股関節と膝関節まわりの筋の活動および、関節トルクに及ぼす影響を検証した。挙上重量の増大は、大殿筋の活動量増大を生じさせ、股関節と膝関節の伸展トルクを増大させた。なかでも大殿筋の活動量増大は、股関節伸展トルク、および股関節仕事量を増大させることで、下肢関節の総仕事量における股関節貢献度を増大させた。これらのことからスクワットにおいて増大する重量に対しては、股関節がより大きな仕事をなすことで挙上を可能にしていることが示唆された。

(受理日 平成14年12月4日)

文 献

- 1) 小山裕史：新トレーニング革命，講談社，東京，1994，pp 56-58
- 2) 石塚 博：ハムストリングス・殿部を鍛える。トレーニングジャーナル。Vol.205 pp.8-13, 1996.
- 3) 関子浩二，平田文夫，西菌秀嗣。筋収縮の違いからみた下肢三関節のトルク発揮特性。体力科学(1998)，47，5932-600
- 4) 関子浩二。SSC理論を応用したトレーニングの可能性。トレーニング科学。(2000)。2，12，70-71
- 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) 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.
- 7) Ohkoshi, Y., Yasuda, K., Kaneda, K., Wada, T., and Yamanaka, M., Biomechanical analysis of rehabilitation in the standing position. *Am. J. Sports Med.* (1991), 19, 605-611.
- 8) 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
- 9) Signorile, J. F., Kwiatkowski, K., Caruso, J. F., and Roverson, 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
- 10) 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.
- 11) 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.
- 12) DeLooze, M. P., Toussaint, H. M., Dieen, J. H. and Kemper, H. C. G. Joint moments and muscle activity in the lower extremities and lower back in lifting and lowering tasks. *J. Biomechanics*, (1993), 26, 1067-1076.
- 13) Wretenberg, P., Feng, Y., Lindberg, F., and Arborelius, U. P. Joint moments of force and quadriceps muscle activity during squatting exercise. *Scand. J. Med. Sci. Sports Exerc.* (1993), 3, 244-250.
- 14) Heather C.H., Michael R. P., and Kevin A. B. Effect of load, cadence, and fatigue on tibiofemoral joint force during a half squat. *Med. Sci. Sports Exerc.*, (1989), 21, 613-618.
- 15) Basmajian, J. V., and DeLuca, C. J. *Muscles Alive, Their Functions Revealed by Electromyography.* 5th ed. Williams & Wilkins. Baltimore, (1985), 64-65.
- 16) 石井直方，筋を鍛える，山海堂，東京，(2001)。
- 17) Nisell, R., and Ekholm, J. Joint load during the parallel squat in powerlifting and force analysis of in vivo bilateral quadriceps tendon rupture. *Scand. J. Sports Sci.* (1986), 8.
- 18) 高松薫。パワーアップ型とバルクアップ型の筋力トレーニング。臨床スポーツ医学(1991)。8. 753-760.

- 19) 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.
- 20) 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.
- 21) Jacobs R and van Ingen Schenau GJ. Control of an external force in leg extensions in humans. *J Physiol* (1992). **457** : 611-626.
- 22) 佐川和則, 禿 正信, 松本晃雄, 垂直跳びの反動動作が下肢関節の機械的仕事へ及ぼす効果. *J. J. Sports Sci.*(1989). **8**. 635-640.
- 23) 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.
- 24) Basmajian, J. V., and DeLuca, C. J. *Muscles Alive, Their Functions Revealed by Electromyography.* 5th ed. Williams & Wilkins. Baltimore,(1985), 64-65.
- 25) Helen J. Hislop, Jacqueline Montgomery Daniels and Worthingham's *MUCLE TESTING* 津山直一訳, 協同医書出版社, 東京, (1996).
- 26) 石田明允, 廣川俊二, 宮崎信次, 阿江通良, 林豊彦, *身体運動のバイオメカニクス*, コロナ社, 東京, (2002).
- 27) 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.
- 28) 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.
- 29) Winter, D. A. *Biomechanics and Motor control of Human Movement*, 2nd ed. Wiley Interscience. New York,(1990), 36-41.
- 30) Moritani, T. et al. Differences in modulation of the gastrocnemius and soleus H-reflexes during hopping in man. *Acta Physiol. Scand.* (1990), **138**, 575-576.
- 31) Yamashita, N. The mechanism of generation and transmission of forces in leg extension. *J. Human Ergol.* (1975), **4**, 43-52.
- 32) 川上泰雄, 骨格筋の形状と機能. *運動による機能と形態の変化*, 山田茂, 福永哲夫編著, ナップ, (1997).
- 33) Bobbert, M. F., P. A. Huijing and G. J. Van Ingen Schenau. A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *J. Biomech.*, (1986a), **19, 11**, 887-898.
- 34) Bobbert, M. F., P. A. Huijing and G. J. Van Ingen Schenau. An estimation power output and work done by the human triceps surae muscle-tendon complex. *J. Biomech.*, (1986b), **19, 11**, 899-906.
- 35) G. J. 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