《原 著》

筋出力特性に注目した新しい筋力評価の試み
—最大筋力発揮関節角度と角速度との関係から—

宮 下 智*

A New Method for Evaluation of the Maximum Strength Output :
The Relationship Between the Joint Angle for
Maximum Muscle Strength and Velocity

Satoshi MIYASHITA*

Abstract : A peak torque was generally measured with an isokinetic machine to evaluate muscle strength. Recently, it has been pointed out that muscle strength does not necessarily correlate with the tolerance for muscle injury, and new concept for the measurement of the muscle strength with an isokinetic machine has been required. In this report the relation between the joint angle for the maximum muscle strength and the velocity is introduced to assess the maximum muscle strength output. The maximum muscle strength was measured with a Biodex multijoint system 2AP for 28 active sportsmen, 10 males (26.7 ± 3.9 years old) and 18 females (20.1 ± 2.8 years old). The maximum muscle strength output was developed for both sexes with satisfying a significant correlation between the joint angle and the velocity. These observations indicating the appearance of the optimal joint angle and velocity for the maximum muscle strength output offer a new method for the evaluation of the maximum muscle strength output. (*Jpn J Rehabil Med* 1998; 35: 223-229)

要 旨 : 従来、筋力評価に関する研究は等速性筋力測定装置を用い、ピークトルク値を比較検討することが多かった。しかし、筋力の強い者が必ずしも怪我に強いとは言いきれない側面が近年指摘され、測定項目や方法についての問題提起がなされている。そこで本研究は膝関節屈曲伸展運動時、ピークトルクを発生する時の関節角度と角速度の関係に注目し、最大筋力を発揮する際の過程を探った。対象は現役スポーツ選手、男子 10 名 (26.7 ± 3.9 歳)、女子 18 名 (20.1 ± 2.8 歳)。その結果、ピークトルクを発揮する時は、男女に関係なく、関節角度と角速度の有意な相関関係の上に筋出力されることがわかった。このことはピークトルクがどの関節角度で、どの角速度上で発揮されているかを明らかにするものであり、この結果から具体的な運動処方につなげることができる新しい筋出力特性の評価法であると結論した。(リハ医学 1998; 35: 223-229)

Key words : 最大筋力 (maximum muscle strength), 関節角度 (joint angle), 角速度 (velocity), 筋力測定 (muscle test)

緒 論

臨床的に筋力を評価する方法として、Daniels¹⁾とKendall²⁾の徒手筋力検査法 (manual muscle test: MMT) がよく使用されているが、検査者間の段階付

けの問題や抵抗量等、主観的な要素が強く入ることからデータの信頼性において限界があるという報告^{3~5)}が多い。そこで、動作中の筋力をトルクで表示する等速性筋力測定装置が注目され、一定の角速度 (velocity) が維持された運動状態での動的筋力を比較した

1997 年 6 月 30 日受付, 1998 年 2 月 19 日受理

* 昭和大学医学部リハビリテーション医学診療科/〒142-8666 東京都品川区旗の台 1-5-8
Department of Rehabilitation Medicine, Showa University School of Medicine

報告が多くなってきている。先行研究では最大筋力 (peak torque: 以下, ピークトルク) の大きさの検討が最も多く, 筋収縮方法の違いによるピークトルク値の比較や測定及び測定値の信頼性⁶⁻⁸⁾, 疲労測定⁹⁾, 競技種目別での比較^{10,11)}, 治療経過観察¹²⁾ やトレーニング方法論の検証^{13,14)} 等がある。

しかし Greenberger¹⁵⁾ や Thompson¹⁶⁾ は, 複数の等速性筋力測定装置による大腿四頭筋の筋力測定の比較を行った結果, 測定に使用する機器が異なる場合, 出力されるピークトルクに違いが生じ, データ比較を行う際に慎重になるべきであると報告している。すなわち測定機器が違う場合のピークトルク値は, 機器のダイナモメーター特性に依存することが予測され, 比較は難しいと考えるべきである。これを受けるように Rothstein ら¹⁷⁾ は, 等速性筋力テストは測定した集団のみで検討が行われており, データの基準化は慎重にすべきであるとの指摘をしている。また多くの報告は単にピークトルク値の大きさについての比較であり, 出力された数値の意味や検討目的が不十分で, 最も重要な被検者へのフィードバックにつなげることにについては, いくつかの問題点があると考えられている。

最近の国内の報告で加賀谷¹⁸⁾ は, 筋力の強い選手が怪我も少なく競技力も高いという法則性は認められず, 最終的には強い筋力を有効に使うことができる能力が重要であると述べている。

以上のことから, 等速性筋力測定装置で「何を測定するのか」を明確にし, そのためにどのような方法で, 測定機器の制御はどのような方法で行うか等を検討することが必要である。本論文では, 既存の等速性筋力測定装置を利用して, ピークトルク値がどのような角速度で, どの関節角度 (joint angle) で出力するかといった視点で筋出力特性の過程を明らかにすることを目的とする。そのためにまず測定機器の特性を明らかにし測定条件を決定する。

仮説としては, 繰り返しの高速運動を行わせた場合, 被験者にはピークトルク値を維持するための瞬発力, 持久力が要求される。しかし, 持続的運動に伴い筋疲労が出現し, ピークトルク値を発揮する際, 同じ関節角度や角速度で出力されるとは考えにくい。ピークトルクを低下させず一定値を維持するためには, 関節角度や角速度を変化させて対応することが考えられる。この点を明らかにし筋出力特性の一定の法則性を

探る。さらに本研究では, その測定結果からトレーニングモデルの作成を試みることにする。

対 象

被験者には, 測定前に研究の目的と方法を説明し, 同意の得られた現役スポーツ選手とした。男子は, 日本自転車振興会に所属する A 級競輪選手 10 名 (年齢 22~32 歳, 平均年齢 26.7 ± 3.9 歳, 身長 165~180 cm, 平均身長 172.6 ± 4.8 cm, 体重 66~85 kg, 平均体重 76.1 ± 7.6 kg)。女子は, 実業団ハンドボール選手 18 名 (年齢 18~26 歳, 平均年齢 20.1 ± 2.8 歳, 身長 150~185 cm, 平均身長 166.3 ± 8.9 cm, 体重 49~81 kg, 平均体重 62.3 ± 7.9 kg) であった。

方 法

測定機器は, BIODEX Medical 社製 Biodex multi-joint system 2AP (以下, Biodex) を使用した。本機器を使用した理由は, 装備されている Cushion 機能 (クッション) のメカニズムが明らかになっていたからである。この機能とは, 各運動の最終可動域と測定機器の機械的な最終域との衝撃を緩和するために減速制御をかける機能であり, ほとんどの等速性筋力測定装置で採用されている。しかし機器によりその機能の設定は手動や自動があり, 様々な方式が採用されている。その機能の呼び方も Cushion, 減速機能, Stop Cushion 等, 使用する測定機器によって違う名称がついている。本研究で使用した Biodex は Cushion 機能という名称を使用しており, 本論文では, そのままで扱うこととする。Biodex の Cushion は手動 5 段階制御を採用しており, それぞれの段階は測定角速度によって, 制御の働く角度が異なっている。450 degree/sec (以下 deg/sec) の Cushion 0 の場合, 最終関節角度の 30° 手前から, Cushion 4 の場合は, 最終関節角度の 50° 手前から減速制御がかかると Biodex 社より報告されている。各 Cushion 別, 各角速度別に制御角度が異なるために Cushion 0, 2, 4 に

表 1 Cushion 別の制御角度 (Biodex 社報告資料)

	Cushion level		
	0	2	4
90 deg/sec	5°	7°	20°
180 deg/sec	10°	18°	45°
300 deg/sec	15°	30°	50°
450 deg/sec	30°	40°	50°

については、表1に制御がかかる角度の一覧を示す。この機械的制御方法を十分に理解し測定を行わないと、測定関節に重大な衝撃が加わり、傷害を追う可能性があることと、抵抗量が変わることによる測定値の変動が予測される。Biodex 添付資料では、評価の際は Cushion 0 で、リハビリテーショントレーニング時には Cushion 4 で測定を行うよう指示されている。Cushion 4 で測定をすることは、障害のある患者に対しては、早くから機械的減速制御がかかり、抵抗のかかる運動範囲が増大することを示す。

本研究では、ピークトルク、関節角度、角速度の関係を明らかにするために、角速度が常に変化していく環境が必要である。言い換えれば、等速性筋力測定装置の最も重要な特徴である等速運動領域（設定された角速度で維持された運動域）でなく、一定で再現性のある等張性運動環境を作る必要がある。この条件で測定可能かどうか、検討するために機械的制御の確認を Cushion 別に、測定速度の最高速度である 450 deg/sec で 15 回の運動を予備実験として男女 4 名に行った。予備実験の結果、設定した条件で角速度が常に変化しているかという点と、ピークトルクカーブが減速制御によるアーチファクトを起こさずにスムーズな「山」を描くかという観点から検討した。その結果、両者を満たす測定条件は、Cushion 4 で角速度は男子の場合 450 deg/sec、女子の場合 300 deg/sec が適当であった。測定肢位は座位で体幹部を両肩から骨盤帯にかけてクロスベルトで、測定下肢の大腿部をベルトで固定した。両上肢は前胸部でクロスしたベルトを持たせた。十分な準備運動を行わせた後、左右ランダム

に 15 回の膝関節屈曲伸展運動を最大努力で行うように指示し、運動中は測定補助者による「声かけ」を行った。左右の測定インターバルは 30 分以上とした。

測定データは、大腿四頭筋の筋力を 100% とした時のハムストリングスの筋力の割合を示す H/Q 比¹⁹⁾ を求め、男女の 15 回ピークトルク測定値の平均値を算出した。またピークトルク値とピークトルクを示した時の関節角度、角速度を 15 回の運動、全てを採用し検討した。統計処理方法は、各パラメータ間の関係については相関係数を求め、平均値の検討は t 検定を用いた。有意水準はそれぞれ 5% とした。

結 果

1. 各 Cushion 別のトルクカーブと角速度変化について（予備実験から）

図1は被験者 A (29 歳、男子) が 450 deg/sec で、膝関節伸展運動を各 Cushion 別に行い、トルクと角速度の経時的变化を重ね書きしたものである。トルク、角速度は、それぞれ 15 回の平均値を求め処理してある。角速度は、Cushion 0, 1, 2, 3 では等速性領域に到達するが、Cushion 4 では到達しなかった。トルクについては、Cushion の違いにより、ピークトルクの出現する位置と、力の大きさが変化する。Cushion 機能の影響が少ない 0, 1, 2 でのトルク波形は、2 つの山が出現し、機械的に減速に入った領域で最も大きなトルクを示していた。これに対して、Cushion 3, 4 では、ピークトルクの山がほぼ 1 つになり、スムーズな運動を行っていることが伺われる。また Cushion 0 と Cushion 4 のピークトルクを比較す

図1 膝関節伸展運動中の Cushion 機能別、角速度とトルクの変化

ると, Cushion 0 は Cushion 4 より約 40%低い筋出力値が検出されており, Cushion 機能の設定によってピークトルクの大きさに影響を与えていることが明らかになった. 各波形は, 15 回の測定でほぼ一定に出力され, 測定値の出力傾向はダイナモメーターにより一定の制御を受けていることが伺われた.

2. H/Q 比の比較

男女の 15 回ピークトルク測定値の平均値から H/Q 比を求め検討すると, 男子の場合, $79.2 \pm 10.5\%$ (61.8~96.4%), 女子の場合, $62.1 \pm 7.4\%$ (48.3~73.9%) であり, 男女間に有意な差 ($p <$

0.05) が認められた.

3. ピークトルク値とピークトルク発揮時の角速度との関係

15 回のピークトルク値と, ピークトルクを示した時の角速度との関係は, 膝関節伸展運動時の男子の場合, 角速度により 3 グループに分けられる傾向がみられ, 女子は角速度が遅いグループに大きなピークトルクを示す傾向が認められた. また屈曲運動時には, 男子のデータは, 一定範囲の角速度内にピークトルクがばらつき, 女子のデータは, 一定範囲のピークトルク内に角速度がばらつく傾向が認められた (図 2).

膝関節伸展運動

膝関節屈曲運動

図4 ピークトルクを示した時の関節角度と角速度との関係

○：女子，■：男子

4. ピークトルク値とピークトルク発揮時の関節角度の関係

15回のピークトルク値と、ピークトルク時の関節角度は、膝伸展運動時、男女ともデータ分布範囲は類似していた。これに対して屈曲運動時の男子のデータは、一定範囲の関節角度内にピークトルクがばらつき、女子のデータは、一定範囲のピークトルク内に関節角度がばらつく傾向が認められた（図3）。

5. ピークトルク発揮時の関節角度と角速度の関係

ピークトルクを示した時の関節角度と角速度の相関関係は、男子の場合、伸展で $y = 4.1x - 5.8$ ($r = 0.84$)、屈曲で $y = 3.8x - 434.6$ ($r = 0.77$)であり、女子の場合、伸展で $y = 4.0x - 26.0$ ($r = 0.81$)、屈曲で $y = 3.5x - 375.2$ ($r = 0.98$)であった。男女の算出された相関式は伸展・屈曲運動ともに非常に近似した値を示しており、きわめて高い有意 ($p < 0.05$) な相関関係が成立していた（図4）。また各個人別で同様な検討をしても、さらに有意な高い相関関係が成立していた。このことから各個人レベルで一定の筋出力傾向があることが示唆された。

考 察

従来、等速性筋力測定装置を使用して、高速角速度で測定したピークトルクは、「等速性運動領域に到達し検出された測定値」という前提で、データとして採用され報告されてきた。しかし機器に制御をかけることにより、ピークトルクは必ずしも等速性運動領域で出力されるとは限らず、使用機器の機械的な減速域に

入り抵抗が増大することにより、見かけ上の最大値が検出される場合があることが本研究で明らかになった。

Cushion機能の設定の違いで、同一被検者でもピークトルクの大きさに、40%近い差が生じたことは、単にピークトルクの比較では、危険性が高いことを裏付けた。さらにCushion機能进行操作することにより等速性運動領域に到達しない測定環境を作り出すことも可能となったことは、等速性筋力測定装置で測定する際、角速度の確認の必要性が示された。

以上のことから、等速性筋力テストでは、ダイナモメーターの特性やCushion機能等の使用により、異なる筋出力特性が認められ、データの比較検討に際しては、Rothstein¹⁷⁾らの意見を支持する結果となった。先行研究で用いられたデータについての検証や追証をする際には、その測定方法や使用機器により、データに影響が及ぼされていることを理解した上で行うことが必要となる。

通常、膝関節屈曲伸展運動測定の場合、被験者が450 deg/secの等速性運動領域に到達するためには、理論上、90 degの運動可動域を0.18秒で運動しなくてはならない。Cushion機能を強い設定にすれば、可動域の早い時期から抵抗運動が生じ、90 degを0.18秒で運動遂行できなければ、等速性運動領域に到達しないことになる。等速性筋力測定装置によっては、等速運動領域に到達しなくても、機械的に必ずピークトルク値が出力されていると思われる機器もある。このことから、単にピークトルク値の比較でなく、ピーク

トルクを発揮するのが、どの関節角度、角速度であるのかに注目することが必要であり、いつピークトルクが発生するかといった筋の出力タイミング、すなわち筋出力特性を評価することが必要であると考えられる。

ピークトルク値と、ピークトルクを示した時の角速度、関節角度の関係は、膝関節伸展運動時の測定値はややばらつくが、屈曲運動については狭い範囲の分布が認められた。特に膝関節屈曲のピークトルクと角速度の関係で、男子の測定値の分散が小さいデータ分布になった理由として考えられるのは、競輪選手という運動特性から、膝関節屈曲筋力がきわめて強いいため、H/Q 比が女子と比較して有意に高く、一定の筋出力特性を持っていたからであると考えられる。このことは、ピークトルク値と角速度、ピークトルク値と関節角度の比較からも筋出力特性を明らかにするヒントがあることを示している。

Klopper²⁰⁾によれば、高速角速度で測定することは関節への圧迫力を抑えることができることから、その運動を奨励している。また運動を評価する際には、低速運動で測定した筋力が、そのまま高速運動時に発揮されるとは考えにくい。最終的な運動練習は実践に近い形で行われる必要があることから、当然、測定も高速角速度での設定で行うことが必要である。膝伸展屈曲運動を測定する際、姿勢保持に有効に働く屈筋群よりも、動作遂行に有効に関与する伸筋に注目した方が、筋出力特性をより把握・検討しやすいことを本研究では示唆している。

筋力測定は、データを基に検討することができなければ、トレーニング目標やパフォーマンス向上についての具体性が曖昧になる。各個人別データは、膝屈曲伸展運動が繰り返される過程で、ピークトルクを発揮するタイミングは、回数を重ねるごとに角速度は低下し、関節角度は運動最終域方向に移動してゆくことから、運動の持続に際しては、関節角度と角速度の相互作用によって、筋出力を維持する傾向があると言える。

筋出力能力という視点から考えると、運動開始肢位に近い位置で、しかも繰り返し高速角速度でのピークトルクが発揮できる被験者は、筋出力能力が高いと評価することができる。この筋出力タイミングを考慮した上で、ピークトルク値の増大を目指すことが、実質的パフォーマンスに結びつく有用なトレーニング処方が可能になると思われる。

本研究の被験者は、違う競技種目を行っている者であり、運動形態が異なるにもかかわらず、一定の筋出力傾向を認めた。単にピークトルク値の大きさの比較ではなく、ピークトルクを発揮する際の関節角度と角速度といった視点で筋出力を評価することは有用であり、この結果をトレーニングに結びつけることは重要である。従って本研究で用いた測定機器及び測定方法でデータ収集を行い、結果で示した図4上に重ね書きを行えば、筋出力特性が高い群と考えられる一定基準と各個人差が明らかになる。具体的には、示した回帰直線上で、しかも原点に近い位置でピークトルク値を発揮しているのであれば、理想的な筋出力をしていると考えることができる。

このことから本法により、トレーニングターゲットが、ピークトルクが発生する時の角速度なのか、関節角度なのか、単にピークトルクの大きさなのか、または複合した問題なのかを具体的に検討するための評価が可能になり、有効なトレーニング方法を検討することができる。

結 論

従来の筋力測定は、ピークトルク値を検討する報告が多かったが、本研究ではピークトルクが発生する時の関節角度と角速度に注目した。この両者の関係は、きわめて有意な相関関係を示し、筋力を維持出力するタイミングを反映しているものと考えられ、人間の筋出力特性が一定の運動制御の中で行われていることが示唆される結果となった。このような視点による評価方法は、新しい筋出力特性評価法であり、その結果より被験者に対してトレーニング目標が具体的に提示でき、目的に合わせた指導を可能にする評価法であると考えられる。

【謝辞】 本研究にあたり終始適切な御指導をいただきました昭和大学医学部リハビリテーション医学診療科教授 森義明先生に厚く御礼申し上げます。

文 献

- 1) Daniels L, Worthingham C: Muscle Testing: Technique of Manual Examination. 4th Ed, WB Saunders, Philadelphia, 1980
- 2) Kendall H, Kendall F, Wadsworth G: Muscle Testing and Function 2nd Ed, William & William, Baltimore, 1971
- 3) Wintz M: Variations in current manual muscle

- testing Phys Ther Rev 1959; **39** 466
- 4) Williams M: Manual muscle testing, development and current use Phys Ther Rev 1956; **36**: 797
- 5) Nicholas J, Sapega A, Kraus H, Webb J. Factors influencing manual muscle tests in physical therapy. JBJS 1978; **60** 186
- 6) Brown LE, Whitehurst M, Bryant JR, Buchalter DN. Reliability of the biodex system 2 isokinetic dynamometer concentric mode Isokinetic Exercise Sci 1993; **3**(3): 160-163
- 7) Wilk KE, Johnson RD, Levine B: Reliability of the BIODEX B-2000 isokinetic dynamometer Phys Ther 1988; **6**(68): 792
- 8) Helgeson K, Gajdosik RL. The stretch-shortening cycle of the quadriceps femoris muscle group measured by isokinetic dynamometry. JOSPT 1993, **17** (1) . 17-23
- 9) Lovell E: Mode of action and angular velocity fatigue response of the hamstrings and quadriceps. Isokinetics Exercise Sci 1994, **4**(3) 91-95
- 10) Robert EM. A physiological profile of the elite soccer athlete JOSPT 1990, **12**(4) 147-152
- 11) Mascaro T, Seaver BL, Swanson L Prediction of skating speed with off-ice testing in professional hockey players JOSPT 1993; **15**(2): 92-98
- 12) Timm KE Postsurgical knee rehabilitation: A five year study of four methods and 5381 patients. Am J Sports Med 1988; **5**(16): 463-468
- 13) Wilk KE, Arrigo AC: Standardized isokinetic testing protocol for the throwing shoulder. The Trower's series. Isokinetics Exercise Sci 1991, **1** (2): 63-71
- 14) Wilk KE, Arrigo C: Current concepts in the rehabilitation of the athletic shoulder JOSPT 1993, **1** (18) 365-378
- 15) Greenberger H. Comparison of quadriceps peak torque using three different isokinetic dynamometer JOSPT 1993; **17**(1) 48-49
- 16) Thompson MJ. Comparison of values generated during testing of knee using the Cybex II Plus and Biodex Model B-2000 isokinetic dynamometers JOSPT 1989, **11**(3) . 108-155
- 17) Rothstein JM, Lamb RL Clinical uses of isokinetic measurements critical issues. Phys Ther 1987; **12** (67): 1840-1844
- 18) 加賀谷善教. 関節運動における筋の臨床的評価について 理学療法学 1997; **24**(3): 169-173
- 19) 山本利春 筋力評価法の誤解 H/Q比について Training J 1995; **4**: 82-84
- 20) Klopfer DA, Greij SD. Examining quadriceps/hamstrings performance at high velocity isokinetics in untrained subjects JOSPT 1998; **10**(1) 18