

最大随意運動時の筋活動と関節角度との関係

大西 秀明 八木 了 大山 峰生
伊橋 光二 半田 康延

EMG-ANGLE RELATIONSHIP DURING MAXIMUM VOLUNTARY MOVEMENT

HIDEAKI ONISHI, RYO YAGI, MINEO OYAMA, KOUJI IHASHI and YASUNOBU HANDA

Abstract

The purpose of this study is to investigate the relationship between joint angle and EMG activity concerning the human knee joint and hamstring muscles. Ten healthy males participated in this study. They performed maximum voluntary isokinetic knee flexion in the flexion angle range of 0° to 120° in a prone position on a table. The EMG activities of the semitendinosus, semimembranosus, long and short heads of the biceps femoris muscles were detected by bipolar fine wire electrode, and were integrated at knee flexion range intervals of 15° from 0° to 120°. After three months, the same examination was performed with the same subjects to confirm the reliability of this study. Results showed the mean peak isokinetic torque was attained from a 15° to 45° knee flexion angle. The EMG activities of the hamstring muscles varied with changes in the knee flexion angle. The integrated EMG of the semitendinosus, semimembranosus and short head of the biceps femoris muscles increased gradually as the knee flexion angle was increased from 0° to 105°. The peak integrated EMG of these three muscles was attained between 90° and 105° knee flexion in both trials. On the other hand, the peak integrated EMG of the long head of the biceps femoris muscle was largest at a knee angle ranging from 15° to 30°. Peak integrated EMG decreased when the knee flexion angle increased in both trials. These results show that the electromyographic activity of agonist muscles during maximum voluntary movement varied with the change of muscle length or joint angle. Therefore, it was considered that the relationship between joint torque and joint angle is influenced not only by the sarcomere length and the moment arm but also muscle activities of agonist muscles, even if the movement is performed with maximum effort.

(*Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med.* 1999, 48 : 485~492)

key words : wire EMG, hamstrings, knee flexion torque, knee angle, maximum isokinetic movement

I. 緒 言

骨格筋の長さとその収縮によって発揮される張力との関係を論じた研究は多い。1966年に Gordon¹⁾や Edman²⁾らは、古典的な force-length 関係を報告している。その後、多くの研究者が骨格筋の長さとの関係を論じている^{3~6)}。しかし、これらはすべて小動物を対象として行われたものであり、人の随意運動時の筋長と発揮張力との関係に直接結びつけることは困難である。な

ぜなら、人の随意運動には神経系が強く関与する上に、測定される関節トルクは関節を介するものであり、複数の筋が単関節の運動にも関与することが多いからである。

一方、筋の活動量と筋長との関係についての報告は少ない。Heckathorne⁷⁾は、ヒトの動形成切断上肢を対象として、上腕二頭筋の筋活動量と筋の長さとの関係を報告しており、最大下の収縮状態において発揮張力が等しいとき、筋の長さが短いほどその活動量は大きいと報告している。

Soderberg⁸⁾も同様に筋長が長くなるに連れて、一定張力を維持する為の筋活動は減少すると報告している。しかし、Vigreuxら⁹⁾は等尺性収縮状態において肘関節屈曲角度と上腕二頭筋の筋活動を解析し、上腕二頭筋の筋電図は関節角度の変化に影響されず常に同じ値を示したと報告している。Leedhamら¹⁰⁾も同様に上腕二頭筋の筋長と筋活動との関係を解析し、上腕二頭筋の筋電図は筋の長さに影響されずに一定であったと報告している。このように、筋電図と筋長との関係は未だ明らかにされていない。

今回われわれは、人の骨格筋を対象として随意収縮中の筋長と主動作筋の筋電活動および発揮トルクとの関係を明らかにすることを目的として、健常者を対象に最大随意運動中の関節角度と筋活動および関節トルクとの関係を解析したので報告する。

II. 方 法

A. 被験者

インフォームドコンセントが得られた10名の健常男性を対象とした。年齢は21歳から36歳であり、平均年齢は 30.2 ± 4.5 (平均値 \pm 標準偏差)歳であった。すべての被験者は下肢に整形外科的疾患の既往は無く、トレーニングおよび定期的な運動を全く行っていない者であった。被験者の体重は53 kg から 90 kg (平均体重: 71.7 ± 10.1 kg)で、身長は163 cm から 190 cm (平均身長: 172.6 ± 8.1 cm)であった。

B. 実験手順

被験者を腹臥位にさせ、大腿部後面を十分に消毒した後、膝関節屈曲主動作筋であるハムストリングス4筋(半腱様筋, 半膜様筋, 大腿二頭筋長頭および大腿二頭筋短頭)に筋電図用のワイヤー電極(A-M Systems, WA)を刺入した。ワイヤー電極は、テフロンで被覆された直径75 μ mのステンレス製のワイヤーを用い、その先端部2 mmのテフロンを剥ぎ、電極間距離が5 mmの双極電極として使用した¹¹⁻¹³⁾。また、電極間距離が変動しないように、テフロンを表面処理剤(テトラ



Fig. 1. Wire electrode placement in the individual hamstring muscles.

エッチ, 潤工社, 東京)で処理した後、生体用アロンアルファーで双極のテフロン部分を固定して用いた¹⁴⁾。電極刺入には25 Gのカテラン針を用い、Delagi¹⁵⁾の提唱している電極刺入位置を参考にして刺入した(図1)。さらに、電気刺激を行うことにより電極留置位置を確認した¹⁶⁾。

運動課題は等速性膝屈曲運動であり、膝関節屈曲0度から120度の範囲を角速度30度/secで最大努力にて行わせた。運動には等速性運動機器KINCOM (Kinematic Communicator 125 AP, Chattanooga, TN)を使用した。測定肢位は腹臥位とし、殿部および腰部をベルトで十分に固定した後、中等度の努力で10回の等速性膝屈曲運動を繰り返すことによりウォーミングアップを行わせた。ウォーミングアップ終了後約3分間休息し、測定を開始した。

C. 関節トルクおよび筋電図の記録・解析

等速性膝屈曲トルクは、パーソナルコンピューターに記録して、膝関節角度15度毎(0~15度, 15~30度, 30~45度, 45~60度, 60~75度, 75~90度, 90~105度, 105~120度)の最大値を求めた。

筋電図は前置増幅器(DPA-10A, ダイヤメデイカルシステム, 東京)で2倍に増幅した後、増幅器(BIOTOP 6R12, NEC三栄, 東京)を用いて200倍に増幅しデータレコーダ(RX-800, TEAC, 東京)に記録した。データレコーダに記録した筋電図は12 bit A/D変換ボード(AD12-16U (98) EH, Contec, 大阪)を使用し5000 Hzのサンプリング

周波数で A/D 変換を行いパーソナルコンピュータに取り込んだ。パーソナルコンピュータに記録した筋電図波形は、生体情報解析システム (BIMUTAS, キッセイコムテック, 松本) を使用して、10 Hz から 1000 Hz のバンドパスフィルタ処理を行った後¹⁷⁾、全波整流し、500 msec 毎(膝関節角度15度毎)の積分値(Integrated electromyogram: IEMG)を算出した。

D. データの信頼性の確認

測定データの信頼性を確認する目的で、全ての被験者を対象に、3ヶ月後に同一の運動課題を再度行った。膝屈曲トルクおよび筋電図の計測条件や、解析方法は1回目と2回目の測定で全く同じとした。また、1回目の測定から2回目の測定までの期間には日常生活以外に筋力トレーニング等の訓練を全く行わなかった。

E. 統計処理

膝関節屈曲トルクおよび IEMG は、各施行時の膝関節75度から90度の間に得られた値を基に正規化し(% MVC, Normalized IEMG: NIEMG)、各関節角度における平均値(mean)および標準誤差(standard error: SE)を算出した。統計処理には、運動施行時期と膝関節屈曲角度をそれぞれ要因とした二元配置分散分析(repeated-measures design two-way ANOVA)および Tukey's HSD post-hoc test を用い、有意水準を5%とした。

Ⅲ. 結 果

A. 膝屈曲トルクと膝関節角度との関係

1回目測定時の膝関節屈曲トルクは、膝関節が15度から30度屈曲位で $124.0 \pm 20.1\%$ と最も大きく、その後膝屈曲角度が増加するに伴い減少した。2回目測定時の膝関節屈曲トルクは、膝関節が30度から45度屈曲位で最も大きく $116.6 \pm 9.0\%$ であった。その後1回目の測定時と同様に、膝屈曲角度が増加するに伴い徐々に減少した(図2)。分散分析の結果、屈曲トルクは1回目と2回目の施行間で有意な差は認められず($F(1.9) = 0.56$, $p > 0.1$)、膝関節角度に影響されて変動すること

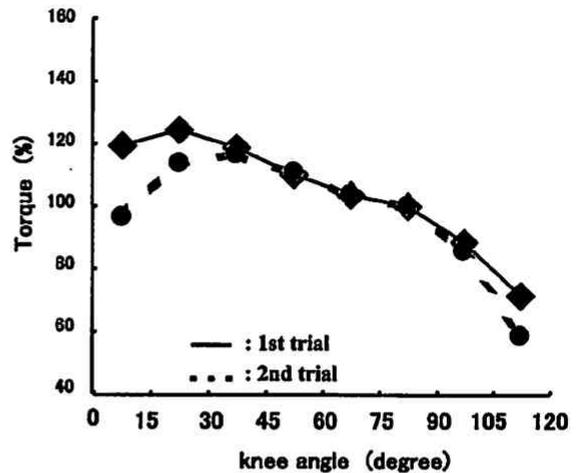


Fig. 2. Torque-Angle relationship during maximum isokinetic knee flexion in the prone position.

が示された($F(7.63) = 8.13$, $p < 0.01$)。事後検定の結果を表1-Aに示した。また、交互作用は認められなかった($F(7.63) = 0.52$, $p > 0.1$)。

B. ハムストリングスの EMG と膝関節角度との関係

1. 半腱様筋

1回目の測定時における半腱様筋の NIEMG は、膝関節屈曲角度が0度から105度まで増加するに伴い徐々に増加し、膝関節が90度から105度屈曲位で $112.1 \pm 10.6\%$ と最も高い値を示した。2回目の測定時においても同様の関係を示し、膝関節90度から105度屈曲位で NIEMG は最も高い値($110.0 \pm 6.5\%$)を示した(図3 A)。分散分析の結果、NIEMG の値は1回目と2回目の施行間で有意な差は認められず($F(1.9) = 0.01$, $p > 0.1$)、膝関節角度に影響されて変動することが示された($F(7.63) = 6.76$, $p < 0.01$)。事後検定の結果を表1-Bに示した。また、交互作用は認められなかった($F(7.63) = 0.38$, $p > 0.1$)。

2. 半膜様筋

1回目の測定時における半膜様筋の NIEMG は、膝関節屈曲角度が0度から105度まで増加するに伴い徐々に増加し、膝関節が90度から105度屈曲位で最も高い値($107.0 \pm 5.5\%$)を示した。2

Table 1. The differences in torque and NIEMG values between the knee angles. Statistical verification was done with a repeated measures design two-way ANOVA and Tukey's HSD post-hoc test.

A: Torque								
knee angle 0-	15-	30-	45-	60-	75-	90-	105-	105-
(degrees)	15	30	45	60	75	90	105	120
0-15	-	-	-	-	-	-	-	-
15-30	-	-	-	-	-	-	-	-
30-45	-	-	-	-	-	-	-	-
45-60	-	-	-	-	-	-	-	-
60-75	-	-	-	-	-	-	-	-
75-90	-	-	-	-	-	-	-	-
90-105		*	*					
105-120	**	**	**	**	**	**		-

B: Semitendinosus								
knee angle 0-	15-	30-	45-	60-	75-	90-	105-	105-
(degrees)	15	30	45	60	75	90	105	120
0-15	-	-	-	-	-	-	-	-
15-30	-	-	-	-	-	-	-	-
30-45	-	-	-	-	-	-	-	-
45-60	†							
60-75	*							
75-90	**	**						
90-105	**	**	*	†				
105-120	**							-

C: Semimembranosus								
knee angle 0-	15-	30-	45-	60-	75-	90-	105-	105-
(degrees)	15	30	45	60	75	90	105	120
0-15	-	-	-	-	-	-	-	-
15-30	-	-	-	-	-	-	-	-
30-45	-	-	-	-	-	-	-	-
45-60								
60-75	†							
75-90	**	*						
90-105	**	**	**	*				
105-120	†							-

D: Long head of biceps femoris								
knee angle 0-	15-	30-	45-	60-	75-	90-	105-	105-
(degrees)	15	30	45	60	75	90	105	120
0-15	-	-	-	-	-	-	-	-
15-30	-	-	-	-	-	-	-	-
30-45	-	-	-	-	-	-	-	-
45-60	-	-	-	-	-	-	-	-
60-75	-	-	-	-	-	-	-	-
75-90		*	*					
90-105	†	**	**	*				
105-120	**	**	**	**	**	†		-

E: Short head of biceps femoris								
knee angle 0-	15-	30-	45-	60-	75-	90-	105-	105-
(degrees)	15	30	45	60	75	90	105	120
0-15	-	-	-	-	-	-	-	-
15-30	-	-	-	-	-	-	-	-
30-45	**							
45-60	**	†						
60-75	**	*						
75-90	**	**	*					
90-105	**	**	*					
105-120	**	**						-

** : $p < 0.01$ * : $p < 0.05$ † : $p < 0.1$

回目の測定時も同様の関係を示し、膝関節が90度から105度屈曲位で最も高い値(112.7±11.4%)を示した(図3B)。分散分析の結果、NIEMGの値は1回目と2回目の施行間で有意な差は認められず($F(1.9) = 0.34$, $p > 0.1$)、膝関節角度に影響されて変動することが示された($F(7.63) = 6.56$, $p < 0.01$)。事後検定の結果を表1—Cに示した。また、交互作用は認められなかった($F(7.63) = 0.09$, $p > 0.1$)。

3. 大腿二頭筋長頭

1回目の測定時における大腿二頭筋長頭のNIEMGは、膝関節屈曲角度が15度から30度で最も高く130.9±9.1%を示した。その後、膝屈曲角度が増加するに伴いNIEMGは減少した。2回目の測定時におけるNIEMGも同様の関係を示し、膝関節が15度から30度屈曲位で最も高い値(144.4±27.8%)を示した(図3C)。分散分析の結果、NIEMGの値は1回目と2回目の施行間で有意な差は認められず($F(1.9) = 0.13$, $p > 0.1$)、膝関節角度に影響されて変動することが示された($F(7.63) = 9.67$, $p < 0.01$)。事後検定の結果を表1—Dに示した。また、交互作用は認められなかった($F(7.63) = 0.14$, $p > 0.1$)。

4. 大腿二頭筋短頭

1回目の測定時における大腿二頭筋短頭のNIEMGは、半腱様筋・半膜様筋と同様に膝関節屈曲角度が0度から105度まで増加するに伴い徐々に増加し、膝関節が90度から105度屈曲位で102.2±4.1%と最も高い値を示した。2回目の測定時も同様の関係を示し、膝関節90度から105度屈曲位でNIEMGは最も高い値(100.4±3.36%)を示した(図3D)。分散分析の結果、NIEMGの値は1回目と2回目の施行間で有意な差は認められず($F(1.9) = 4.84$, $p > 0.1$)、膝関節角度に影響されて変動することが示された($F(7.63) = 17.07$, $p < 0.01$)。事後検定の結果を表1—Eに示した。また、交互作用は認められなかった($F(7.63) = 0.56$, $p > 0.1$)。

IV. 考 察

骨格筋の長さ発揮張力との関係については古

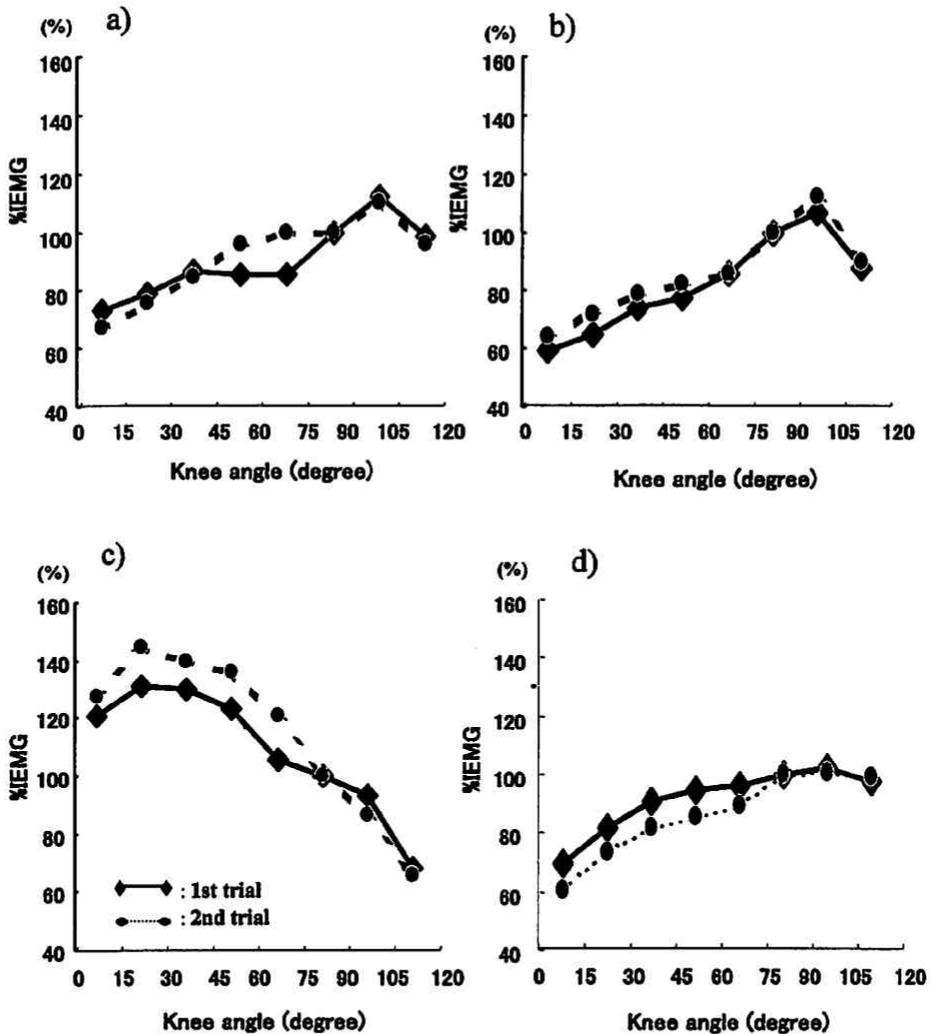


Fig. 3. EMG-angle relationships during maximum isokinetic knee flexion.

a) Semitendinosus, b) Semimembranosus, c) Long head of biceps femoris, d) Short head of biceps femoris

くから報告されており¹⁻⁶⁾, Gordon ら¹⁾は, 1966年にカエルから単一筋線維を取り出し, 筋節長と発揮張力との関係を明らかにし, 筋節長が2.0から2.25 μm の時に発揮張力は最大になると述べている. その後, Walker ら¹⁸⁾は, ミオシンから構成される太いフィラメントは動物種間で一定であるが, アクチン, トロポニンおよびトロポミオシンからなる細いフィラメントは動物種間で異なることを発見し, ヒトにおいては2.9 μm 付近の筋節長の時に最も発揮張力が大きくなることを報

告している. Lieber ら¹⁹⁾はカエルの半腱様筋の筋長と膝関節トルクとの関係を解析し, 発揮トルクは筋長だけに影響されるのではなく, 筋のモーメントアームも考慮する必要があると述べている. しかしその後, 彼らはモーメントアームの影響は少ないと報告している²⁰⁾. 本実験で得られた膝関節屈曲トルクは, 3ヶ月の期間をあけた2回の求心性運動において, 膝関節屈曲角度が15度から45度で最も強く, その後屈曲角度の増加に伴い発揮トルクは減少した. 膝関節屈曲運動に作用

Table 2. Morphology of hamstring muscles.

	S.T.	S.M.	B.F. long	B.F. short
bi/mono-articular	Bi-	Bi-	Bi-	Mono-
knee rotator	internal	internal	external	external
nerve supply	tibial N.	tibial N.	tibial N.	peroneal N.
muscle weight(g)*	76.9	107.5	128.4	—
muscle volume(cm ³)**	260.1	291.9	241.4	118.1
PCSA ^{†††} (cm ²)**	16.2	44.0	29.8	7.9
pinnation angle(°)*	5	15	0	23.3
fiber length(mm)*.***	155.6	63.3	80.2	130.3
% type I fibers [†]	-	-	66.9	-
sarcomere length	-	-	-	-
moment arm (cm)	0→7	2.5→1		1.5→3
during flexion ^{††}				

* : Wickiewicz TL, et al. (1983), ** : AKima H, et al. (1995), *** : Friederich JA, et al. (1990), [†] : Johnson, et al. (1973), ^{††} : Herzog W, et al. (1993), ^{†††} : Physiological cross sectional area : PCSA, S. T. : Semitendinosus, S. M. : Semimembranosus, B. F. long : Long head of biceps femoris, B. F. short : Short head of biceps femoris.

するハムストリングスのモーメントアームは膝屈曲角度が増加するに伴い一定であるかもしくは増加することが報告されている^{21,22}。このことから、本実験で得られた膝関節屈曲トルクもモーメントアームに強く影響されなかったと推測でき、Lieberら²⁰の報告と一致する。また、人を対象とした膝屈曲運動時の関節角度とトルクとの関係については、年齢による比較や、性差の比較、膝伸展トルクとの比較、等尺性収縮と等張性収縮との比較などの報告がある²³⁻²⁷。これらの報告では、膝関節が15度から49度屈曲位の間で膝屈曲発揮トルクが最大となり、その後膝関節屈曲角度の増加に伴い減少することが報告されている。本研究において、1回目の測定時には膝屈曲トルクは膝関節15度から30度屈曲位で最も高く、2回目の測定時は30度屈曲位から45度屈曲位で最も高く、その後膝関節屈曲角度の増加とともに減少し、先行文献²³⁻²⁷と一致するものであった。

随意運動時における発揮トルクと関節角度との関係は数多く報告されているが²³⁻³⁰、関節角度

と筋活動との関係を報告しているものは少ない⁷⁻¹⁰。Vigreuxら⁹やLeedhamら¹⁰は関節角度が変化しても筋活動は常に一定であることを報告しており、Heckathorneら⁷やSoderbergら⁸は関節角度の変化に伴い筋活動は変動すると報告している。しかし、Heckathorne⁷やSoderbergら⁸は、最大下の収縮状態において一定張力を維持したときの筋活動を解析しており、一定張力を保持するときには最も張力を発揮しやすい角度で筋活動が少ないのは当然のことである。本実験では、3ヶ月の期間をあけた2回の最大随意運動において、膝関節角度変化に伴い主動作筋であるハムストリングス4筋の筋活動が有意に変化し、しかも全ての筋において1回目と2回目の測定で同様の傾向を示した。このことは、人を対象として随意運動時における発揮トルクと関節角度との関係を解析するとき、運動が最大努力で遂行されていても、単一筋線維の筋節長と張力との関係で示されるような機械的な要因¹⁾やモーメントアームの影響¹⁹⁾だけでなく、神経系の影響による主動

作筋の活動状態(運動単位の動員と発火)も考慮しなければならないことを示していると考えられる。

次に、大腿二頭筋長頭と他の3筋における筋活動と膝関節角度との関係に違いが見られた理由について考える。筋を形態学的側面よりみて、その活動や収縮張力に影響を及ぼす要因としては、筋容積、筋生理学的断面積、筋線維長、羽状角、筋線維組成、解剖学的肢位での筋節長、モーメントアームなどがある。また、ハムストリングスは単関節筋と二関節筋、脛骨内旋筋と外旋筋に分類することもできる。ハムストリングス4筋の形態学的特徴を表2に示した³¹⁻³⁴⁾。これらのうち、膝関節角度の変化に影響され、しかも大腿二頭筋長頭と半腱様筋・半膜様筋・大腿二頭筋短頭とが異なる特徴を示す可能性があるのは一定肢位での筋節長である。1984年にHerringら³⁵⁾は、至適筋節長の時運動単位は最も活動しやすいのではないかと仮説をたてている。これらのことから、本実験でのIEMGの変動は、筋節長に依存したものであると推測でき、解剖学的肢位での筋節長が大腿二頭筋長頭と他の3筋と異なっているのではないかと考えられる。すなわち、大腿二頭筋長頭は膝関節15度から45度付近で最も至適な筋節長となり、他の3筋は膝関節90度付近で最も至適な筋節長を示すのではないかと推測できる。しかし、人のハムストリングス4筋の一定肢位での筋節長は明確にされていない。しかも、より中枢レベルでの要因が関与している可能性もあり³⁶⁾、本実験からではその原因を明確にすることはできず今後の研究課題としたい。

V. 要 約

本研究の目的は、等速性最大膝屈曲運動時におけるハムストリングス4筋の筋活動と膝関節角度との関係を明らかにすることであった。対象は健康男性10名であった。運動課題は角速度30度/secの等速性最大膝屈曲運動とし、膝関節0度から120度屈曲位の範囲を行わせた。筋電図は半腱様筋、半膜様筋、大腿二頭筋長頭および大腿二頭筋短頭の4筋を対象として、双極性ワイヤー電極を用い

て導出し、さらに膝関節15度毎の筋電図積分値を求めた。また、同一内容の実験を3ヶ月の期間をあけて同じ被験者に再度行うことにより得られた結果の信頼性を確認した。その結果、膝関節屈曲トルクは15度から45度屈曲位で最も大きかった。半腱様筋、半膜様筋および大腿二頭筋短頭の筋電図積分値は、2回の測定とも膝関節屈曲角度の増大と共に増加し、膝関節90度から105度屈曲位で最も大きな値を示した。一方、大腿二頭筋長頭の筋電図積分値は、2回の測定とも膝関節15度から30度屈曲位で最も高い値を示し、その後、膝関節屈曲角度の増大と共に減少した。これらのことは、最大随意運動中の主動作筋の筋活動は、関節角度に影響されて変化することを示しており、随意運動中の発揮トルクは、たとえ最大運動時であっても筋節長やモーメントアームの影響だけでなく、主動作筋の活動状態(運動単位の発火および動員)、すなわち神経系の要因に影響されていることを示唆していると考えられた。

(受理日 平成11年5月17日)

文 献

- 1) Gordon, AM., Huxley, AF. and Julian, FJ. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol.*, (1966), **184**, 170-192.
- 2) Edman, KA. The relation between sarcomere length and active tension in isolated semitendinosus fibres of the frog. *J Physiol.*, (1966), **183**, 407-417.
- 3) Hellam, DC. and Podolsky, RJ. Force measurements in skinned muscle fibres. *J. Physiol.*, (1969), **200**, 807-819.
- 4) Schoenberg, M. and Podolsky, RJ. Length-force relation of calcium activated muscle fibers. *Science*, (1972), **176**, 52-54.
- 5) ter Keurs, HEDJ., Iwazumi, T. and Pollack, GH. The sarcomere length-tension relation in skeletal muscle. *J. Gen Physiol.*, (1978), **72**, 565-592.
- 6) Fabiato, A. and Fabiato, F. Myofilament-generated tension oscillations during partial calcium activation and activation dependence of the sarcomere length-tension relation of skinned cardiac cells. *J. Gen Physiol.*, (1978), **72**, 667-699.
- 7) Heckathorne, CW. and Childress, DS. Relationships of the surface electromyogram to the force, length, velocity and contraction rate of the cineplastic human biceps. *Am. J. Phys. Med.*, (1981), **60**, 1-19.
- 8) Sodeberg, BL. and Cook, TM. Electromyography in

- biomechanics. *Phys. Therapy*, (1984), **64**, 1813-1820.
- 9) Vigreux, B., Conockaert, J.C. and Pertuzon, E. Factors influencing quantified surface EMGs. *Eur. J. Appl. Physiol.*, (1979), **41**, 119-129.
 - 10) Leedham, J.S. and Dowling, J.J. Force-length, torque-angle and EMG-joint angle relationships of the human in vivo biceps brachii. *Eur. J. Appl. Physiol.*, (1995), **70**, 421-426.
 - 11) Basmajian, J.B. and Stecko, G. A new bipolar electrode for electromyography. *J. Appl. Physiol.*, (1962), **17**, 849.
 - 12) Onishi, H., Matsumura, Y., Akasaka, K., Momose, K., Ihashi, K., Yagi, R. and Handa, Y. Characteristic of Integrated EMG of the Vastus Lateralis Detected by Multiple Bipolar Wire Electrode. *Proc. of the 7th Korea-Japan FES Symposium*, (1996), **7**, 5.
 - 13) 池田知純, 大西秀明, 八木了, 小野武也, 大山峰生, 伊橋光二, 半田康延, 双極ワイヤー電極による筋電図導出法の検討—電極間距離および導出面積が筋電図へ及ぼす影響—, 第1回日本電気生理運動学会抄録集, (1997), **1**, 28.
 - 14) 池田知純, 大西秀明・他: 双極ワイヤー電極による筋電図導出法の検討—電極間固定の有無が筋電図へ及ぼす影響—. 第6回日本FES研究会予稿集, (1997), **6**, 24.
 - 15) Delagi, E.F. and Perotto, A. *Anatomic guide for the electromyographer*, Charles C Thomas, Illinois, (1981).
 - 16) 大西秀明, 池田知純, 八木了, 赤坂清和, 大山峰生, 百瀬公人, 伊橋光二, 半田康延, 最大等尺性膝屈曲運動時のハムストリングスの筋活動について, *理学療法学*, (1999), **26**, 62-67.
 - 17) Basmajian, J.V. and De Luca, C.J. *Muscle Alive*, 5th Ed., Williams & Wilkins, Baltimore, (1985)
 - 18) Walker, S.M. and Schrodt GR. I segment length and thin filament period in skeletal muscle fibers of the plesus monkey and the human. *Anat. Rec.*, (1973), **178**, 63-82.
 - 19) Lieber, R.L. and Boakes, J.L. Sarcomere length and joint kinematics during torque production in frog hindlimb. *Am J Physiol.*, (1988), **254**, C759-C768.
 - 20) Lieber, R.L. and Boakes, J.L. Muscle force and moment arm contributions to torque production in frog hindlimb. *Am. J. Physiol.*, (1988), **254**, C769-C772.
 - 21) Spoor, C.W. and Leeuwen, J.L. Knee muscle moment arms from MRI and from tendon travel. *J. Biomechanics*, (1992), **25**, 201-206.
 - 22) Herzog, W. and Read, L.J. Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. *J. Anat.*, (1993), **182**, 213-230.
 - 23) Kannus, K. and Beynonn, B. Peak torque occurrence in the range of motion during isokinetic extension and flexion of the knee. *Int. J. Sports Med.*, (1993), **14**, 422-426.
 - 24) Yoon, T.S., Park, D.S., Kang, S.W., Chun, S. and Shin, J.S. Isometric and isokinetic torque curves at the knee joint. *Yonsei medical journal*, (1991), **32**, 33-43.
 - 25) Goslin, B.R. and Charteris, J. Isokinetic dynamometry: Normative data for clinical use in lower extremity (knee) cases. *Scand. J. Rehab. Med.*, (1979), **11**, 105-109.
 - 26) Borges, O. Isometric and isokinetic knee extension and flexion torque in men and women aged 20-70. *Scand. J. Rehab. Med.*, (1989), **21**, 45-53.
 - 27) Lord, J.P., Aitkens, S.G., McCrory, M.A. and Bernauer, E.M. Isometric and isokinetic measurement of hamstring and quadriceps strength. *Arch. Phys. Med. Rehab.*, (1992), **73**, 324-330.
 - 28) Onishi, H., Ikeda, T., Yagi, R., Akasaka, K., Momose, K., Ihashi, K. and Handa, Y. EMG activities of the popliteus and hamstring muscles during maximum isokinetic knee flexion. *Proc. of 12th Int. Society of Electrophysiology and Kinesiology*, (1998), **12**, 40-41.
 - 29) Herzog, W. and ter Keurs, HEDJ. Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles. *Eur. J. Physiol.*, (1988), **411**, 642-647.
 - 30) Herzog, W. and ter Keurs, HEDJ. A method for the determination of the force-length relation of selected in-vivo human skeletal muscles. *Eur. J. Physiol.*, (1988), **411**, 637-641.
 - 31) Wickiewicz, T.L., Roy, R.R., Powell, P.L. and Edgerton, V.R. Muscle architecture of the human lower limb. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (1983), **179**, 275-283.
 - 32) Friederich, J.A. and Brand, R.A. Muscle fiber architecture in the human lower limb. *J. Biomechanics*, (1990), **23**, 91-95.
 - 33) 秋間 広, 久野譜也, MRIによるヒトの膝伸筋・膝屈筋における形態的特徴および生理学的断面積当たりの筋張力, *体力科学*, (1995), **44**, 267-278.
 - 34) Johnson, M.A., Weightman, J.P.D. and Appleton D. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles an autopsy study. *J. Neurol. Science*, (1973), **18**, 111-129.
 - 35) Herring, S.W., Grimm, A.F. and Grimm, B.R. Regulation of sarcomere number in skeletal muscle: A comparison of hypotheses. *Muscle and Nerve*, (1984), **7**, 161-173.
 - 36) 森 茂美, 運動の階層性制御, 運動制御と運動学習, 協同医書出版社, 東京, (1997), 23-47