

大腿部を跨ぐ単関節・二関節筋の筋活動様相

林 恭輔*・武重雅則*・佐藤孝之*・大石健二*・西山哲成*

(2002年10月25日受付, 2003年1月27日受理)

EMG Activity Patterns of Mono- and Bi-articular Muscles of the Thigh

Kyosuke HAYASHI, Masanori TAKESHIGE, Takayuki SATO,
Kenji OHISHI and Tetsunari NISHIYAMA

The aim of this study is to examine relative muscle activity changes of mono- and bi-articular muscles of the thigh under simultaneous development of isometric torque at the hip and knee joints. The hip and knee joints of the subjects were fixed at 90° and 120° respectively in prone position. The wires with load cell were attached to the thigh and the shank. The subjects developed the predetermined torque, monitoring tension of wires on the monitor by themselves. Both of the direction (flexion and extension) and the magnitude of the knee joint torque were changed, while the magnitude of the hip extension torque was varied. EMGs were recorded from biceps femoris (BFL) and rectus femoris (RF) which were bi-articular muscles, and gluteus maximus (GM) and vastus lateralis (VL) which were mono-articular muscles. The following results were obtained; 1) EMGs of GM and BFL changed remarkably as the magnitude and the direction of the knee joint torque changed, although the hip joint torque did not change, 2) EMGs of RF and VL, which were knee extensors, were clearly different and 3) There was a correlation between the difference of hip and knee joint torque and the difference of muscle activity of BFL and RF. These findings have implication on the reciprocal activity of bi-articular muscles. It is suggested that bi-articular muscles have a role to control simultaneous torque development at the adjusted two joints, and mono-articular muscles will then supply the remaining torque.

Key words: Bi-articular muscle, IEMG, Hip joint torque, Knee joint torque

キーワード: 二関節筋, 積分筋電図, 股関節トルク, 膝関節トルク

緒 言

身体運動を起こす筋はその作用によって伸筋・屈筋といった分類がなされてきた。一方、筋には関節を跨ぐ数の違いによって一関節筋や二関節筋が存在する。二関節筋は一方の関節で伸展に作用し、また他方の関節で屈曲に作用するため、身体外部からみた動きの記述に対応させた分類ではその作用を説明することが困難となる。多関節連鎖系である身体は、常に多関節運動を行っており、たとえ単関節動作を課したとしてもその運動遂行のために他の関節

を固定する等尺性の筋力発揮が求められると考えられる。したがって、静的条件下での筋力測定においてもまた二関節筋の関与する複数の関節トルクを考慮していく必要があると思われる。

二関節筋に関する研究では、二関節筋の跨ぐ一方の関節だけの関節角度を意図的に操作し（二関節筋のみの長さを変化させ）、トルク発揮やEMG活動の変化を調べることによってその機能を抽出しようとする試みがなされてきている^{1, 5, 6)}。一方、Yamashita¹²⁾は膝関節と股関節に対して条件負荷法を用

* 日本体育大学身体動作学研究室

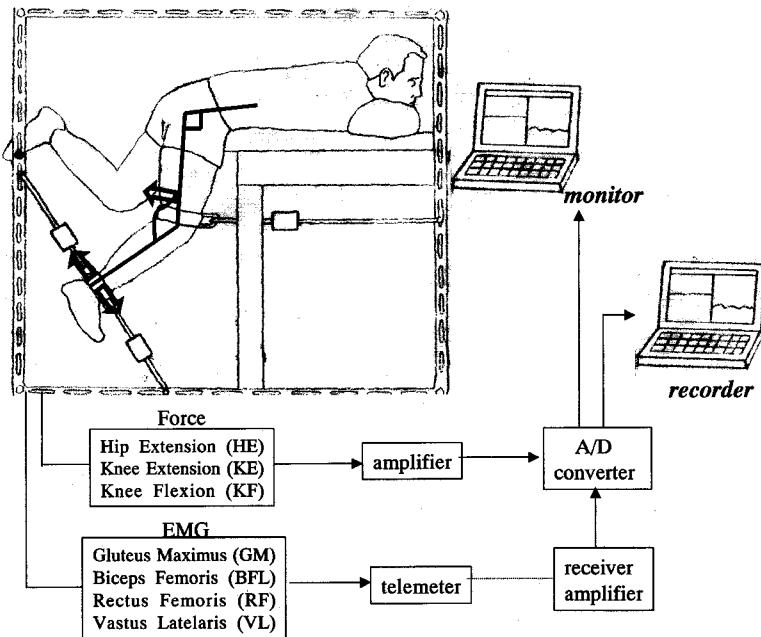


Fig. 1. The scheme of experimental set-up.

い、股関節トルクを一定にした状態でも膝関節伸展方向に 20% MVC の負荷を加えたときに二関節筋の EMG 活動が変化することを報告した。近年では、単・二関節筋の機能的相互関係についての報告がみられるようになった。そこでは、二関節筋が力の方向づけに関与し、単関節筋とは異なる独特な振舞を示すことが明らかになってきている^{3,9}。

我々はまず股・膝関節に対して条件負荷法を用いて二関節筋の活動変化を捉えようと考えた。二関節筋の活動が隣接する一方の関節トルクによって変化するならば、他方の関節トルクが一定であっても身体内部での筋の貢献の割合が変化すると思われる。すなわち、単関節筋もまた隣接する関節トルクの影響を受けるのではないかと考えた。それゆえ、本研究では静的な股関節伸展トルクに対して膝関節トルクの発揮の方向と大きさを意図的に変化させたときの大腿部を走行する単・二関節筋の活動変化からその相互関係を調べることを目的とした。

方 法

被検者は Fig. 1 に示した測定台の上で静的股関節伸展と同時に膝関節屈曲または伸展を行った。姿勢は腹臥位で股関節角度 90°、膝関節角度 120° に固定した。右脚大腿部は垂下させ、左脚は体幹と同

じ高さにあるフレームに足関節をかけた。股・膝関節の固定は、大腿部（股関節から 37 cm）と下腿部（膝関節から 35 cm）にワイヤーの付いたバンドを巻き、ワイヤーの端を測定台の周りに組んだステンレスの枠につないで固定した。ワイヤーは大腿および下腿部に対して直角になるように張り、ワイヤー間には力量計をつないで張力を測定した。被検者にはあらかじめ指示した股・膝関節トルクを同時に発揮させた。股関節伸展トルクは 11, 33, 55 Nm (張力は 3, 9, 15 kgf), 膝関節伸展・屈曲トルクはそれぞれ 7, 20 Nm (張力は 2, 6 kgf) の出力目標を設定した。被検者はリアルタイムでモニタ確認しながらトルクを調節した。実験に先立ち、あらかじめ設定したトルク発揮ができるよう繰り返し練習した後に測定を行った。股関節と膝関節トルク出力を組み合わせた計 12 試技が行われ、各 3 秒以上の持続を求めた。

各試技中の筋活動は表面電極誘導法によって導出した。対象とした筋は大殿筋 (GM), 大腿直筋 (RF), 大腿二頭筋長頭 (BFL) および外側広筋 (VL) である。用いた電極は直径が 5 mm で、電極間距離を 3 cm として筋線維方向に平行に貼付した。EMG 信号は生体アンプ (WEB500, 日本光電(株)製) を用いて増幅し 1,000 Hz で記録した。各筋で得られた

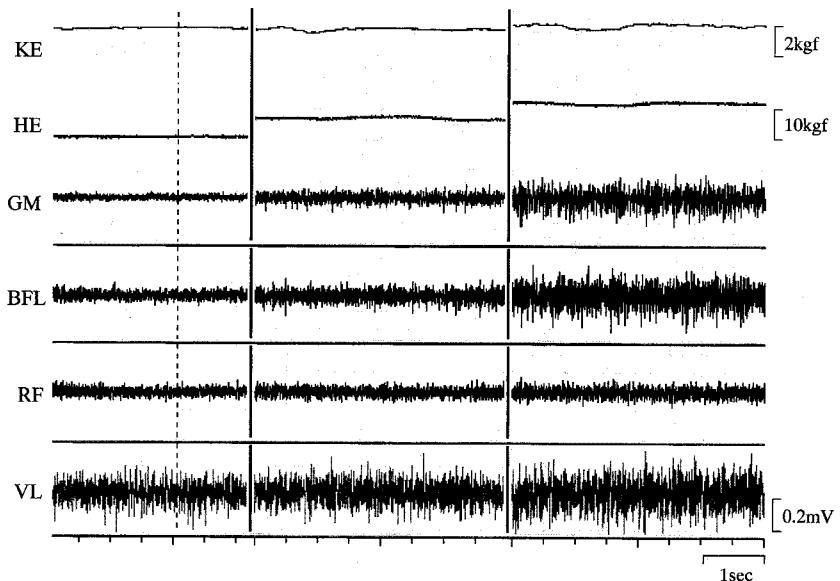


Fig. 2. Typical raw data from one subject; three sections represent the each record as the hip extension torque is made to change at 11, 33 and 55 Nm, while the knee extension torque is maintained at 7 Nm.

Table 1. The measurement values for the target values of torque exertion

		Knee extension				Knee flexion			
		7 Nm (target)		20 Nm (target)		7 Nm (target)		20 Nm (target)	
		Hip extension torque (Nm)	Knee extension torque (Nm)	Hip extension torque (Nm)	Knee extension torque (Nm)	Hip extension torque (Nm)	Knee flexion torque (Nm)	Hip extension torque (Nm)	Knee flexion torque (Nm)
Hip extension	55 Nm (target)	53.3±1.70	6.6±0.95	54.9±1.35	19.6±1.53	54.6±2.30	5.8±1.04	54.4±2.03	20.2±1.60
	33 Nm (target)	32.8±2.51	7.3±0.95	31.7±2.25	19.9±0.81	32.3±1.68	6.5±1.15	31.6±1.10	19.7±1.32
	11 Nm (target)	10.8±1.34	6.1±0.76	11.7±1.24	18.9±1.10	10.9±1.42	5.9±1.29	11.2±1.21	19.2±1.47

EMG は全波整流したのちに 1 秒間隔で積分し¹⁰⁾、各筋の最大筋放電量を基準 (100%) に標準化した。

統計処理は、膝関節トルク出力変化に伴う各筋の EMG 出力変化を調べるために分散分析の後、Tukey's test にて比較検定を行った。

本研究には 6 名 (男性、身長 175±4.3 cm、体重 72±8.8 kg、年齢 26±3.2 歳) の被検者が実験内容を了承した上で参加した。

結 果

指示を与えたトルク発揮の目標値に対して実際に発揮したトルクの値は Table 1 に示した。股関節および膝関節による 3 秒間のトルク発揮中の出力が平均値と標準偏差で示してある。実験ではほぼ目標値に近い出力が得られており、意図したトルクの調節ができていたことがわかった。また、トルク発揮中のワイヤー張力と筋電図波形を Fig. 2 に示した。膝関節伸展トルクを 7 Nm に維持しながら股関

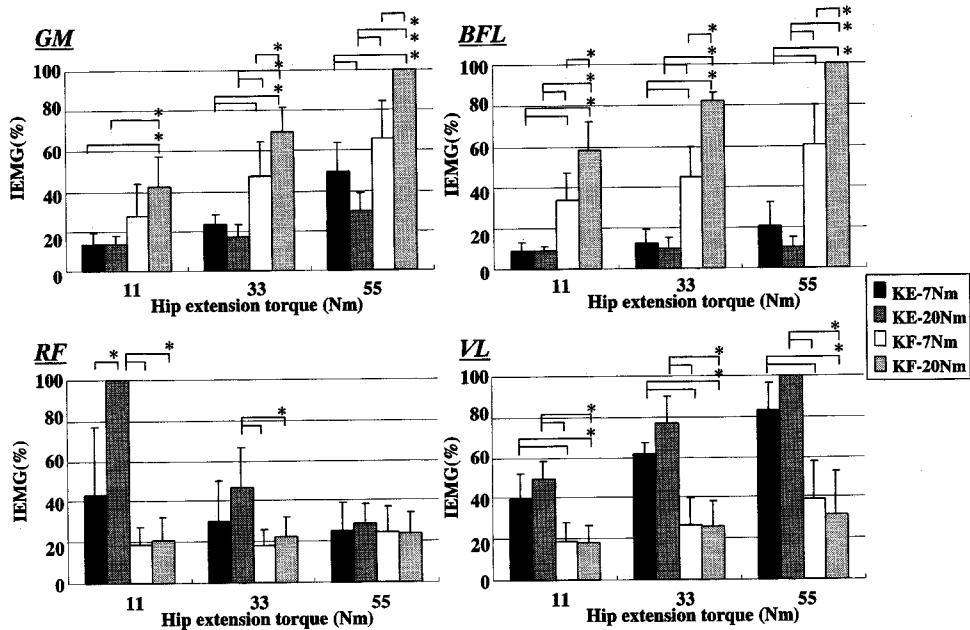


Fig. 3. The change of the activity of the muscles with three hip and four knee joint torques. The statistical analysis was carried out for the difference with the knee joint torque ($p < 0.05$).

節伸展トルクを 11 Nm (左端), 33 Nm, 55 Nm に変えたときのものである。各条件で記録した約 3 秒間にわたる張力および筋活動は一定に維持されており、またすべての被検者にも同様の結果が観察された。

Fig. 3 には各筋ごとの相対的筋放電量の変化を示した。各図は股関節伸展トルク発揮水準が同一の条件のものをまとめ、膝関節の出力の大きさと方向を変化させたときの筋放電量変化を示した。図中の値は標準化した筋放電量の平均値と標準偏差である。GM と BFL には類似した変化が観察された。これまでの報告に従って股関節伸展トルクの増加に伴って筋放電量の増加が見られたが、膝関節トルク発揮の方向と大きさによってそれぞれの筋放電量は異なっていた。股関節トルク発揮に変化がなくても膝関節が屈曲トルクを発揮しているときに筋放電量は増大し、膝関節の屈曲トルクの減少と伸展トルクの増大に伴い筋放電量は減少した。結果として筋活動が最も大きく現れるのは膝関節屈曲が大きくなったときであり、逆に最も小さくなるのは膝関節伸展が小さくなったときであった。また BFL の放電量の変化は、大殿筋の結果に類似するとはいえ、膝関

節が伸展トルクを発揮しているときにはより筋放電量が少なくなる傾向にあった。次に、BFL の拮抗筋である RF は膝関節伸展トルクが発揮されているときに股関節伸展トルクの減少によって筋放電量は増加する傾向にあった。また、股関節で小さなトルクを発揮しながら膝関節伸展トルクを発揮しているときに有意に筋放電量が増大した。VL は膝関節の伸展筋であるが他の筋との活動様相変化と比較するため股関節伸展トルクに対する筋放電量変化の関係を示した。膝関節トルクが伸展方向に発揮されているときに筋放電量は有意に増加した。

考 察

筋放電量と筋力の関係

表面筋電図は運動単位の発火頻度と動員数の集合としてとらえられる。Lippold 以来、筋の放電量 (IEMG) と等尺性筋力の関係について多くの研究が行われてきている^{2, 4, 7, 13)}。筋活動は力の発揮が大きくなるにつれて直線的関係から指數関数的関係に変化するともいわれている^{8, 13)}。表面筋電図法においては他の筋からの干渉波がより多く入ってくることがその要因の 1 つとなると思われる。そのため、

我々は小さな力発揮レベルを要求した。しかしながら、絶対値による条件を設定したため、筋力の低い被検者にとっては筋への負担が大きくなり、その結果として相対的に筋活動量を評価したにもかかわらず筋力発揮の増加に伴い個人間の差が大きくなつたと思われる。

二関節筋は複数の関節の影響を受けることから隣接する関節の条件を一定にしなければEMGとトルクの関係が正確に示されなくなる可能性がある。山下¹¹⁾によると、股関節伸展と同時に膝関節伸展に負荷をかけることによって大腿部二関節筋の放電量が著しく変化するという。本研究において、股関節トルクが一定の力発揮であったにもかかわらず膝関節トルクの発揮条件によって単・二関節筋の筋活動変化が生じた。このことは、股関節トルクとIEMGの関係にもまた変化を生じさせたといえる。

膝関節トルク変化が筋活動に及ぼす影響

我々の実験の主要な知見は膝関節トルクの発揮様式変化によって大殿筋と大腿二頭筋の筋活動量が変化したことである(Fig. 3上段)。大殿筋は股関節伸展の単関節筋であり、大腿二頭筋は股関節伸展・膝関節屈曲に関与する筋である。この2つの筋はともに膝関節のトルクの大きさと方向の影響を受けて変化した。この所見は単関節筋もまた隣接する関節の発揮トルクの影響を受けるということを示す。股関節伸展トルク発揮は同じ条件であっても膝関節トルクの大きさや方向を操作したときには、二関節筋(BFL)のみの活動が変化するのではなく同時に単関節筋の活動も変化する。二関節筋の跨ぐ一方の関節条件(角度やトルク)を変化させることによって他方の関節に現れる出力変化は二関節筋の機能の影響と単純に解釈されがちである。しかしながら、本所見からはその変化分が必ずしも二関節筋のみの力発揮の変化分を反映しているものではないといえる。このことは膝関節伸展筋である外側広筋が股関節トルクの増加に伴って活動量を増加させている傾向にあることからも理解できる(Fig. 3右下段)。

ハムストリングスは股関節伸展と膝関節屈曲に同時に関与する二関節筋である。本研究において、膝関節屈曲トルクを発揮したときには膝関節屈曲と股関節伸展の単関節筋がそれぞれに力を発揮するよりもこの筋の活動を高める方が合理的であると思われる。またその結果として、股関節の単関節筋(GM)

の活動を軽減させることができると思われる。しかしながら、この予測に反して股関節は同じトルク発揮条件であっても、膝関節屈曲トルク発揮に伴う大腿二頭筋の活動量増大とともに大殿筋もまた活動量を増加させる結果となった。

股関節伸展トルク発揮の大きさが一定の状態でも膝関節トルク発揮を屈曲から伸展方向に変えることによって、大殿筋と大腿二頭筋の活動量は減少し、大腿部前面の大腿直筋と外側広筋の活動量は増加した。大腿直筋の活動の変化は膝関節屈曲から伸展へ大きくトルクを変化させたときにのみ有意な筋活動変化が観察された。また、膝関節伸展方向のトルクが発揮されているときには、股関節伸展トルクの増加に伴って外側広筋は筋活動を増加させ、大腿直筋はその活動を減少させるという異なる様相を示した。膝関節のトルク発揮は力学的に大腿部と下腿部に回転力を加える。つまり膝関節伸展トルクによって下腿が反時計回りで回転すれば、大腿はその逆に時計回りとなって股関節伸展トルクを生み出すことになる。本研究の結果でも膝関節伸展筋群の活動によって膝関節伸展と股関節伸展のトルクが現れるため、膝関節伸展時には股関節伸展筋群の活動が小さくなつたと推察される。代わりに大腿直筋や外側広筋の大きな活動が観察され、これらの筋で股・膝関節トルクの調節が行われていたと考えられる。それは膝関節伸展に随伴して生ずる股関節伸展トルクが目標とする股関節トルクより大きいときには大腿直筋の活動が増加する。大腿直筋は股関節屈曲と膝関節伸展に働くので、膝関節伸展トルクを生み出しながら、股関節伸展トルクの目標値より上回って現れる股関節伸展トルクを打ち消す。逆に膝関節伸展に随伴して現れる股関節伸展トルクが目標とするトルク値より小さいときには、大腿直筋の活動は小さくなり代わりに股関節伸展筋群によって足りないトルクを発揮して補っていると考えられる。このとき、大腿直筋で膝関節トルクを発揮すると股関節伸展トルク発揮に拮抗して妨げとなるため、膝関節伸展トルクに対する大腿直筋の貢献度が低下し、代わって外側広筋の貢献度が増加する。したがって、膝関節伸展トルクの出力が同じであっても、股関節伸展トルクが大きくなるにつれて大腿直筋の活動量は減少し、逆に外側広筋の活動量が増加したと思われる。

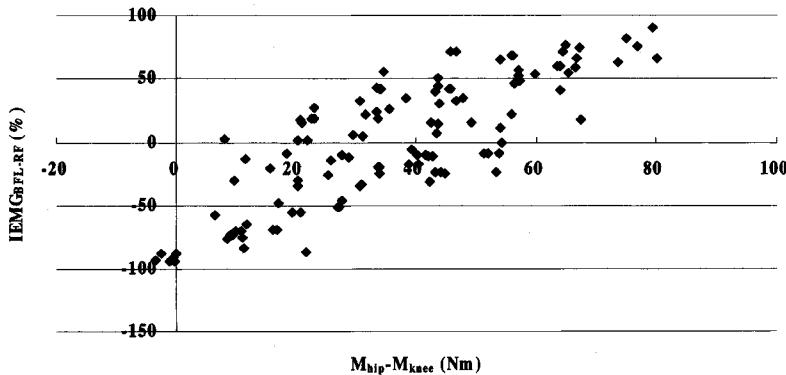


Fig. 4. The difference of muscle activation between biceps femoris (BFL) and rectus femoris (RF) as a function of the difference of moment between hip (M_{hip}) and knee (M_{knee}) joint. The plots represent all individual data. Extension torque is defined as a positive value.

二関節筋の協調活動

二関節筋の活動と関与する関節トルクとの関係を Fig. 4 に示した。股・膝関節の伸展トルクを正として、また膝関節屈曲トルクを負として両者の関係をみると、股関節-膝関節トルクと大腿二頭筋-大腿直筋 %EMG の間に高い相関 ($r=0.804, p<0.001$) が認められた。このことは股関節と膝関節トルクに対して拮抗二関節筋が協調(相反)的に働いていることを意味する。しかし、この数値は他の報告^{3, 9)}に見られるような高い相関ではないため、被検者もしくは条件によって両関節のトルクの調節に二関節筋が主導的に働いていなかったと思われる。とりわけ、大腿直筋の活動変化については被検者間でかなりのばらつきがあり、トルクに関係なく拮抗する二関節筋の共収縮があったと思われる。

拮抗する二関節筋はその筋の跨ぐ複数の関節トルクを相反的に調節する一方で単関節筋は一定の関節トルクを維持するために二関節筋の活動に合わせてその活動を変化させたと思われる。しかしながら、我々の解釈では、単・二関節筋の機能は異なっていたとしても同一機能群の中では関節トルクに対する筋の貢献は相対的に同じであるという仮定のもとに、大腿部を跨ぐ 4 つの筋を代表としてその活動変化を調べたにすぎない。本研究では股関節の屈曲と膝関節屈曲に関与する単関節筋の筋活動を記録できなかった。したがって単関節筋の活動変化はそうした筋群の共収縮によって顕著に現れたかもしれない。単・二関節筋の協調作用を説明するにはさらなる詳細なデータが必要とされる。

ま と め

本研究では股関節伸展トルクに対して膝関節トルク発揮の方向と大きさを変化させたときの大腿部の筋活動変化を調べた。その結果、1) 膝関節トルク発揮の条件のみを変えたにもかかわらず二関節筋とともに股関節単関節筋の活動変化が観察された。2) 股関節トルクと膝関節トルクの差と大腿二頭筋と大腿直筋の活動の差の間に相関が見られた。このことは、二関節筋が主導となって股関節と膝関節のトルクを調節し、単関節筋はそれに合わせて必要なトルクを発揮していると考えられる。トルクと筋活動の関係について複数の関節のトルク発揮条件を考慮することの重要性を示すことができた。筋力測定や筋力トレーニングにおいて対象とする筋への負荷のかけ方は隣接する関節の力の大きさや方向に注意が払われなければならない。

引 用 文 献

- Hasler, E. M., J. Denoth, A. Stacoff and W. Herzog: Influence of hip and knee joint angles on excitation of knee extensor muscles. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, **34** (6), 355-361 (1994).
- Heckathorne, C. W. and D. S. Childress: Relationships of the surface electromyogram to the force, length, velocity and contraction rate of the cineplastic human biceps. *Am. J. Phys. Med.*, **60**(1), 1-19 (1981).
- Jacobs, R. and G. J. van Ingen Schenau: Control of an external force in leg exten-

- sions in humans. *J. Physiol.*, **457**, 611–626 (1992).
- 4) Lippold, O. C. J.: The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. *J. Physiol.*, **117**, 492–499 (1952).
- 5) Lunnen, J. D., J. Yack and B. F. LeVeau: Relationship between muscle length, muscle activity, and torque of the hamstring muscles. *Physical Therapy*, **61**(2), 190–195 (1981).
- 6) Mohamed, O., J. Perry and H. Hislop: Relationship between wire EMG activity, muscle length, and torque of the hamstrings. *Clin. Biomech.*, **17**(8), 569–579 (2002).
- 7) Moritani, T. and H. A. deVries: Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction. *Am. J. Phys. Med.*, **57**(6), 263–277 (1978).
- 8) 永田 晟: 筋と筋力の科学 第3版, pp. 122–125, 不昧堂出版, 東京 (1984).
- 9) Prilutsky, B. I. and R. J. Gregor: Strategy of coordination of two- and one-joint leg muscles in controlling an external force. *Motor Control*, **1**, 92–116 (1997).
- 10) Vint, P. F. and R. N. Hinrichs: Longer integration intervals reduce variability and improve reliability of EMG derived from maximal isometric exertions. *J. Appl. Biomech.*, **15**, 210–220 (1999).
- 11) 山下謙智: EMG の Biomechanics への応用 “二関節筋の放電パターン” その特異性, *Jpn. J. Sports Sci.*, **2**(9), 717–727 (1983).
- 12) Yamashita, N.: EMG activities in mono- and bi-articular thigh muscles in combined hip and knee extension. *Eur. J. Appl. Physiol.*, **58**(3), 274–277 (1988).
- 13) Zuniga, E. N. and D. G. Simons: Nonlinear relationship between averaged electromyogram potential and muscle tension in normal subjects. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **50**(11), 613–620 (1969).