

松 山 大 学 論 集  
第 26 卷 第 3 号 抜 刷  
2 0 1 4 年 8 月 発 行

関節角度およびトルクが  
股関節伸展筋群の筋活動に与える影響

林            恭            輔  
大            西            仁

# 関節角度およびトルクが 股関節伸展筋群の筋活動に与える影響

林 恭 輔  
大 西 崇 仁

## 緒 言

一般的に、等尺性条件下において最大努力で発揮される関節トルクは関節角度の影響を受けて変化するといわれている。その要因として、筋長やモーメントアームは関節角度によって変化することから、解剖学および力学的特性が関節トルクの出力に影響していると考えられている。一方、最大努力で発揮された関節トルクに対する筋の活動水準は、すべての関節角度で一定とは限らないともいわれている<sup>4)18)</sup>。このことは、最大努力によって導き出された角度-トルク関係から筋の長さ-力関係を推定することを困難にさせていると思われる。

二関節筋は筋の跨ぐ一方の関節を固定したまま他方の関節角度を変えることで筋腱複合体長(筋長)のみを変化させることができる。この考え方に基づき、足底屈トルクに対する膝関節角度の影響<sup>2)13)</sup>、膝関節屈曲・伸展トルクに対する股関節角度の影響<sup>4)9)10)11)</sup>、股関節伸展トルクに対する膝関節角度の影響<sup>12)</sup>といった様々な組み合わせを利用して、二関節筋の機能的な特徴が調べられてきている。しかしながら、これらの研究は、二関節筋の跨ぐ一方の関節で、単一関節トルク発揮を課している。そこには、トルクを計測していないもう一方の関節にトルクは生じていない、もしくは一定という仮定が含まれている。Bourbonnais ら<sup>1)</sup>は、股関節と膝関節のトルクを同時に計測できる装置を作成し、座位姿勢で膝関節屈曲の単一関節トルク発揮を課したところ、股関節で伸

展、内転および外旋トルクが発揮されることを報告している。さらに、二関節筋の跨ぐ二つの関節にトルクをかけた研究<sup>19)</sup>では、それらの両関節トルクの組み合わせによって二関節筋の筋活動は異なることを報告している。そのため、二関節筋の筋活動に対する関節角度の影響は、筋の跨ぐ二つの関節トルクをコントロールした上で調査されるべきであると考えられる。

そこで本研究は、股関節および膝関節に対して最大下の等尺性トルクを同時に発揮させる課題を用いて、股関節伸展に関与する単・二関節筋のトルクに依存した筋活動変化の定量化を試みた。その後、二関節トルクを一定に保った条件下で、股関節および膝関節角度を組み合わせで外的に筋長を規定したときの股関節伸展筋群の活動変化を調べた。

## 方 法

### 実験装置と測定方法

本研究では、側臥位で関節トルクを計測するため、ステンレスフレームを作成した(図1)。フレームの間に通した複数のパイプを利用して、背もたれの角度や牽引ワイヤーの固定位置は変えられるようにした。また、牽引ワイヤーは、大腿および下腿に対して直角に引けるよう、被検者の形態や関節角度に合わせて固定位置と長さを調節した。

被検者は、測定フレームの中で大転子点を合わせて側臥位になり、背もたれに対して腰部をベルトで固定された。被検脚である右脚は、膝関節と足関節付近にバンドを巻いて、水平になるよう吊された。被検脚の大腿部(股関節から37 cm)と下腿部(膝関節から34 cm)には牽引ワイヤーの付いたバンドを巻き、そのワイヤーの一端はステンレスフレームに繋いで固定した。牽引ワイヤーの張力は力量計によって計測し、そのデジタル波形はフィードバックモニターにリアルタイムで表示した。

試技中の被検脚の筋活動は、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(*gluteus maximus*: GM)、大腿二頭筋長頭(*biceps femoris long*

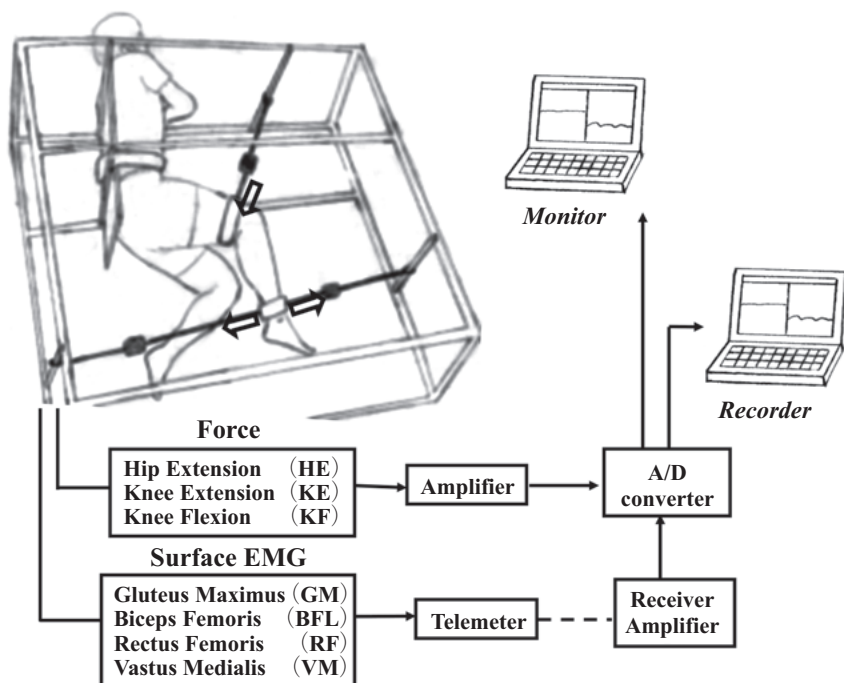


図1 実験装置と設定

head : BFL), 大腿直筋 (rectus femoris : RF), および内側広筋 (vastus medialis : VM) であった。電極は、各筋の筋腹に貼付した。用いた電極の直径は 5 mm で、電極間距離は 3 cm とした。EMG 信号は、生体アンプ (サイナアクト MT-11, NEC メディカルシステムズ製) を用いて増幅し、力量計のデータとともに 1,000 Hz で記録した。

## 実験条件

実験試技は、股関節と膝関節で同時に等尺性関節トルクを発揮する二関節トルク発揮課題を用いた。等尺性関節トルクは、予め定められた目標値に合わせ

てトルクを維持できる最大下の負荷とした。

12, 24, 36 Nmの股関節伸展トルクを発揮させる中で3つの条件を課した(図2)。条件1は、関節角度を一定(股関節角度120度、膝関節角度120度)に保ち、膝関節トルクの方と大きさを変化させた。膝関節トルクの方は屈曲、伸展とし、大きさはそれぞれ6, 18 Nmを出力目標値とした(KF6, KF18, KE6, KE18)。条件2は、関節トルクを一定に保ち、膝関節角度を変化させた。ここでは二関節筋の長さを変えるために、股関節角度を120度にして膝関節角度のみを90, 120, 150度に変化させた(H120-K90, H120-K120, H120-K150)。条件3は、関節トルクを一定に保ち、単関節筋の長さを変化させた。単関節筋の長さのみを変えるには二関節筋の長さを一定に保つ必要があるため、Prilutsky ら<sup>15)</sup>の公式に従って股関節と膝関節を組み合わせ角度を規定した(H105-K95, H120-K120, H135-K145)。

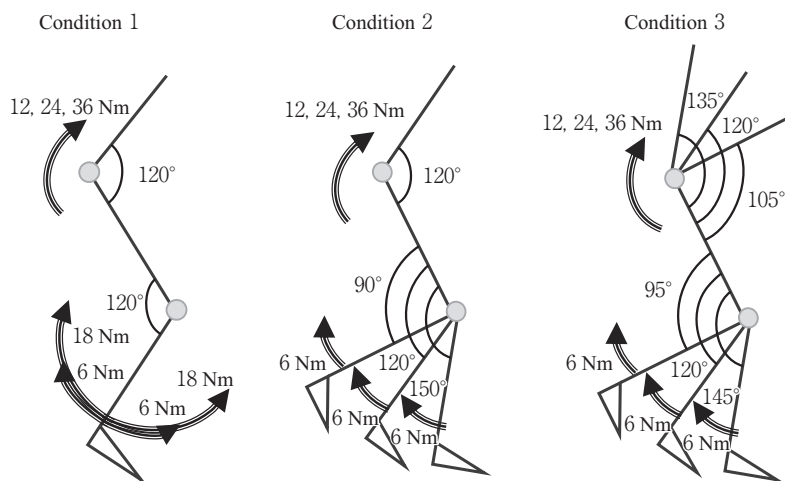


図2 二関節トルク発揮課題におけるトルク出力目標値と測定姿勢  
等尺性条件下で関節トルクを発揮させた。

## 実験手順

実験に先立ち、被検者は、予め指示された関節トルクを発揮できるように、フィードバックモニターでトルク出力を確認しながら繰り返し練習を行った。その後、筋電図の電極が貼付され、実験装置内で規定した関節角度になるようにベルトおよび牽引ワイヤーが調節された。

すべての被検者は、はじめに条件1の試技を行った。その中で膝関節トルクの方角と大きさの条件設定は無作為な順で課された。但し、股関節伸展トルクは12, 24, 36 Nm もしくは 36, 24, 12 Nm のいずれかの順で段階的に発揮させた。次に、条件2もしくは条件3の試技を行い、関節角度の条件設定は無作為な順で課された。ここでも股関節伸展トルクは条件1のときと同様の順で発揮させた。

各試技は、股関節トルクと膝関節トルクがともに目標値に合ってから3秒間出力を維持させた。条件1は、股関節伸展トルク (12, 24, 36 Nm) と膝関節トルク (KF6, KF18, KE6, KE18) を組み合わせて12回の試技を行った。条件2・3では、5つの関節角度 (H120-K120, H120-K90, H120-K150, H105-K95, H135-K145) で、膝関節屈曲トルクを一定のまま股関節伸展トルク (12, 24, 36 Nm) を変えていったため、15回の試技を行った。ここでの関節角度の規定が6種類でない理由は、条件2と条件3に共通の姿勢 (H120-K120) を含んでいるためである。被検者は、1試技を終えるごとに脱力し、3回の試技で30秒程度の休息をとった。また、条件1と条件2・3の間には5分以上の休息を挟んだ。

## データ処理

各筋のEMG信号は、全波整流したのちに一秒間隔で積分し、試技から得られた各筋の最大放電量をもとに標準化した(%iEMG)。条件1で得られたiEMGの最大値は、条件1の筋活動の標準化に利用し、条件2・3で得られた最大値は、条件2と条件3の標準化に共用した。

%iEMG は、膝関節トルク条件間、膝関節角度（二関節筋の長さ）条件間および股・膝関節角度（単関節筋の長さ）条件間で分散分析を用いて比較した。下位検定には Bonferroni 法を用いて多重比較を行い、危険率 5 %未満をもって統計的に有意とした。

本研究の被検者は、健常な成人男性 13 名であり、研究の目的、内容と考えられるリスクを理解した上で実験に参加した。そのうち、股関節伸展トルクを段階的に増減していったときに不規則な筋活動がみられた 2 名を除外し、11 名（身長  $174 \pm 4.7$  cm, 体重  $71 \pm 7.6$  cm, 年齢  $24 \pm 3.2$  歳）のデータを統計処理した。

## 結 果

本実験に用いた試技は、予め定められた目標値に合わせて股関節と膝関節で同時に等尺性関節トルク発揮するものであった。条件 1 の試技において、被検者が実際に発揮したトルク値を表 1 に示した。両関節ともに、発揮されたトルク値は目標値に近似していた。また、その変動係数は 0.16~0.04 の範囲にあった。

表 2 は、条件 1 で得られた各筋の活動量を %iEMG で示した。%iEMG の値

表 1 股関節と膝関節のトルク出力測定値

		Knee Flexion				Knee Extension			
		6Nm (target)		18Nm (target)		6Nm (target)		18Nm (target)	
		Hip Extension torque (Nm)	Knee Flexion torque (Nm)	Hip Extension torque (Nm)	Knee Flexion torque (Nm)	Hip Extension torque (Nm)	Knee Extension torque (Nm)	Hip Extension torque (Nm)	Knee Extension torque (Nm)
Hip Extension	12Nm (target)	13.5 $\pm$ 2.48	5.8 $\pm$ 0.66	12.1 $\pm$ 1.35	18.0 $\pm$ 0.87	13.8 $\pm$ 2.05	6.0 $\pm$ 0.46	13.8 $\pm$ 2.27	18.0 $\pm$ 0.72
	24Nm (target)	24.0 $\pm$ 1.92	6.1 $\pm$ 0.85	24.4 $\pm$ 1.44	17.2 $\pm$ 1.09	24.5 $\pm$ 2.76	6.0 $\pm$ 0.63	25.0 $\pm$ 2.14	17.8 $\pm$ 1.35
	36Nm (target)	36.3 $\pm$ 2.07	5.5 $\pm$ 1.02	36.1 $\pm$ 3.15	18.3 $\pm$ 2.09	35.3 $\pm$ 2.32	6.4 $\pm$ 1.05	36.3 $\pm$ 2.06	18.3 $\pm$ 0.75

は、平均値と標準偏差で示してある。GM と BFL の最も活動する条件は、股関節伸展トルク 36 Nm (HE36Nm)・膝関節屈曲トルク 18 Nm (KF18Nm) であった。また、RF は股関節伸展トルク 12 Nm (HE12Nm)・膝関節伸展トルク 18 Nm (KE18Nm), VM は股関節伸展トルク 36 Nm (HE36Nm)・膝関節伸展トルク 18 Nm (KE18Nm) のとき、その活動は最も高い値を示した。

表 2 関節トルクの違いによる各筋の活動量の比較

%iEMG	KF				KE				Significant multiple comparison
	6Nm (target)		18Nm (target)		6Nm (target)		18Nm (target)		
GM									
HE12Nm (target)	34.5	(13.8)	51.4	(21.3)	14.7	( 3.9)	17.9	( 8.0)	a), f)
HE24Nm (target)	53.7	(18.1)	82.6	(20.0)	21.4	(11.0)	19.3	( 7.3)	d), f)
HE36Nm (target)	69.2	(19.3)	94.5	(10.5)	27.3	(13.2)	17.5	( 7.7)	d), f)
BFL									
HE12Nm (target)	45.3	(12.8)	86.5	(10.8)	5.4	( 4.4)	7.0	( 5.2)	d), f)
HE24Nm (target)	51.3	(10.4)	83.6	(12.5)	6.6	( 5.2)	6.3	( 4.8)	d), f)
HE36Nm (target)	59.3	(11.1)	96.0	( 8.4)	7.8	( 5.5)	6.1	( 4.6)	d), f)
RF									
HE12Nm (target)	6.9	( 3.1)	9.3	( 5.8)	34.8	(22.3)	99.3	( 2.2)	c), f), g)
HE24Nm (target)	8.1	( 3.0)	10.4	( 7.5)	28.1	(16.8)	84.6	(15.1)	c), f), g)
HE36Nm (target)	9.6	( 4.1)	13.1	( 8.3)	26.4	(16.3)	59.4	(19.9)	c), e), g)
VM									
HE12Nm (target)	23.3	(11.9)	33.8	(17.7)	46.6	(13.2)	79.6	(20.6)	c), e), g)
HE24Nm (target)	29.3	(13.4)	35.6	(16.7)	54.1	(15.2)	83.5	(18.4)	c), f), g)
HE36Nm (target)	38.2	(25.9)	47.2	(26.5)	61.2	(21.5)	85.1	(15.6)	b), e), g)

Abbreviations : GM = Gluteus maximus, BFL = Long head of Biceps Femoris, RF = Rectus Femoris, VM = Vastus Medialis, HE = Hip Extension torque, KF = Knee Flexion torque, KE = Knee Extension torque

Significant multiple comparison with Bonferroni adjustment with<sup>a)</sup> KF6Nm versus KE6 Nm,<sup>b)</sup> KF6Nm versus KE18Nm,<sup>c)</sup> KF6Nm versus KE6Nm・KE18Nm,<sup>d)</sup> KF6Nm versus KF18Nm・KE6Nm・KE18Nm,<sup>e)</sup> KF18Nm versus KE18Nm,<sup>f)</sup> KF18Nm versus KE6Nm・KE18Nm and<sup>g)</sup> KE6 Nm versus KE18Nm.



一定の股関節伸展トルクを発揮しているとき、膝関節トルクの大きさと方向を変えることによって筋活動に有意な差がみとめられた。股関節伸展トルクが24 Nm (HE24Nm) の場合、GM と BFL の筋活動は、膝関節屈曲トルク 6 Nm (KF6) である時にくらべて、屈曲トルク 18 Nm (KF18) の時に増加し、伸展トルク 6 Nm, 18 Nm (KE6, KE18) の時に減少した。また、膝関節屈曲トルク 18 Nm (KF18) である時にくらべて、伸展トルク 6 Nm, 18 Nm (KE6, KE18) の時に筋活動は減少した。一方、RF と VM の筋活動は、膝関節屈曲トルク 6 Nm, 18 Nm (KF6, KF18) である時にくらべて、伸展トルク 6 Nm, 18 Nm (KE6, KE18) の時に増加した。また、膝関節伸展トルク 6 Nm (KE6) である時にくらべて、伸展トルク 18 Nm (KE18) の時に筋活動は増加した。

表3は、条件2および条件3で得られた各筋の活動量を%iEMGで示した。上表(条件2)および下表(条件3)の値は、%iEMGの平均値と標準偏差である。

条件2は、膝関節角度の異なる条件間で筋活動を比較した。BFLの筋活動は、膝関節90度(H120-K90)から150度(H120-K150)に変化させることで減少した。また、GMでは、股関節伸展トルク36 Nmの試技で、膝関節90度(H120-K90)から膝関節150度(H120-K150)に変化させることで筋活動の増加がみられた。

条件3では、二関節筋の長さを一定にして単関節筋の長さを変えるために、股関節と膝関節の角度を組み合わせた条件間で筋活動を比較した。GMの筋活動は、股関節角度105度・膝関節角度95度(H105-K95)の姿勢に比べて、股関節角度120度・膝関節角度120度(H120-K120)と股関節角度135度・膝関節角度145度(H135-K145)の姿勢で増加した。また、BFLにおいて、姿勢による筋活動の有意な差はみられなかった。

表 3 測定姿勢の違いによる股関節伸展筋の活動量の比較

## Condition 2

%iEMG	Hip-Knee Configuration					
	H120-K90		H120-K120		H120-K150	
GM						
HE12 KF6	38.5	(17.4)	39.1	(13.7)	50.7	(13.5)
HE24 KF6	47.0	(10.1)	59.6	(14.0)	63.0	(20.6)
HE36 KF6	64.4	(15.6) <sup>a</sup>	78.1	(16.2)	80.3	(16.7)
BFL						
HE12 KF6	70.6	(25.5) <sup>a</sup>	47.0	(18.0)	35.3	(16.7)
HE24 KF6	77.8	(22.3) <sup>a</sup>	53.4	(17.5)	37.1	(16.4)
HE36 KF6	82.4	(14.4) <sup>a</sup>	62.6	(23.2)	41.9	(25.0)

## Condition 3

%iEMG	Hip-Knee Configuration					
	H105-K95		H120-K120		H135-K145	
GM						
HE12 KF6	21.6	(11.2) <sup>b</sup>	39.1	(13.7)	48.0	(8.8)
HE24 KF6	35.5	(14.2) <sup>b</sup>	59.6	(14.0)	66.1	(12.9)
HE36 KF6	47.8	(13.2) <sup>b</sup>	78.1	(16.2)	86.6	(16.4)
BFL						
HE12 KF6	59.8	(17.0)	47.0	(18.0)	43.1	(19.6)
HE24 KF6	60.9	(17.9)	53.4	(17.5)	50.1	(22.1)
HE36 KF6	63.9	(22.7)	62.6	(23.2)	56.0	(25.6)

Abbreviations : see table 2

a Significant multiple comparison with Bonferroni adjustment with H120-K90 versus H120-K150

b Significant multiple comparison with Bonferroni adjustment with H105-K95 versus H120-K120・H135-K145

## 考 察

### 膝関節トルクが股関節伸展筋群の筋活動に与える影響

股関節伸展トルクが24 Nmであるとき、主働筋のGMとBFLは、膝関節トルクの影響を受けて類似した筋活動変化を示した。膝関節トルクを屈曲方向に発揮することで筋活動は増加し、伸展方向で減少した。また、膝関節屈曲トルクが大きくなることでも筋活動は増加した(表2)。BFLは股関節伸展と膝関節屈曲に関与する二関節筋であるのに対して、GMは股関節伸展を起こす単関節筋である。そのため、GMの筋活動は膝関節トルクの影響を受けないと考えられたが、この所見は先行研究と同様に<sup>19)</sup> 単関節筋も二関節筋と同じように隣接する関節で発揮されるトルクの影響を受けることを示唆した。また、この結果は、前回の腹臥位で測定した我々の調査<sup>5)</sup>とも同様であり、股関節と膝関節で相互に作用する受動的トルク<sup>7)</sup>の影響を受けていると考えられた。例えば、膝関節屈曲トルクは、大腿部を重心まわりで回転させることで股関節を屈曲方向に動かすトルクを生み出す。この受動的な股関節屈曲トルクは、今回の実験において、伸展トルクを一定に保つために打ち消さなければならない。そのため、股関節伸展筋群は、筋活動を増加させて筋力を強めたと考えられた。さらに、BFLの積極的な筋力発揮は股関節伸展トルクと膝関節屈曲トルクを同時に満たすために効率のよい手段であるが、両関節でのモーメントアームの違いによりこの筋の活動だけで二関節トルクを調節することは困難であるため、GMが協働して筋活動を増加させたと考えられた。

一方、RFとVMも膝関節トルクの影響を受けて類似した筋活動変化を示した。股関節伸展トルクが24 Nmであるとき、GMやBFLとは逆に、膝関節トルクを伸展方向に発揮することで筋活動は増加し、屈曲方向で減少した。また、膝関節伸展トルクが大きくなることで筋活動は増加した(表2)。しかし、RFとVMの筋活動が最大になる条件に違いがみられた。RFは股関節伸展トルク12 Nm (HE12Nm)・膝関節伸展トルク18 Nm (KE18Nm)のときに、VMは股

関節伸展トルク 36 Nm (HE36Nm)・膝関節伸展トルク 18 Nm (KE18Nm) のとき、筋活動は最大値を示した (表 2)。つまり、RF と VM は、膝関節伸展トルクの主動筋として、膝関節トルクの変化に対応して類似した活動変化を示すが、股関節トルクによって受ける影響はそれぞれに異なっていることを意味する。RF の筋活動について、Jacobs ら<sup>6)</sup> は等尺性条件下で脚伸展力を発揮するときハムストリングスと相反する活動がみられることを報告している。また、膝関節と股関節のトルク差分と RF とハムストリングスの筋活動差分に直線的な正の相関関係を観察し、これらの二関節筋が股関節と膝関節のトルクを調節するために重要な役割を果たすと述べている。図 3 は、本研究における二関節トルクと筋活動の関係を示した。図中の膝関節トルクは、屈曲を正の値、伸展を負の値として表した。ここでの RF の筋活動パターンは、VM のそれと

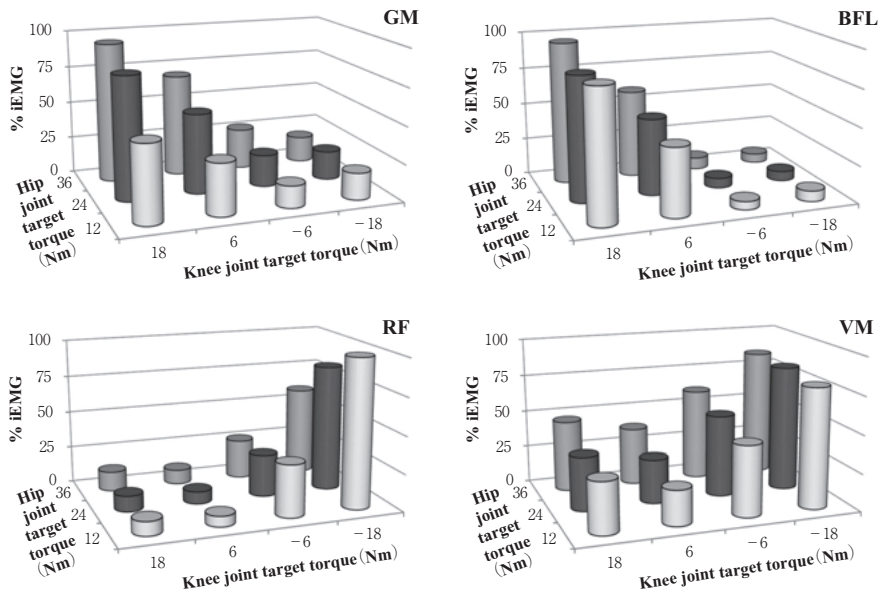


図 3 二関節同時トルク発揮課題における各筋の活動量  
 膝関節の屈曲トルクは正の値、伸展トルクは負の値として表した。

は違い、GM や BFL と相反する傾向にあった。すなわち、RF は、膝関節伸展トルクが大きく、股関節伸展トルクの小さい条件において筋活動を増加させた。ここでの RF の役割は、上述したような二関節に作用する受動的なトルクをコントロールすることにあると考えられた。膝関節伸展トルクは股関節での伸展トルクを助長することから、大きな膝関節伸展トルク (KE18Nm) によって生じる受動的な股関節伸展トルクが目標値 (HE12Nm) よりも大きいとき、股関節伸展に制動をかけられる RF が膝関節伸展トルクに対して積極的に貢献したと考えられた。

以上のことから、股関節伸展筋の GM と BFL は膝関節屈曲トルクによって筋活動を増加させ、単関節筋であっても隣接する関節トルクの影響を受けることが示された。また、二関節に作用する受動的なトルクをコントロールすることで二関節トルク発揮課題中の筋活動を定量化でき、筋の機能的な差異を調査することが可能になると考えられた。

### 股関節および膝関節角度が股関節伸展筋群の筋活動に与える影響

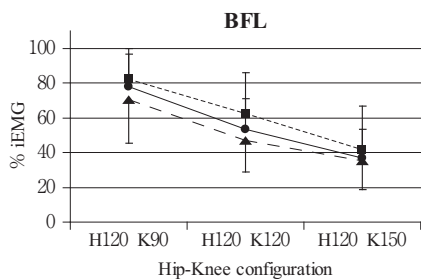
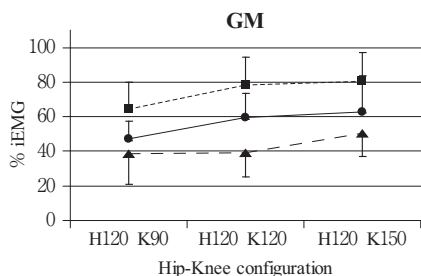
股関節と膝関節を跨ぐ二関節筋について、一方の関節角度を変化させることによって、もう一方の関節に表れるトルク変化は二関節筋の機能の影響と解釈されてきた<sup>9)10)12)</sup> しかしながら、これらの研究は単一関節トルク発揮課題であるため、本研究の条件1の結果に従えば、隣接する関節角度変化によって得られるトルク変化分は必ずしも二関節筋のみの筋力変化を反映しているとは言い難い。そこで、条件2および条件3の測定は、二関節トルクをコントロールした上で、股関節伸展筋群の活動に対する関節角度の影響を調査した。

条件2において、二関節トルクと股関節角度を一定のまま膝関節角度を90度から150度へ変化させていくと、BFLの筋活動は有意に減少した(表3上, 図4左)。二関節筋のハムストリングスの筋活動について、Lunnen ら<sup>9)</sup> は、表面電極を用いて膝関節屈曲トルクに対する股関節角度の影響を調べたところ、股関節45度に対して135度で有意な筋活動の減少がみられることを報告して

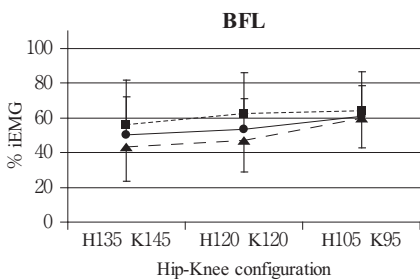
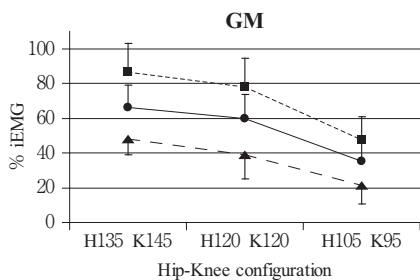
いる。また、Mohamed ら<sup>11)</sup>は、ワイヤー電極を用いて股関節と膝関節角度変化に伴うハムストリングスの筋活動を調査し、筋の伸長している状態でその活動は減少することを報告している。これらはいずれも最大下の単一関節トルク発揮課題の結果ではあるが、ハムストリングスは筋の伸長によって筋活動を減少させるという点で本研究の結果と一致している。今回の実験条件において、膝関節角度が90度から150度が変わるとき、BFLの筋長は長くなるものの、膝関節まわりのモーメントアームはほぼ変わらない<sup>17)</sup>したがって、BFLは、主に筋の伸長の影響を受けて筋活動を減少させたと考えられ、その背景には、筋・腱の弾性要素による受動的張力やゴルジ腱器官からの求心性抑制の働きなどが関与していると推察された。一方、単関節筋であるGMは、股関節伸展トルクが36 Nmの試技において、BFLとは逆に膝関節角度が屈曲位から伸展位に変わること筋活動を増加させた。股関節角度を変えなく、且つ二関節トルクを一定にしたにも関わらず、GMの筋活動は膝関節角度の影響を受けたことになる。この現象は、今回の実験において予期しない結果であった。関節トルクは複数の筋トルクの総和であり、関節トルクに対する個々の筋間のトルク配分は関節角度によって<sup>8)11)14)16)</sup>またはトルクの大きさ(負荷)によって<sup>3)20)</sup>異なるともいわれている。膝関節屈曲に関与する単関節筋を含む複数の筋活動を調査することで、トルク配分の観点からこの現象の説明が可能になるかもしれない。

単関節筋の長さ変化を課した条件3において、BFLの筋活動変化は観察されず、GMは股関節角度105度のときに最も低い活動水準を示した(表3下, 図4右)。今回の実験条件において、GMの筋長とモーメントアームは、股関節角度105度のときに最も長くなった。一方、BFLは、長さ変化を伴わないが、股関節と膝関節で共にモーメントアームを変化させている。それにも関わらずBFLに筋活動変化を観察できなかったことは、モーメントアームよりも筋長の変化が筋の活動調節に支配的影響をもっていることを示唆している。この結果は、Nourbakhsh ら<sup>13)</sup>の研究と異なるものであった。彼らは、下腿三頭筋に

## Condition 2



## Condition 3



—▲— HE12 KF6    —●— HE24 KF6    - - -■- HE36 KF6

図4 股関節および膝関節角度変化に伴う股関節伸展筋の活動変化

筋長は図の左から右に向かって伸長する。条件2のGM, 条件3のBFLの筋長は変化しない。

焦点を当てて、足関節と膝関節角度を組み合わせ、二関節筋の筋長が一定でモーメントアームが変わる（足・膝関節の変化）条件、モーメントアームが一定で筋長が変わる（足関節固定・膝関節変化）条件およびモーメントアームと筋長が変わる（膝関節固定・足関節変化）条件を課し、最大下の足関節トルク発揮時の筋活動を調べた。その結果、モーメントアームが一定で筋長が変わる（足関節固定・膝関節変化）条件に比べて、二関節筋の筋長が一定でモーメントアームが変わる（足・膝関節の変化）条件で筋活動水準と発火頻度の増加を観察し、二関節筋のモーメントアームが筋活動水準に支配的影響を持っていることを述べている。我々の実験との主な違いは、表面電極とワイヤー電極を用

いた筋活動の記録方法と単一関節と二関節のトルク発揮課題を用いた測定試技である。表面電極によって捉えた EMG 信号は電極と筋の相対的位置関係の変化に影響すると考えられるが、本研究での関節角度の規定範囲は先行研究に比べてやや狭く、最大下のトルク発揮課題であったため、この影響は小さかったと推察される。一方、二関節トルク発揮課題は、今回の実験において、膝関節屈曲トルク 6 Nm から 18 Nm に変化させることで、股関節伸展筋群に 20%～40% 程度の筋活動の増加を引き起こした（表 2, GM・BFL）。そのため、対象とした関節および筋は異なっているものの、単一関節と二関節のトルク発揮課題を用いた測定試技の違いが影響し、異なる測定結果を導き出したと思われる。

以上のことから、股関節伸展筋の GM と BFL は股関節と膝関節角度の影響を受けて筋活動を変化させるが、それは主に筋長変化に依存し、筋の伸長によって得られる受動的張力といった力学的なメリットに応じて筋活動を減少させていると考えられた。

### 参 考 文 献

- 1) Bourbonnais D., P. Duval, D. Gravel, C. Steele, J. Gauthier, J. Filiatrault, M. Goyette, B. Arsenault (1993) : A static dynamometer measuring multideirectional torques exerted simultaneously at the hip and knee, *J. Biomech.* 26 : 277-283
- 2) Cresswell A., W. Loscher, A. Thorstensson (1995) : Influence of gastrocnemius muscle length on triceps surae torque development and electromyographic activity in man, *Exp. Brain Res.* 105 : 283-290
- 3) Feibert I., N. Spielholz, B. Applegate, C. Fox, J. Jaro, L. Joel, L. Raper (2001) : Comparison of EMG activity of medial and lateral hamstrings during isometric contractions at various cuff weight load, *Knee* 8 : 145-150
- 4) Hasler E., J. Denoth, A. Stacoff, W. Herzog (1994) : Influence of hip and knee joint angles on excitation of knee extensor muscles, *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 34 : 355-361
- 5) 林恭輔, 武重雅則, 佐藤孝之, 大石健二, 西山哲成 (2003) 大腿部を跨ぐ単関節・二関節筋の筋活動様相, *日本体育大学紀要* 32(2) : 123-129
- 6) Jacobs R., G. J. van Ingen Schenau (1992) : Control of an external force in leg extension in human, *J. Physiol.* 457 : 611-626



- 7) Ketcham C., N. Dounskaia, G. Stelmach (2004) : Multijoint movement control : the importance of interactive torques, *Prog. Brain Res.* 143 : 207-218
- 8) Kubota J., F. Kaneko, M. Shimada, S. Torii, T. Fukubayashi (2009) : Effect of joint position on electromyographic activity of the semitendinosus muscle, *Electromyogr. clin. Neurophysiol.* 49 : 149-154
- 9) Lunnen J., J. Yack, B. LeVeau, (1981) : Relationship between muscle length, muscle activity and torque of hamstring muscles, *Phys. Ther.* 63 : 1597-1605
- 10) Maffiuletti N., R. Lepers (2003) : Quadriceps femoris torque and EMG activity in seated versus supine position, *Med. Sci. Sports Exerc.* 35 : 1511-1516
- 11) Mohamed O., J. Perry, H. Hislop (2002) : Relationship between wire EMG activity, muscle length and torque of the hamstrings, *Clin. Biomech.* 17 : 569-579
- 12) Nemeth G., J. Ekholm, U. Arbrrelius (1983) : Influence of knee flexion on isometric hip extensor strength, *Scand. J. Rehab. Med.* 15 : 97-101
- 13) Nourbakhsh M., C. Kukulka (2004) : Relationship between muscle length and moment arm on EMG activity of human triceps surae muscle, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 14 : 263-273
- 14) Onishi H., R. Yagi, M. Oyama, K. Akasaka, K. Ihashi, Y. Handa (2002) : EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 12 : 399-406
- 15) Prilutsky B., R. Gregor (1997) : Strategy of co ordination of two- and one-joint leg muscles in controlling an external force. *Motor Control* 1 : 92-116
- 16) Signorile J., B. Applegate, M. Duque, N. Cole, A. Zink (2002) : Selective recruitment of the triceps surae muscles with changes in knee angle, Function of gastrocnemius as a knee flexor at selected knee and ankle angles, *J. Strength Cond. Res.* 16 : 433-439
- 17) Visser J., J. Hoogkamer, M. Bobbert, P. Huijing (1990) : Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles, *Eur. J. Appl. Physiol.* 61 : 453-460
- 18) Worell T. W., G. Karst, D. Adamczyk, R. Moore, C. Stanley, B. Steimel, S. Steimel (2001) : Influence of joint position on electromyographic and torque generation during maximal voluntary isometric contractions of the hamstrings and gluteus maximus muscles, *J. Ortho. Sport Phys. Ther.* 31 (12) : 730-740
- 19) Yamashita N. (1988) : EMG activities in mono- and bi-articular thigh muscles in combined hip and knee extension, *Eur. J. Appl. Physiol.* 58 : 274-277
- 20) Zhang L., G. Nuber (2000) : Moment distribution among human elbow extensor muscles during isometric and submaximal extension, *J. Biomech.* 33 : 145-154

本論文は松山大学特別研究助成 2007 年度を受けて行った研究成果の一部である。