

## 報 告

## 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\*

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

## 要旨

本研究の目的は、膝関節屈曲運動時におけるハムストリングス4筋の活動様式の違いを明らかにすることと、最大随意収縮中の関節角度と筋活動および発揮トルクとの関係を明らかにすることであった。対象は健常男性10名であった。運動課題は5秒間の最大等尺性膝屈曲運動であり、その時の発揮トルクを測定し同時に半腱様筋・半膜様筋・大腿二頭筋長頭・大腿二頭筋短頭から筋電図を導出した。運動は股関節0度の腹臥位で、膝関節を60度と90度の屈曲角度で下腿を中間位、外旋位および内旋位に固定した肢位で行った。筋電図の導出には双極ワイヤー電極を使用し、得られた筋電図を全波整流した後積分値を求め、膝屈曲トルクと共に関節角度との関係を観察した。その結果、膝屈曲トルクは下腿回旋肢位にかかわらず常に60度屈曲位で有意に高い値を示した。半腱様筋の筋電図積分値は下腿中間位および外旋位において60度屈曲位の方が90度屈曲位に比べて有意に低い値を示した。半膜様筋の積分値も同様に下腿中間位で60度屈曲位で有意に低い値を示し、下腿外旋位で60度屈曲位の方が低い傾向を示した。一方、大腿二頭筋長頭の積分値は、下腿回旋肢位にかかわらず60度屈曲位で得られた値の方が90度屈曲位での値より有意に高い値を示した。大腿二頭筋短頭の積分値は下腿回旋の肢位にかかわらず60度屈曲位で得られた値と90度屈曲位で得られた値との間に有意な差はみられなかった。これらのことより、最大努力で膝関節を屈曲している場合でも、主動作筋であるハムストリングス4筋の筋活動は関節角度に影響されて変化するものと、膝関節屈曲運動に関与するハムストリングス4筋の活動様式に違いがあることが示された。

キーワード 最大等尺性膝屈曲, ハムストリングス, 筋活動

## はじめに

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から構成されるハムストリングスは膝関節屈曲主動作筋であると同時に、下腿の回旋筋でもある。二関節筋である半腱様筋、半膜様筋、大腿二頭筋長頭は股関節伸展作用も有している。また、ハムストリングスは、足が地に接している状態 (closed kinetic chain) では脛骨を後方に引き膝関節伸展運動に働くとされている<sup>1)</sup>。膝関節屈曲運動に着目するとこれら4筋は共同筋である

が、下腿の回旋作用に着目すると内側ハムストリングスと外側ハムストリングスは拮抗筋である。このように膝関節屈曲筋群は伸展筋群に比べて複雑な制御を受けていると考えられる。ハムストリングス各筋の解剖学的な特徴は数多く報告されているが<sup>2-5)</sup>、ハムストリングス各筋の機能の違いについての報告は少ない<sup>6)</sup>。そこで、まず膝関節屈曲運動に関与するハムストリングス4筋の活動様式の違いを明らかにする目的で、最大等尺性膝屈曲運動時における各筋の筋活動量と関節角度との関係を観察し、検討と文献的考察を加えた。

## 対象および方法

## 1. 対象と実験手順

対象は健常男性10名であり、平均年齢は31.0歳であった。被験者には実験内容を十分に説明してインフォームドコンセントを得た。被験筋は右側の半腱様筋、半膜様筋、大腿二頭筋長頭および大腿二頭筋短頭とした。運動課題は5秒間の最大等尺性膝屈曲運動であり、等速性

\* The EMG Activities of Hamstring Muscles during Maximum Isometric Knee Flexion

\*\* 東北大学大学院医学系研究科障害科学専攻運動機能再建学分野 (〒980-8575 宮城県仙台市青葉区星陵町2-1)  
 Hideaki Onishi, RPT, MS, Tomozumi Ikeda, MS, Ryo Yagi, MD, Kiyokazu Akasaka, RPT, MS, Mineo Oyama, OTR, MS, Kimito Momose, RPT, MS, Kouji Ihashi, RPT, PhD, Yasunobu Handa MD: Department of Restorative Neuromuscular Surgery and Rehabilitation, Tohoku University Graduate School of Medicine (受付日 1998年8月3日/受理日 1999年1月30日)

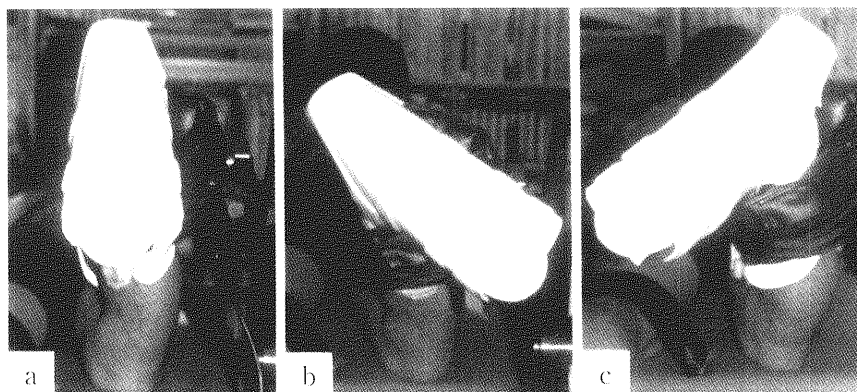


図1 最大等尺性膝屈曲運動時の足部固定方法  
a) 下腿中間位, b) 下腿外旋位, c) 下腿内旋位.

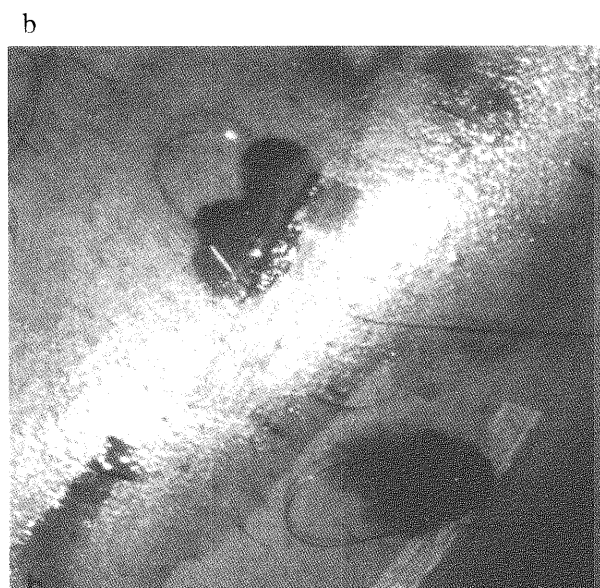
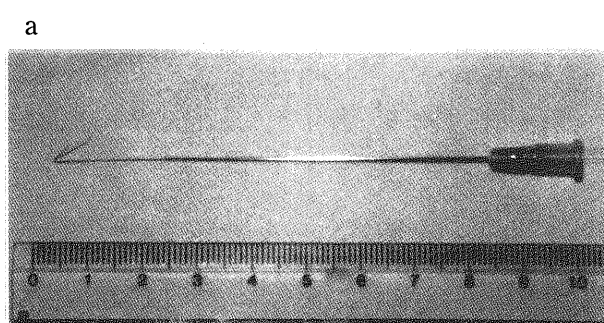


図2

- a) ガイド針と双極ワイヤー電極  
電極は筋肉の動きに追従するように先端を折り返している。また、  
双極電極の折り返し部分は電極間距離が変化しないように固定し  
ている。
- b) ワイヤー電極皮膚貫通部  
直径約1cmのループを作り皮膚に固定した。

筋力測定機器 (KIN-COM, Chattanooga, TN) を使用して行った。測定は腹臥位で下腿の回旋角度を中間位・最大外旋位・最大内旋位とし、各回旋肢位で膝関節屈曲角度を60度および90度に固定した肢位で行った。また、測定中の体幹および股関節の動きを防ぐために股関節屈曲0度で腰部および殿部をベルトで強く固定した。測定手順は下腿回旋肢位3種類と膝関節屈曲角度2種類の合計6肢位をランダム化して各肢位で2回ずつ行った。疲労の影響を避けるために各施行間に3分間の休息を入れた。また、足関節の内外反運動および底背屈運動を防ぎ、かつ下腿を正確に固定するために各被験者の下腿および足部に合わせた両側から挟み込む簡易装具を作成し足関節を底背屈・内外反中間位に固定した (図1)。

## 2. 筋電図導出と解析

筋電図の導出には、テフロンで被覆された直径75 $\mu$ mのステンレス製ワイヤー電極 (A-M Systems, WA) の先端2mmのテフロンを剥いたものを用い、電極間距離5mmの双極電極として使用した<sup>7)</sup>。このワイヤー電

極法では容積の大きな筋を対象にしたときでも1組のワイヤー電極から得られた筋電図積分値は発揮張力と強い相関関係を示すことが報告されている<sup>8-12)</sup>。また、筋の動きに電極が追従し、かつ複数回の筋収縮中に電極間距離が変動しないようにワイヤーのテフロン被覆部をフッ素樹脂表面処理剤にて処理した後双極のワイヤーを生体用アロンアルファにて固定し先端部分を折り返した<sup>11)</sup> (図2a)。電極は25Gのカテラン針を用いて双極同時に筋内に刺入し、カテラン針のみ抜去して電極を留置した。電極の刺入位置は、半腱様筋は大腿骨内側上顆と坐骨結節を結んだ線の中点付近、半膜様筋は大腿二頭筋と半腱様筋腱で形成される“V”字型の頂点で半腱様筋腱の外側部付近、大腿二頭筋長頭は腓骨頭と坐骨結節とを結んだ線の中点、大腿二頭筋短頭は腓骨頭より4横指近位部で大腿二頭筋長頭腱の内側部付近とした<sup>13)</sup>。さらに、電極を正確に刺入留置するために電気刺激を行いながら電極を刺入し、目的とした筋の収縮を確認することによりその深さを決定した。電気刺激による各筋の確認は半腱様筋と半膜様筋については膝窩部内側で両筋の停止腱

を触診することにより行い、大腿二頭筋長頭と短頭については坐骨結節部での筋収縮の有無および膝窩部外側での停止腱を触診することにより確認した。ガイド針を抜去して、再度電気刺激を行い半腱様筋と半膜様筋の違いおよび大腿二頭筋長頭と短頭の違いを確認した。このとき各筋の違いが明確に確認できなければ電極を抜去して再度新しい電極を刺入した。筋収縮に伴う筋の動きにワイヤー電極が追従するようにガイド針を抜去した後皮膚からでたワイヤーを直径約1 cmの輪を作り皮膚に固定した(図2b)。筋電図は前置増幅器(DPA-10A, ダイヤメディカルシステム, 東京)で2倍に増幅した後、周波数特性が5 Hzから3000 Hzの増幅器(BIOTOP6R 12, 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。筋電図の解析には生体情報解析システムBIMUTAS(キッセイコムテック, 松本)を使用した。データレコーダに記録した筋電図は12bitA/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後、10 Hzから1000 Hzのバンドパスフィルタ処理を行った<sup>14)</sup>。各肢位で2回施行のうち発揮張力の大きかった施行を対象として運動開始後1秒後以降で張力の最も強い時点から500 msec間を筋電図解析の対象期間とした。解析対象とした期間の筋電図信号を全波整流した後、積分値(integrate electromyography以下IEMGと略す)を算出した。算出されたIEMGおよび膝屈曲トルクを膝関節屈曲90度・下腿回旋中間位での値を基に正規化し、下腿回旋中間位・外旋位・内旋位において60度屈曲位で得られた値と90度屈曲位で得られた値を比較検討した。統計処理にはpaired *t* 検定を用いた。

**結 果**

**1. 最大等尺性膝屈曲トルクと膝関節屈曲角度との関係**

下腿回旋中間位での膝屈曲トルクは60度屈曲位で121.1 ± 21.0% (平均±標準偏差)であり、90度屈曲位での発揮トルクより有意に高い値を示した。下腿最大外旋位での膝屈曲トルクは60度屈曲位で113.4 ± 28.2%であり90度屈曲位での値(99.0 ± 21.1%)より有意に高い値を示した。下腿最大内旋位でも同様に膝屈曲トルクは60度屈曲位で110.2 ± 17.9%であり、90度屈曲位での値(88.4 ± 12.6%)より有意に高い値を示した(表1)。

**表1** 最大等尺性膝屈曲トルクと膝関節角度との関係

膝関節屈曲角度	下腿回旋肢位		
	下腿中間位	下腿外旋位	下腿内旋位
60度	121.1 ± 21.0	113.4 ± 28.2	110.2 ± 17.9
90度	100	99.0 ± 21.1	88.4 ± 12.6

平均値 ± 標準偏差 (%), paired *t* test, \*\*:p<0.01.

**2. IEMGと膝関節屈曲角度との関係**

下腿回旋中間位での等尺性最大膝屈曲時に得られた各筋の正規化したIEMG(normalized IEMG以下NIEMGと略す)と膝関節角度との関係を見ると、60度屈曲位での半腱様筋のNIEMGは78.2 ± 19.2%であり、90度屈曲位でのNIEMGより有意に低い値を示した。半膜様筋のNIEMGは60度屈曲位で79.6 ± 20.3%であり、半腱様筋と同様に90度屈曲位での値より有意に低い値を示した。大腿二頭筋長頭のNIEMGは60度屈曲位で135.9 ± 30.7%であり、90度屈曲位での値に比べ有意に高い値を示した。大腿二頭筋短頭のNIEMGは60度屈曲位で98.7 ± 24.6%であり90度屈曲位でのNIEMGと有意な差は認められなかった(表2)。

下腿最大外旋位では、半腱様筋のNIEMGは60度屈曲位で72.5 ± 13.3%であり、90度屈曲位での値(83.3 ± 15.1%)より有意に低い値を示した。半膜様筋のNIEMGは60度屈曲位で64.4 ± 20.7%であり、90度屈曲位での値(75.4 ± 9.4%)と比べて低い傾向を示した。大腿二頭筋長頭のNIEMGは60度屈曲位で146.0 ± 41.6%であり、90度屈曲位での値(123.6 ± 40.5%)より有意に高い値を示した。大腿二頭筋短頭のNIEMGは60度屈曲位で101.8 ± 22.1%であり、90度屈曲位での値(111.3 ± 19.3%)と比べて有意な差はみられなかった(表3)。

下腿最大内旋位では、半腱様筋のNIEMGの値をみると60度屈曲位で87.8 ± 29.7%であり、90度屈曲位での値(83.6 ± 27.6%)と比べて有意な差はみられなかった。半膜様筋も同様に60度屈曲位で96.0 ± 42.6%であり、90度屈曲位での値(90.6 ± 19.5%)と比べ有意な差は

**表2** 下腿回旋中間位での最大等尺性膝屈曲運動時のNIEMGと膝屈曲角度との関係

	膝関節屈曲角度	
	60度	90度
半腱様筋	78.2 ± 19.2 **	100
半膜様筋	79.6 ± 20.3 *	100
大腿二頭筋長頭	135.9 ± 30.7 **	100
大腿二頭筋短頭	98.7 ± 24.6 n.s	100

平均値 ± 標準偏差 (%), paired *t* test, \*\*:p<0.01, \*:p<0.05.

**表3** 下腿外旋位での最大等尺性膝屈曲運動時のNIEMGと膝屈曲角度との関係

	膝関節屈曲角度	
	60度	90度
半腱様筋	72.5 ± 13.3 *	83.3 ± 15.1
半膜様筋	64.4 ± 20.7 †	75.4 ± 9.4
大腿二頭筋長頭	146.0 ± 41.6 **	123.6 ± 40.5
大腿二頭筋短頭	101.8 ± 22.1 n.s	111.3 ± 19.3

平均値 ± 標準偏差 (%), paired *t* test, \*\*:p<0.01, \*:p<0.05, †:p<0.1.

表4 下腿内旋位での最大等尺性膝屈曲運動時のNIEMGと膝屈曲角度との関係

	膝関節屈曲角度	
	60度	90度
半腱様筋	87.8 ± 29.7 n.s	83.6 ± 27.6
半膜様筋	96.0 ± 42.6 n.s	90.6 ± 19.5
大腿二頭筋長頭	92.2 ± 39.4 *	68.6 ± 25.6
大腿二頭筋短頭	75.7 ± 15.8 n.s	77.7 ± 15.7

平均 ± 標準偏差 (%), paired t test. \* : p &lt; 0.05.

みられなかった。大腿二頭筋長頭は60度屈曲位で92.2 ± 39.4%であり、90度屈曲位での値(68.6 ± 25.6%)に比べて有意に高い値を示した。大腿二頭筋短頭のNIEMGは60度屈曲位で75.7 ± 15.8%であり、90度屈曲位での値(77.7 ± 15.7%)と比べて有意な差はみられなかった(表4)。

## 考 察

1. 最大等尺性膝屈曲トルクと膝関節屈曲角度との関係  
 人を対象とした随意的膝関節屈曲トルクと膝関節角度との関係は下腿回旋中間位で等速性運動と等尺性運動との比較や、年齢での比較、性差での比較、膝伸展トルクとの比較など数多くの報告がある<sup>15-18)</sup>。これらの報告では膝関節が15度から30度付近で発揮トルクが最大となり、その後屈曲角度が増加するにつれて発揮トルクは徐々に減少することが示されている。本実験でも下腿回旋中間位で膝関節60度屈曲位で得られた値の方が90度屈曲位で得られた値より大きく先行文献の結果と一致している。膝関節屈曲主動筋であるハムストリングスは下腿の回旋作用も有するため各筋の筋活動や発揮張力は下腿回旋肢位に影響されることが推測される。しかし、下腿の回旋肢位を変化させて発揮張力と関節角度との関係を報告したものはない。本実験では下腿回旋中間位での結果に加え、下腿外旋位および内旋位でも同様の結果を得ることができた。これらのことは、下腿の回旋肢位にかかわらず膝関節60度屈曲位での発揮トルクの方が90度屈曲位での発揮トルクより大きいことを示唆して

いると考えられる。

筋の長さや発揮張力との関係については古くから報告されている。Gordonらは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“滑り説”を提唱した<sup>19)</sup>。その後、Lieberらはカエルの半腱様筋の筋長(膝関節角度)と膝関節を介した発揮トルクとの関係を観察し、発揮トルクは筋節長に影響されるだけでなく筋のモーメントアームの影響も考慮しなければいけないことを報告している<sup>20)</sup>。しかしその後彼らはモーメントアームの影響は小さいと報告している<sup>21)</sup>。本実験で得られた最大等尺性膝屈曲トルクと膝関節角度との関係をみると、下腿回旋肢位にかかわらず60度屈曲位で得られた屈曲トルクの方が90度屈曲位でのトルクより有意に大きい値を示した。ハムストリングスのモーメントアームの平均値は屈曲角度が増加するにつれて増加することが報告されており<sup>4)</sup>、本実験の屈曲トルクと関節角度との関係もモーメントアームの影響より筋長に強く影響されたことが推測でき、Lieberらの報告と一致する。

## 2. IEMGと膝関節屈曲角度との関係

最大随意収縮中の発揮トルクと筋長(関節角度)との関係は多くの報告があるが<sup>6) 15-18) 22-25)</sup>、最大随意収縮中の関節角度と筋電図との関係を報告したものは少ない<sup>6) 21) 22)</sup>。それは、発揮されるトルクは筋長(関節角度)に影響されるものの、最大随意収縮では全ての運動単位が動員され、導出される筋電図は関節角度の変化に影響されないことが推測されるためであると思われる。しかし、本実験では下腿中間位および外旋位において半腱様筋および半膜様筋は90度屈曲位で強く活動し、大腿二頭筋長頭は60度屈曲位で強い活動を示した。また、下腿内旋位でも大腿二頭筋長頭は膝関節60度屈曲位で強い活動を示した。これらのことは、最大努力での張力発揮時において、主動筋であっても常に最大限に活動しているわけではないことを示していると考えられる。すなわち、動作筋電図を解析する際に一定肢位での最大

表5 ハムストリングの形態学的特徴

	半腱様筋	半膜様筋	二頭筋長頭	二頭筋短頭
作用関節数	二関節	二関節	二関節	単関節
回旋作用	内旋	内旋	外旋	外旋
神経支配	脛骨神経	脛骨神経	脛骨神経	腓骨神経
筋重量 (g) <sup>2)</sup>	76.9	107.5	128.4	-
筋容積 (cm <sup>3</sup> ) <sup>5)</sup>	260.1	291.9	241.4	118.1
生理学的断面積 (cm <sup>2</sup> ) <sup>5)</sup>	16.2	44.0	29.8	7.9
羽状角 (°) <sup>2)</sup>	5	15	0	23.3
筋線維長 (mm) <sup>2,3)</sup>	155.6	63.3	80.2	130.3
筋線維組成 (% type I fibers) <sup>26)</sup>	-	-	-	66.9
筋節長 (安静時・解剖学的肢位)	-	-	-	-

収縮中に得られた筋電図を基に正規化することは、必ずしもその筋の最大筋放電を基に正規化していることにはならないことを示している。また、この結果は、発揮トルクと関節角度との関係を観察するとき、筋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も考慮しなければいけないことを示唆していると考えられる。

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<sup>2-5)</sup>。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5に示した<sup>2) 3) 5) 26)</sup>。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のみである。1984年にHerringらは、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<sup>27)</sup>。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、ハムストリングス4筋の活動様式に違いがみられたのは膝関節60度および90度屈曲位での筋節長が各筋で異なっていたためではないかと考えられる。このことは、ハムストリングス4筋が膝関節屈曲運動に同様に関与するのではなく、膝関節角度に影響されて活動様式が変動することを示していると考えられる。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、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。

本稿の一部は第33回日本理学療法学会にて発表した。

### 参考文献

- 1) Blaimont P: A Pathogenic Hypothesis of Femoropatellar Osteoarthritis. Surgery & Arthroscopy of the Knee. Springer-Verlag, Berlin, 1988.
- 2) Wickiewicz TL, Roy RR, *et al.*: Muscle architecture of the human lower limb. Clinical Orthopaedics and Related Research 179: 275-283, 1983.
- 3) Friederich JA, Brand RA: Muscle fiber architecture in the human lower limb. J Biomechanics 23 (1): 91-95, 1990.
- 4) Herzog W, Read LJ: Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. J Anat 182: 213-230, 1993.
- 5) 秋間 広, 久野謙也: 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44: 267-278, 1995.
- 6) Onishi H, Ikeda T, *et al.*: EMG activities of the popliteus and hamstring muscles during maximum isokinetic knee flexion. Proc. of 12th Int. Society of Electrophysiology and Kinesiology: 40-41, 1998.
- 7) Basmajian JB, Stecko G: A new bipolar electrode for electromyography. J Appl Physiol 17: 849, 1962.
- 8) Onishi H, Matsumura Y, *et al.*: Characteristic of Integrated EMG of the Vastus Lateralis Detected by Multiple Bipolar Wire Electrode. Proc. of the 7th Korea-Japan FES Symposium 5, 1996.
- 9) 大西秀明, 松村康弘・他: 外側広筋に刺入した複数のワイヤー電極から導出された筋電図と張力との関係. 理学療法学24 (学会特別号): 375, 1997.
- 10) 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 25, 1997.
- 11) 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 24, 1997.
- 12) Akasaka K, Onishi H, *et al.*: EMG power spectrum and integrated EMG of ankle planterflexors during stepwise and ramp contractions. Tohoku J Exp Med 182: 207-216, 1997.
- 13) Delagi EF, Perotto A, *et al.*: Anatomic Guide for the Electromyographer. Charles C Thomas, Illinois, 1981.
- 14) Basmajian JV, De Luca CJ: Muscle Alive. 5th ed. Williams & Wilkins, Baltimore, 1985.
- 15) Yoon TK, Park DS, *et al.*: Isometric and isokinetic torque curves at the knee joint. Yonsei Medical Journal 32 (1): 33-43, 1991.
- 16) Lord JP, Aitkens SG, *et al.*: Isometric and isokinetic measurement of hamstring and quadriceps strength. Arch Phys Med Rehabil 73: 324-330, 1992.
- 17) Kannus K, Beynonn B: Peak torque occurrence in the range of motion during isokinetic extension and flexion of the knee. Int J Sports Med 14 (8): 422-426, 1993.
- 18) Borges O: Isometric and isokinetic knee extension and flexion torque in men and women aged 20-70. Scand J Rehab Med 21: 45-53, 1989.
- 19) Gordon AM, Huxley AF, *et al.*: The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. J Physiol 184: 170-192, 1966.
- 20) Lieber RL, Boakes JL: Sarcomere length and joint kinematics during torque production in frog hindlimb. Am J Physiol 254: C759-C768, 1988.
- 21) Lieber RL, Boakes JL: Muscle force and moment arm contributions to torque production in frog hindlimb. Am J Physiol 254: C769-C772, 1988.
- 22) Herzog W, ter Keurs HEDJ, *et al.*: Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles. Eur J Physiol 411: 642-647, 1988.
- 23) Herzog W, ter Keurs HEDJ, *et al.*: A method for the determination of the force-length relation of selected in-vivo human skeletal muscles. Eur J Physiol 411: 637-641, 1988.
- 24) Leedham JS, Dowling JJ, *et al.*: Force-length, torque-angle and EMG-joint angle relationships of the human in vivo biceps brachii. Eur J Appl Physiol 70: 421-426, 1995.
- 25) Sodeberg GL, Cook TM: Electromyography in biomechanics. Physical Therapy 64 (12): 1813-1820, 1984.
- 26) Johnson MA, Weightman JPD, *et al.*: Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles an autopsy study. J Neurol Sciences 18: 111-129, 1973.
- 27) Herring SW, Grimm AF, *et al.*: Regulation of sarcomere number in skeletal muscle: A comparison of hypotheses. Muscle Nerve 7: 161-173, 1984.

**〈Abstract〉****The EMG Activities of Hamstring Muscles during Maximum Isometric Knee Flexion**

Hideaki ONISHI, RPT, MS, Tomozumi IKEDA, MS, Ryo YAGI, MD  
Kiyokazu AKASAKA, RPT, MS, Mineo OYAMA, OTR, MS, Kimito MOMOSE, RPT, MS, Kouji  
IHASHI, RPT, Ph.D., Yasunobu HANDA, MD  
*Department of Restorative Neuromuscular Surgery and Rehabilitation,  
Tohoku University Graduate School of Medicine*

The purpose of this study was to find some differences in activities among four hamstring muscles by integrated EMG, and to analyze the relationship among EMG, torque and muscle length during maximum isometric knee flexion. Ten healthy male volunteers participated in this study. The subject was fixed in prone position on a bed, and the knee joint was fixed at 60- or 90-degree in flexion with neutral, external and internal knee rotation. They performed maximum isometric knee flexion with these six knee positions. Then, the knee flexion torque was measured and the EMG data were detected by bipolar fine wire electrode from semitendinosus, semimembranosus and long and short head of biceps femoris muscle, simultaneously. The EMG data were full-wave rectified and integrated (IEMG). The knee flexion torque and the detected IEMGs from each hamstring muscle at 60-degree were compared with the values at 90-degree in each knee rotated position. As a result, the knee flexion torque at 60-degrees was higher than that at 90-degree regardless of knee rotation. The IEMG values of the semitendinosus and semimembranosus muscle at 60-degree in knee flexion with neutral and external knee rotation position were lower than those at 90-degree. On the other hand, the IEMG value of the long head of biceps femoris at 60-degree with neutral, external and internal knee rotation were significantly higher than those at 90-degree. There were no significant differences in IEMG values of short head of biceps femoris between 60-degree and 90-degree with any rotational angles. These results indicate next two insights. First, there are obvious differences in activities among four hamstring muscles during maximum isometric knee flexion. Second, the agonist muscles are not always fully active even if the isometric movement is performed with the maximum efforts.