

## 報 告

## 歩行および立位保持中の膝窩筋筋活動について\*

大西秀明<sup>1)</sup> 八木 了<sup>1)</sup> 大山峰生<sup>1)</sup> 松木儀浩<sup>1)</sup>  
伊橋光二<sup>1)</sup> 半田康延<sup>1)</sup> 池田知純<sup>2)</sup>

## 要旨

本研究の目的は、健常者を対象にして歩行中および立位保持中に膝窩筋筋電図を導出し、その機能を明らかにすることであった。対象は健常男性10名であり、課題動作は自然歩行および膝関節0度、30度、60度および90度屈曲位での立位保持であった。筋電図の導出にはワイヤー電極を使用し、電気刺激を行うことにより電極が膝窩筋内に入っていることを確認した。各動作時に得られた筋電図は全波整流したのち移動平均処理を行い平滑化し、最大等尺性下腿内旋運動時に得られた筋電図をもとに正規化した。歩行中の膝窩筋筋活動は、立脚初期、立脚後期および遊脚後期に強い活動を示した。特に立脚期9.3%時点では膝窩筋の筋活動は最も強く、下腿最大内旋運動時の $72.2 \pm 14.8\%$ を示した。また、立位保持中における膝窩筋の筋活動は膝関節屈曲角度の増加に伴い増加した。これらの結果から、膝窩筋は、歩行時には遊脚後期から立脚初期にかけては膝関節過伸展を防御し、立脚後期から遊脚初期にかけては膝関節の屈曲運動に関与することが推察された。また、立位保持時には脛骨の前方移動を防ぐように活動していると考えられた。

キーワード 膝窩筋, 筋電図, 歩行

## はじめに

膝窩筋は、筋腹が遠位部にあり起始腱の一部は膝関節包内に入り込み外側半月板に付着している特殊な筋である<sup>1-4)</sup>。また、その機能は脛骨の内旋、膝関節屈曲初期の膝関節ロックの解除、膝関節屈曲中の外側半月板の引っ張りなどがあると一般的に言われている<sup>1)2)4)</sup>。

Basmajian<sup>2)</sup>やBarnett<sup>5)</sup>は筋電図を用いた方法で、膝窩筋には膝関節屈曲位での荷重時に大腿骨前方移動を防ぐ働きがあると報告している。しかし、Davis<sup>6)</sup>は荷重時には脛骨が大腿骨に対して前方へ引き出されるのを防ぐために活動すると報告しており、荷重時の膝窩筋筋活動の解釈には違いがみられる。また、立位保持時の膝関節屈曲角度と膝窩筋筋活動との関係は明らかに

されていない。歩行中の膝窩筋の活動については、Basmajian<sup>2)</sup>やDavis<sup>6)</sup>、Mann<sup>7)</sup>によって報告されているが、その活動時期や活動量については未だ明確にされていないのが現状である。

そこで我々は歩行時の膝窩筋の筋活動と、立位保持時における膝窩筋の活動と膝関節角度との関係を明らかにすることを目的として研究を行ったので報告する。

## 対象および方法

## 1. 対象および課題動作

対象は、両下肢に整形外科的疾患の既往の無い健常男性10名で、平均年齢は $30.2 \pm 4.5$ 歳(平均 $\pm$ 標準偏差)であった。身長は $172.6 \pm 8.1$ cm、体重は $71.7 \pm 10.1$ kgであった。被験者には予め実験内容を十分に説明しインフォームドコンセントを得た。

課題動作は、①自然歩行8m、②膝関節0度、30度、60度、90度屈曲位での3秒間の立位保持であり、これら各動作時に右側膝窩筋から筋電図を導出した。また、歩行時および立位保持時に導出された筋電図を正規化するために、腹臥位で膝関節を90度屈曲位・下腿中間位に固定した肢位で、等速性筋力測定器KINCOM(Chattanooga, TN)を用いて最大等尺性下腿内旋運動を5秒間行わせた。動作の手順は、まず、筋電図導出用

\* EMG Activity of the Popliteus Muscle during Walking and Standing

1) 東北大学大学院医学系研究科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, Ryo Yagi, MD, Mineo Oyama, OTR, MS, Narihiro Matsuki, RPT, MS, Kouji Ihashi, RPT, PhD, Yasunobu Handa, MD: Dept. of Restorative Neuromuscular Surgery and Rehabilitation, Tohoku University Graduate School of Medicine

2) 職業能力開発大学校 福祉工学科  
Tomozumi Ikeda, MS: The Polytechnic University, Rehabilitation Engineering  
(受付日 1999年1月21日/受理日 1999年4月24日)

のワイヤー電極（下記）を刺入した後、約5分間の自然歩行を行い、その後中等度の努力にて脛骨内旋随意運動を3回から5回行わせた。痛みが軽減して十分な筋力を発揮できることを確認した後、課題動作①を行い、次に課題②を行い、最後に最大等尺性下腿内旋運動を行わせた。課題②では、膝関節完全伸展位から動作を開始し、続けて30度屈曲位、60度屈曲位、90度屈曲位の順で各々3秒間の立位保持を行わせた。このとき、足底全体は常に床に接地しているように行わせた。また、立位保持中の体幹の位置は特に指示せず、自由に行わせた。

## 2. 筋電図導出および解析

筋電図の導出には、テフロンで被覆されたステンレス製のワイヤー電極（A-M systems, USA）を用いた。ワイヤーの直径は75 $\mu$ mであり、電極先端2mmのテフロンを剥ぎ、電極間距離5mmの双極電極として使用した<sup>8)</sup>。電極は25 gaugeのカテラン針を用い、半腱様筋停止腱部付近から腓骨頭に向かって刺入した（図1）<sup>2)</sup>。また、電極が膝窩筋に正確に留置されるようにガイド針を抜去する前後に電気刺激を行って確認した<sup>6)7)</sup>（FES-MATE1300, NEC, 東京）。電気刺激による確認の条件は後脛骨筋およびヒラメ筋が収縮しないことと下腿内旋運動が認められることとした。電気刺激により他筋の収縮が認められた場合や下腿内旋運動が認められなかった場合は再度電極を刺入した。ガイド針を抜去した後、皮



図1 ワイヤー電極刺入法  
右側下腿内側面写真。ワイヤー電極は25 gaugeのカテラン針を用い、半腱様筋停止腱部付近から腓骨頭に向かって刺入した。

膚からでたワイヤーは直径約1cmのループを作り皮膚に固定し、入力抵抗 $1 \times 10^{11} \Omega$ の前置増幅器（DPA-10P, ダイメディカルシステム（株）、東京）に接続した。実験の概略図を図2に示した。筋電図は前置増幅器で2倍に増幅した後、さらに増幅器（BIOTOP6R12, NEC三栄, 東京）にて200倍に増幅し、データレコーダ（RX-800, TEAC, 東京）に保存した。

データレコーダに保存した筋電図は12 bit A/D変換ボード（AD12-16U(98)EH, Contec, 大阪）を用い、サンプリング周波数2500 HzでA/D変換しパーソナルコンピュータに保存した。その後、生態情報解析システムソフトウェア（BIMUTAS, キッセイコムテック, 松本）を使用し、20 Hzから1000 Hzのバンドパスフィルタ処理を行い、全波整流したのち125ポイントの移動平均処理を行い平滑化した。

## 3. 動作解析

歩行時の膝関節屈伸角度変化および歩行周期を測定するために、フレーム速度が60 Hzの赤外線カメラ5台を含む三次元動作解析装置 VICON370（Oxford Metrics, Ltd., Oxford）と2個のフットスイッチを使用した。膝関節屈伸角度は、右側の外果、外側上顆および大転子に張り付けた標点を基に算出した。歩行周期は、右側の踵部と第一中足骨頭にそれぞれフットスイッチを貼り付け、踵接地および足先離地の時期を明らかにすることにより観察した。また、筋電図データと動作解析用データを同期させるために、フットスイッチから導出されたアナログ信号および外部トリガー信号をデータレコーダに記録すると同時に動作解析用パーソナルコンピュータにも保存した（図2）。

## 4. 統計処理

歩行および立位保持中に得られた平滑化筋電図は、最大等尺性下腿内旋運動時に得られた平滑化筋電図を基に正規化した。歩行時における膝関節角度変化と膝窩筋の筋電図データを解析するにあたり、立脚期時間および遊脚期時間を各々100%として、10人の被験者から得られた膝関節角度および平滑化筋電図の平均値を算出し

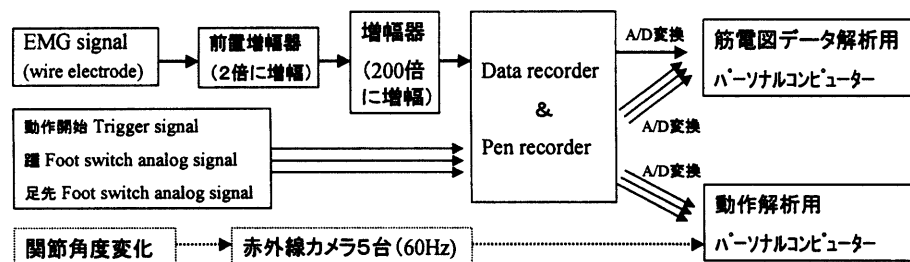


図2 実験概略図

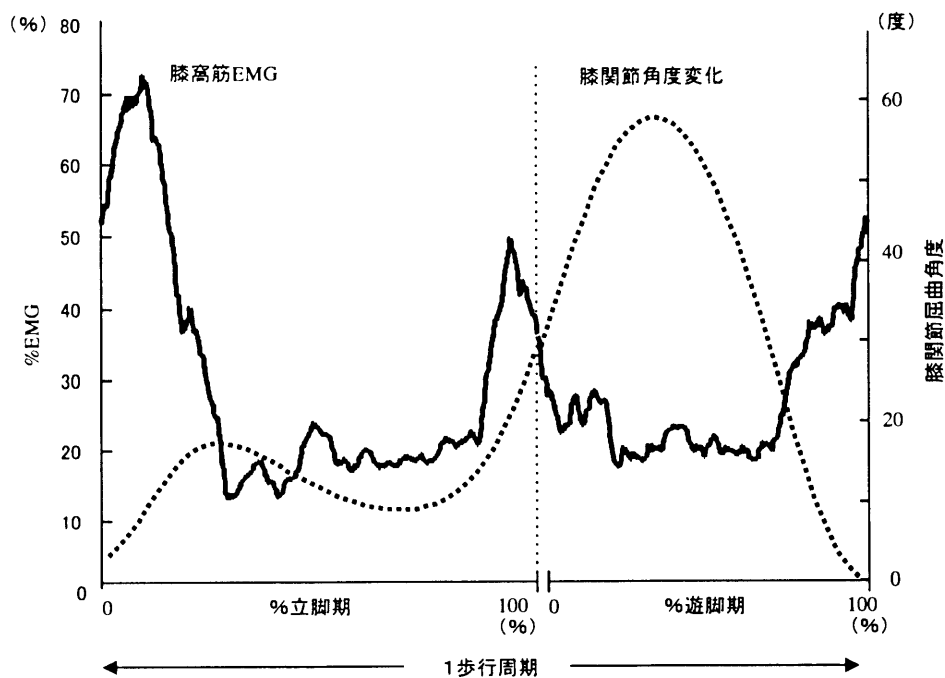


図3 1歩行周期の膝関節屈伸角度変化および膝窩筋筋電図

た。立位保持中における筋電図データを解析するにあたり、各関節角度での平均値および標準偏差を算出し、各関節角度で得られた平均値を比較するために一元配置分散分析 (repeated-measures design ANOVA) を用い、事後検定には Tukey's HSD test を使用した。統計的な有意水準は5%とした。

## 結 果

歩行時の1歩行周期は平均  $1137 \pm 36.3$  msec (平均値  $\pm$  標準偏差) であり、立脚期は  $658 \pm 23.7$  msec、遊脚期は  $479 \pm 24.7$  msec であった。各期での膝関節角度変化および膝窩筋の平滑化筋電図の平均値を図3に示した。膝窩筋の筋活動は、踵接地時に  $51.1 \pm 6.7$  (平均値  $\pm$  標準誤差) % であった。その後筋活動は徐々に増加し立脚期9.3%の時点で  $72.2 \pm 14.8\%$  を示した。立脚期9.8%から30%の時点まで筋活動量は徐々に減少し、立脚期30%から80%の時点まではほとんど筋活動がみられなかった。また、立脚後期には再度筋活動が増加し、立脚期94%の時点で  $48.7 \pm 15.5\%$  を示した。遊脚期の筋活動量をみると、遊脚中期から遊脚期が終わるまで筋活動量は徐々に増加した。

立位保持時の膝窩筋の筋活動をみると、膝関節0度屈曲位での立位保持時では  $7.4 \pm 16.1\%$  (平均値  $\pm$  標準偏差)、30度屈曲位では  $15.8 \pm 17.7\%$ 、60度屈曲位では  $45.1 \pm 40.2\%$ 、90度屈曲位では  $52.7 \pm 42.6\%$  であり、膝関節屈曲角度の増加に伴い膝窩筋の筋活動は有意に増加した ( $F(3, 27) = 8.61, p < 0.01$ )。また、各屈曲角度での膝窩筋筋活動の値を比較すると、0度屈曲位と60

表1 立位保持時の膝窩筋筋活動

膝関節角度	%EMG (mean $\pm$ S.D.)
0度	$7.4 \pm 16.1$
30度	$15.8 \pm 17.7$
60度	$45.1 \pm 40.2$
90度	$52.7 \pm 42.6$

Tukey's HSD test, \*\*:  $p < 0.01$ , \*:  $p < 0.05$ .

度屈曲位、0度屈曲位と90度屈曲位、30度屈曲位と90度屈曲位の間で危険率1%以下で有意な差が認められ、30度屈曲位と60度屈曲位の間で危険率5%以下で有意な差が認められた (Tukey's HSD test) (表1)。

## 考 察

膝窩筋の解剖学的な特徴は比較的明らかにされており、大腿骨外側上顆、外側半月板および腓骨頭の3部位に起始腱をもち、脛骨後面近位部に付着する筋である<sup>1-4)</sup>。その機能については、非荷重時で脛骨の内旋作用、膝関節屈曲初期時の関節ロックの解除や、膝関節屈曲中の外側半月板の引っ張りなどが報告されているが<sup>1)2)4)5)9)</sup>、荷重時での膝窩筋の役割や、その詳細な機能については未だ明らかにされていない<sup>2)6)7)</sup>。これには、膝窩筋が膝窩部深層に位置する筋であり、筋の容積も比較的小さいことから筋電図の導出が難しいことも関与していると考えられる。われわれは、ワイヤー電極を使用し、電気刺激を行うことにより電極が確実に膝窩筋内に入っていることを確認した。

歩行時の膝窩筋の筋活動に関しては、Mannら<sup>7)</sup>は歩

行中に歩行周期の立脚初期から中期にかけてと遊脚後期に膝窩筋が活動することを報告しているが、Davisら<sup>6)</sup>は立脚初期および後期と遊脚中期から後期にかけて活動が強くなることを報告している。我々の結果では、膝窩筋は歩行周期の立脚初期および後期と遊脚中期から後期にかけて強い活動を示し、Davisらの結果を支持するものであった。

歩行周期における立脚初期の膝窩筋の最も強い筋活動は、膝関節が過伸展または膝関節がロックしないように活動し<sup>2)4)6)</sup>、立脚後期にみられた筋活動の増加は、足先離地直前であり、膝関節の屈曲運動に作用したのではないかと考えられた<sup>6)9)</sup>。また、遊脚後期から踵接地にかけて強い筋活動がみられたが、これはハムストリングスが遊脚後期に膝関節の過伸展を防ぐために活動することと同様に、膝関節が過伸展またはロックしないように膝関節の急激な伸展を制動するために活動したのではないかと推察できた。

我々の結果とDavisら<sup>6)</sup>の結果を比較すると、歩行中にみられる膝窩筋活動の時期は同様であるが、その活動量に違いがみられた。Davisらは、遊脚後期に膝窩筋は最も強い活動を示し、徒手的抵抗による最大内旋運動時の $35.7 \pm 20.0\%$ であったと報告している。我々の結果では立脚初期に最も強く活動し、下腿最大内旋運動時の72%の筋活動量を示し、踵接地直前の遊脚後期でも51%の筋活動を示した。我々は腹臥位で膝関節90度屈曲位・下腿中間位での最大等尺性内旋運動時に得られた値を基に正規化した。Davisらは徒手筋力テストを行う方法によって得られた値を元に正規化したと示しているものの、その測定肢位については詳細に記されていない。我々の結果とDavisらの相対的活動量が異なった理由の一つとして、歩行中の膝窩筋活動を正規化するための最大値測定方法の違いが影響していたのではないかと考えられる。

立位保持時やスクワット動作時に膝窩筋が活動することは、Basmajian<sup>2)</sup>やMannら<sup>7)</sup>によって報告されているが、膝関節角度と膝窩筋の筋活動との関係は明らかにされていない。本実験における立位保持時の膝窩筋活動と膝関節屈曲角度との関係をみると、屈曲角度の増加に伴い膝窩筋の活動は増加した。Basmajianら<sup>2)</sup>は、膝

窩筋は荷重時に脛骨上で大腿骨が前方へ移動するのを防ぐと述べている。しかし、立位保持時に膝関節屈曲角度が増加するにつれて大腿四頭筋の活動量が増加し<sup>10)</sup>、脛骨の前方移動距離が増加するため<sup>11)</sup>、Davisら<sup>6)</sup>が報告しているように、膝窩筋は荷重時には大腿四頭筋に拮抗して活動し、脛骨の前方移動を防いでいるのではないかと考えられた。

本研究において、自然歩行中における膝窩筋の筋活動の時期、および立位保持中の膝関節角度と膝窩筋の筋活動との関係について明らかにすることができた。しかし、その筋活動量については先行論文と異なるところがあり、また、これ以外の膝窩筋の機能を明らかにするためには更なる研究が必要である。

本稿の一部は第2回日本電気生理運動学会にて発表した。

## 文 献

- 1) Last RJ: The popliteus muscle and the lateral meniscus. *J Bone and Joint Surg* 32-B: 93-99, 1950.
- 2) Basmajian JV, Lovejoy JF: Functions of the popliteus muscle in man. *J Bone and Joint Surg* 53-A: 557-562, 1971.
- 3) Tria AJ, Johnson CD, *et al.*: The popliteus tendon. *J Bone and Joint Surg* 71-A: 714-716, 1989.
- 4) Williams PL, Bannister LH, *et al.*: *Gray's Anatomy*. 38th ed. Edinburgh, Churchill Livingstone, 1995.
- 5) Barnett CH, Richardson AT: The postural function of the popliteus muscle. *Ann Phys Med* 1: 177-179, 1953.
- 6) Davis MD, Newman CJ, *et al.*: Electromyograph analysis of the popliteus muscle in level and downhill walking. *Clin Orthop* 310: 211-217, 1995.
- 7) Mann RA, Hagy JL: The popliteus muscle. *J Bone and Joint Surg* 59-A: 924-927, 1977.
- 8) Basmajian JV, Stecko G: A new bipolar electrode for electromyography. *J Appl Physiol* 17: 849, 1962.
- 9) 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.
- 10) Hus AT, Perry J, *et al.*: Quadriceps force and myoelectric activity during flexed knee stance. *Clin Orthop* 288: 254-262, 1993.
- 11) Yack HJ, Collins CE, *et al.*: Comparison of closed and open kinetic chain exercise in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med* 21: 49-54, 1993.

## 〈Abstract〉

**EMG Activity of the Popliteus Muscle during Walking and Standing**

Hideaki ONISHI, RPT, MS, Ryo YAGI, MD, Mineo OYAMA, OTR, MS,

Narihiro MATSUKI, RPT, MS, Kouji IHASHI, RPT, PhD, Yasunobu HANDA, MD

*Dept. of Restorative Neuromuscular Surgery and Rehabilitation, Tohoku University Graduate School of Medicine*

Tomozumi IKEDA, MS

*The Polytechnic University, Rehabilitation Engineering*

The purposes of this study were to detect the electromyographic activity of the popliteus muscle during walking and standing, and to clarify the popliteus muscle function. Ten healthy male volunteers participated in this study. The electromyographic activity during walking and standing at 0, 30, 60 and 90 degrees of knee flexion was recorded. Bipolar fine wire electrode was inserted into the right popliteus muscle, and electrical stimulation was used to confirm the location of the electrode. The EMG raw data were rectified and averaged, then the smoothed EMG was normalized by the value that was obtained during the maximum isometric internal rotation of the tibia.

The popliteus muscle showed some activity in each phase of the gait cycle. Within this continuum, however, there were three phases of peak electromyographic activity. These peaks occurred at loading response, preswing and terminal swing phases. The activity of the popliteus muscle during standing increased with the increase of the knee flexion in standing. These data suggested that the popliteus muscle help to protect the knee from the hyperextension during terminal swing and loading response phases of the gait cycle, and may assist the initiation of knee flexion at preswing phase. In addition, the popliteus muscle could increase its activity in an attempt to limit the anterior tibial shearing during standing with knee flexion.