膝関節屈曲角度の変化に伴う膝関節伸展等尺性収縮時の大腿四頭筋における筋活動変化

Muscle Activities of the Quadriceps during Knee Extension Isometric Contraction at Different Angles of Knee Joint Flexion

生田 啓記¹⁻³⁾ 井尻 朋人¹⁾ 鈴木 俊明^{3,4)}

HIROKI IKUTA, LAC, MS¹⁻³⁾, TOMOHITO IJIRI, RPT, MS¹⁾, TOSHIAKI SUZUKI, RPT, DMSc^{3,4)}

¹⁾ Medical Corporation Juzankai, Department of Rehabilitation

²⁾ Spica acupuncture moxibustion, massage therapy place: 4-15-13 Iwata, Higashiosaka-shi, Osaka 578-0941, Japan
TEL+81 72-543-8251 E-mail: hiroki.0307.ikuta@gmail.com

³⁾ Clinical Physical therapy Laboratory, Faculty of Health Science, Kansai University of Health Sciences

⁴⁾ Graduate school of Health Science, Kansai University of Health Sciences

Rigakuryoho Kagaku 31(1): 7-11, 2016. Submitted Jul. 15, 2015. Accepted Aug. 21, 2015.

ABSTRACT: [Purpose] The changes in muscle activities of the quadriceps during knee extension isometric contraction associated with changes in knee joint flexion angle were investigated. [Subjects] The subjects were 10 healthy individuals who provided their informed consent. [Methods] The subjects performed isometric contraction of 40% maximum voluntary contraction at four different angles of knee flexion. The EMGs of the vastus medialis obliquus, vastus medialis longus, rectus femoris, and vastus lateralis were measured. [Results] The relative integrated EMG values of the vastus medialis obliquus and vastus lateralis at 90° knee flexion were significantly greater than their respective values at 20° knee flexion. [Conclusion] To train the vastus medialis obliquus, knee extension with the knee joint at 90° flexion is appropriate.

Key words: vastus medialis obliquus, knee flexion angle, EMG

要旨:〔目的〕膝関節屈曲角度が変化した際に膝関節伸展等尺性収縮における大腿四頭筋の筋活動の変化を明らかにすることとした。〔対象〕健康者 10 名の利き足とした。〔方法〕膝関節伸展等尺性収縮は膝関節 0°, 20°, 60°, 90° 屈曲位にて実施した。強度は各角度における最大等尺性収縮の 40% とした。筋電図測定は内側広筋斜頭 (VMO), 長頭, 大腿直筋, 外側広筋 (VL) を記録し, 筋電図積分値を求めた。各角度の値において 0° の時の値で除した相対値にて比較した。〔結果〕膝関節 90° 屈曲位における相対値は, VMO では 20°, 60° と比較して, VL では, 20° と比較して有意に高い値を示した。〔結語〕VMO の筋活動を促すには, 膝関節 90° 屈曲位での運動が有効である可能性がある。

キーワード: 内側広筋斜頭, 膝関節屈曲角度, 表面筋電図

¹⁾ 医療法人 寿山会 法人リハビリテーション部

²⁾ スピカ鍼灸・マッサージ院: 大阪府東大阪市岩田町 4 丁目 15-13 (〒578-0941) TEL 072-943-0829

³⁾ 関西医療大学 保健医療学部 臨床理学療法学教室

⁴⁾ 関西医療大学大学院 保健医療学研究科

I. はじめに

膝関節の運動器疾患では、膝関節伸展筋力の改善にかかわらず、内側広筋斜頭 (vastus medialis obliquus : VMO) の筋緊張低下は改善し難いことが多い。Travnikらは、VMOは膝関節伸展作用を持たず、外側広筋 (vastus lateralis : VL) と協調して膝蓋骨安定機構として働き、内側広筋長頭 (vastus medialis longus : VML) と大腿直筋 (rectus femoris : RF) が膝関節伸展筋であると報告している¹⁾。膝関節屈曲角度の変化に伴い膝蓋骨と大腿骨における接触部位が変化するため、膝蓋骨の安定性は異なるものになる²⁾。そのことから、膝蓋骨安定機構であるVMOとVLの筋活動も膝関節屈曲角度の変化に伴い変化すると考えられる。また前十字靭帯損傷に関しては、大腿四頭筋の単収縮による脛骨の前方引き出しが生じるリスク管理³⁾として、膝関節を60°以上屈曲した状態で膝関節伸展運動を実施することが多い。そのため、著者らは膝関節屈曲位での筋力強化がVMOの筋緊張低下を招いている可能性があると考えた。膝関節屈曲角度の変化に伴う膝関節伸展等尺性収縮中の大腿四頭筋の筋活動を検討している例では、内側広筋 (VM)、RF、VLの筋活動の変化は生じないというもの⁴⁾や屈曲角度の増大に伴いVMの筋活動も増大するというもの⁵⁾がある。しかし、それらの報告ではVMを膝蓋骨安定機構であるVMOと膝関節伸展であるVMLに分けて検討されてない。本研究は膝蓋骨安定機構である筋と膝関節伸展筋の機能特性を分析する目的で、屈曲角度変化に伴う膝関節伸展等尺性収縮時の大腿四頭筋の筋活動変化を検討した。

II. 対象と方法

1. 対象

本研究の対象は、膝関節に異常の認められない健常者10名 (男性5名・女性5名、平均年齢 ± 標準偏差 23.7 ± 3.0 歳) の利き足 (ボールを蹴る側の足) とした。なお、本実験はヘルシンキ宣言の助言・基本原則および追加原則を鑑み、予め説明の上、同意を得た被験者を対象に実施した。

2. 方法

本研究では、多用途筋機能評価運動装置 Biodex System3 (Biodex Medical Systems 社製) を用いて膝関節伸展運動による大腿四頭筋の筋活動の分析を行った。Miller⁶⁾の報告を参考に、膝関節伸展運動課題による評価に先立ちウォーミングアップおよび最大随意等尺性収縮 (maximal voluntary contraction : MVC) 測定を行った。ウォーミングアップは5分間の自転車エルゴメータを使ったペダリングとその後に大腿四頭筋およびハムス

トリングスのストレッチングを被験者に行わせた。その後、被験者を Biodex System3 のシート上に椅子座位とさせて、ダイナモメーターの軸と膝関節軸の位置を合わせ、アタッチメントのパッド下縁が内果の高さで適合するようにアタッチメントの長さを調節した。そして大腿部はベルトで固定し、谷埜⁷⁾の報告をもとに骨盤の肢位は、VMOの活動を促すことができる骨盤前後傾中間位とした。そこで被験者に膝関節伸展運動を実施し、違和感なく行えるか否かを確認した。違和感ないことを確認した後、膝関節伸展位で重力補正を行った。そして Biodex System3 を用いた膝関節伸展運動に慣れるように練習を実施した。その際に疲労感が出ないように注意した。そして、表面筋電図測定時のトルク値を算出するために、膝関節 0°、20° 屈曲位、60° 屈曲位、90° 屈曲位それぞれの膝関節伸展の MVC を2分間の休息をはさみ計2回測定した。また、各関節角度での測定の間には5分間休憩を入れ、実施する角度の順番はランダムとした。そして各膝関節屈曲角度におけるターゲットトルクの大きさには、2回測定した膝関節伸展 MVC トルクのうち最高値を採用した。また MVC トルクの計測中は検者が被験者を口頭で励まし、最大努力を出せるように配慮した。そして、膝関節伸展運動の筋出力を一定にする目的で本研究では、各関節角度の MVC トルクの値から 40% 強度 (以下、40% MVC) のトルク値を算出し、これをそれぞれの関節角度におけるターゲットトルクとした。このターゲットトルクを算出した後に、以下の膝関節伸展運動を実施した。Hettinger らは ADL において使う筋力発揮は 30% MVC までであるため、等尺性収縮によるトレーニングでは 40% MVC 以上の強度で行うことが望ましいと報告している⁸⁾。そのことから、最低限トレーニング効果が見込まれる 40% MVC に運動強度を設定した。そこで、40% MVC トルク値を被験者の正面に設置したモニターに提示し、各関節角度における 40% MVC での膝関節伸展等尺性収縮を視覚フィードバックにて5秒間実施した。そして約10秒間の休息をはさみ計3回実施した。また膝関節伸展運動中には後述する表面筋電図測定を行った。

表面筋電図は、テレメトリー型筋電計 MQ8 (キッセイコムテック社製) および収録ソフトウェア Vital Recorder 2 (キッセイコムテック社製) を用いた。方法は双極導出法にて行った。サンプリング周波数は 1,000 Hz で AD 変換し、周波数帯域は 10 ~ 500 Hz とした。本研究での記録筋および表面電極貼付位置は、Lieb ら⁹⁾の報告を参考に以下の通りとした。VMO に対しては膝蓋骨底から約 4 cm 近位で、大腿長軸から約 55° 内側に傾斜した走行に電極を貼付した。VML に対しては膝蓋骨底から約 10 から 15 cm 近位で、大腿長軸から約 15° 内側に傾斜した走行に電極を貼付した。RF に対しては膝蓋骨底から 10 から 15 cm 近位のレベルに

電極を貼付した。VL に対しては膝蓋骨底から 8 から 10 cm 近位で大腿長軸から約 20° 外側に傾斜した走行に貼付した。

上記のいずれの電極貼付位置も最終的には実際に筋の走行を触知することにより決定し、電極中心間隔は 2.0 cm でディスプレイザブル電極（アドバンス社製、レクトロード、直径 13 mm）を貼付した。また接地電極は膝蓋骨上とした。

各筋より得られた表面筋電図の生波形より、筋電図解析ソフトウェア BIMUTAS-Video（キッセイコムテック社製）を用いて、記録した 5 秒間のうち開始約 1 秒後から 3 秒間の筋電図積分値（Integrated Electromyogram: IEMG）を求めた。

統計学的検討は、各膝関節屈曲角度において 3 回測定した IEMG 平均値を用いた。

各関節角度における筋活動の変化は、Pincivero らの報告⁵⁾を参考に各 4 筋の膝関節 20° 屈曲位、60° 屈曲位、90° 屈曲位の IEMG 平均値を膝関節 0° 屈曲位の IEMG 平均値で除した相対値を用いて比較した。

正規性の検定においては各筋の角度ごとにおける IEMG 相対値に正規性は認められなかった。そのため各筋の角度間比較には Kruskal-Wallis 検定を用いた。また事後検定は Scheffe 法を用いて多重比較を行った。そして有意水準は 5% とした。統計処理ソフトウェアは SPSS Statistics version 19（IBM 社製）を用いた。

III. 結 果

VMO の膝関節 90° 屈曲位における IEMG 相対値の中央値は膝関節 20° 屈曲位および膝関節 60° 屈曲位と比較して有意に高かった。また VL の膝関節 90° 屈曲位における IEMG 相対値の中央値は膝関節 20° 屈曲位と比較して有意に高かった ($p<0.05$)。しかし VML と RF における IEMG 相対値の中央値については各膝関節屈曲角度間に差が認められなかった (表 1)。

IV. 考 察

本研究において、膝蓋骨安定機構である VMO と VL の筋活動は膝関節屈曲増大に伴い膝蓋骨が構築的に安定するため低下すると予測した。膝蓋骨の安定に関して、Csintalan らは屈曲 60° から 90° において膝蓋骨と大腿骨の接触面積が最大となり、膝蓋骨は大腿骨顆間構内にかみ合った状態となると報告している²⁾。また Travník らは、VMO には膝関節伸展の作用がなく、膝蓋骨に対して VL と協調して膝蓋骨安定機構として作用すると報告している¹⁾。しかし、本研究の結果では膝関節 90° 屈曲位において膝関節 20° 屈曲位と比較して VMO と VL の IEMG 相対値が有意に増大した。また RF と VML の IEMG 相対値に関しては変化が生じなかった。そのため、今回の筋活動変化に関しては膝蓋骨安定機構の作用以外の要因が VMO と VL の筋活動増大に関与した可能性がある。しかし、膝蓋大腿関節の運動は計測できていないため、膝関節屈曲角度変化と膝蓋大腿関節の運動の関係についての報告をもとに考察する。特に、膝関節屈曲角度変化に伴う膝蓋大腿関節における矢状面の運動と膝関節伸展の内的モーメントアームおよび膝蓋大腿関節における水平面の運動と膝蓋大腿関節の関節圧迫力変化の 2 点における可能性に着目した。

膝関節伸展における内的モーメントアームにおいて、Krevolin らは膝蓋骨の中心と脛骨大腿関節の運動軸との距離である膝関節伸展の内的モーメントアームが膝関節屈曲角度で変化すると報告している¹⁰⁾。まず、膝蓋大腿関節における運動として膝関節屈曲角度変化により矢状面において膝蓋骨の前後傾が生じるといわれている¹¹⁾。また同時に、膝蓋靭帯と大腿四頭筋腱それぞれの走行の変化により膝関節伸展時の内的モーメントアームも変化する。ここでは、その膝蓋大腿関節における運動と内的モーメントアームの変化との関係から考察する (図 1)。膝関節 20° 屈曲位においては、60° および 90° 屈曲位と比較して大腿四頭筋腱と膝蓋靭帯における膝蓋大腿関節側のなす角は大きくなる。そのため、二つの走行する角度が近くなり膝蓋骨安定機構である VMO と VL の筋活動が減少していても VML や RF など膝関節

表 1 各膝関節屈曲角度における大腿四頭筋の筋電図積分値相対値

電極貼付位置	膝関節 20° 屈曲位	膝関節 60° 屈曲位	膝関節 90° 屈曲位
内側広筋斜頭	1.96 (6.20-0.25)	2.09 (7.27-0.93)	2.95 (8.47-1.06)
		**	
内側広筋長頭	2.66 (6.91-0.30)	1.68 (5.38-0.74)	2.20 (4.68-0.53)
大腿直筋	2.79 (4.63-0.34)	2.12 (9.76-0.58)	2.46 (7.57-0.47)
外側広筋	2.83 (6.69-0.33)	2.74 (7.39-1.05)	3.43 (8.07-0.95)
		**	

n=10, 中央値 (最大値-最小値), *: $p<0.05$, **: $p<0.01$.

図1 大腿四頭筋腱と膝蓋靱帯の走行

膝関節屈曲角度の増大に伴い、大腿四頭筋腱と膝蓋靱帯における膝蓋大腿関節側のなす角は小さくなる。

伸展筋の活動により膝蓋骨を介した脛骨への力の伝達が行われたと考えられる。それに対して膝関節 90° 屈曲位においては、20°、60° に比べると屈曲角度が増大するにつれて大腿四頭筋腱と膝蓋靱帯における膝蓋大腿関節側のなす角は小さくなる。そのため、二つの走行が異なり膝関節伸展筋である VML と RF の力が膝蓋骨を介して脛骨へ伝わりにくい。そこで、VMO および VL は矢状面において膝蓋骨を後傾させるように作用した可能性がある。加えて、Krevolin らは膝関節伸展の内的モーメントアームは膝関節屈曲角度で変化し、膝関節 20° から 60° 屈曲位の間で内的モーメントアームが最大になると報告している¹⁰⁾。そのため、この範囲の屈曲位に関しては挺作用を利用して膝関節伸展を少ない筋活動でトルク発揮が行われると考えられる。それに対して、膝関節 90° 屈曲位では内的モーメントアームが減少するため、矢状面において膝蓋骨を後傾させて大腿四頭筋の力を効率的に脛骨へ伝播する必要があると考えられる。また、Merican らは、膝関節屈曲角度の増大に伴う矢状面における膝蓋骨の前後傾に関して腸脛靱帯の張力の影響を受けないとしている¹¹⁾。つまり今回大腿筋膜張筋は記録していないが、同程度に膝蓋骨から離れた部位で記録した VML や RF には膝蓋骨の後傾させる作用がないと考えられる。以上のことから、膝蓋骨の後傾に関する計測は行っていないが、先行研究より VMO と VL は膝蓋骨を後傾させることで脛骨への力の伝達を行いやすくし、その結果伸展筋である RF と VML は 90° において筋活動量に変化が生じずに膝関節伸展運動が行われたのではないかと考えた。

次に、水平面における膝蓋大腿関節の運動に関しては、先行研究をもとに膝蓋大腿関節の関節圧迫力との関係から考察する。膝関節屈曲角度の増大に伴い大腿四頭筋腱と膝蓋靱帯の膝蓋大腿関節側におけるなす角が小さくなる際には、その合力より生じる大腿骨顆間溝へ向かう膝

蓋大腿関節の関節圧迫力は増大するとされている¹²⁾。それに伴って、膝関節屈曲角度が増大する際には、単位面積当たりの関節圧迫力を軽減するために膝蓋骨と大腿骨の接触面積が増大するといわれている¹²⁾。さらに Fujikawa らは、他動運動により膝関節屈曲を行う時には、水平面において膝蓋骨が内側へ傾く Coronary rotation が膝関節屈曲 25° から 45° の間と 90° から大きく生じると述べており¹³⁾、膝蓋骨の内側にある余剰小関節面が大腿骨へ接触するまでの内側へ傾斜する膝蓋大腿関節の運動を報告している。しかし、膝関節伸展筋の活動時には、大腿四頭筋全体の力線は膝蓋骨を外側へ牽引する¹⁴⁾。また大腿筋膜張筋の膝関節伸展作用では、腸脛靱帯の張力の増大により水平面における膝蓋骨の内側への傾きを妨げる力が働き外側へ傾け外側方向への膝蓋大腿関節の関節圧迫力を増大させる¹¹⁾。さらに、Merican らは大腿遠位部における腸脛靱帯は、VL と連結していると報告している¹⁵⁾。つまり、先に述べた矢状面における膝蓋骨の後傾のために VL が作用した場合には、腸脛靱帯の緊張がより増大すると思われる。それによって、他動運動において膝関節屈曲を行った時と比較して水平面において膝蓋骨は外側へ傾斜すると思われる。そのため、先行研究¹²⁾のように膝蓋骨と大腿骨の接触面積が減少し、単位面積あたりにおける膝蓋大腿関節の関節圧迫力は増大するのではないかと考えられた。それに対して、今回の筋活動の変化のように膝蓋大腿関節の接触面積を積極的に増大させて、膝蓋大腿関節の単位面積当たりの関節圧迫力を軽減させるために VMO の筋活動が増大した可能性がある。したがって、VL の筋活動は膝関節 90° と 20° 屈曲位の間でのみの差であったが、VMO の筋活動は膝関節 90° において 20° 屈曲位との比較だけでなく 60° 屈曲位と比較しても増大した可能性がある。

本研究の限界としては、膝関節等尺性収縮時の上記 4

筋の筋活動を記録したのみであり、実際に膝関節伸展中に生じている膝蓋大腿関節の運動や膝蓋大腿関節の関節圧迫力の検討は行っていない。今後、Biodexでの膝関節伸展等尺性収縮中でも生じると考えられる膝蓋大腿関節の運動を観察し、また今回検討した4筋以外の膝関節伸展筋である大腿筋膜張筋や中間広筋の作用も踏まえる必要がある。

本研究よりVMOの機能としてVMLは膝関節伸展筋として働くのに対して、VMOは膝蓋骨安定機構と合わせて、膝関節屈曲位における膝関節伸展運動時に膝蓋大腿関節の運動に対して重要な機能を有する可能性がある。

引用文献

- 1) Travnik L, Pernus F, Erzen I: Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquus muscles. *J Anat*, 1995, 187(2): 403-411.
- 2) Csintalan RP, Schulz MM, Woo J, et al.: Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. *Clin Orthop Relat Res*, 2002, 402: 260-269.
- 3) Mesfar W, Shirazi-Adl A: Knee joint mechanics under quadriceps-hamstrings muscle forces are influenced by tibial restraint. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2006, 21(8): 841-848.
- 4) Zabik RM, Williams ML: Comparison of force and peak EMG during a maximal voluntary isometric contraction at selected angles in the range of motion for knee extension. *Percept Mot Skills*, 1996, 83(3): 976-978.
- 5) Pincivero DM, Salfetnikov Y, Campy RM, et al.: Angle- and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. *J Biomech*, 2004, 37(11): 1689-1697.
- 6) 谷埜予士次, 高崎恭輔, 大工谷新一・他: 骨盤肢位の違いとレッグエクステンション中の大腿四頭筋の筋活動, 総合リハビリテーション, 2009, 37(6): 565-571.
- 7) Miller JP, Croce RV, Hutchins R: Reciprocal coactivation patterns of the medial and lateral quadriceps and hamstrings during slow, medium and high speed isokinetic movements. *J Electromyogr Kinesiol*, 2000, 10(4): 233-239.
- 8) Hettinger R, Muller E. *Muskelleistung und muskeltraining. Arbeitsphysiologie*, 1953, 15(2): 111-126.
- 9) Lieb FJ, Perry J: Quadriceps function: an anatomic and mechanical study using amputated limbs. *J Bone Joint Surg Am*, 1968, 50(8): 1535-1548.
- 10) Krevolin JP, Pandy MG, Pearce JC: Moment arm of the patellar tendon in the human knee. *J Biomech*, 2004, 37(5): 785-788.
- 11) Merican AM, Amis AA: Iliotibial band tension affects patellofemoral and tibiofemoral kinematics. *J Biomech*, 2009, 42(10): 1539-1546.
- 12) Luyckx T, Didden K, Vandenuecker H, et al.: Is there a biomechanical explanation for anterior knee pain in patients with patella alta? Influence of patellar height on patellofemoral contact force, contact area and contact pressure. *J Bone Joint Surg Br*, 2009, 91(3): 344-350.
- 13) Fujikawa K, Seedhomb B, Wright V: Biomechanics of the patello-femoral joint. Part II: a study of the effect of simulated femoro-tibial varus deformity on the congruity of the patello-femoral compartment and movement of the patella. *Eng Med*, 1983, 12(1): 13-21.
- 14) Pantano KJ, White SC, Gilchrist LA, et al.: Differences in peak knee valgus angles between individuals with high and low Q-angles during single limb squat. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2005, 20(9): 966-972.
- 15) Merican AM, Amis AA: Anatomy of the lateral retinaculum of the knee. *J Bone Joint Surg Br*, 2008, 90(4): 527-534.