

健常人における大腿四頭筋最大等尺性収縮時 の発生張力と筋放電特性の左右差

岩井明彦, 藤原孝之, 木村貞治

Laterality of Knee Extension Torque and Electromyographic Property During Maximal Isometric Contraction on the Quadriceps Femoris Muscles

The purpose of this study is to clarify the lateralization of the knee function in normal subjects. Eleven healthy subjects (mean age is 29.3 years ; range is 20-40years) were studied. All subjects have no notable history about knee joint injury. Laterarity of the knee function was measured by muscle torque and electromyographic (EMG) properties. Each subjects was made to sit with his hip and knee joints at 90 degrees flexion position, and was directed to keep on extending his leg in maximal isometric contraction for five minutes. Surface electrodes were placed on the center of each muscle of rectus femoris (RF), vastus medialis (VM) and vastus lateralis (VL). EMG properties and torque during maximal isometric contraction were measured using EMG amplifier and torque dynamometer. Integrated EMG and frequency components during maximal isometric contraction were analyzed to evaluate the laterality of EMG properties. Significant lateralization was not found in torque and EMG properties in this study. It is useful for assessing patients with knee injury, to compare the muscle torque and EMG property between affected side and sound side.

Key Words :

Laterality (左右差), Knee extension torque (膝伸展トルク), EMG property (筋放電特性)

はじめに

骨折や靭帯損傷, またはそれらの観血的治療後に固定を余儀なくされた患者では, 廃用性の筋萎縮を起こしやすいこと¹⁾²⁾, 膝前十

字靭帯(以下, ACL)損傷などで断裂したまま放置した患者では, 日常生活を続けていても時間が経過するにつれて筋萎縮が起り, 筋の発生張力が低下することなどはよく知られている³⁾.

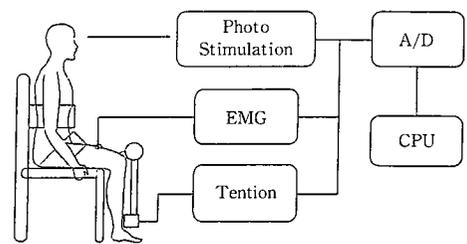
また、それらの萎縮が主としてどの筋線維タイプに起るのか、さらに筋萎縮を防ぐための訓練プログラムを作成する上で、持久的な訓練要素と瞬発的な訓練要素のどちらに重点をおくべきかを決定するため、筋生検や電気生理学的な手法を用いた研究も多く報告されている。しかし、これらの研究では、type I が萎縮するという説⁴⁾や type II が萎縮するという説⁵⁾、両方の type が同じように萎縮する⁶⁾といった様々な結果が報告されており未だ結論には到っていない。

膝に障害を持った患者に関するこれらの研究のほとんどが健側と患側を比較している。確かに、健側と患側を比較することは患者の回復度を知る指標として簡便かつ有効な方法であろう。この点、先行研究においては利き足、非利き足を考慮した上で、トルクや筋電図特性の両面から検討した報告は少ない。また、筋生検や電気生理学的な手法を用いた健康人の筋線維 type の左右差についての比較も少ない。しかし、膝損傷患者の健側肢と患側肢を比較検討する為には健常対象群のデータを基礎にする必要がある。

最大等尺性膝伸展時の膝伸展筋力の指標であるトルク値と、被験筋である大腿直筋と内側広筋および外側広筋の筋別の萎縮の程度を知るために、全体の EMG 積分値（以下、I-EMG）に対するそれぞれの筋の I-EMG の割合を左右で比較した。また、筋萎縮がどの筋線維に起こりやすいかを推定する目的で I-EMG/トルク値とパワースペクトラムの中央値（以下、MdPF）、帯域別の周波数百分比（以下、百分比）の左右差についても検討した。

対象および方法

膝関節および膝周囲筋に障害の既往のない健康な男性 8 名、女性 3 名の合計 11 名、平均年齢 24.2 歳（20～40 歳）を対象とし、膝関節 90° 屈曲位での最大等尺性伸展努力時の伸展トルクと大腿直筋（以下、RF）と内側広筋（以下、VM）、外側広筋（以下 VL）の表面筋電図（以下、EMG）を左右それぞれより測定した。



筋力測定装置(GT-30)

図1 実験の測定システム

被験者は、図1に示したように、等尺性の筋力測定装置(GT-30, OG 技研)上に膝関節90°屈曲位になるように座位をとらせ、体幹と骨盤部は幅広のマジックベルトで固定した。頭位は正中位になるように前方に置いた光刺激装置の光源部を注視させた。光刺激を運動開始の合図として、出来るだけ速く最大筋力となるように指示した。また、被験者には、最大の筋力を5秒以上保持させ、この間に発生した張力とEMGをコンピューターに取込み、解析を行った。データの解析は、張力の立ち上がりから最大張力になるまでの時間が1秒以内であったことから、張力の立ち上がりから1秒間のデータを破棄し、張力が安定測定された2～4秒の期間で行った。

張力の測定には、上述のGT-30を用いた。トルクは、膝関節最大等尺性収縮時に、足部の外果、内果の直上に取り付けた歪センサー

で測定される張力と、膝関節から歪センサーまでの距離から算出し、張力の立ち上がりから2～4秒間の平均のトルク値（以下、トルク値）をその代表値とした。

EMGの導出は、RFとVM、VLを被験筋として、それぞれの筋の筋腹中央部に電極間距離4cmにて貼付した表面電極より行った。導出されたEMGは多用途生体用テレメータシステム（Multi telemeter511, NEC三栄）にて増幅した後、A/Dコンバーターを介してサンプリングレート2.5kHzにてコンピュータに取り込み多用途生体解析システム（キッセイコムテック）を用いて解析した。取り込んだEMGは10～250Hzの周波数でバンドパスをかけI-EMGとMdPF、および百分比についての解析を行った。

I-EMGについての左右差の解析は、I-EMGをトルク値で除した値と、被験筋である3筋のI-EMGの和を100%とした時のそれぞれの筋のI-EMG値の比率（以下RF比、VM比、VL比）での比較を行った。

EMG周波数の百分比についての解析は10～40Hzを低周波帯、40～90Hzを中周波帯、90～250Hzを高周波帯としてそれぞれに含まれる周波数の比率を求めた。また、それぞれの帯域について、左右差の比較を行った。

なお、利き足の決定については、実験に先立って“ボールを蹴る方の足はどちらですか”という質問をし、蹴る側の足を利き足と決めた。

結果

光刺激を運動の合図として最大等尺性収縮を行った時の大腿四頭筋張力とRF、VM、VL各筋から導出される筋電波形を図2に示した。また、データの解析は、図中に示したマークの間の波形について行った。図3には、RF、

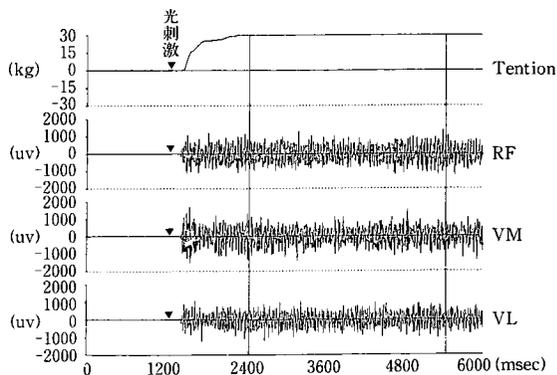


図2 実験により得られる大腿四頭筋張力（Tention）とRF、VM、VL各筋から導出される筋電波形

VM、VL各筋より得られるEMGパワースペクトラム波形を示した。これらの解析より、MdPF値と周波数百分比についての計測を行った。

今回の実験では全ての被験者で利き足が右であったため、左右差の比較は利き足、非利き足の比較と同じ結果となった。また、本実験の各パラメーターにおける左右差は次の様になった。

- 1, 膝伸展トルク値の比較は図4に示したとおり、右が $13.4 \pm 3.4 \text{ Kg}\cdot\text{m}$ 、左が $12.6 \pm 3.9 \text{ Kg}\cdot\text{m}$ で、左右差は認められなかった。
- 2, I-EMGの比較では、I-EMG/トルク（表1）やRF比、VM比、VL比（表2）のすべての筋で左右差は認められなかった。
- 3, 図5に示すMdPFの左右の比較については、RFでは右が $76.2 \pm 7.7 \text{ Hz}$ 、左が $75.8 \pm 10.4 \text{ Hz}$ 。VMでは、右が $72.6 \pm 7.9 \text{ Hz}$ 、左が $71.0 \pm 11.7 \text{ Hz}$ 。VLでは、右が $74.4 \pm 13.3 \text{ Hz}$ 、左が $72.3 \pm 12.0 \text{ Hz}$ であり、それぞれの筋において左右差は認められなかった。
- 4, EMGの帯域別パワー周波数百分比については、表3に示すようにそれぞれの筋にお

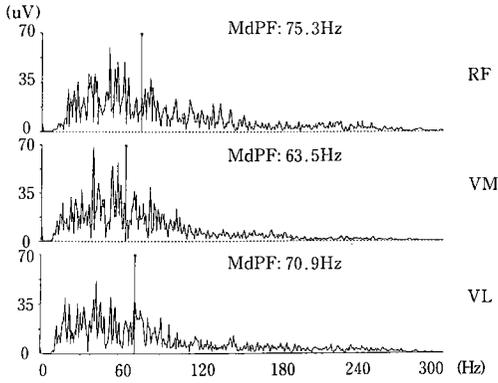


図3 RF, VM, VL各筋のパワースペクトラム

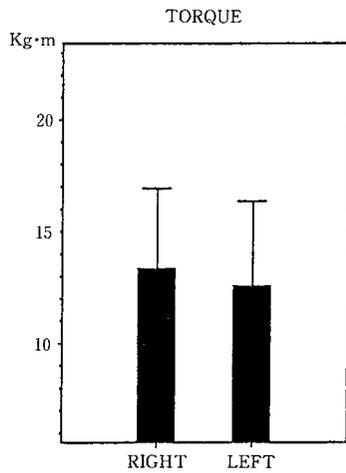


図4 膝伸展トルク値の左右での比較

ける各周波数の帯域間では左右差は認められなかった。また、各帯域の周波数密度も同一の筋においては左右で同じ様な構成比となっていた。

考察

膝障害患者の健・患側の妥当性のある比較を行うために、今回の実験では、健常対象群における膝伸展トルクとEMG特性の左右差について検討した。その結果、膝最大等尺性収縮時の伸展トルクやI-EMG、周波数解析などのEMG特性には左右差は見られなかつ

表1. RF比、VM比、VL比の平均値(%)

	右	左
RF	33.8±5.4	35.9±6.8
VM	34.4±7.2	32.6±8.4
VL	31.8±6.8	31.5±7.9

表2. 各筋におけるI-EMG/トルクの平均値 (mV/sec/kg·m)

	右	左
RF	77.7±17.2	83.4±30.4
VM	85.5±29.9	80.4±28.2
VL	75.4±19.1	78.0±24.2

表3 EMGパワースペクトラムの各周波数 百分比の左右差(%)

		低周波帯	中周波帯	高周波帯
RF	右	16.0 ±2.63	45.9 ±5.06	38.1 ±6.25
	左	15.6 ±3.90	47.2 ±7.11	37.2 ±7.49
		低周波帯	中周波帯	高周波帯
VM	右	19.0 ±3.11	46.0 ±6.47	35.1 ±7.99
	左	20.5 ±5.64	45.1 ±6.90	34.9 ±10.37
		低周波帯	中周波帯	高周波帯
VL	右	19.7 ±9.68	43.5 ±7.97	36.8 ±9.62
	左	20.1 ±4.12	44.3 ±6.76	35.0 ±9.4

た。また、利き足、非利き足の間にも差はなかった。しかし、利き足の定義は利き手ほどはっきりしておらず、どちらが利き足であるかは質問の内容によって違ってくる。健常人の等速度運動による研究からGoslinら⁹⁾はピークトルクの左右差は無かったと述べている。また、筋力の強い方を利き足として非利き足と比較すると利き足が有意にトルクが強かったと報告している。竹峯ら⁹⁾は走高跳と

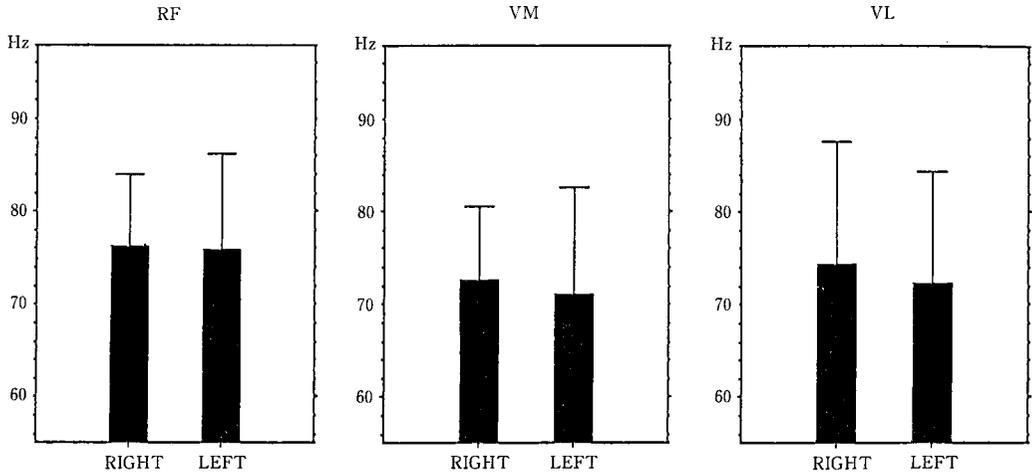


図5 MdPFの左右での比較

走幅跳の選手では振り上げ脚に比べて踏切脚の方が有意にトルクが強いことを報告している。これらの事から考えると、大腿四頭筋のピークトルクの変化において利き足、非利き足の差はむしろ、利き足をどのように定義するかということに関係している。そこで、今回の実験では、“ボールを蹴る方の足はどちらですか”⁷⁾という質問によって被験者の利き足を決定したが、これによっては、利き足、非利き足の間には差は見られなかった。

干渉波形であるEMGは単一の運動単位とは異なり、不規則な波の集合である。I-EMGは一定時間の運動に動員される筋線維の放電量の総和であり、比較的高頻度で放電している多くの筋線維の活性レベルを象徴している。そのため、筋萎縮などにより動員できる筋線維の放電量が減少すると低下する。また、疲労などにより動員される筋線維のtypeが変化するとI-EMG値は変化する¹⁰⁾。今回のI-EMG値の解析においてはRF比、VM比、VL比に左右差はなかった。ことから、健常人におけるRF、VM、VL各筋の筋放電量の割合には左右差は認められなかった。

I-EMG/トルクの比はMdPFと同様に疲労の程度や筋線維のタイプと有意な相関をもっているため筋線維のタイプの変化を評価するのに用いられる¹⁰⁾。今回の結果において、健常人のI-EMG/トルクとMdPFの値に左右差が生じなかったことから、健常人の膝伸筋の筋組成には左右差は認められないと言える。この点、永田¹⁰⁾は、上腕二頭筋でのパワースペクトル密度の周波数帯域をSO線維に対応する低周波帯(45 Hz以下)、FOG線維に対応する中周波帯(45-80 Hz)、FT線維に対応する高周波帯(80 Hz以上)の3群に分類した。また、上腕二頭筋に比べて大腿四頭筋で、動的な運動により80 Hz付近の高周波帯とともに40 Hz以下の低周波帯が著明に見られたこと指摘している。さらに、等尺性収縮においては20 Hz成分と90 Hz成分が大きく表れ、運動強度を上げると共に高周波成分が増加するとしている。これらのことから、本研究においては大腿四頭筋からの導出であることと等尺性の最大収縮であることを考慮して周波数帯域を低(40 Hz以下)、中(40-90 Hz)、高(90 Hz以上)とに分け、百分比を左

右で比較した結果、左右差は見られず、左右の構成比も同じであったことから、健常人における筋組成のタイプには明確な左右差は見られないと結論できた。

以上から、健常人における発生張力やI-EMG, MdPF, 周波数帯域別の百分比などの筋放電特性には統計学上、明らかな左右差は認められなかった。

膝損傷に伴う大腿四頭筋萎縮について健・患側を比較した筋生検の結果から、膝の損傷が慢性化すると、Edström⁴⁾はtype I線維が萎縮するとし、Baugher⁵⁾はtype II線維が萎縮すると報告している。また、Gerber⁶⁾はtype I, type IIともに萎縮すると報告している。また、McNair¹⁾は慢性期のACL損傷患者におけるMdPFの健・患側の比較の結果から、膝損傷患者に対するEMGの周波数解析は、筋線維の萎縮を評価する非侵襲的な方法として有効であると結論づけた。

今回の結果では、健常人においては統計学上、明らかな左右差は見られなかったことから、McNair¹⁾らが報告したように筋電図学的解析における健・患側の統計学的な差は、健側と患側の筋線維typeの違いを示す結果となる。また、健側が健常側であるならば患側と比較することで損傷に伴う筋萎縮などの影響を知る有効な方法になると考えられた。

本研究では、McNair¹⁾らが報告したMdPFの他にI-EMGや周波数帯域別の百分比などの筋電図学的解析における検討を加えた。今後、これらの方法によって、ACL損傷などの膝損傷患者の健・患側を比較することはMdPFと同様に筋萎縮の評価を行う非侵襲的な方法として、有効であるばかりでなく、筋力回復の為の治療プログラムを作成する上で重要な情報となるだろう。しかし、今回の実験では被験者が健常人11名と少なく、また、

疾患群との比較が行われていないため、今後疾患群における検索を行い、本法の有用性を確かめていく必要があると思われる。

まとめ

膝機能不全の評価として行われている、膝伸展トルクの測定や電気生理学的検査について健患側で比較することの妥当性を検討するために、健常人を対象に発生張力と筋放電特性の左右差を比較した。本実験の結果に限局すれば、発生張力、I-EMG, MdPF, 周波数帯域別百分比などの筋放電特性には左右差は認められなかった。これらのことから、膝伸展トルク測定や電気生理学的検査を用いて健側を指標にして患側の機能不全の評価を行うことは、非侵襲的評価法として有用であると考えられた。

文献

- 1) 猪飼哲夫, 米本恭三: 筋組織から見た筋力. 理学療法ジャーナル, 23(11): 742-748, 1989.
- 2) 猪飼哲夫, 米本恭三: 筋力増強の理論. 理学療法ジャーナル, 25(3): 146-148, 1991.
- 3) 白倉賢二: 十字靭帯損傷膝における大腿四頭筋々力の特性. 北関東医学, 37(6): 523-538, 1987.
- 4) L. Edström: Selective Atrophy of Red Muscle Fibres in the Quadriceps in Long-Standing Knee-Joint Dysfunction Injuries to the Anterior Cruciate Ligament. Journal of the neurological Sciences., 11: 551-558, 1970.
- 5) W. Hugh Baugher. et al.: Quadriceps atrophy in the anterior cruciate insufficient knee. American J of Sports Med., 12(3): 192-195, 1984.
- 6) C. Gerber. et al.: The lower-extremity musculature in chronic symptomatic instability of the anterior cruciate ligament. J of Bone and Joint Surg: 1034-1043, 1985.

7)前原勝夫：利き足について。右利き・左利きの化学，109-136，講談社，東京，1993。

8)B. R. Goslin, J. Charteris：Isokinetic dynamometry：Normative data for clinical use in lower extremity (knee) cases. Scand J Rehab Med., 11：105-109, 1979.

9)片峯 隆：走高跳および走幅跳の筋力発揮特性について。トレーニング化学，5(2)：63-67, 1993.

10)永田 晟：運動と筋放電のスペクトル解析。筋と筋力の化学，129-172，不味堂出版，東京，

1984.

11)P. J. McNair, G. A. Wood：Frequency analysis of the EMG from the Quadriceps of anterior cruciate ligament deficient individual. Electromyogr. clin. Neurophysiol., 33：43-48, 1993.

受付日：1994年9月30日

受理日：1994年11月22日