

SPATIAL DISTRIBUTION PATTERN OF THE
ELECTROMYOGRAPHIC POTENTIAL IN THE VASTUS
MEDIALIS AND LATERALIS MUSCLES FOR THREE KNEE
FLEXION ANGLES DURING ISOMETRIC KNEE EXTENSION

小宮 諒

(医歯薬保健学研究科 保健学専攻)

【緒言】

大腿四頭筋は、歩行やランニング、ジャンプなどの動作に必要不可欠であるため、その機能を理解することは大切です。また、ケガ後のリハビリテーションやケガ予防の観点からも重要となります。大腿四頭筋の中でも、外側広筋（VL）と内側広筋（VM）の機能の違いがよく議論されています。前田らは、VMでは慢性前十字靭帯再建術者と健常者で電気刺激に対する筋の収縮反応や速度が異なるが、VLは両群で同様の筋の収縮反応や速度を示したと報告しています。Gallinaらは、膝蓋大腿骨関節症候群の患者で、VLとVMの運動制御が問題となる可能性があることを示しました。これらの報告は、VLとVMの筋機能の違いを理解することの臨床的な意味を示唆しています。

表面筋電図（SEMG）は、筋機能の違いを理解するために使用される方法のひとつです。SEMG信号は、電極の下で動員されたモーターユニット（MU）の活動電位の総和であるため、SEMG振幅の増加は、MUの活性化、すなわち、モータユニットのリクルートおよび/または発火のパターンの変化を反映していると解釈されてきました。これまでに報告されたEMG法では、針やワイヤー電極を用いて局所的に使用されていましたが、これらの方法は侵襲性が高く、得られる情報も制限されていました。一方でMulti-channel surface electromyography（MEMG）は、複数の電極を使用して広範囲でMUの活動を非侵襲的に評価することができます。このMEMGでは、特定の筋でのSEMGの空間分布に関する情報を得ることができます。理学療法士などの専門家は、臨床場面で筋肉の活動を評価し、適切な治療や運動指導を行っており、MEMGを使用することで、臨床場面でより有用な結果が得られるようになると考えられます。

最近のMEMGに関する研究では、収縮強度にかかわらず、VMとVLのMUの動員が類似していたことが報告されています。しかし、de Souzaらは、VMの筋線維が遠位部から近位部に向かって横方向に配向するようになってきていることから、VLとVMの間でMUの平均発火率が異なるのではないかと指摘しています。また、de Souzaらの研究で得られた知見は、VLとVMの筋活動の違いだけでなく、遠位部と近位部の筋活動の違いを理解することも重要であることを示唆しています。しかし、これらの研究では、膝の屈曲角度の違いによるVLとVMの筋機能の違いは考慮されておらず、膝の屈曲角度の影響や収縮力による違いについては、さらに検討する必要があると考えられます。

双極表面筋電図を用いて膝の角度と筋活動を報告した研究では、VLとVMの筋電図活動は膝屈曲角度90°で75°、50°、15°よりも高くなっていました。このことから、空間筋機能に関係なく、膝屈曲角度90°では他の膝屈曲角度よりもVLおよびVMの筋活動が増加すると考えられます。Gallinaらは、マルチチャンネルSEMGを用いて異なる膝屈曲角度の空間的なVMの筋活動を報告し、筋内の最大振幅の領域は関節角度によって異なり、振幅分布は30°よりも90°の方が遠位に局在している可能性について言及しています。この報告から、VMの遠位部と近位部では異なる活動が生じていることが予想されます。さらに、Gallinaらが報告したVMの活動の変化は、VLでも起こる可能性があります。これはま

だ研究されていません。

したがって、膝関節角度の違いが VL および VM の筋活動に及ぼす影響、膝関節角度および収縮強度の違いが VL および VM の筋機能に及ぼす影響を検討することで、VM および VL の筋機能の理解を深めることができます。本研究では、等尺性収縮時の最大随意収縮 (MVC) 30%、50%、70% の 3 つの収縮強度について、3 つの膝屈曲角度 (30°、60°、90°) での空間的な筋活動電位の分布パターンを比較することを目的としました。その結果、(1) 膝屈曲 90°での VL および VM の筋活動は膝屈曲 30°および 60°よりも高く、(2) VM の筋活動電位の分布パターンは膝屈曲角度によって異なるという仮説を立てました。

【方法】

対象

健常な成人男性 16 名 (年齢: 22.8±1.4 歳、身長: 170.9±6.3 cm、体重: 61.1±5.0 kg、体格指数: 21.0±1.7 kg/m²) が参加しました。研究開始前には書面による同意を得ました。下肢の損傷および/または神経筋疾患を有する参加者は除外しました。本研究は広島大学疫学研究倫理審査委員会の承認を得て実施しました (承認番号 E-1171)。

研究デザイン

各参加者は、3 つの膝屈曲条件 (30°、60°、90°) で、最大収縮強度 (maximum voluntary contraction: MVC) の 30%、50%、70% の条件で等尺性膝関節伸展運動を実施しました。測定手順として、対象へ MEMG 用の電極を配置した後、Biodex System (Biodex System 4、Biodex Medical Systems、NY、USA) を用いて、等尺性膝伸展の MVC トルクを測定しました。各参加者は、股関節を 90°に屈曲させた状態で、30°、60°、90°膝関節屈曲時の等尺性膝伸展運動を行いました。各膝伸展角度での MVC を用いて、膝伸展持続課題時の目標トルクを算出しました。その後、5 分間の休息と 10%MVC で 10 秒間の等尺性収縮を練習した後、各膝屈曲角度で 30%、50%、70%MVC で 10 秒間の等尺性収縮を行いました。すべての参加者は、前方に配置されたモニターから、膝伸展力によって加えられたトルクの視覚的フィードバックを受け実施しました。すべての収縮強度について、5 秒間かけて目標のトルクに到達させ、10 秒間そのトルクを維持する形で実施しました。

筋活動の記録

電極グリッドを用いて右の VL と VM の MEMG 信号を記録しました。電極シートは、左上隅に電極を持たない 13 列 5 列 64 個の電極 (直径、1 mm、電極間距離、各方向 8 mm) で構成されています (ELSCH064NM2、OT Bioelettronica、トリノ、イタリア)。電極配置部位に対応する部位に導電性ペースト (エレフィックス Z-181BE、日本光電工

業、東京、日本)を塗布した後、生体接着シート (KITAD064NM2、OT Bioelettronica) で VL と VM 上の皮膚に電極シートを貼り付けました。

図 1 の左図は、電極シートの配置領域を示す図である。VL の電極シートは、上前腸骨棘と膝蓋骨の外側面との間の線に対して膝蓋骨の外側面から 15% の位置が最下端になるようにして 30° の角度をつけて貼付しました。VM の電極シートは、上前腸骨棘と膝蓋骨の内側面との間の線に対して膝蓋骨の外側面から 15% の位置が最下端になるようにして 50° の角度をつけて貼付しました。アース電極は右脚の腓骨頭と膝蓋骨に貼付しました。

MEMG 信号は、2048 Hz でサンプリングされ、12 bit のアナログ-デジタル変換器 (EMG-USB2+、OT Bioelettronica) でデジタル形式に変換されました。

記録された単極表面筋電図信号は、バンドパスフィルタリング (10~500 Hz) 後に、解析ソフトウェア (Matlab 2018 b、Math works GK、MA、米国) に入力された。隣接するアレイ (n = 59) の双極表面筋電図信号を 64 個の電極から得ました。

MVC の信号については、各膝の屈曲角度で 2 秒間保持した際の信号を収集し、59 個の信号の root mean square (RMS) を計算しました。

各等尺性膝伸展動作持続課題の信号は、各収縮強度および膝屈曲角度ごとに、MEMG 信号を 1~9 秒にわたって収集しました。

その後、59 個の信号の RMS、近位部に対する遠位部の RMS 比、変動係数 (CoV)、modified entropy を計算した。図 1 の右図に示すように、59 個の RMS を遠位部と近位部とで分割し、近位部に対する遠位部の RMS 比を算出しました。近位部に対する遠位部の RMS 比は、遠位部の RMS / 近位部の RMS によって算出されました。

CoV は、59 個の RMS 値の標準偏差を平均値で除した値として算出し、また modified entropy は下記の式に基づき算出しました。

$$E = - \sum_{i=1}^{59} p(i)^2 \log_2 p(i)^2$$

統計学的解析

データは EZR (自治医科大学埼玉医療センター) を用いて解析を実施しました。収集されたデータは、平均値 ± 標準偏差または中央値 (最小-最大) で表示しました。

データの正規分布は、Shapiro-Wilk 検定を用いて確認した。MVC と各収縮強度における RMS は、反復測定による分散分析を用いて分析し、事後検定として Bonferroni 法を用いました。また、遠位部と近位部の RMS 比については、CoV と modified entropy を Kruskal-Wallis 検定を用いて解析し、事後検定として Steel-Dwass 法を用いました。すべての統計学的解析において、有意水準は $p < 0.05$ としました。

【結果】

図2は、各膝関節角度における30%MVCに対するMEMGから得られた振幅をカラースケールに変換したものを示し、表1は、各膝屈曲角度および収縮強度におけるVLおよびVMのRMS値を示しています。

各収縮強度では、VLとVMのどちらも膝屈曲90°で膝屈曲30°および60°よりもRMSが有意に高い結果でした($p < 0.001$)。表2は、各屈曲角度および収縮強度における遠位部と近位部のRMS比を示します。

VLでは、遠位部と近位部のRMS比は、50%MVCおよび70%MVCで膝屈曲90°で膝屈曲30°よりも有意に高い結果でした($p < 0.01$)。VMについては、各収縮強度において、膝屈曲30°および60°よりも膝屈曲90°で高い結果となりました(膝屈曲30° vs 膝屈曲90°: $p < 0.01$; 膝屈曲60° vs 膝屈曲90°: $p < 0.05$)。CoVおよびmodified entropyの結果を図3~6に示します。

VMのmodified entropyは、すべての収縮強度で膝屈曲30°よりも膝屈曲90°で有意に低い結果となりました(30%MVCおよび70%MVC: $p < 0.01$; 50%MVC: $p < 0.05$)。また、CoVはすべての収縮強度で膝屈曲30°よりも膝屈曲90°で有意に大きい結果となりました(30%MVCおよび70%MVC: $p < 0.01$; 50%MVC: $p < 0.05$)。一方、VLのCoVおよびmodified entropyは、すべての膝屈曲角度および収縮強度において有意な差を認めませんでした($p > 0.05$)。

【考察】

本研究では、膝屈曲90°でのVLおよびVMの各収縮強度の膝伸展時のRMSは、膝屈曲30°および60°のRMSよりも有意に高い結果でした。ZabikとDawsonは筋電図信号のRMSが膝関節角度に依存しないことを報告しており、またBabaultらは膝屈曲35°での筋電図時のRMSが膝屈曲55°および膝屈曲75°よりも高いことを報告しています。しかし、これらの研究はサンプル数が少ないこと、筋活動の計算方法に限界がありました。対照的に、これらの制限を克服して、我々の研究と同様の結果を得た研究があります。これらの先行研究から、空間筋活動はバイポーラ筋電図を用いた筋活動と同様の傾向を示しており、本研究の測定方法で得られた結果が正しいことが示唆されます。

VMの遠位部と近位部のRMS比は、各収縮強度で膝屈曲30°および60°よりも膝屈曲90°で高くなっていました。本研究で得られたVMの結果は、膝屈曲角度が大きくなるほど最大振幅の領域が遠位に局在し、近位部に比べて遠位部の筋活動が増加していることを示唆していると考えられます。VLに関して、本研究では50%MVCと70%MVCの膝屈曲30°と90°のみで差を認めました。この結果は、関節角度以外にも収縮強度が高くなることでVLの近位部と遠位部の筋活動に影響を与えていることを示しています。実際には、VMにおいても収縮強度が結果に影響を与えている可能性があるが、VMでは近位部と遠位部で筋線維の走行に違いがあることや、膝の屈曲角度の変化による羽状角の変化などが、VMの結果に直接影響を与えていると考えられます。

本研究では、膝屈曲 30°、60°、90°と複数の収縮強度（30%、50%、70%MVC）で等尺性膝伸展時の CoV と modified entropy を比較しました。VM では、膝屈曲 30°と 90°で、収縮強度に関わらず CoV と modified entropy のどちらも違いがあることが確認されました。modified entropy の減少と CoV の増加は、電極グリッド内の空間的な MEMG で得られる活動電位分布の不均一性の増加を示唆しています。今回の結果について VM と VL の間の解剖学的な違いと MU の発火頻度の違いは、我々の結果を説明するのに役立つかもしれませんが、VL の生理的断面積は VM の約 2 倍であり、VL は VM よりも大きな力を生み出すための筋線維の配列となっています。De Souza らは、VL と VM で MU からの平均発火率が異なる理由として、筋線維の配列や筋の生理的断面積の違いを報告しています。VM では、遠位部よりも近位部の方で筋厚は大きく、膝屈曲角度が大きくなると筋厚が減少することが報告されています。また、遠位部の方が近位部よりも筋線維のなす角度が大きく、膝屈曲角の増加に伴ってこの角度が減少することが報告されています。これらの要因により、本研究では VM の筋活動の空間分布に違いが生じた可能性があります。一方、VL では、膝屈曲角度の違いが筋活動の空間分布に影響を与えないことが示されました。筋線維配列や筋厚の変化は、VM のように膝屈曲角の変化により受ける影響が大きい可能性があると考えられます。しかし、VL のこの要因を理解するためには、膝屈曲角の変化に伴う筋形態の変化を調べる必要があります。

これらの結果の違いは、膝関節角度の浅い屈曲角度に起因する膝蓋骨脱臼や膝前十字靭帯損傷の治療を検討するための非侵襲的な評価方法として、今後の臨床現場で役立つ可能性があります。しかしながら、本研究にはいくつかの限界があります。膝関節の屈曲角度の変化に伴う VL と VM の筋活動の空間分布の違いが見られましたが、本研究の結果は、特定のタスクと限られた算出項目であるため、解釈に限界があることに注意する必要があります。VM と VL の筋機能の違いを理解するためには、より詳細な解析と実際の運動環境に近い環境での測定が必要と考えます。

また、本研究の結果は膝屈曲 30°、60°、90°で得られたものであり、他の膝関節角度での結果は不明です。最後に、本研究の参加者は健康な人であったので、今後の研究課題は、前十字靭帯再建術後患者や膝蓋骨脱臼患者など、他のグループへの本研究結果の適用可能性を示す必要があると考えます。

【結論】

本研究では、VM と VL の 3 つの膝屈曲角における MEMG より得られた筋活動電位の分布パターンを比較しました。その結果、VL の筋活動分布パターンは膝関節角度によって差がないことが示された。対照的に、VM の筋活動分布パターンは膝屈曲 30°と 90°の間で異なっていた。この結果は、VL と VM の筋機能を評価するための異なる方法での評価が必要となる可能性を示しており、今後の膝関節疾患患者やアスリートの治療計画に役立つ可能性があります。

图 1

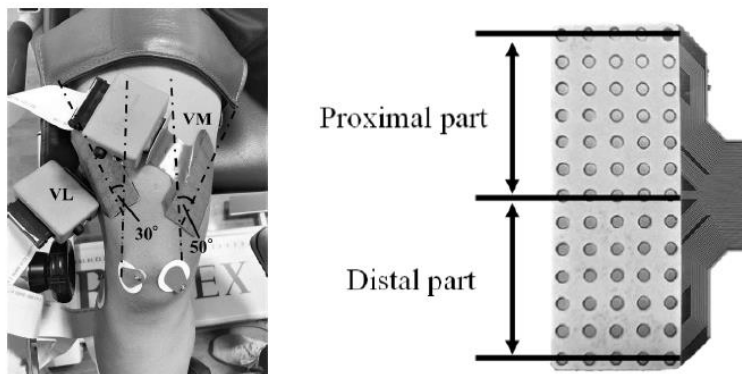


Fig.1. Left picture was the placement area of the electrode sheet for vastus lateralis (VL) muscles and vastus medialis (VM) muscles.

Right picture was the area define proximal part and distal part in present study.

图 2

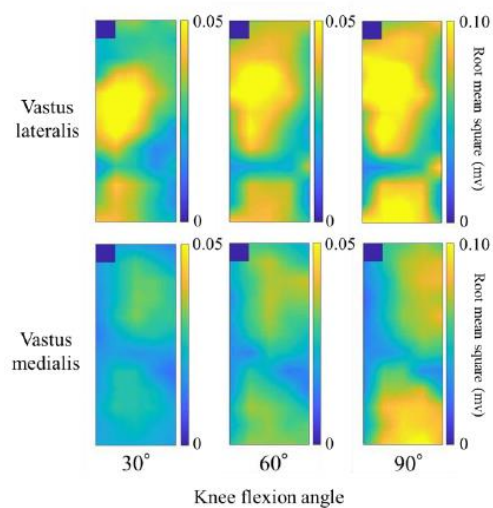


Fig. 2. The representative of the color map for multi-channel surface electromyography (SEMG). Upper illustration was the vastus lateralis muscle of 30% maximum voluntary contraction (MVC) at each knee flexion angle. Lower illustration was vastus medialis muscle of 30% MVC at each knee flexion angle

图 3

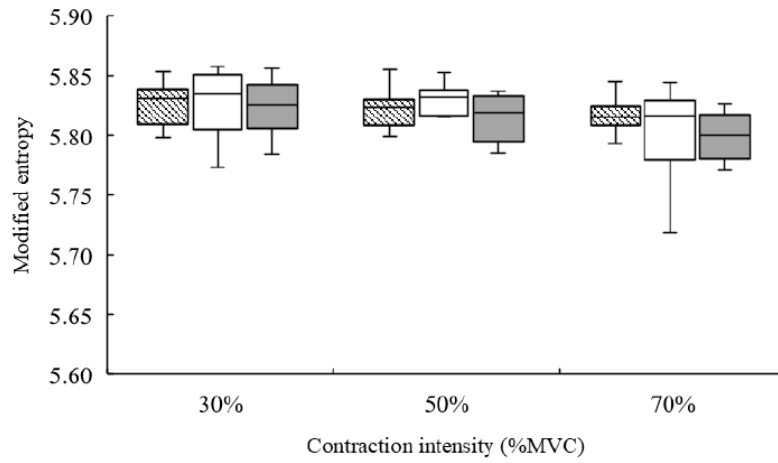


Fig. 3. Modified entropy for vastus lateralis of multi-channel surface electromyography at 30°, 60° and 90° of knee flexion angles for each contraction intensity.

图 4

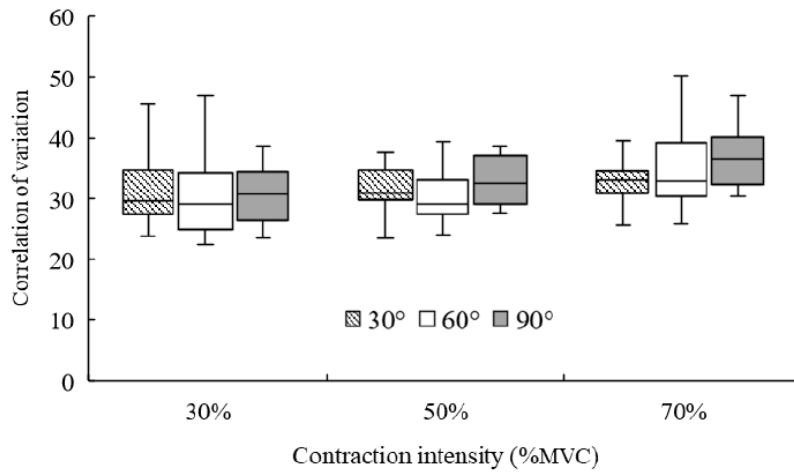


Fig. 4. Modified entropy for vastus medialis of multi-channel surface electromyography at 30°, 60°, and 90° of knee flexion angles for each contraction intensity. * Significant difference between 30° and 90° ($p < 0.05$). ** Significant difference between 30° and 90° ($p < 0.01$).

图 5

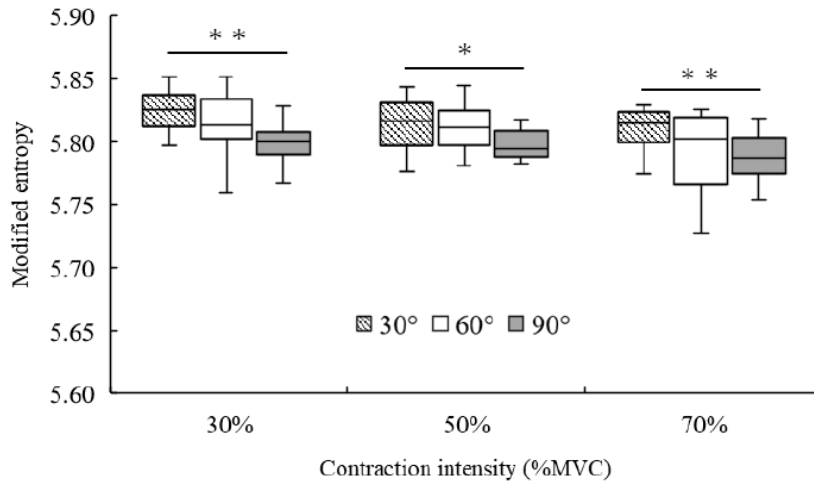


Fig. 5. Coefficient of variation for vastus lateralis of multi-channel surface electromyography at 30°, 60°, and 90 °of knee flexion angles for each contraction intensity.

图 6

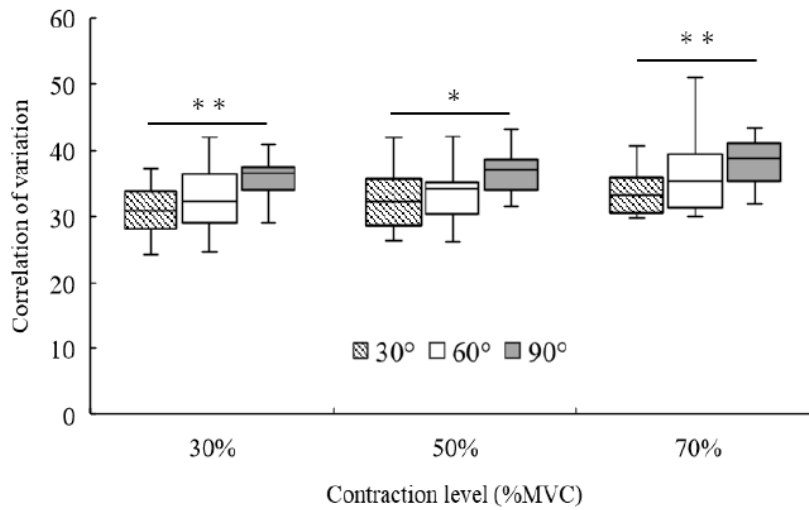


Fig. 6. Coefficient of variation for vastus medialis of multi-channel surface electromyography at 30°, 60°, and 90 °of knee flexion angles for each contraction intensity. * Significant difference between 30° and 90° ($p < 0.05$). ** Significant difference between 30° and 90° ($p < 0.01$).

表 1

Table 1 RMS for the VL and VM muscles at each flexion angle and contraction intensity

Muscle	Contraction intensity (%MVC)	Knee flexion angle		
		30°	60°	90°
VL (mv)	30%	0.031±0.013*	0.033±0.015*	0.058±0.022
	50%	0.062±0.025*	0.059±0.027*	0.104±0.035
	70%	0.100±0.040*	0.107±0.040*	0.161±0.049
	100%	0.171±0.064*	0.175±0.047*	0.229±0.064
VM (mv)	30%	0.028±0.013 [†]	0.034±0.016 [†]	0.062±0.026
	50%	0.061±0.029 [†]	0.063±0.028 [†]	0.117±0.049
	70%	0.103±0.046 [†]	0.117±0.048 [†]	0.180±0.065
	100%	0.185±0.074 [†]	0.189±0.060 [†]	0.236±0.058

Note: Mean±Standard deviation; * $p < .001$ (vs VL at 90° knee flexion for each contraction level); [†] $p < .001$ (vs VM at 90° knee flexion for each contraction level); RMS, Root mean square; VL, Vastus lateralis; VM, Vastus medialis; MVC, Maximum voluntary contraction

表 2

Table 2 The RMS ratio of a distal part for a proximal part at each flexion angle and contraction intensity

Muscle	Contraction intensity (%MVC)	Knee flexion angle		
		30°	60°	90°
VL (distal part/ proximal part)	30%	1.00 (0.77-1.32)	1.01 (0.71-1.45)	1.13 (0.71-1.62)
	50%	1.08 (0.84-1.30)**	1.10 (0.69-1.42)	1.25 (0.85-1.68)
	70%	1.14 (0.84-1.50)**	1.18 (0.91-1.66)	1.40 (0.89-1.84)
VM (distal part/ proximal part)	30%	0.99 (0.83-1.54) ^{††}	1.08 (0.89-1.87) [†]	1.25 (0.98-1.74)
	50%	1.00 (0.90-1.55) ^{††}	1.14 (0.93-1.61) [†]	1.31 (1.09-1.60)
	70%	1.06 (0.92-1.31) ^{††}	1.14 (1.03-1.63) [†]	1.32 (1.13-1.70)

Note: Median (Min-Max); ^{††} $p < .01$, [†] $p < .05$ (vs at 90° knee flexion in VM muscle for each contraction intensity); ** $p < .01$ (vs at 90° knee flexion in VL muscle for 50% and 70%MVC); RMS, Root mean square; VL, Vastus lateralis; VM, Vastus medialis; MVC, Maximum voluntary contraction