

マトリクス表面筋電図を用いた腓腹筋外側頭における 筋痙攣発生過程の筋活動様式

青山学院大学 白井 礼

Process of Muscle Cramps in Lateral Gastrocnemius Muscle using sEMG Matrix

by

Aya Shirai

Aoyama Gakuin University

ABSTRACT

Exercise-Associated Muscle Cramps (EAMC) are sudden, involuntary muscle contractions that often occur during or after physical activity. Despite their commonality, the exact physiological mechanisms underlying EAMC remain elusive and are the subject of ongoing research. Two primary hypotheses have been proposed to explain their origin: the central nervous system origin hypothesis and the peripheral nervous system origin hypothesis. The central nervous system origin hypothesis suggests that muscle cramps may be triggered by abnormal neural activity originating from the brain or spinal cord. This theory posits that disruptions in motor neuron firing patterns, possibly due to fatigue or electrolyte imbalances, could lead to the involuntary contractions observed in EAMC. On the other hand, the peripheral nervous system origin hypothesis proposes that cramps arise from abnormalities in the nerves directly controlling the affected muscles, possibly due to compression, injury, or metabolic changes within the muscle fibers themselves. The aim of this study is to elucidate changes associated with EAMC. Matrix sEMG was used to monitor the muscle activity patterns in the lateral gastrocnemius muscle during repetitive plantar flexion exercises of the dominant foot. As the results, during the onset of muscle cramp precursors,

the muscle activity patterns changed that the sEMG signals exhibited increased amplitude and had a high-frequency band at the localized site. Concurrently, the new innervation zones observed. These findings provide support for the central nervous system hypothesis by suggesting that muscle cramps occur due to a disruption of the size principle in conventional muscle contractions, leading to irregular firing of motor neurons.

キーワード

マトリクス表面筋電図, 筋痙攣, 腓腹筋外側頭, 神経支配帯, 短時間フーリエ変換

Keyword

surface EMG matrix, muscle cramps, lateral gastrocnemius muscle, Innervation zone, STFT

要 旨

運動時における筋痙攣は突然に発生する不随意収縮であり、適切な予防対策が重要である。しかし、筋痙攣の生理学的メカニズムは解明されておらず、脳や脊髄などの中枢神経を要因とする説、筋などの末梢神経を要因とする説が挙げられる。本研究ではマトリクス表面筋電図を用いて、腓腹筋外側頭の筋痙攣発生に伴う筋活動様式の変化を明らかにすることを目的とし、利き足関節の底屈運動を行った際の信号計測を行った。結果として、筋痙攣の前兆が発生した際に、空間的筋活動の分布パターンが変化することが明らかとなった。局所的な部位において、筋電信号の振幅が増加し、高周波帯域の信号成分が多く観察されたほか、新たな神経支配帯の出現が認められた。これらの結果は、サイズの原理から逸脱した α 運動ニューロンが異常発火したことにより、局所的に強い筋収縮を引き起こす筋痙攣が発生したと推測される。本研究は筋痙攣の発生源は中枢神経を由来とする説を支持する結果となった。

緒 言

運動時における筋痙攣や肉離れは、直接の外力

なしに、かつ、突然に、筋収縮が発生、もしくは筋線維が損傷する怪我であるが、治療は安静による自然治癒を基本としており、回復後の運動パフォーマンスが低下するだけではなく、再発頻度も高いことが報告されている¹⁾。歩行などの日常生活動作において、筋痙攣が突発的に発生した場合、転倒するリスクがあり、特に、高齢者においては転倒による捻挫等の怪我から寝たきり状態に繋がってしまう恐れがあり、予防が重要であるが、具体的な予防方法は確立されていない。この要因の一つとしては、突発的な怪我であるため、受傷する瞬間の筋機能評価を行うことは困難であり、発生メカニズムが解明されていないことが挙げられる。現在、筋痙攣の発生源は中枢神経を由来とする説、末梢神経を由来とする説に分かれ議論がされており、筋内の局所的な箇所から筋全体に広がっていくことのみが明らかになっている^{2,3)}。

筋収縮は脊髄にある α 運動ニューロンが電気信号として神経軸索を通り、筋線維に送られることによって発生する⁴⁾。この1つの α 運動ニューロンが支配する筋線維群を運動単位という。表面筋電図 (sEMG) 法は運動単位の活動電位を皮膚表面上から計測する手法であり、客観的かつ非侵襲的に筋機能評価を行えることから広く利用され

ており、1対の電極を双極差動導出することにより、個々の運動単位活動電位が重畳した複合波形として計測される。従来、sEMG計測は単チャンネルから導出した信号を用いて、振幅や周波数情報などを算出し、筋機能評価が行われている^{5,6)}。振幅解析ではsEMG信号のARV（整流平滑化）やRMS（二乗平均平方根）からの筋活動量の定量的評価が行われており、周波数解析では、高速フーリエ変換（FFT）を利用した平均周波数（MNF）や中央周波数（MDF）からの評価が広く行われている。また近年、時間分解能が低いFFT解析に変わり、短時間フーリエ変換やウェーブレット変換を用いた時間-周波数特性解析についても検討が行われている⁷⁾。

しかし、正確な筋機能評価を行うためには皮膚下の神経支配帯位置を考慮する必要があるが、従来の単チャンネルでの計測手法では神経支配帯位置の特定は困難である。そこで、近年、筋全体に複数の電極を貼付するアレイ電極やマトリクス電極を用いた筋機能評価が注目されている^{8,9)}。筋線維に沿ってアレイ状に複数チャンネルの信号を計測することにより、神経支配帯の位置を特定することを可能にするだけでなく、筋線維を流れる活動電位の速度である筋線維伝導速度の解析も可能になる。さらに、線形ではなくマトリクス状に電極を配置し、信号導出を行うことによって同一筋内の空間的な筋活動分布について評価が行える。

マトリクス電極を用いた筋痙攣時の筋機能評価として、K. Roelleveldらは筋痙攣発生時、発生箇所sEMG信号の周波数帯域が変化することから正常な運動単位の活動が行われていないと推測し、筋痙攣の発生源は末梢神経にあると結論づけている¹⁰⁾。しかし、sEMG信号は個々の運動単位の複合波形として計測され、活動に参加する運動単位が異なればsEMG信号の周波数帯域に変化をもたらす。そのため、中枢神経の起源を否定す

るには新たな運動単位が動員されていないことを明らかにする必要がある。

そこで本研究では、神経支配帯の位置推定を行うことにより、動員される運動単位の変化を捉えることが可能になると考え、筋痙攣発生に伴う筋活動様式の変化を明らかにすることを目的とし、マトリクス表面筋電図を用いて腓腹筋外側頭における空間的な筋活動分布から検討した。

1. 実験方法

1. 1 被験者および被験筋

被験者は20歳代2名、30歳代1名、60歳代1名の健常成人男性4名を被験者とし、利き足腓腹筋外側頭を被験筋として実験を行った。被験筋における被験者の筋痙攣の発生経験有無に関して、20歳代2名の被験者が経験なしであり、30、60歳代の2名の被験者が経験ありであった。なお、本研究は青山学院大学研究倫理審査委員会の承認を得て行われており、被験者には研究内容に関する説明を実施し、研究の参加に同意を得た上で実施した（承認番号：H23-007）。

1. 2 実験方法

被験者には図1に示すように端座位の状態で、足関節の底屈運動を15秒間行った後、4秒間の休



図1 運動動作

息を行う動作を1サイクルとし、これを10回繰り返す運動を1セットとして、計3セット実施した。この時、底屈位および運動強度は外力なしに被験者が発揮できる最大の底屈角度および強度とした。また、実験中に筋痙攣もしくは筋痙攣の前兆を感じた場合は、口頭で申告させた。

1. 3 信号計測

測定に用いたマトリクス電極を図2に示しており、直径2 mmの電極を13もしくは12行×5列に8 mm間隔で配列されたOT Bioelettronica製 ELSCH064NM2を使用し(図2 (a))、伏臥位時において電極の長軸が筋線維に沿うように正中線から5～10度傾け、皮膚表面上に貼付した(図2 (b))。この時、接地電極は直径35 mmのデイスボ電極を膝蓋骨の皮膚表面上に貼付した。

sEMG 信号計測は、OT Bioelettronica製 Sessantaquattroを用い、サンプリング周波数2000 Hz、ローカット周波数10 Hz、ハイカット周波数500 Hzで計算機に記録を行った後、電極の長軸において隣り合う電極同士を双極差動導出し、ch1～ch12(もしくはch11)×5列の計59チャンネルにおける信号の導出を行った。

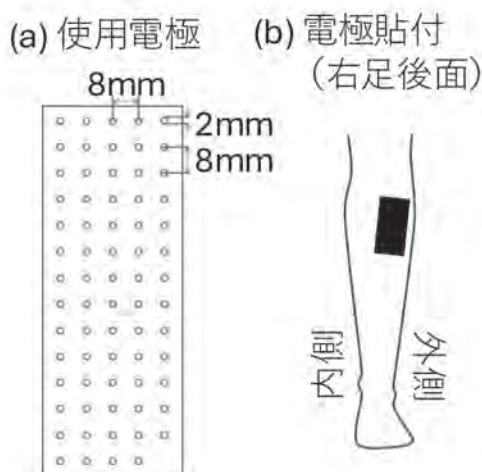


図2 使用電極

1. 4 信号解析

1. 4. 1 振幅解析

活動に参加する運動単位の動員数の評価を振幅のRMSを算出することにより行った。解析区間は底屈運動時におけるsEMG信号とし、各チャンネルにおいて0.5秒おきに以下の(1)式を用いてRMSの導出を行った。ここで、 $x(n)$ はsEMG信号、 N は0.5秒間のサンプリング数(1000)を表す。

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x(n)^2} \quad (1)$$

1. 4. 2 周波数解析

時間経過に伴う周波数解析として、短時間フーリエ変換(STSF)を算出することにより行った。STFTはsEMG信号を短い時間窓(ウィンドウ)に分割し、時間窓ごとにフーリエ変換を行うことによって時間-周波数解析を可能にする手法であり、以下の(2)式により導出を行った。この時、STFT(t, k)は時間 t 角周波数 k のスペクトル、 $x(n)$ はsEMG信号、 $\omega(n)$ は窓関数、 tR は時間シフトパラメータ、 f は周波数。

$$STFT(t, k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot \omega(n - tR) \cdot e^{-j2\pi kn/N} \quad (2)$$

本研究においては1セットを解析区間とし、各チャンネルにおいて、ウィンドウ長を64サンプル(32 ms)、窓関数にはHamming窓を使用し、オーバーラップを50%、DFT(Discrete Fourier Transform)点を256サンプル(周波数分解能7.81 Hz)としてSTFT解析を行った。

1. 4. 3 神経支配帯位置の推定

底屈運動時における神経支配帯の位置の推定は、各列において、隣り合うチャンネルとの相互相関係数を以下の手順で算出することにより行った。

1) sEMG信号の平滑化：信号に含まれるノイ

ズの影響を除外するために、ガウス加重移動平均フィルタを用い、平滑化を行った。

2) ゼロクロス波形の切り出し：時間変化に伴うIZ位置の変化を推定するために、0Vを基準として、波形が正から負へ、負から正へ交差する区間をゼロクロス波形として抽出した。この時、周期が10 ms未満かつ、RMSが5 μ V未満のゼロクロス波形は解析から除外した。

3) 相互相関係数の算出：各ゼロクロス波形において、隣接チャンネルとの相互相関係数を、(3)式で示すピアソンの積率相関係数 r_{xy} より算出した。この時、 x および y はsEMG信号、 n はゼロクロス波形のデータ数を表す。

$$r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (3)$$

r_{xy} は ± 8 ポイントの時間差の範囲で算出し、絶対値の最大値を相互相関係数とした。

神経支配帯の位置はチャンネル間に強い負の相関が見られる、もしくは他チャンネルと比べsEMG信号の振幅が極端に低く、隣接チャンネル間との相関が認められない箇所とした。

2. 結果

2. 1 筋痙攣の発生有無

4名の被験者のうち、60歳代の被験者1名において、測定中に筋痙攣の前兆を感じたという回答を得た。そこで、筋痙攣の前兆を申告した被験者を「筋痙攣あり」、その他の被験者を「筋痙攣なし」として評価を行った。

2. 2 空間的筋活動分布

特定サイクルにおける空間的RMS活動分布の時間推移の一例を図3および図4に示しており、図3は「筋痙攣なし」の被験者Aの活動分布を、図4は「筋痙攣あり」の被験者Bの活動分布を示す。この時、被験者Bにおける13.5～14 sは筋痙攣の前兆を申告した時の活動分布を表している。また、運動初期(1～1.5 s)とのRMSの変化率の算出を行い、表1に同一サイクルにおける全59chチャンネルの変化率の平均と標準偏差を示す。結果として、「筋痙攣なし」の場合、電極位置によるRMS値に違いは見られたが、サイクルを通して同一箇所のRMS値が高く、変化率の標準偏差が常に一定であったことから、時間経過に伴う分布

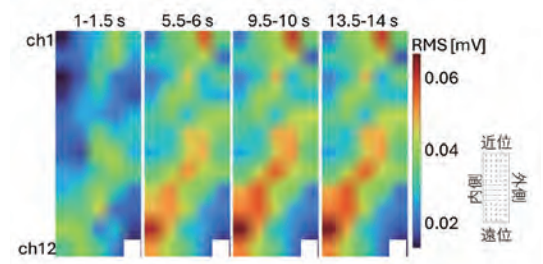


図3 被験者Aの空間的RMS活動分布

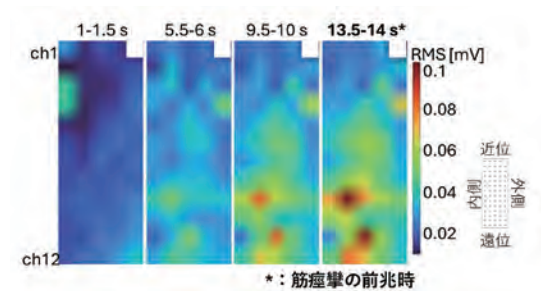


図4 被験者Bの空間的RMS活動分布

表1 運動初期との変化率の平均・標準偏差

	5.5-6 Sec	9.5-10 Sec	13.5-14 Sec
被験者A (筋痙攣なし)	33.4 $\pm$ 23.9	39.5 $\pm$ 28.1	38.0 $\pm$ 28.7
被験者B (筋痙攣あり)	62.6 $\pm$ 46.6	104.4 $\pm$ 70.4	131.5 $\pm$ 87.5 (筋痙攣前兆時)

mean $\pm$ SD[%](データ数:N=59)

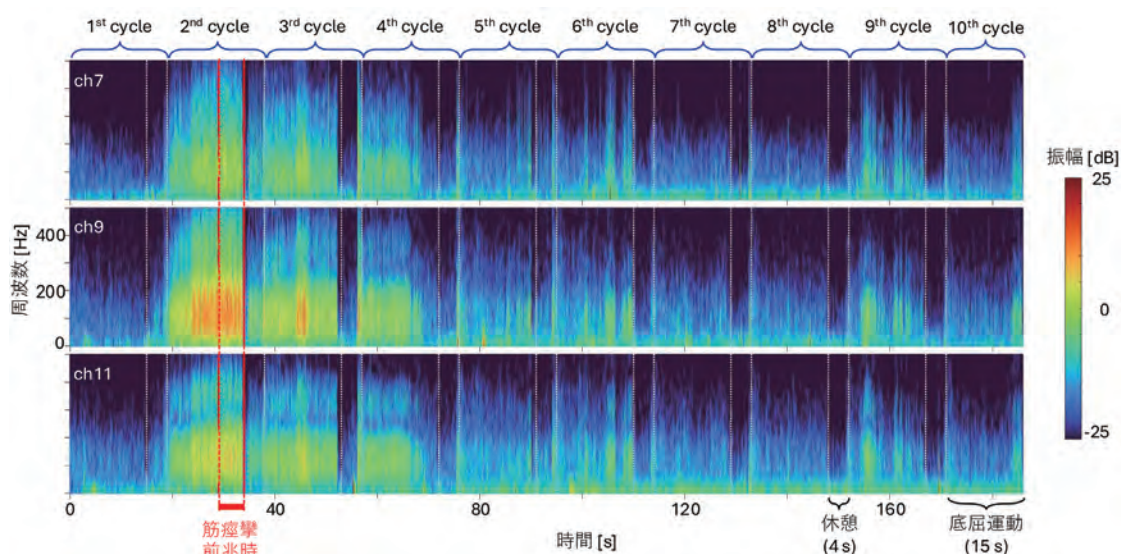


図5 被験者Bにおけるスペクトログラム

パターンに変化は見られなかった。一方、「筋痙攣あり」の場合、時間経過に伴う分布パターンに変化が見られ、時間経過に伴い変化率の標準偏差が増加し、図4より筋痙攣の前兆発生時において局所的にRMS値が高い値を示す箇所が出現した。

2. 3 時間一周波数特性

図5に「筋痙攣あり」の被験者Bにおける1セット間におけるスペクトログラムを示す。これは、筋痙攣の前兆発生時に最も高いRMSを示した内側側から2列目のch9および前後のch7, ch11のスペクトログラムである。筋痙攣の前兆発生前の1サイクル目、および5サイクル目以降においては、sEMG信号に200～500 Hzの高周波帯域はほとんど含まれなかった一方で、筋痙攣の前兆発生の数秒前より高周波数成分が観察された。また、筋痙攣の前兆発生後すぐの4秒間の休憩においては、自発的な筋収縮を行っていないにも関わらず、50 Hz以上の周波数成分が観察された。その後は、サイクルを重ねていくにつれて、高周波成分の出現は減少した。

2. 4 神経支配帯位置

図6および図7に被験者A, Bにおける図3, 4と同一サイクルにおける時間経過に伴う相互相関係数を示しており、もっとも高いRMS値を示した列における3チャンネル間分の解析結果となっている。「筋痙攣なし」の被験者Bにおいては、ch8-9において強い負の相関を持つゼロクロス波形が多く出現し、このチャンネル間に神経支配帯が位置すると推定された。また、時間経過に伴う負の相関を持つゼロクロス波形の出現頻度に変化は見られなかった。一方、「筋痙攣あり」の被験

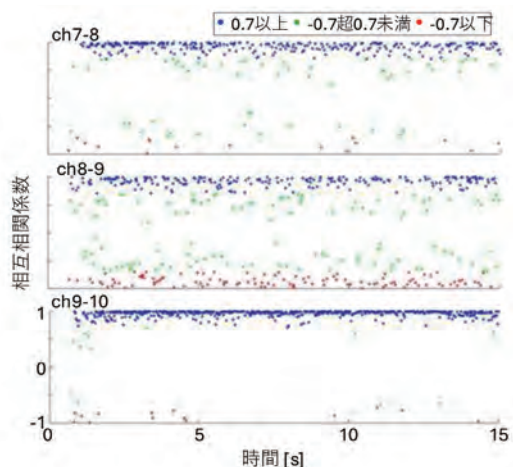


図6 被験者Bにおける相互相関係数の時間推移

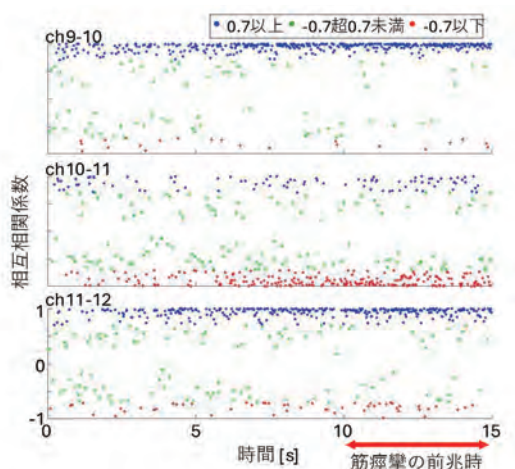


図7 被験者Bにおける相互相関係数の時間推移

者Bにおいて、時間経過に伴ってch10-11において強い負の相関を持つゼロクロス波形が多く出現した。このことから運動動作中に新たにch10-11に神経支配帯が出現したと推定された。

3. 考 察

3. 1 神経支配帯位置と空間的筋活動分布

神経支配帯は、運動神経終末と筋線維の接着部である神経筋接合部が集中的に分布している領域を指すが、位置や大きさには個人差がある。K. SaitouらはsEMG信号を目視による神経支配帯の位置分布解析を行っており¹¹⁾、腓腹筋外側部の神経支配帯の位置は筋腹をU字型に囲むように分布している傾向があることを報告している。また、Rodrigo A., Guzmán-VenegasらはM波とH反射を用いた神経支配帯の位置推定を行っており¹²⁾、腓腹筋外側部において膝窩から踵骨までを100%とした場合、平均して39.7%の位置に腓腹筋外側頭の神経支配帯が存在したことを報告している。本研究においては神経支配帯の位置は相互相関係数から推定しており、従来の報告と同様に遠位側のチャンネルに神経支配帯が多く存在していることが明らかとなった。

同一筋内における筋活動分布パターンと神経支

配帯位置は密接な関係性を持つ。本研究において、神経支配帯と推定されたチャンネル間の前後のチャンネルにおいて、最も高いRMS値を示した。A Rainoldiらはアレイ電極を用いて腓腹筋の神経支配帯の位置とsEMG信号の振幅の関係性を検討したところ¹³⁾、神経支配帯箇所の振幅が最も低く、神経支配帯から10～20 mm離れた箇所で計測された振幅が最も高い値を示したことを報告している。本研究では神経支配帯と推定された箇所のRMS値はマトリクス電極の各列において最小値を示さなかった。これは、神経支配帯のサイズおよび位置と電極の相対的な位置関係が影響を与えたと考えられる。運動単位活動電位は神経支配帯から筋線維の両端へ送られるが、1対の電極の中央に神経支配帯が位置する場合は、両端へ流れる活動電位が互いに相殺し合うため、導出されるsEMG信号は極端に振幅が小さくなる。一方、1対の電極の片側に寄って神経支配帯が位置する場合は、電位の相殺割合が減少するため振幅が極端に小さくなることはない。また、活動電位は神経支配帯から遠ざかるにつれて減衰し、振幅は減少する。そのため空間的RMS活動分布において局所的に高い値を示す箇所は神経支配帯付近であり、時間経過に伴う筋活動パターンに変化が認められ場合は、新たな運動単位が活動に参加し、神経支配帯が出現する、もしくは運動単位の活動が停止し、神経支配帯が消失したことを表すといえる。

3. 2 周波数解析

STFT解析を行ったところ、筋痙攣の前兆が発生したサイクル付近を除き、10～200Hzの周波数成分が多く含まれことが明らかとなった。M. Bilodeauらは腓腹筋外側頭におけるsEMG信号のFFT解析を行ったところ、MDFは100～120 Hz（電極間距離6 mm）であったと報告しており¹⁴⁾。本研究のSTFT解析は従来のFFT解析の報告と同様

の特性が得られた。このことから、本研究で用いたSTFT解析のパラメータは妥当であるといえる。

3. 3 筋痙攣の発生過程

本研究において、筋痙攣の前兆を申告したサイクルは底屈運動開始直後から他のサイクルに比べ高い振幅を示しただけではなく、筋痙攣の前兆を申告する数秒前よりsEMG信号に200 Hz以上の高周波数成分が観察された。また、それと同時に局所的なRMSの増加を示したチャンネル付近に新たな神経支配帯の出現が推定された。これらは、K. Roeleveldらの報告を否定する結果となり¹⁰⁾、筋痙攣は新たな運動単位が動員されたことにより引き起こされることが明らかになった。

筋収縮は運動単位の発火頻度および動員される運動単位数により発揮筋力量が制御されるが、運動単位の動員順序はサイズの原理により決定される¹⁵⁾。サイズの小さな運動ニューロンは支配する筋線維数が少数であり、発火頻度・強度が低く、高い持久力を持つ特徴があり、低強度の運動の際に動員される活性化の閾値が低い運動ニューロンである。一方、サイズの大きな運動ニューロンは多数の筋線維を支配し、発火頻度・強度が高く、低い持久力を持ち、高強度の運動のみに動員される活性化の閾値が高い特徴がある。通常、筋発揮は、サイズの小さな運動単位から順に動員されることによってスムーズかつ効率的に発揮筋力量の制御が実現される。本研究では、筋痙攣は何らかの原因で、サイズの原理から逸脱した高閾値の α 運動ニューロンが活性化されることによって発生すると推測するのが妥当である。この α 運動ニューロンによって新たな神経支配帯が出現し、活動様式の異なる運動単位が動員されることによって、局所的かつ過剰な強度の不随意収縮が発生し、強い痛みが引き起こされることが考えられる。

現在、筋痙攣の発生源は中枢起源説と末梢起源説に意見が分かれている^{2,3)}。中枢説は脊髄にあ

る運動ニューロンの異常発火、脊髄反射の過敏性が高まることなどが要因として引き起こされるという説である。一方、末梢説は体内の電解質の欠乏、筋疲労、筋組織や末梢神経の炎症や損傷などが要因として引き起こされるという説である。しかし、Martin D. Hoffmanらは161 kmのウルトラマラソンの参加者においてレース後に血清ナトリウム濃度を調査しており¹⁶⁾、筋痙攣の発生有無と血清ナトリウム濃度に関係性が認められなかったことを報告している。本研究では、中枢起源説を支持する結果となった。

4. まとめ

本研究は腓腹筋外側頭における筋痙攣発生過程の解明を空間的筋活動分布から明らかにすることを目的とし筋機能評価を行った。結果として、筋痙攣の前兆を自覚した際に、新たな神経支配帯が出現し、サイズの大きな運動単位が局所的に活動に参加したことが明らかとなった。このことから、筋痙攣の発生源は中枢神経に存在し、サイズの原理を逸脱した運動ニューロンの異常発火により引き起こされると推測された。

謝 辞

本研究にご協力いただきました被験者の皆さまに心より感謝申し上げます。また、研究助成を頂きました公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団さまに深く御礼申し上げます。

文 献

- 1) Timothy M. Miller, Robert B. Layzer, "Muscle cramps", *Muscle Nerve.*, 32, no.4, pp. 431-432, Oct. (2005)
- 2) Gaia Giuriato, Anna Pedrinolla, Federico Schena and Massimo Venturelli, "Muscle cramps: A comparison of the two-leading hypothesis", *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 41, pp. 89-98, Aug. (2018)
- 3) Marco Alessandro Minetto, Aleš Holobar, Alberto Botter and Dario Farina, "Origin and development of

- muscle cramps”, *Exerc. Sport Sci. Rev.*, **41**, no.1, pp. 3-10, Jan.(2013)
- 4) John V., Basmajian and Carlo J., De Luca, “Muscles Alive: their functions revealed by electromyography (5th)”, *Williams & Wilkins*,(1985)
 - 5) Edward A. Clancy, Evelyn L. Morin, Gelareh Hajian and Roberto Merletti, “Surface electromyogram (sEMG) amplitude estimation: Best practices”, *Electromyogr Kinesiol.*, **72**, Oct.(2023)
 - 6) Carlo J., De Luca, “The Use of Surface Electromyography in Biomechanics”, *J. Appl. Biomech.*, **13**, no.2, pp. 135-163, May(1997)
 - 7) Carlos De la Fuente, Eduardo Martinez-Valdes, Jose Ignacio Priego-Quesada, Alejandro Weinstein, Oscar Valencia, Marcos R Kunzler, Joel Alvarez-Ruf and Felipe P Carpes, “Understanding the effect of window length and overlap for assessing sEMG in dynamic fatiguing contractions: A non-linear dimensionality reduction and clustering”, *J. Biomech.*, **125**, Aug.(2021)
 - 8) Gea Drost, Dick F. Stegeman, Baziel G.M. van Engelen and Machiel J. Zwartz, “Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review”, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, **16**, no.6,
 - 9) Dario Farina, Frédéric Leclerc, Lars Arendt-Nielsen, Olivier Buttelli and Pascal Madeleine, “The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration”, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, **18**, no.1, pp. 16-25, Feb.(2008)
 - 10) K. Roeleveld, B.G. van Engelen and D.F. Stegeman, “Possible mechanisms of muscle cramp from temporal and spatial surface EMG characteristics”, *J. Appl. Physiol.*(1985)., **88**, no.5, pp.1698-1706, May(2000)
 - 11) K. Saitou, T. Masuda, D. Michikami, R. Kojima and M. Okada, “Innervation zones of the upper and lower limb muscles estimated by using multichannel surface EMG”, *J. Hum. Ergol.(Tokyo)*, **29**, no.1-2, pp. 35-52, Dec.(2000)
 - 12) Rodrigo A., Guzmán-Venegas, Felipe H., Palma-Traro, Oscar D., Valencia, María José Hudson, and Patricio A. Pincheiral, “Location In Vivo of the Innervation Zone in the Human Medial Gastrocnemius Using Imposed Contractions: A Comparison of the Usefulness of the M-Wave and H-Reflex”, *J. Funct. Morphol. Kinesiol.*, **7**, no.4, p. 107, Dec.(2022)
 - 13) A. Rainoldi, M. Nazzaro, R. Merletti, D. Farina, I. Caruso and S. Gaudenti, “Geometrical factors in surface EMG of the vastus medialis and lateralis muscles”, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, **10**, no.5, pp. 327-376, Oct.(2000)
 - 14) M. Bilodeau, C. Goulet, S. Nadeau, A.B. Arsenault and D. Gravel, “Comparison of the EMG power spectrum of the human soleus and gastrocnemius muscles”, *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, **68**, no.5, pp.395-401,(1994)
 - 15) E. HENNEMAN, G. SOMJEN and D.O. CARPENTER, “FUNCTIONAL SIGNIFICANCE OF CELL SIZE IN SPINAL MOTONEURONS”, *J. Neurophysiol.*, **28**, pp. 560-580, May(1965)
 - 16) Martin D. Hoffman and Kristin J. Stuempfle, “Muscle Cramping During a 161-km Ultramarathon: Comparison of Characteristics of Those With and Without Cramping”, *Sports Med. Open.*, **1**, no.1, p. 24,(2015)