

[原著論文]

脊髄興奮性の変化が筋硬度に及ぼす影響
—骨格筋電気刺激を用いた検討—

清野 涼介^{1),2)}, 佐藤 成^{1),2)}, 高橋 信重³⁾, 吉田 委市⁴⁾, 中村 雅俊^{1),2)}

キーワード：筋硬度, NMES, Hmax, Mmax, Hmax/Mmax比

The effect that a change of spinal cord excitability gives to muscle stiffness
—Examination using neuromuscular electrical stimulation—

Ryosuke Kiyono^{1),2)}, Shigeru Sato^{1),2)}, Nobushige Takahashi³⁾, Tomoichi Yoshida⁴⁾,
Masatoshi Nakamura^{1),2)}

Abstract

This study aimed to investigate the effect of that a change of spinal cord excitability induced by neuromuscular electrical stimulation (NMES) on muscle stiffness. Twenty healthy men volunteered to participate in this study (age, 21.1 ± 0.3 years; height, 170.5 ± 5.5 cm; weight, 62.5 ± 5.5 kg). The muscle stiffness, H-reflex amplitude, and M-wave amplitude were measured in the medial gastrocnemius (MG) and lateral gastrocnemius (LG) before and after NMES-induced repetitive muscle contraction condition (NMES condition) or control condition (20 min rest). The ratio of maximal H-reflex (Hmax) to maximal M-wave (Mmax) (Hmax/Mmax) was calculated. During NMES condition, the MG and LG were stimulated using rectangular pulses (pulse width: $400 \mu\text{s}$; pulse frequency: 80 Hz) for 5 s (on) with a rest time of 20 s (off) between trains. This on-off cycle was repeated until the Mmax decreased to 80% for three consecutive times. The Hmax and Mmax of the MG, Mmax of the LG in the NMES condition, and Mmax of the MG in the control condition significantly decreased; however, there were no significant changes in Hmax/Mmax and muscle stiffness in both conditions. The results of this study revealed that, despite Hmax and Mmax significantly decreasing owing to NMES, muscle stiffness and spinal cord excitability does not change owing to NMES-induced repetitive muscle contraction.

-
- 1) 新潟医療福祉大学大学院 医療福祉学研究科
 - 2) 新潟医療福祉大学 運動機能医科学研究所
 - 3) 医療法人心和会新八千代病院 リハビリテーション科
 - 4) 医療法人三愛会池田記念病院

[責任著者および連絡先] 清野 涼介
新潟医療福祉大学大学院 医療福祉学研究科
〒950-3198 新潟県新潟市北区島見町1398番地
E-mail: hpm19005@nuhw.ac.jp

投稿受付日：2019年6月20日

掲載許可日：2019年11月29日

Keywords : muscle stiffness, NMES, Hmax, Mmax, Hmax/Mmax ratio

要旨

本研究の目的は、骨格筋電気刺激 (NMES) により惹起される反復的な筋収縮による筋硬度と脊髄興奮性の変化を検討することを通して、脊髄興奮性の変化が筋硬度に及ぼす影響を明らかにすることである。対象は本研究に同意の得られた下肢に整形外科疾患と疼痛を有さない本学男子学生20名とし、利き足側の下腿三頭筋の内側頭と外側頭 (MG, LG) とした。反復的な筋収縮課題前後の筋硬度、H波振幅とM波振幅を測定し、Hmax/Mmax比を算出した。条件はNMES条件とコントロール条件の2条件とした。NMES条件はNMESの設定を収縮時間5秒、休憩時間20秒とし、休憩時間中に測定するMmaxが、課題前に測定したMmaxの80%を3回連続で下回るまで実施した。また、コントロール条件は20分間の安静を促した。対象者は両条件とも無作為な順番で別日に実施した。その結果、NMES条件における課題後のMGのHmax、Mmax、LGのMmaxとコントロール条件における課題後のMGのMmaxは有意に低値を示したが、両条件ともHmax/Mmax比と筋硬度に有意な変化は認められなかった。この結果より、NMESによる反復的な筋収縮課題によって、HmaxおよびMmaxは有意に減少するが、NMESによる反復的な筋収縮によって筋硬度および脊髄興奮性は変化しないことが明らかになった。

I はじめに

筋硬度は筋実質部の硬さを表しており、臨床現場において理学療法士は触診により筋硬度を評価することで、筋の状態把握やトレーニング・ストレッチングなどのリハビリテーション介入効果の判定を行っている。その理由の一つとして、筋硬度の増加は骨格筋の損傷リスクが増加することが考えられているためである^{1),2)}。実際、過去にMedial Tibial Stress Syndromeを発症したことがある陸上選手の後脛骨筋とヒラメ筋の筋硬度が増加しているという報告³⁾もあり、運動疾患における筋硬度の増加と筋骨格系の損傷には関係性があることが示唆されている。

筋硬度増加の要因として、末梢部の状態 (筋損傷・筋内圧の上昇、炎症等による器質的变化など) に加えて、大脳皮質からの抑制状態や脊髄興奮性など中枢神経系の影響も受けている。例えば、脳血管障害やパーキンソン病、筋ジストロフィーなどの中中枢神経疾患患者では筋硬度が増加することが報告されている⁴⁾⁻⁶⁾。加えて、脳性麻痺児のGMFSスコアが低いほど筋硬度が高いという報告⁷⁾があることから、筋硬度の増加と運動機能の低下に関係性があることが考えられる。

興味深いことに、反復的な筋収縮により筋硬度は即時的な影響を受けることが明らかになっている。レジスタンストレーニング (resistance training : 以下RT) や持続的・反復的な筋収縮を実施することにより、RT終了直後に筋硬度が増加すること^{8),9)}や伸長性収縮 (eccentric exercise : 以下ECC) の実施終了直後から筋硬度が増加し、ROMが低下すること¹⁰⁾、30分間のランニングにより足関節底屈筋の中でも長趾屈筋や後脛骨筋の筋硬度が増加することが報告されている¹¹⁾。これらの即時変化の要因は末梢部 (筋損傷や内圧上昇) や中枢部 (大脳皮質や脊髄) の関与の可能性が考えられる。一方、RTの長期の影響を調査した研究¹²⁾では、6週間のRT介入により筋力と筋厚は有意に増加するが、筋硬度には有意な変化を認められなかったと報告されている。これらの先行研究より、RTやランニングなどの反復的な筋収縮直後における筋硬度の変化には、反復随意収縮に伴う筋損傷だけでなく、筋組織内の水分量の増加による筋腫脹などが影響している可能性が考えられる。しかし、随意的な反復運動では大脳皮質ならびに脊髄、効果器 (筋) の全てが活動し、どの要因がどの程度、筋硬度に与えているかは不明であり、筋硬度増加のメカニズムや因子は明確にされていない。

前述のように、反復的な運動直後の筋硬度の増加には、大脳皮質の抑制と脊髄興奮性、末梢の筋組織の状態が影響することが考えられる。そこで本研究では、末梢の筋組織に直接電気刺激を行って反復的な筋収縮を生じさせる骨格筋電気刺激 (neuromuscular electrical stimulation : 以下NMES) に着目した。NMESを用いる利点として、大脳皮質からの指令を必要としない点とECCの収縮様式を排除することができることで筋損傷の影響を最小限にできる点である。実際にNMESを用いた先行研究では脊髄興奮性が増加することが報告されている。しかし、他の先行研究においてはElectrical stimulation (ES) によって大脳皮質の興奮性 (Motor-evoked potentials : 以下MEP) は低下するが、M波およびF波が変化しないことが報告されており¹³⁾、電気刺激による影響に関して一定の見解が得られていない。加えて、NMESによる脊髄以下で誘発した反復的な筋収縮が筋硬度に及ぼす影響についても、現在のところ明らかになっていない。そのため、NMESによる脊髄興奮性と筋硬度の変化を観察することで、筋硬度が増加する因子を解明できると考えられる。

本研究の目的は、NMESにより惹起される反復的な筋収縮が筋硬度の変化に及ぼす影響を検討することを通して、脊髄興奮性の変化が筋硬度に及ぼす影響を明らかに

することとした。

II 方法

1 対象

本研究に同意の得られた下肢に整形外科疾患と疼痛を有さない本学男子学生20名(年齢 21.1 ± 0.3 歳、身長 170.5 ± 5.5 cm、体重 62.5 ± 5.5 kg)とし、利き足(ボールを蹴る)側の下腿三頭筋とした。また、対象者には本研究の内容を説明し、研究に参加することに同意を得た。なお、本研究は新潟医療福祉大学の倫理審査委員会の承認を得て実施した(承認番号 17826-170605)。

2 実験手順

対象者はNMES条件とコントロール条件の両条件を無作為の順番で実施した。筋硬度測定は、対象者の利き足側の腓腹筋内側頭(Medial head of gastrocnemius: 以下MG)と腓腹筋外側頭(Lateral head of gastrocnemius: 以下LG)にて行った。なお、筋硬度の測定はNMES条件においてH波振幅、M波振幅の測定前と反復的な筋収縮課題の実施後に行った。コントロール条件においてはH波振幅、M波振幅の測定前と20分間の安静後のH波振幅、M波振幅の測定後に行った。H波およびM波振幅測定は、各課題前の筋硬度測定後にMGとLGに記録電極を貼付し、MGとLGに対する各課題前後(NMES条件、コントロール条件)に行った。

対象者は、両条件を1日1条件とし、各々2日以上の間隔をあけて行った。

3 筋硬度

測定肢位はベッド上、腹臥位にて、利き足側の股関節屈伸 0° 、膝関節屈伸 0° とし、多用途筋機能評価訓練装置(BIODEX system3.0: BIODEX社)のフットプレートで足関節底背屈 0° に固定した(図1)。なお、測定中に検者は対象者に安静にするように指示した。

筋硬度の測定には超音波画像解析装置(Aplio500: 東芝メディカルシステムズ株式会社)に搭載されている

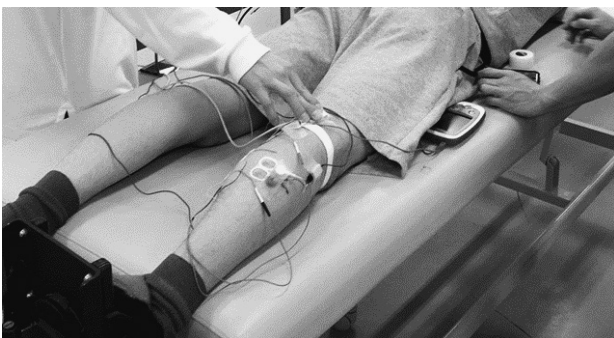


図1 測定肢位

ん断波エラストグラフィ機能を用い、対象筋はMGとLGとした。各筋の測定位置はAkagiら^{14),15)}の先行研究を元に、膝窩皺から腓骨外果を結ぶ近位30%とした。なお、反復的な筋収縮課題および安静後に同じ部位で撮像できるようにするため、事前にメジャーを用いて上記の位置を算出し、マーカーにて目印を付けた。加えて、各筋の最大膨隆部で撮像するため、プローブ(PLT-1005BT、10MHz、14L5)を各筋の横断面で確認し、その後筋の長軸にて撮像を行った。

超音波画像の撮影はプローブを用い、筋の長軸像を写した状態で各筋2回行った。超音波Bモード画像において検者による他動運動や対象者による自動運動の際の筋線維の動きを確認することにより行った。筋硬度の測定において、関心領域(Region of interest: 以下ROI)は各筋に応じた場所を設定した。なお、筋硬度の測定はNMES条件においてH波振幅、M波振幅の測定前と反復的な筋収縮課題の実施後に行った。コントロール条件においてはH波振幅、M波振幅の測定前と20分間の安静後のH波振幅、M波振幅測定後に行った。

超音波画像における筋硬度の解析は、画像解析ソフト(MSI Analyzer version 5.0、リハビリテーション科学総合研究所製)を用いて行った。筋硬度の測定は、各筋においてROIを設定し、設定したROI内部の筋硬度の平均値を取得した、その後の解析には2枚の超音波画像から取得した筋硬度の平均値を採用した。

4 筋電図測定

H波およびM波の振幅は、表面筋電図(Ambu社製、Blue Sensor N、 25×15 mm)を用いて記録した。導電性の改善のためアルコール綿による皮膚の処理を行った後、先行研究¹⁶⁾をもとにMGとLGに記録電極を貼付した。具体的には、MGは膝窩皺から腓骨外果を結ぶ近位30%、LGは腓骨頭から踵骨を結ぶ近位30%とした。

5 経皮的電気刺激(H波、M波振幅測定)

Blazevichら¹⁶⁾⁻¹⁸⁾の先行研究をもとに、電気刺激装置(アイソレータSS-104J: 日本光電工業株式会社)の刺激電極を膝窩部に設置し、脛骨神経に対して経皮的に電気刺激を実施した。脛骨神経に対する刺激は1msの矩形波を用い刺激頻度は1Hzとした。H波は開始からH波振幅が明らかに減少するまで記録し、最も増幅したH波の波形のpeak-to-peakを算出し、Hmaxと定義した。M波はプラトーになるまで刺激強度を増加させていき、最も増幅したM波の波形のpeak-to-peakを算出し、Mmaxと定義した。測定したH波とM波から脊髓興奮性の指標となるHmax/Mmax比を算出した。なお、H波振幅、M波振幅測定中、対象者には安静を促した。

6 NMES課題

測定肢位はベッド上、腹臥位にて、利き足側の股関節屈伸0°、膝関節屈伸0°とし、多用途筋機能評価訓練装置 (BIODEX system3.0: BIODEX社) のフットプレートで足関節底背屈0°に固定した。Stutzigら^{16),19)}の先行研究をもとに、NMES (ESPURGE: 伊藤超短波株式会社) を用いてMGを刺激した。2つの自着型電極を前述のMGの電極を挟むように貼付し (図2)、矩形波 (パルス幅400 μ s、パルス周波数80Hz) を収縮時間5秒、休憩時間20秒で刺激した。先行研究に準じ、NMES条件では課題中、毎回の20秒の休憩時間に課題前に測定したMmaxを惹起させる強度で脛骨神経を刺激することでM波振幅を測定し、課題前に測定したMmaxの80%を3連続で下回るまで刺激し続けた。なお、電流刺激強度は対象者の耐えられる最大の電流強度とした (平均刺激強度32.6 \pm 13.6mV、平均刺激回数51.9 \pm 36.7回)。なお、コン

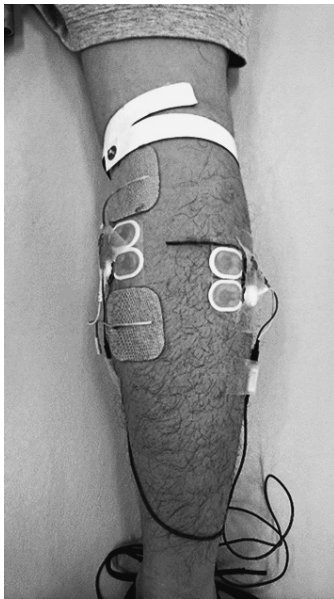


図2 筋電図測定部位およびNMES貼付部位

トロール条件はNMES条件と同様肢位にて20分間の安静とした。

7 統計的検討法

統計処理にはSPSS 24.0J (SPSS Japan社製) を用いた。各課題前後および条件 (NMES条件、コントロール条件) 間の比較は繰り返しのある二元配置分散分析 (時期 \times 条件) を用いて検討した。さらに事後検定として、各課題前後における条件間の比較はBonferroni法、各条件における課題前後の比較は対応のあるt検定を用いて検討した。なお、有意水準は5%とした。結果はすべて平均値 \pm 標準偏差で示した。

III 結果

1 各課題前後の筋硬度変化

各課題前後の各筋の筋硬度の測定結果を表1に示す。各課題および条件間の比較を二元配置分散分析で行った結果、MGとLGともに筋硬度の変化に有意な交互作用および主効果は認められなかった (それぞれ $p=0.601$ 、 $F=0.283$ 、 $\text{particle } \eta^2=0.015$; $p=0.388$ 、 $F=0.968$ 、 $\text{particle } \eta^2=0.048$)。

2 各課題前後のHmax、Mmax、Hmax/Mmax比の比較

各課題前後のHmax、Mmax、Hmax/Mmax比の測定結果を表2に示す。各課題および条件間の比較では、二元配置分散分析の結果、MGのHmaxとMmax、LGの

表1 課題前後と各条件における筋硬度の比較 (kPa)

	NMES条件		コントロール条件	
	pre	Post	pre	post
MG	10.5 \pm 3.4	10.2 \pm 3.4	7.6 \pm 2.6	7.9 \pm 2.9
LG	8.1 \pm 3.5	9.9 \pm 6.5	7.1 \pm 5.2	7.6 \pm 3.9

平均値 \pm 標準偏差

表2 課題前後の各条件におけるHmax、Mmax、Hmax/Mmax比の比較

		NMES条件		コントロール条件	
		pre	post	pre	post
MG	Hmax (mV)	5.2 \pm 2.1	4.1 \pm 1.7*	5.3 \pm 1.6	4.9 \pm 2.0
	Mmax (mV)	27.0 \pm 9.7	21.1 \pm 8.1*	26.6 \pm 7.6	25.3 \pm 7.3*
	Hmax/Mmax比 (%)	19.2 \pm 21.4	19.4 \pm 20.8	19.9 \pm 21.0	19.5 \pm 27.1
LG	Hmax (mV)	5.6 \pm 2.7	5.6 \pm 3.9	6.1 \pm 2.9	6.1 \pm 3.4
	Mmax (mV)	28.2 \pm 11.1	29.6 \pm 10.8*	28.2 \pm 10.7	27.2 \pm 10.8
	Hmax/Mmax比 (%)	19.9 \pm 24.4	19.0 \pm 36.4	21.6 \pm 26.6	22.4 \pm 31.8

平均値 \pm 標準偏差

*: preとの有意差 ($p<0.05$)

Mmaxに有意な交互作用を認めた(それぞれ $p=0.012$ 、 $F=7.818$ 、 $\eta^2=0.292$ ； $p=0.002$ 、 $F=13.039$ 、 $\eta^2=0.407$ ； $p=0.047$ 、 $F=4.497$ 、 $\eta^2=0.191$)。しかし、LGのHmax、MGとLGのHmax/Mmax比に有意な交互作用および主効果は認められなかった(それぞれ $p=0.988$ 、 $F=0$ 、 $\eta^2=0$ ； $p=0.43$ 、 $F=0.649$ 、 $\eta^2=0.033$ ； $p=0.861$ 、 $F=0.031$ 、 $\eta^2=0.002$)。事後検定として、条件間での各課題前後の比較を行った結果、MGのHmaxおよびMmax、LGのMmaxそれぞれに有意な差は認められなかった($p>0.05$)。各条件における課題前後の比較を行った結果、NMES条件においてMGのHmax、Mmaxは反復的な筋収縮課題前と比較して反復的な筋収縮課題後に有意に低値を示し、LGのMmaxは有意に高値を示した。コントロール条件において、MGのMmaxで安静前と比較して安静後に有意に低値を示した。また、コントロール条件のLGのHmax、MGとLGのMmaxそれぞれの条件間の各課題前後の比較を行った。その結果、すべての課題介入前後の条件間に有意な差は認めなかった。

IV 考察

本研究は、NMESを用いた反復的な筋収縮が筋硬度および脊髄興奮性に及ぼす影響を検討した。我々が知る限り、筋硬度の変化を運動前後で調査し、筋硬度が増加した報告はあるが、下腿三頭筋を対象にNMESを用いた反復的な筋収縮が筋硬度および脊髄興奮性に及ぼす影響を検討した研究は初めてである。

本研究の結果、各課題前後のMGとLGの筋硬度において交互作用は認められなかった。先行研究でRTによって筋硬度が増加した報告⁸⁾や、ランニング後に後脛骨筋や長趾屈筋の筋硬度の増加する報告¹¹⁾から、反復随意収縮やECC、筋腫脹などによって筋硬度が増加することが示唆されていた。しかし、これまでの運動研究における筋硬度の変化に着目した先行研究では、脊髄興奮性の変化による影響を考慮していなかった。そのため、NMESによる反復的な筋収縮による筋硬度変化と脊髄興奮性の変化に着目した本研究の結果から、RTやランニングなどの随意運動で生じる筋硬度の増加する要因として、筋損傷と中枢性の変化が考えられる。先行研究より、反復したECCを実施することで筋硬度が増加したという報告¹⁰⁾や、割出した筋に対する電気刺激により筋硬度が増加したことが報告されており²⁰⁾、筋損傷と構造的な変化が筋硬度増加の因子であることを示唆している²⁰⁾。また、収縮速度を変化させ、RTを実施した先行研究²¹⁾では、全ての動作で筋硬度が変化しなかったことを報告しており、筋硬度増加には筋の微細損傷が関与し、筋腫脹は関与しないことが示唆されている。これら

の結果から筋硬度を増加する要因として、筋腫脹は関与せず、筋損傷が影響していることが考えられる。

加えて筋硬度増加の要因として、随意運動による脊髄興奮性の変化や中枢性の変化が生じることも関与していることが考えられる。本研究ではMGのMmaxを80%まで3回連続で低下させたが、NMESを用いた反復的な筋収縮を生じさせた下腿三頭筋の収縮様式が足関節を底背屈0°に固定していることから収縮様式は等尺性収縮または短縮性収縮であったと考えられる。つまり筋損傷が生じにくい収縮様式であるため、本研究では筋損傷は生じず、その結果、筋硬度が変化しなかったと考えられる。先行研究における筋硬度増加は動作中のECCや随意運動による脊髄興奮性の変化を含む中枢性の変化によって生じた可能性が考えられ、本研究の結果と先行研究^{10)、21)}の結果を統合すると、反復的な筋収縮による筋硬度の増加には筋腫脹ではなく、筋損傷が関与していることが考えられる。

脊髄興奮性の変化に関して、本研究におけるHmax/Mmax比に対する二元配置分散分析の結果、有意な交互作用および主効果を認めなかった。NMESを用いた先行研究^{16)、21)}では、課題後に脊髄興奮性が増加することを報告しているが、課題が随意等尺性MVCであることから、随意性を伴う活動の影響が考えられる。本研究では、NMESを用いてMGの筋収縮のみを不随意に誘発し、安静時のH波振幅、M波振幅を測定したため、大脳皮質の要因を少なくして実施した。また本研究の結果は、NMES条件において、Hmax、Mmaxともに有意に低下し、その結果、Hmax/Mmax比が有意に変化しなかった。このことからNMESはHmax、Mmaxともに低下させることで、Hmax/Mmax比に影響を与えない可能性が示唆された。

また、脊髄興奮性に変化しなかった要因として、NMESによる反復的な筋収縮により、末梢の筋や神経筋接合部などの機能不全が生じたことでHmax、Mmaxともに低下したと考えた。各条件における課題前後の比較ではNMES条件のMGのMmaxが有意に低下したのに対して、LGのMmaxは有意に増加した。LGのMmaxのみが増加するメカニズムについては不明であるが、Hmax/Mmax比が変化していないことからNMESによる反復的な筋収縮では脊髄興奮性は変化しないことが明らかとなった。この結果より、NMESによる反復的な筋収縮は、脊髄興奮性は変化させず、筋硬度に影響しない可能性が示唆された。

コントロール条件においては、20分間の安静腹臥位の結果、MGのMmaxが有意に減少したが、このメカニズムは不明である。しかし、本研究の結果から、Hmax/Mmax比が有意な変化が認められなかったため、安静腹

臥位では脊髄興奮性に影響が及ばず、その結果、筋硬度に変化が生じなかったと考える。

先行研究において^{8), 11), 21)}、RTやランニングなどの反復的な筋収縮により筋硬度が増加したことが明らかとなっている。その背景には大脳皮質の抑制や脊髄興奮性などの中枢性の変化、筋腫脹・筋損傷などの末梢部での変化が関与している可能性が考えられていた。本研究では、大脳皮質の要因を少なくするNMESを用いて、反復的な筋収縮による脊髄興奮性および筋硬度の変化を検討した。その結果、筋硬度および脊髄興奮性に有意な変化は認められなかった。これらの結果より、末梢部の筋腫脹が筋硬度に影響を与えないことが示唆された。しかし、大脳皮質の変化に関して、本研究ではMEPの変化を測定していないため、大脳皮質の影響については不明である。また、筋損傷と筋硬度の変化に関しても十分に検討できていないため、異なる収縮様式、具体的にはECCと短縮性収縮を実施させた時の筋損傷の程度の大きさと筋硬度の変化に関する検討を行う必要がある。

V 結語

本研究では、NMESにより惹起された反復的な筋収縮がMGとLGの筋硬度の変化および脊髄興奮性の変化に及ぼす影響を検討した。その結果、NMESによる反復的な筋収縮によって、HmaxおよびMmaxは有意に減少するが、Hmax/Mmax比と筋硬度は変化しないことが明らかになった。

利益相反

なし

文献

- 1) McHugh MP, Cosgrave CH: To stretch or not to stretch: The role of stretching in injury prevention and performance. *Scand J Med Sci Sports*, 20: 169-181, 2010.
- 2) Herbert RD, de Noronha M, Kamper SJ: Stretching to prevent or reduce muscle soreness after exercise, *Cochrane Database Syst Rev*, Cd004577, 2011.
- 3) Saeki J, Nakamura M, Nakao S, et al.: Muscle stiffness of posterior lower leg in runners with a history of medial tibial stress syndrome, *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 28: 246-251, 2018.
- 4) Du LJ, He W, Cheng LG, et al.: Ultrasound shear wave elastography in assessment of muscle stiffness in patients with parkinson's disease: A primary observation, *Clin Imaging*, 40: 1075-1080, 2016.
- 5) Wu CH, Ho YC, Hsiao MY, et al.: Evaluation of post-stroke spastic muscle stiffness using shear wave ultrasound elastography, *Ultrasound in Medicine and Biology*, 43: 1105-1111, 2017.
- 6) Lacourpaille L, Hug F, Guével A, et al.: Non-invasive assessment of muscle stiffness in patients with duchenne muscular dystrophy, *Muscle and Nerve*, 51: 284-286, 2015.
- 7) Lee SS, Gaebler-Spira D, Zhang LQ, et al.: Use of shear wave ultrasound elastography to quantify muscle properties in cerebral palsy, *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 31: 20-28, 2016.
- 8) Akagi R, Tanaka J, Shikiba T, et al.: Muscle hardness of the triceps brachii before and after a resistance exercise session: A shear wave ultrasound elastography study, *Acta Radiologica*, 56: 1487-1493, 2015.
- 9) Lacourpaille L, Nordez A, Hug F, et al.: Time-course effect of exercise-induced muscle damage on localized muscle mechanical properties assessed using elastography, *Acta Physiologica*, 211: 135-146, 2014.
- 10) Murayama M, Nosaka K, Yoneda T, et al.: Changes in hardness of the human elbow flexor muscles after eccentric exercise, *Eur J Appl Physiol*, 82: 361-367, 2000.
- 11) Ohya S, Nakamura M, Aoki T, et al.: The effect of a running task on muscle shear elastic modulus of posterior lower leg, *Journal of Foot and Ankle Research*, 10: 56, 2017.
- 12) Akagi R, Shikiba T, Tanaka J, et al.: A six-week resistance training program does not change shear modulus of the triceps brachii, *Journal of Applied Biomechanics*, 32: 373-378, 2016.
- 13) Kotan S, Kojima S, Miyaguchi S, et al.: Depression of corticomotor excitability after muscle fatigue induced by electrical stimulation and voluntary contraction, *Front Hum Neurosci*, 9: 363, 2015.
- 14) Akagi R, Takahashi H: Acute effect of static stretching on hardness of the gastrocnemius muscle, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45: 1348-1354, 2013.
- 15) Akagi R, Takahashi H: Effect of a 5-week static stretching program on hardness of the

- gastrocnemius muscle, *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 24: 950-957, 2014.
- 16) Stutzig N, Siebert T: Assessment of the h-reflex at two contraction levels before and after fatigue, *Scand J Med Sci Sports*, 27: 399-407, 2017.
- 17) Blazeovich AJ, Cannavan D, Waugh CM, et al.: Range of motion, neuromechanical, and architectural adaptations to plantar flexor stretch training in humans, *Journal of Applied Physiology*, 117: 452-462, 2014.
- 18) Blazeovich AJ, Kay AD, Waugh C, et al.: Plantarflexor stretch training increases reciprocal inhibition measured during voluntary dorsiflexion, *Journal of Neurophysiology*, 107: 250-256, 2012.
- 19) Stutzig N, Siebert T: Muscle force compensation among synergistic muscles after fatigue of a single muscle, *Human Movement Science*, 42: 273-287, 2015.
- 20) Murayama M, Yoneda T, Kawai S: Muscle tension dynamics of isolated frog muscle with application of perpendicular distortion, *Eur J Appl Physiol*, 93: 489-495, 2005.
- 21) 小林拓也, 中村雅俊, 梅垣雄心ら: 筋力増強運動における運動速度と収縮様式の違いが骨格筋の微細損傷に及ぼす影響. *理学療法学*, 41: 275-281, 2014.