

Quadriceps settingにおける大腿四頭筋各筋の筋硬度の分析

— Shear Wave Elastography を用いて —

Determining the Individual Stiffnesses of the Quadriceps Muscles during Quadriceps Setting Using Shear Wave Elastography

山内 智之¹⁾ 来間 弘展²⁾ 雨宮 耕平³⁾

TOMOYUKI YAMAUCHI, RPT, MS¹⁾, HIRONOBU KURUMA, RPT, PhD²⁾, KOHEI AMEMIYA, RPT, MS³⁾

¹⁾ Department of Rehabilitation, Nihon University Hospital: 1-6 Kandasurugadai, Chiyoda-ku, Tokyo 101-8309, Japan
TEL +81 3-3293-1711 E-mail: yamauchi.tomoyuki@nihon-u.ac.jp

²⁾ Department of Physical Therapy Sciences, Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

³⁾ Department of Rehabilitation, Fuchinobe General Hospital

Rigakuryoho Kagaku 33(3): 535-539, 2018. Submitted Dec. 12, 2017. Accepted Feb. 19, 2018.

ABSTRACT: [Purpose] The purpose of this study was to measure the muscle stiffness of the quadriceps muscle during quadriceps setting using ultrasound shear wave elastography (SWE), and to clarify individual quadriceps muscle activity. [Subjects and Methods] The subjects were 14 healthy young men. The subjects sat in a long sitting position with their hips flexed at 55 degrees, and their knees flexed at 0 degrees. For the measurement of muscle stiffness, the quadriceps muscles were measured randomly using the SWE mode of an ultrasound diagnostic apparatus. The index of muscle activity was defined as the rate of muscle stiffness between muscle relaxation and contraction. [Results] The stiffness of the vastus intermedius (VI) was significantly higher than that of the other muscles. There were no significant differences in stiffness between the other muscles. [Conclusion] This study demonstrated that quadriceps setting needs to primarily consider the muscle activity of VI.

Key words: quadriceps setting, shear wave elastography, vastus intermedius

要旨:〔目的〕超音波 Shear Wave Elastography (SWE) を用い大腿四頭筋のセッティング運動における大腿四頭筋の筋硬度を測定し、大腿四頭筋各筋の筋活動の違いを明らかにすることとした。〔対象と方法〕対象は健常男性 14 名の右下肢とし、測定肢位は股関節 55° 屈曲位の長座位姿勢とした。運動課題は膝関節 0° 伸展位で膝窩を支点とした膝関節伸展運動を実施し、筋硬度測定は、大腿四頭筋各筋に対して超音波診断装置の SWE モードを用い無作為にて測定した。筋弛緩と収縮時での筋硬度の変化率を検討した。〔結果〕中間広筋は他の 3 筋に対して有意に筋硬度が高値であり、その他の筋間には有意差を認めなかった。〔結語〕膝関節伸展位では大腿四頭筋のうち中間広筋の活動が重要であることが示唆された。

キーワード: Quadriceps setting, Shear Wave Elastography, 中間広筋

¹⁾ 日本大学病院 リハビリテーション室：東京都千代田区神田駿河台 1-6 (〒101-8309) TEL 03-3293-1711

²⁾ 首都大学東京大学院 人間健康科学研究科 理学療法科学域

³⁾ 潤野辺総合病院 リハビリテーション室

I. はじめに

临床上、膝関節術後のリハビリテーションにおいて、大腿四頭筋の筋萎縮予防のために大腿四頭筋のセッティング運動 (Quadriceps setting: 以下, QS) と呼ばれる等尺性収縮による運動方法がある。大腿四頭筋のうち特に内側広筋斜走線維は萎縮しやすく筋力練習に対する反応も遅い^{1,2)}という観点から、QSでの筋力練習で内側広筋斜走線維を対象筋とした筋電図バイオフィードバックを行うことがある。しかしながら、一般的に内側広筋斜走線維は膝蓋骨の内側への安定性に関与するため、直接的に膝関節の伸展筋力に影響するかは疑問の余地がある。

大腿四頭筋の筋活動を筋電図で検討した先行研究では、膝関節の屈曲角度の違いによる大腿四頭筋各筋の筋活動の違いに関していくつか報告されている³⁻⁶⁾。Ruiterら³⁾は膝関節 10~90° 屈曲位では内側広筋、外側広筋、大腿直筋における筋活動に差はないとし、Saitoら⁴⁾は膝関節 30° 屈曲位では中間広筋の筋活動が有意に低いとし、Watanabeら⁵⁾は膝関節 15°、60° 屈曲位では中間広筋は外側広筋と大腿直筋に比べ筋活動が有意に低いとし、Zhangら⁶⁾は膝関節 60° 屈曲位では中間広筋の筋活動が最も高かったと報告している。先行研究の限界として、深層筋である中間広筋の活動を表面筋電図にて測定した報告では、隣接する筋からの活動電位の漏れであるクロストークの影響はなく評価可能⁷⁾とされているが、測定方法に疑問の余地がある。さらに、表面筋電図で中間広筋を評価した Saitoら⁴⁾や Watanabeら⁵⁾は膝関節屈曲 15~90° のみの報告であり、膝関節 0° 伸展位の報告は渉猟しえた限り見当たらない。以上により、膝関節 0° 伸展位付近でよく行われる QS における大腿四頭筋各筋の筋活動について一貫した知見は得られていない。

深層筋の非侵襲的な分析方法には超音波診断装置や磁気共鳴画像診断装置 (Magnetic Resonance Imaging: 以下, MRI) が使用され、超音波診断装置は MRI に比べ簡便で安価な機器である^{8,9)}。超音波診断装置の画像診断技術は骨格筋や靭帯、腱、関節軟骨など生体組織の特性を簡便かつ非侵襲的、さらにリアルタイムに評価することが可能であり、リハビリテーション領域においても非常に有用な手法である。骨格筋における近年の先行研究において、超音波診断装置の画像診断技術は筋厚を指標とした筋量評価や筋輝度を用いた骨格筋の質的評価や、筋損傷の評価、筋硬度的評価などに用いられている。超音波診断装置により測定される筋硬度的は、筋実質部の硬さを表している。筋の硬さはアクチンとミオシンの重なり合いの程度により規定され、筋が硬くなる収縮状態ではアクチンとミオシンの重なりが大きくなり筋硬度的は高く、弛緩した状態では重なりが小さくなり筋硬度的は低くなる。

近年、超音波診断装置による筋硬度的測定に多く使用さ

れている方法として Shear wave elastography (以下, SWE) がある。プローブより励振された剪断波 (Shear Wave) の反射速度より筋硬度的を算出するため、筋硬度的を定量的に測定可能という利点がある¹⁰⁾。近年の報告では、SWE を用いた筋硬度的測定において、対象筋を小指外転筋や背側骨間筋、上腕二頭筋で測定した結果、筋硬度和等尺性筋出力は強い相関関係 (相関係数 0.86~0.99) にあることが報告されている¹¹⁻¹³⁾。また SWE による筋硬度的の評価の信頼性は、小指外転筋、僧帽筋、腓腹筋などさまざまな筋で報告されている¹⁴⁻¹⁸⁾。

大腿四頭筋各筋の等尺性収縮における深層筋を含めた筋活動の差が存在すれば、表層筋は筋電図バイオフィードバック、深層筋は超音波診断装置によるバイオフィードバックを用い、より効果的な運動療法を提供できると考える。そこで本研究の目的は、超音波診断装置の SWE を用い若年健常者での QS における大腿四頭筋の筋硬度的を測定し、大腿四頭筋各筋の筋活動の違いを明らかにすることとした。

II. 対象と方法

1. 対象

被験者は、右膝および股関節に整形外科疾患の既往がなく、可動域制限のない健常男性 14 名の右下肢とした。被験者の基本属性 (平均値 ± 標準偏差) は、年齢 20.6 (range 19-22) 歳、身長 171.0 ± 5.3 cm、体重 63.4 ± 6.2 kg であった。先行研究⁹⁾に従い、被験者には測定の前 48 時間前以降の日常生活動作を超える運動を禁止させた。

本研究は首都大学東京荒川キャンパス研究安全倫理委員会 (承認番号 15074) および、日本大学病院倫理委員会 (承認番号 151102) の承認を得て実施した。またヘルシンキ宣言を遵守し、被験者全員に本研究の方法、目的を説明し、書面による同意を得た。

2. 方法

筋出力の測定は、測定肢位を Watanabeら¹⁹⁾の方法に従い、股関節 55° 屈曲位、内外転および内外旋中間位、膝関節 0° 伸展位、足関節底背屈中間位の長座位姿勢とした。上肢は前腕を前胸部でクロスさせ、骨盤はベルトにて固定し、代償運動が生じない姿勢とした。運動課題は膝関節 0° 伸展位で、膝窩を支点とした大腿四頭筋の等尺性収縮とし、筋出力は事柴ら^{20,21)}の結果を参考に 10 Nm とした。負荷量は、腓骨頭より遠位の距離を測定し、10 Nm となる位置に重錘を取り付け決定した (図 1)。

筋硬度的の測定は、各被験者で各筋の測定順序は無作為に実施した。使用機器は超音波診断装置 (LOGIQ E9, GE 社製)、プローブはリニア型 (9L 5.25 MHz, プローブケース幅 60.7 mm, GE 社製) を使用した。筋硬度的測定の対象筋は、大腿直筋、内側広筋、外側広筋、中間広

筋とした。筋撮像部位は先行研究^{19,22,23)}に従い、膝蓋骨上縁から上前腸骨棘間の距離を測定し、中間広筋および大腿直筋は遠位より39%の位置、外側広筋は遠位より39%の位置と膝蓋骨下縁から大転子間を結ぶ交点、内側広筋は遠位より22%の位置と膝関節内側関節裂隙から上前腸骨棘間を結ぶ交点の大腿横断面を撮像した。筋硬度と等尺性筋出力は比例関係にあり¹¹⁻¹³⁾、筋硬度の変化率を算出するため筋弛緩時と筋収縮時で筋硬度を測定した。プローブにて軟部組織を圧迫しないよう注意した。筋硬度を測定する関心領域のサイズは、先行研究^{11,13,24)}に従い、腱膜や腱を避け、できる限り大きくマッピングを行った。図2にて関心領域を白丸で示す。

本研究でのSWEによる筋硬度測定の実理は、測定対象の物質が硬ければ剪断波の反射速度(m/s)が早くなり、硬度が低ければ反射速度は遅くなるというものである。そのため、筋硬度の測定単位はm/sとした。各試行は3回行い、平均値を算出し、データの解析対象は、筋収縮を5秒間実施し、安定した画像とした。測定環境は、室温を26℃に設定した部屋にて実施した。

本研究の測定方法の再現性を確認するため、級内相関係数(intraclass correlation coefficients: 以下、ICC)(1, 3)にて信頼性を事前に検討した。被験者の基本属性(平均値 ± 標準偏差)は男性5名、年齢21.0 (range 20-22)歳、身長171.4 ± 5.7 cm、体重62.9 ± 3.4 kgであっ

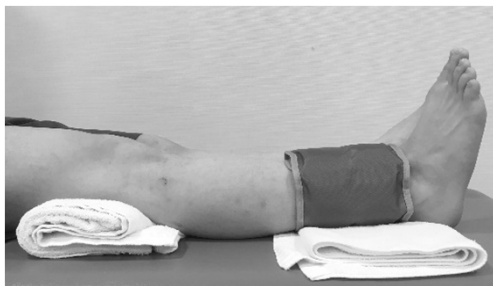


図1 下腿への重錘の取り付け位置

た。弛緩および収縮時のICC(1, 3)は、大腿直筋0.974/0.956、内側広筋0.983/0.979、外側広筋0.967/0.848、中間広筋0.979/0.932であった。また、ICCにおいて ≥ 0.81 であれば信頼性が高い²⁵⁾とされており、ICC(1, 3)ではすべての筋で $ICC \geq 0.81$ であり本方法は信頼性の高い測定方法であった。

被験者数に対する検定力の分析は、G*Power3.1.9.2を使用し、事後の分析にて検定力分析を行った。データ解析は大腿四頭筋の弛緩・収縮時における各筋の筋活動の変化を検討するため、収縮前後での筋硬度の変化率(単位%:(収縮時の平均値-弛緩時の平均値)/弛緩時の平均値 $\times 100$)を求めた。Shapiro-Wilks検定にて正規性を確認した結果、正規性を認めなかったため、有意水準5%にてKruskal-Wallis検定および多重比較法(Steel-Dwass法)を実施した。解析にはR2.8.1(CRAN, freeware)を使用した。すべての数値は平均値 ± 標準偏差で示した。

III. 結果

検定力は、効果量を0.33と算出し球面性の仮定はMauchlyの球面性検定にてGreenhouse-Geisserの値より1とした結果、検定力は1.0であった。

QSにおける大腿四頭筋の収縮前後での各測定値の筋硬度の変化率は、大腿直筋21.5 ± 17.0、内側広筋25.9 ± 16.4、外側広筋31.1 ± 20.9、中間広筋59.4 ± 28.6であった。一元配置分散分析の結果、筋硬度の変化率は各筋では主効果が有意であった($p < 0.001$)。多重比較法の結果、中間広筋における筋硬度の変化率は他のすべての筋に対し有意に高値であった(表1)。その他の筋間に有意差は認めなかった。

IV. 考察

QSにおける大腿四頭筋の各筋のうち中間広筋の筋硬

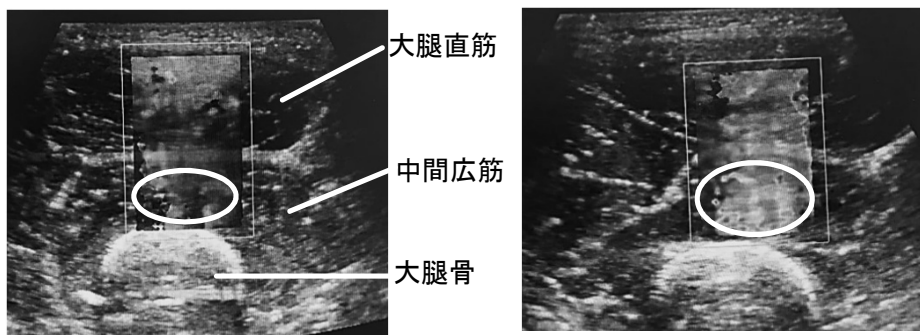


図2 大腿遠位部より39%の位置の大腿四頭筋横断面のElastography画像
左図が筋弛緩時、右図が筋収縮時。白丸は関心領域を示す。

表1 大腿四頭筋各筋の収縮前後での筋硬度の変化率と多重比較法の結果

	平均値 ± 標準偏差	大腿直筋	内側広筋	外側広筋	中間広筋
大腿直筋	21.5 ± 17.0				
内側広筋	25.9 ± 16.4	0.4644			
外側広筋	31.1 ± 20.9	0.3244	0.9578		
中間広筋	59.4 ± 28.6	0.0004**	0.0082**	0.0385*	

単位：％。*：p<0.05, **：p<0.01.

度が有意に高く、筋硬度と等尺性筋出力は比例関係にある¹¹⁻¹³⁾ことから、中間広筋の筋活動が最も高いという本研究の結果は、Zhangら⁶⁾の膝関節60°屈曲位における等尺性の膝関節伸展運動時の表面筋電図と針筋電図を用いた研究結果と同様の結果を示した。

QSでの中間広筋の筋硬度が高かった要因として、中間広筋は解剖学的に大腿中央前面に位置し、膝関節伸展運動の運動方向と一致し、水平面上に直交する大腿骨長軸に対し膝蓋骨を牽引する。大腿直筋もほぼ同一方向に作用するが、大腿四頭筋の生理学的筋断面に関して、Friederichら²⁶⁾は屍体を使用し、大腿直筋が43 cm²、内側広筋が67 cm²、外側広筋が64 cm²、中間広筋が82 cm²、Nariciら²⁷⁾は生体を使用し、大腿直筋が66 cm²、内側広筋が68 cm²、外側広筋が62 cm²、中間広筋が84 cm²と報告しており、大腿四頭筋のうち中間広筋の生理学的筋断面積が最も大きいとしている。一般的に、最大筋力と生理学的筋断面積は比例関係にあるとされているため²⁸⁾、本研究での肢位においても、中間広筋の筋硬度変化率が有意に高かったと推察した。また、Zhangら⁶⁾は生理学的筋断面積が同じ大きさの筋の場合、筋の走行が運動方向と一致していなければ、同じ筋出力を発揮できないと述べている。

したがって、膝関節0°伸展位での膝関節伸展運動では内側広筋と外側広筋の筋作用が運動方向と一致しないため、膝関節の伸展運動と筋作用がより近似する中間広筋の筋硬度がより高くなったため、筋活動が高い。大腿直筋は中間広筋と同軸上ではあるが、本研究では股関節屈曲位での膝関節伸展運動のために大腿直筋は弛緩しており、中間広筋の筋硬度が最も高いため、筋活動が高い結果となったと推察した。

本研究より、膝関節0°伸展位でのQSにおいて、中間広筋の筋硬度が最も高く、筋活動が大きいことが示唆された。膝関節の伸展不全を呈する症例において、QS時の大腿四頭筋の筋硬度を確認する方法として、本法が有用である可能性が推察された。経皮的電気刺激により深層筋である中間広筋を刺激することは困難であるが、深部組織を撮像可能な超音波診断装置では中間広筋の収縮を視覚的に確認しながらフィードバックが可能である。超音波診断装置を用いた中間広筋のフィードバックによる大腿四頭筋の筋力練習は、臨床でも有用である可

能性がある。

本研究の限界として、アーチファクトとSWEの特徴が考えられる。アーチファクトの種類は、一般的に反射、屈折、減衰、散乱と干渉が存在する。反射、屈折、散乱と干渉に関しては、超音波診断装置による画像診断に精通した医師の指導の下、Elastography画像とは別にBモード画像を確認し、十分注意したうえで測定を行った。しかしながら、超音波診断装置の画像からアーチファクトを完全に除くことは困難である²⁹⁾といわれているため、データの解釈には注意しなければならない。

また、SWEの一般的な特徴は、測定値が定量的に得られる点であるが、これは必ずしもSWEの筋硬度測定における優位点になるとは限らない。それは筋組織であるか否かにかかわらず、組織の硬さの定量化が可能のため、筋硬度測定時の関心領域に筋膜や腱などの筋組織以外の組織が混在していれば、その数値の信頼性は低くなる。したがって、SWEより得られた数値の解釈には他組織の影響に注意する必要がある。その対策として、超音波診断装置の撮像時に画面上で筋組織は黒く、腱膜と腱組織などは白く撮像される。そのため、同じ撮像画像を2画面で表示した画面上の輝度変化に留意したうえで関心領域を設定し、測定部位の解剖学に精通し経験を積む必要がある。

次に、深層筋の筋硬度測定では、筋弛緩時においてHattaら³⁰⁾は屍体肩を用い、皮膚、皮下脂肪および僧帽筋を順に除去し、最下層の棘上筋の硬さをSWEにて評価した結果、棘上筋の硬さに有意差を認めなかったと報告し、深層筋の筋硬度の測定可能性を示している。中間広筋は腹側より大腿直筋、側方より内側広筋と外側広筋に囲まれており、筋収縮時において他筋からの圧迫による筋硬度の影響を無視できないと思われる。したがって、今後は深層筋の筋硬度が周囲筋からどの程度の影響を受けるかを検討する必要がある。

本研究では、膝関節伸展位におけるQSでの大腿四頭筋各筋の筋硬度の違いについて、超音波診断装置を用い弛緩時から収縮時の筋硬度の変化率を検討した。その結果、中間広筋は他のすべて筋に対して有意に筋硬度変化が大きく、その他の筋間では筋硬度の差を認めなかった。これにより膝関節0°伸展位では大腿四頭筋のうち中間広筋の筋硬度が最も高かったため、中間広筋の筋活

動が重要であることが明らかになった。したがって、他動的な関節可動域制限を認めず、疼痛などを有さない場合の膝関節伸展機能の低下を有する症例においては、中間広筋の筋活動に留意する必要があると考えられた。

利益相反 本研究において、開示すべき利益相反はない。

謝辞 本研究の実施にあたり、測定方法をご教授していただきました日本大学病院消化器内科および超音波センターセンター長の小川眞広先生ならびに、ご参加いただきました対象者の皆様に深謝いたします。

引用文献

- 1) Reynolds L, Levin TA, Medeiros JM, et al.: EMG activity of the vastus medialis oblique and the vastus lateralis in their role in patellar alignment. *Am J Phys Med*, 1983, 62: 61-70.
- 2) Lieb FJ, Perry J: Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *J Bone Joint Surg Am*, 1968, 50: 1535-1548.
- 3) Ruitter CJ, Hoddenbach JG, Huurnink A, et al.: Relative torque contribution of vastus medialis muscle at different knee angles. *Acta Physiol*, 2008, 194: 223-237.
- 4) Saito A, Akima H: Knee joint angle affects EMG-force relationship in the vastus intermedius muscle. *J Electromyogr Kinesiol*, 2013, 23: 1406-1412.
- 5) Watanabe K, Akima H: Effect of knee joint angle on neuromuscular activation of the vastus intermedius muscle during isometric contraction. *Scand J Med Sci Sports*, 2011, 21: e412-e420.
- 6) Zhang LQ, Wang G, Nuber GW, et al.: In vivo load sharing among the quadriceps components. *J Orthop Res*, 2003, 21: 565-571.
- 7) Watanabe K, Akima H: Cross-talk from adjacent muscle has a negligible effect on surface electromyographic activity of vastus intermedius muscle during isometric contraction. *J Electromyogr Kinesiol*, 2009, 19: e280-e289.
- 8) Akima H, Takahashi H, Kuno SY, et al.: Coactivation pattern in human quadriceps during isokinetic knee-extension by muscle functional MRI. *Eur J Appl Physiol*, 2004, 91: 7-14.
- 9) Strasser EM, Draskovits T, Praschak M, et al.: Association between ultrasound measurements of muscle thickness, pennation angle, echogenicity and skeletal muscle strength in the elderly. *Age (Dordr)*, 2013, 35: 2377-2388.
- 10) 椎名 毅: エラストグラフィ—static法とdynamic法—. *乳腺甲状腺超音波医学*, 2015, 4: 11-15.
- 11) Bouillard K, Nordez A, Hug F: Estimation of individual muscle force using elastography. *PLoS One*, 2011, 6: e29261.
- 12) Yoshitake Y, Takai Y, Kanehisa H, et al.: Muscle shear modulus measured with ultrasound shear-wave elastography across a wide range of contraction intensity. *Muscle Nerve*, 2014, 50: 103-113.
- 13) Ateş F, Hug F, Bouillard K, et al.: Muscle shear elastic modulus is linearly related to muscle torque over the entire range of isometric contraction intensity. *J Electromyogr Kinesiol*, 2015, 25: 703-708.
- 14) Lacourpaille L, Hug F, Bouillard K, et al.: Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus. *Physiol Meas*, 2012, 33: N19-N28.
- 15) Leong HT, Ng GY, Leung VY, et al.: Quantitative estimation of muscle shear elastic modulus of the upper trapezius with supersonic shear imaging during arm positioning. *PLoS One*, 2013, 8: e67199.
- 16) Akagi R, Takahashi H: Acute effect of static stretching on hardness of the gastrocnemius muscle. *Med Sci Sports Exerc*, 2013, 45: 1348-1354.
- 17) Bouillard K, Jubeau M, Nordez A, et al.: Effect of vastus lateralis fatigue on load sharing between quadriceps femoris muscles during isometric knee extensions. *J Neurophysiol*, 2014, 111: 768-776.
- 18) Koo TK, Guo JY, Cohen JH, et al.: Quantifying the passive stretching response of human tibialis anterior muscle using shear wave elastography. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2014, 29: 33-39.
- 19) Watanabe K, Akima H: Normalized EMG to normalized torque relationship of vastus intermedius muscle during isometric knee extension. *Eur J Appl Physiol*, 2009, 106: 665-673.
- 20) 事柴壮武, 浦辺幸夫, 前田慶明・他: 体幹固定性の違いと股関節角度の変化が大腿四頭筋セッティングの下肢筋活動に及ぼす影響. *理学療法の臨床と研究*, 2013, 22: 21-24.
- 21) 篠原 博, 浦辺幸夫, 前田慶明・他: 身体固定の有無が大腿四頭筋セッティングの筋力と下肢筋活動におよぼす影響. *理学療法の臨床と研究*, 2014, 23: 3-6.
- 22) Blazejvich AJ, Gill ND, Zhou S: Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. *J Anat*, 2006, 209: 289-310.
- 23) Zipp P: Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography. *Eur J Appl Physiol*, 1982, 50: 41-50.
- 24) Bouillard K, Hug F, Guével A, et al.: Shear elastic modulus can be used to estimate an index of individual muscle force during a submaximal isometric fatiguing contraction. *J Appl Physiol* 1985, 2012, 113: 1353-1361.
- 25) Landis JR, Koch GG: The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 1977, 33: 159-174.
- 26) Friederich JA, Brand RA: Muscle fiber architecture in the human lower limb. *J Biomech*, 1990, 23: 91-95.
- 27) Narici MV, Landoni L, Minetti AE: Assessment of human knee extensor muscles stress from in vivo physiological cross-sectional area and strength measurements. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 1992, 65: 438-444.
- 28) Fukunaga T, Roy RR, Shellock FG, et al.: Physiological cross-sectional area of human leg muscles based on magnetic resonance imaging. *J Orthop Res*, 1992, 10: 928-934.
- 29) 神田美穂, 紺野 啓, 宮本恭子・他: アーチファクト. *乳腺甲状腺超音波医学*, 2015, 4: 46-52.
- 30) Hatta T, Giambini H, Uehara K, et al.: Quantitative assessment of rotator cuff muscle elasticity: reliability and feasibility of shear wave elastography. *J Biomech*, 2015, 48: 3853-3858.