

修士学位論文

超音波エラストグラフィを用いた
大殿筋の活動状態評価の信頼性

(西暦) 2018 年 1 月 5 日 提出

首都大学東京大学院

人間健康科学研究科 博士前期課程 人間健康科学専攻

フロンティアヘルスサイエンス 学域

学修番号：16898604

氏名：林 友則

(指導教員名： 渡辺 賢 教授)

超音波エラストグラフィを用いた大殿筋の活動状態評価の信頼性

**Reliability of the evaluation of
gluteus maximus activity using shear wave elastography.**

氏名： 林 友則^{1) 2)} (はやし ともり) RPT

指導教員：渡辺 賢¹⁾ (わたなべ まさる) MD, PhD

共同研究者：中山 恭秀²⁾ (なかやま やすひで) RPT, PhD

安保 雅博³⁾ (あぼ まさひろ) MD, PhD

山川 仁憲⁴⁾ (やまかわ しのり) RRT

太田 智行⁵⁾ (おおた ともゆき) MD, PhD

中田 典生⁵⁾ (なかた のりお) MD, PhD

1) 首都大学東京 健康福祉学部 人間健康科学研究科 フロンティアヘルスサイエンス
学域

2) 東京慈恵会医科大学附属病院 リハビリテーション科

3) 東京慈恵会医科大学附属病院 リハビリテーション医学講座

4) 東京慈恵会医科大学附属病院 放射線部超音波診断センター

5) 東京慈恵会医科大学附属病院 放射線医学講座

要旨

背景：骨格筋の硬さの客観的な測定方法としては、従来では触診による定性的な評価や、機器を体表から押し込んだ時の変異量を計測する検討が行われてきた。しかし、これらは皮膚や皮下脂肪と筋の双方の硬さを総合的に反映しているため、筋実質の硬さを直接反映しているとは言い難い。近年、軟部組織の形態評価ツールとして、せん断波エラストグラフィ (Shear Wave Elastography: SWE) が注目されている。SWEは、超音波パルスによる音響放射圧を用いて生体内でせん断波を生成させ、伝播速度を捉えることで硬さを得ることが出来る。SWEは、筋の状態評価ツールとして近年頻繁に使用されるようになり、臨床的有用性も明らかになってきたが、深層の軟部組織に対してはせん断波の減衰率が大きくなり、測定値の信頼性は低くなることが報告されている。そこで今回、超音波ファントムを用い、骨格筋を評価するための適切な深度を検証する事とともに、被検者を用いて大殿筋の弾性率の計測を行い、同一深度で正確な弾性率評価が可能かどうかを検証する事を研究目的とした。

方法：超音波画像診断装置 (中心周波数 9MHz) を用い計測を行った。超音波ファントムの計測は、健常成人 6 名を検者とした。検者は、超音波ファントムの 3 種類のスコアの弾性率計測をランダムな順序で実施した。各スコアの大きさに関心領域を設定し静止画を撮像した後、弾性率を計測した。表層から深さ 2cm にあるスコアの弾性率計測後、深さ 7cm にあるスコアも同じ手順で弾性率計測を行った。大殿筋の計測対象は、健常成人 6 名の左下肢とした。測定手順は、同一検者が被検者の安静時における大殿筋の内側、中間、外側部の弾性率を計測し、その後 5 秒間大殿筋に随意収縮を生じさせた際の各部位の弾性率を計測した。

結果：超音波ファントムを用いた計測では、深さ 2cm において検者間の測定データのばらつきが少なく信頼性が高いと考えられた。一方、深さ 7cm では測定データのばらつきが大きく信頼性が低いと考えられた。また、被験者を用いた大殿筋の評価では、深さ 2cm であれば測定部位に関係なく弾性率評価を行うことが出来、測定データのばらつきも少なく信頼性の高い評価が可能と考えた。

結論：一般的に測定対象が深層の場合、超音波パルスの減衰率が大きくなり、評価の信頼性が低くなるとされているが、本研究と同じ SWE を用い筋の弾性率評価を行う際、深さ 2cm であれば、信頼性の高い弾性率計測が出来る事が示唆された。

キーワード

超音波, 筋硬度, 骨格筋

Abstract

Background and Purpose. Although muscle hardness meter measuring displacement during skin pressing is widely adopted for the evaluation of muscle stiffness, the measured stiffness values might be not only reflected muscle hardness, but also affected with stiffness of the other tissues and strength of the pressing probe. Recently, Shear Wave Elastography (SWE) has been recognized as a method to accurately evaluate only muscle stiffness. SWE is an ultrasound technique that evaluates hardness by measuring shear wave speed. However, the shear wave amplitude is known to decrease dependent on the depth of the target. The purpose of the present study was to determine the depth of the field for appropriate measurement of the muscle stiffness.

Methods. A 9MHz frequency ultrasound device was used for detection of tissue imaging. Six male healthy adults who have not had any history of orthopedic disease were subjected. The study task to the subjects was randomly measuring the ultrasound phantom located at both 2 and 7 cm depth by using SWE. Also, the stiffness of inside, middle and outside of the gluteus maximus of left lower extremities of the subjects were measured using SWE.

Results. The measured stiffnesses of the phantom using SWE were well correlated with the materials' hardness at 2cm depth, but not at 7 cm. The coefficient of elasticity of the inside, middle and outside portion of the gluteus maximus at the 2cm depth of each subjects were similar, and the extent of the increase in the coefficient induced by muscle contraction in each portion was also similar and significant.

Conclusion. The present results indicate that SWE is a useful technique to accurately evaluate muscle stiffness at 2cm depth.

Key words

Ultrasound echo, muscle stiffness, skeletal muscle

諸言

筋の硬さは、運動負荷や疲労などの生理的な刺激によって変化し、整形外科の術後やスポーツ競技における筋硬度の変化は、場合によってパフォーマンスの低下を引き起こすと言われて^{1, 2)}いる。また、理学療法³⁾の臨床現場の評価としても用いられる事は多く、神経筋疾患や筋損傷など筋に関連する様々な状態の診断および検査のための重要な情報とされている³⁾。病院やクリニック、スポーツ現場においては、触診を主として筋の硬さを評価し、予防、改善を目的としてマッサージやストレッチング、リラクゼーションなどが行われている。筋硬度の客観的な測定方法としては、従来では触診による定性的な評価や、機器を体表から押し込んだ時の変位量を計測する検討が行われてきた⁴⁾。しかし、これらは皮膚や皮下脂肪と筋の双方の硬さを総合的に反映しているため、筋そのものの硬さを直接反映しているとは言い難い⁵⁾。

近年、乳腺や甲状腺、肝臓疾患などの腫瘍診断領域や、軟部組織の形態評価ツールとして、せん断波エラストグラフィ (shear wave elastography: 以下 SWE) が注目されている⁶⁾。SWE は、超音波パルスによる音響放射圧を用いて生体内でせん断波を生成させ、伝播速度を捉えることで硬さを得ることが出来る⁷⁾。組織のひずみや弾性率の分布が画面上にリアルタイムでイメージングされるため、SWE は Real-time Ultra Sound Imaging とも言われている。SWE を用いた骨格筋に焦点を当てた先行研究には、筋長 - 弾性率の関係は、筋力 - 張力曲線と高く相関する⁸⁾ といった報告やストレッチングによって筋硬度は低下し、ストレッチ強度に依存する⁹⁾ との報告、筋損傷後、回復過程にて筋硬度は徐々に低下する¹⁰⁾ との報告がなされており、筋の硬さの性状を知ることによって運動機能の改善や維持に役立てられる事が分かってきたとともに、SWE の臨床的有用性も明らかになってきている。そのため、スポーツ医学やリハビリテーション医学、整形外科学などの筋をはじめとした運動器分野においても筋の状態把握の手段として近年頻繁に使用されるようになった¹¹⁾。

しかしながら、深層の軟部組織に対しては SWE の超音波パルスの減衰率が大きくなり、せん断波が正確に伝播する事が困難となり、測定結果の信頼性が低くなる事が問題点として報告されている¹²⁾。そのため、現在、研究や臨床で弾性率評価されている骨格筋は、肩関節や大腿部、腰部や下腿などの表層筋がほとんどであり、深部にある深層筋に関する報告は検索した限りではない。表層筋においても、表層の軟部組織の厚みや筋厚は個人によって異なるため、計測時の関心領域 (region of interest: ROI) の深度は変化する可能性があり、得られた弾性率の信頼性は計測部位の深度を考慮する必要がある。そこで今回、超音波ファントムを用い、骨格筋を評価するための適切な深度を検証する事とともに、被検者を用いて大殿筋の弾性率の計測を行い、同一深度で正確な弾性率評価が可能かどうかを検証する事とした。

方法

本研究は東京慈恵会医科大学倫理委員会（承認番号 28-119）と首都大学荒川キャンパス研究安全倫理委員会（承認番号 17073）の承認を受けており，被検者に対し実験前に研究の目的，方法ならびに研究参加の自由について十分に説明し，書面にて承諾を得たうえで実施した。

shear wave elastography の概要と利点に関して

生体内でせん断波を生成させる方法としては，生体外から機械的に振動を与える方法と，集束超音波パルスによる音響放射圧を用いて生体内でせん断波を生成させる方法がある．一般的に前者は **transient elastography**，後者を **shear wave elastography** と呼んでいる．

SWE は，生体内に超音波パルスを照射することで，音響放射圧によって照射した焦点付近から発生したせん断波（横波）を計測している．生体内でのせん断波の減衰係数は縦波に比べると非常に大きく，通常の超音波画像診断機器で用いられる超音波パルスよりも長い $100\sim 200\mu\text{s}$ 程度の超音波パルスを発生させ振幅を大きくしている．軟組織内を伝播するせん断波の速度は $1\sim 10\text{m/s}$ であるため，通常の超音波ビームを送信し走査する方式では継続フレームレート ($30\sim 50$ フレーム/s) が不十分でせん断波の伝搬を観察できない．そこで，SWE では超音波の平面波送信を用いた高フレームレート計測法 ($1000\sim 10000$ フレーム/s) が用いられる．なお，このせん断波速度計測には，横方向に設定してある 2 点間を伝播するせん断波の変位波形や粒子速度波形の相互相関係数から伝播時間を求め，2 点間の距離（伝搬距離）を伝播時間で割ることでせん断波の横方向の伝搬速度を計測する．そして，このせん断波計測を生体内の各点で行う事で，せん断波速度分布が得られる (Figure1) ⁶⁾．

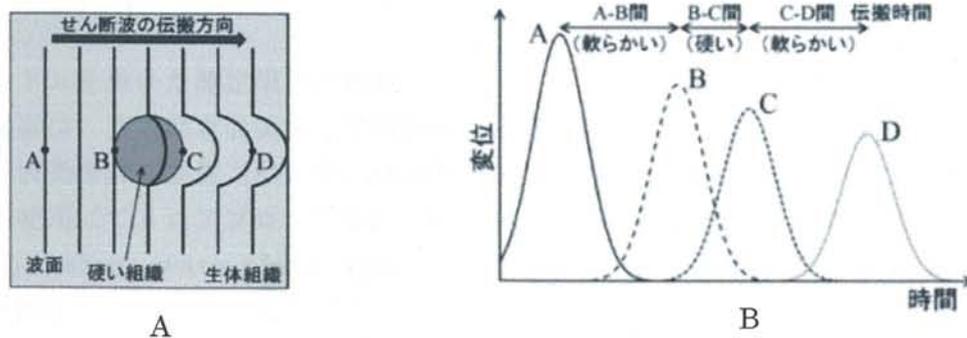


Figure1 : 山川(2016)による図表を一部改正

A: 硬さの異なる媒体に対するせん断波の伝播

B: A~D 点におけるせん断波の波形

せん断波速度に関して

生体内をせん断波が伝搬する際、硬い組織内では伝搬速度が速く、柔らかい組織内では伝搬速度が遅くなる。弾性体内を伝播するせん断波の速度 C_s は次式で表される。

$$C_s = \sqrt{\frac{G}{\rho}}$$

ここで、 G はせん断波係数(剛性率)、 ρ は密度である、軟部組織の場合、密度は約 $1,000\text{kg/m}^3$ である。よって、生体内を伝搬するせん断波速度から、組織のせん断波係数を評価することができる。

以上のように、**shear wave imaging** は、音速を測定する事で弾性率が求められるため **strain imaging** より簡便で定量的な評価が可能である。また、速度や弾性率の **imaging map** にて腫瘍や結合組織などの硬い部分を可視化することが出来、ROIを設定することで指定した範囲内の弾性率を数値的に求めることができる。中でも、**SWE** は、外部から徒手的に加振する必要がないため検者の熟練度の影響を受けにくく、信頼性の高い評価方法であると考えられる。そこで本研究では、組織弾性率の評価として、**SWE** を用い計測を行った。

◆ファントムを用いた測定限界の検証

測定機器は、東京慈恵会医科大学病院内の超音波画像診断センターに設置されている臨床用超音波画像診断装置 (LOGIC E9, GE ヘルスケアジャパン株式会社, 東京) を用いた。超音波の使用にてリニアプローブ(9L プローブ, 中心周波数 9MHz, 周波数帯 7-10MHz) を使用し、**shear wave elastography** モードを使用した。対象は超音波ファントム (ELPT-002 つくばスコア模擬ファントム, OST 株式会社, 東京) を用いた。超音波ファントムは、人体の皮膚や筋肉組織と同じ音速を持つ親水性のウレタンゴムやゲル基材中に、基材と音響インピーダンスの異なる様々なスコアを配置したスコアリング機器である。円柱状のスコアがファントム内にあり、弾性率の違いからスコア 1~5 まで分けられている。スコアの 1.2.4 は単芯構造であり、3.5 は内側と外側で弾性率が異なる二重構造となっている。弾性率の違いに関しては、スコア 1 が最も柔らかく、単芯構造と二重構造ではスコア

の数値が上がるほど硬度が増加する配置となっている (Figure2). 今回は, 単芯構造のスコアのみ評価を実施し, スコア間の弾性率の差を比較した. なお, カラーマップは弾性率の値により色が異なっており, 暖色は弾性率が高く, 寒色は弾性率の低いことを示している.

超音波ファントムの計測は, 健常成人 6 名 (男性 6 名, 平均年齢 25.4 歳) を検者とした. 研究手順は, 超音波ファントムの 1.2.4 の各スコアを表層からランダムな順序で実施し, スコアの大きさに ROI を調整し, imaging map を撮像した後, 各スコアの弾性率を計測した. 検者内信頼性を確認するため, 測定は 3 回実施した. また, 表層から深さ 2cm にあるスコアの弾性率計測後, 深さ 7cm にあるスコアも同じ手順で弾性率計測を行った.

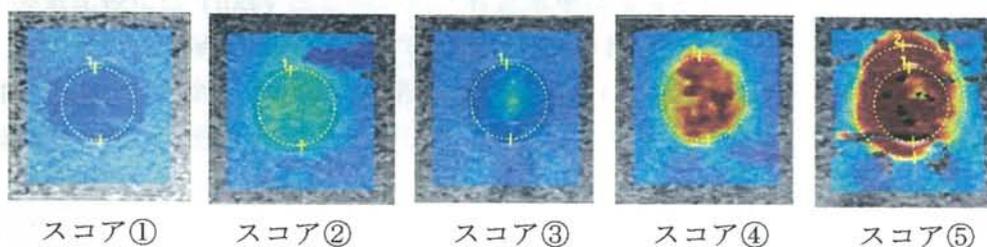


Figure2 : 超音波ファントムと各スコアの imaging map

スコア① : 柔らかい, 単芯構造 スコア② : 少し硬い, 単芯構造

スコア③ : 中心が硬い, 二重構造 スコア④ : 全体的に硬い, 単芯構造

スコア⑤ : 中心も外も硬い, 二重構造

◆大殿筋上部線維の収縮前後における筋硬変化の検証

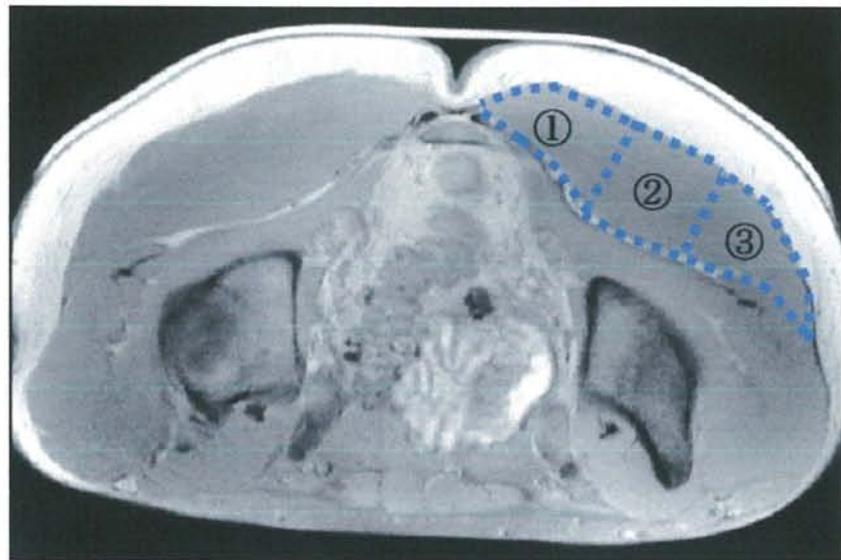
対象は、下肢に既往を持たない健康成人 6 名（男性 6 名，平均年齢 25.4 歳）の左下肢とした。姿勢は腹臥位にて上肢は体幹に添わせるように安定させ，アライメントに歪みがないことの確認を行った。測定筋は左大殿筋上部線維とし，十分な休息の後，安静時において筋に収縮が生じていない事を確認した。測定箇所は先行文献を参考とし¹¹⁾，大転子と上後腸骨棘(PSIS)を結ぶ線上の 3 か所(PSIS から大転子までの距離の①25%，②50%，③75%) にランドマークを記し，それぞれの部位に対しランダムな順序で実施した。

測定手順は，30 分の安静後，安静時における大殿筋上部線維の各部位の弾性率を計測した。伝播表示(1.5cm×3.0cm)は測定中一定とし，Shear wave を用い安静時における imaging map を撮像した後，ROI を伝播表示範囲に合わせ，弾性率を計測した。測定は Figure3 の上部に記載してある①～③の 3 か所に対しランダムな順序にて計測後，同じ手順を 3 セット実施した。その後，検査者が「足を閉じ，左右のお尻同士を近づけるように力を入れて下さい」の指示し，5 秒間大殿筋に収縮を生じさせ，運動課題中の大殿筋の筋硬度を計測した (Figure3)。運動課題に関しても，①～③の 3 か所に対しランダムな順序にて計測後，同じ手順を 3 セット実施した。運動課題中の大殿筋の測定は，筋疲労を考慮し 1 セット毎に 1 分間の休息を入れた。それぞれ，検者内信頼性を確かめた後，各部位における安静時と運動時の大殿筋の弾性率の平均値を算出し，安静時と収縮時における筋硬変化率を計算した。

◆統計解析について

超音波ファントムの統計解析に関しては，SPSS ver.20 (IBM SPSS Statistics, 日本 IBM 株式会社, 東京) を使用し，信頼性の検定として級内相関係数，差の検定として一元配置分散分析，多重比較には Tukey 法を用いた。有意水準は 5% とした。

また，大殿筋評価の統計解析に関しては，信頼性の検定として級内相関係数，差の検定として対応のある T 検定を用いた。各部位においては一元配置分散分析，多重比較には Tukey 法を用いた。有意水準は 5% とした。評価により得られた弾性率は平均値±標準偏差とし，統計処理を行った。



- ① 大殿筋内側部
- ② 大殿筋中間部
- ③ 大殿筋外側部

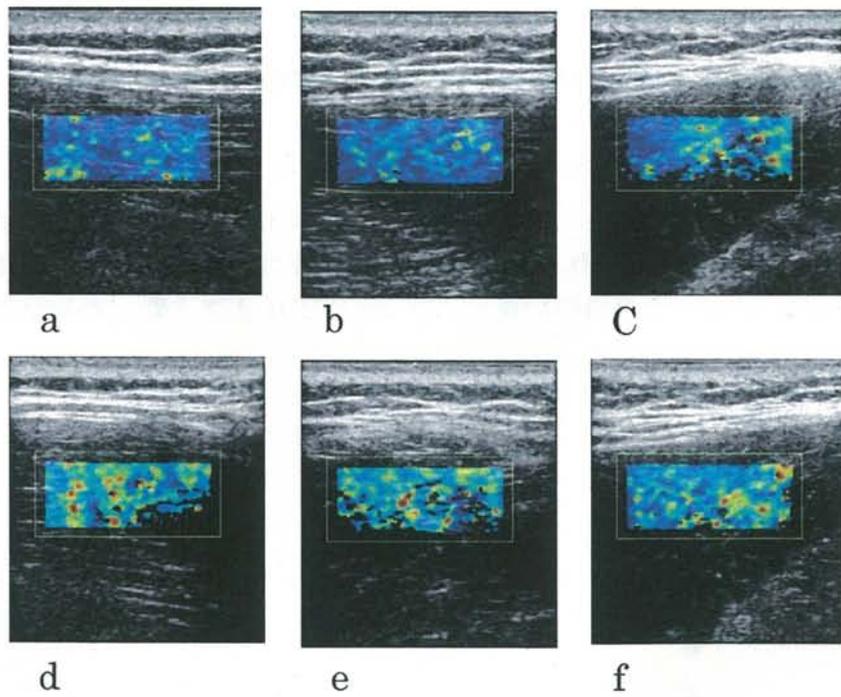


Figure3 : 大殿筋各部位における安静時, 収縮時の imaging map

a, 内側部安静時 b, 中間部安静時 c, 外側部安静時
 d, 内側部運動時 e, 中間部運動時 f, 外側部運動時

結果

1.1 : 超音波ファントム計測における検者内, 検者間信頼性

検者内, 検者間信頼性の判定に関しては, Landis らの基準^{1,2)}を参考とし ICC 判定表 (Table1) を基に判定した. ICC が 0.6 以上であれば信頼性は良好と判断が出来る.

Table1 : ICC 判定表 (Landis らの基準)

ICC の値	判定
0.0 – 0.20	<i>slight</i>
0.21 – 0.40	<i>fair</i>
0.41 – 0.60	<i>moderate</i>
0.61 – 0.80	<i>substantial</i>
0.81 – 1.00	<i>almost perfect</i>

1.1.1 : 深さ 2cm での平均弾性率と検者内, 検者間信頼性

深さ 2cm における各スコアの平均弾性率は, スコア 1 ($7.8 \pm 0.21\text{KPa}$), スコア 2 ($27.6 \pm 0.72\text{KPa}$), スコア 4 ($102.8 \pm 5.49\text{KPa}$) であった. また, 各被験者の超音波ファントム計測における検者内信頼性は各被験者にて ICC(1.3)0.94 以上と高い信頼性を示した. また, 検者間信頼性に関しても ICC(6.3)0.979 と高い信頼性を示した (Figure4, Table2).

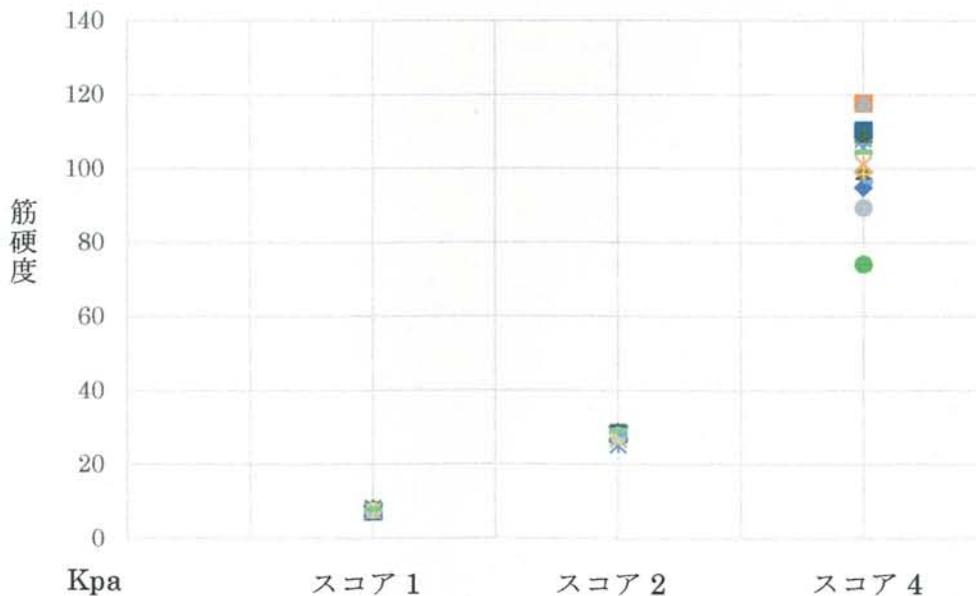


Figure4: 各被験者における 3 回ごとの各スコアの弾性率の比較 (2 c m)

Table2: 深さ 2cm での検者内信頼性と検者間信頼性

検者内信頼性	ICC(95%CI)
被験者 A	0.981(0.870-1.00)
被験者 B	0.943(0.665-0.998)
被験者 C	0.992(0.946-1.00)
被験者 D	0.995(0.967-1.00)
被験者 E	0.990(0.929-1.00)
被験者 F	0.997(0.982-1.00)
検者間信頼性	0.979(0.948-0.994)
スコア1	0.998(0.989-1.00)
スコア2	0.990(0.945-1.00)
スコア4	0.951(0.921-0.998)

1.1.2 : 深さ 7cm での検者内, 検者間信頼性

深さ 7cm における各スコアの平均弾性率は, スコア 1 ($9.19 \pm 1.90\text{KPa}$), スコア 2 ($16.43 \pm 8.65\text{KPa}$), スコア 4 ($15.62 \pm 9.28\text{KPa}$) であった. また, 各被験者の超音波ファントム計測における検者内信頼性は ICC(1.3)0.113~0.308 と低い信頼性を示した. また, 検者間信頼性についても ICC(6.3)0.381 であり, 低い信頼性を示した (Figure5, Table3).

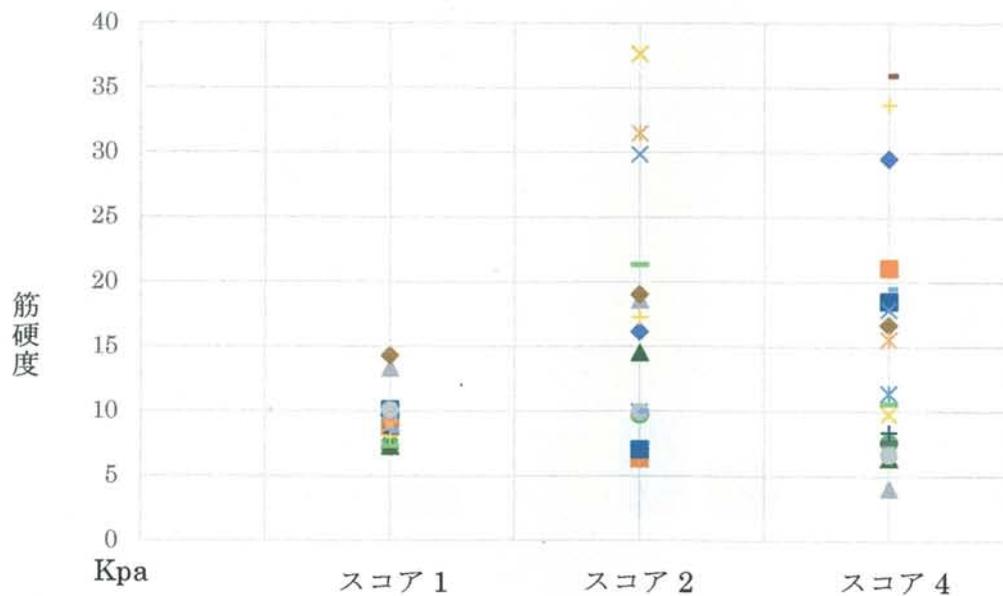


Figure5: 各被験者における 3 回ごとの各スコアの弾性率の比較 (7cm)

Table3: 深さ 7cm での検者内信頼性と検者間信頼性

検者内信頼性	ICC(95%CI)
被験者 A	0.113(0.432-0.898)
被験者 B	0.118(0.368-0.948)
被験者 C	0.145(0.438-0.886)
被験者 D	0.285(0.446-0.802)
被験者 E	0.155(0.441-0.882)
被験者 F	0.308(0.292-0.968)
検者間信頼性	
スコア1	0.714(0.432-0.837)
スコア2	0.118(0.364-0.821)
スコア4	0.115(0.252-0.637)

1.2 : 深さ 2cm, 7cm における超音波ファントムの弾性率

深さ 2cm, 7cm における弾性率の平均値は Table4 に記した.

ファントムは, 深さ 2cm における各スコア間の弾性率の比較では, 1 元配置分散分析において有意差を認めた. 深さ 7cm の計測では, 各スコアの弾性率の間に有意差を認めなかった(Figure6).

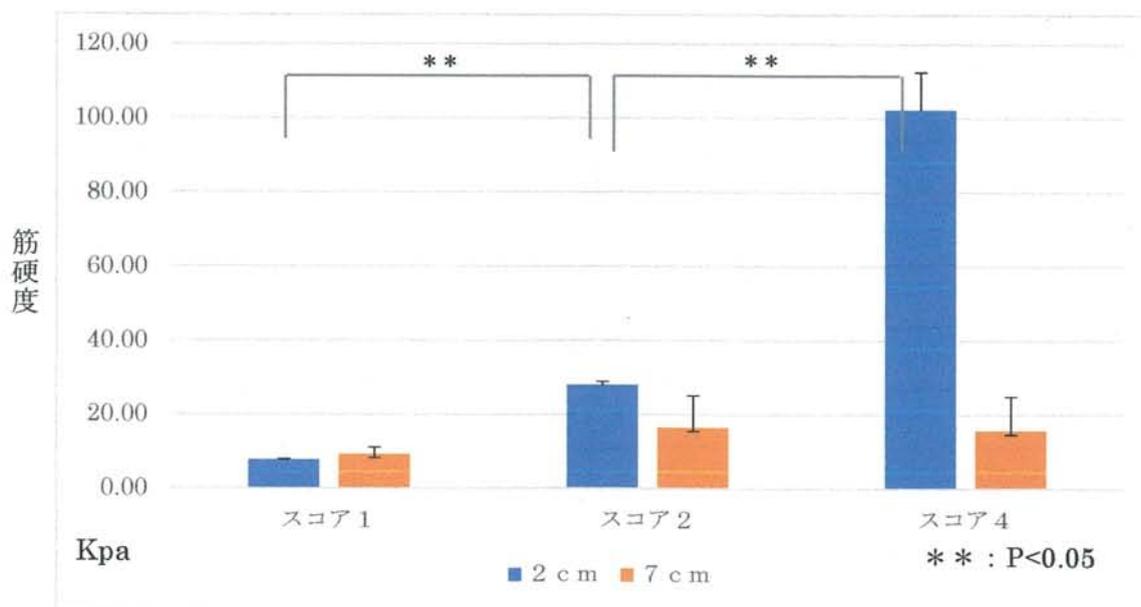


Figure6: 深さ 2cm,7cm におけるスコア別の弾性率の比較

Table4: 深さ 2cm, 7cm における各スコアの弾性率(KPa)と平均値

深さ 2 c m		スコア 1	スコア 2	スコア 4	深さ 7 c m		スコア 1	スコア 2	スコア 4
対象者 A	1 回目	7.56	28.2	95.03	対象者 A	1 回目	9.36	16.16	29.57
	2 回目	7.54	28.36	117.64		2 回目	8.8	6.29	21.09
	3 回目	7.61	28.19	117.97		3 回目	13.32	18.58	4.04
対象者 B	1 回目	7.46	26.83	108.96	対象者 B	1 回目	9.88	37.66	9.8
	2 回目	8.28	25.24	108.14		2 回目	8.32	9.97	11.43
	3 回目	7.45	27.79	74.17		3 回目	7.27	9.74	7.64
対象者 C	1 回目	7.84	26.5	97.27	対象者 C	1 回目	8.34	17.23	8.35
	2 回目	7.59	28.98	96.48		2 回目	8.32	9.97	35.96
	3 回目	7.72	28.6	109.57		3 回目	7.27	9.74	7.64
対象者 D	1 回目	7.77	28.88	99.2	対象者 D	1 回目	14.3	19.05	16.7
	2 回目	7.21	28.22	110.2		2 回目	10.1	7.02	18.5
	3 回目	8.01	28.2	109.43		3 回目	7.31	14.5	6.4
対象者 E	1 回目	7.66	27.83	105.82	対象者 E	1 回目	9.9	29.9	17.9
	2 回目	7.32	26.64	101.22		2 回目	8.96	31.5	15.6
	3 回目	7.57	27.79	89.5		3 回目	10.12	9.95	6.67
対象者 F	1 回目	7.67	27.8	98.5	対象者 F	1 回目	8.02	17.23	33.7
	2 回目	7.79	28.01	96.48		2 回目	8.44	9.97	19.5
	3 回目	7.72	29.1	104.53		3 回目	7.31	21.3	10.6
平均値(KPa)		7.65	27.84	102.23	平均値(KPa)		9.19	16.43	15.62
標準偏差		0.24	0.95	10.19	標準偏差		1.90	8.65	9.28

1.3 : 大殿筋計測における検者内信頼性

大殿筋の計測に関しては、安静時での大殿筋の各部位の弾性率計測における検者内信頼性は ICC(1.3)0.483~0.88 と中等度~高い信頼性を示した。収縮時における検者内信頼性は ICC(1.3)0.432~0.95 中等度~高い信頼性を示した(Table5)。

Table5: 大殿筋評価における安静時，収縮時での検者内信頼性

安静時		収縮時	
検者内信頼性	ICC(95%CI)	検者内信頼性	ICC(95%CI)
被験者 A	0.871(0.066-0.997)	被験者 A	0.432(0.224-0.977)
被験者 B	0.523(0.232-0.978)	被験者 B	0.571(0.231-0.968)
被験者 C	0.621(0.751-0.990)	被験者 C	0.952(0.694-0.999)
被験者 D	0.784(0.567-0.995)	被験者 D	0.793(0.276-0.929)
被験者 E	0.483(0.301-0.911)	被験者 E	0.690(0.249-0.992)
被験者 F	0.880(0.131-0.997)	被験者 F	0.894(0.227-0.997)

1.4 : 大殿筋上部線維の弾性率計測

大殿筋の弾性率計測は、安静時(2.03±0.19KPa)であり、収縮時(2.89±0.56KPa)であった(Table6)。各部位に分けた弾性率の比較では、大殿筋内側部は安静時(2.15±0.26KPa)、運動時(2.94±0.70KPa)であり、大殿筋中間部は安静時(1.99±0.12KPa)、運動時(2.66±0.46KPa)、大殿筋外側部は安静時(1.96±0.07KPa)、運動時(3.07±0.39KPa)であった。すべての被験者において、安静時に比べ収縮時の弾性率上昇を認め、対応のある T 検定においても有意差を認めた(Figure7)。また、各部位ごとに分けた筋硬変化率の比較では、3 群間において有意差を認めなかった(Table7)。

Table6 : 各被験者における大殿筋の安静時, 収縮時の弾性率

被験者	部位	安静時(Kpa)	収縮時(Kpa)	筋硬変化率(%)	p 値
A	内側	2.4	3.5	46.2	<0.05
	中間	1.9	2.3	20.8	<0.05
	外側	1.8	2.7	48.8	<0.05
B	内側	2.2	3.8	71.8	<0.01
	中間	2.1	3.4	60.2	<0.01
	外側	2.0	3.0	50.4	<0.05
C	内側	1.6	1.9	20.3	<0.05
	中間	1.8	2.3	28.1	<0.05
	外側	2.0	3.8	90.4	<0.01
D	内側	2.3	2.6	14.2	<0.05
	中間	1.9	3.2	64.4	<0.01
	外側	1.9	2.8	43.1	<0.05
E	内側	2.2	3.5	61.1	<0.01
	中間	2.2	2.4	9.7	<0.05
	外側	2.1	2.8	37.7	<0.05
F	内側	2.3	2.3	2.9	<0.05
	中間	2.0	2.3	18.5	<0.05
	外側	2.0	3.3	66.9	<0.01
	平均	2.0	2.9	42.0	<0.05

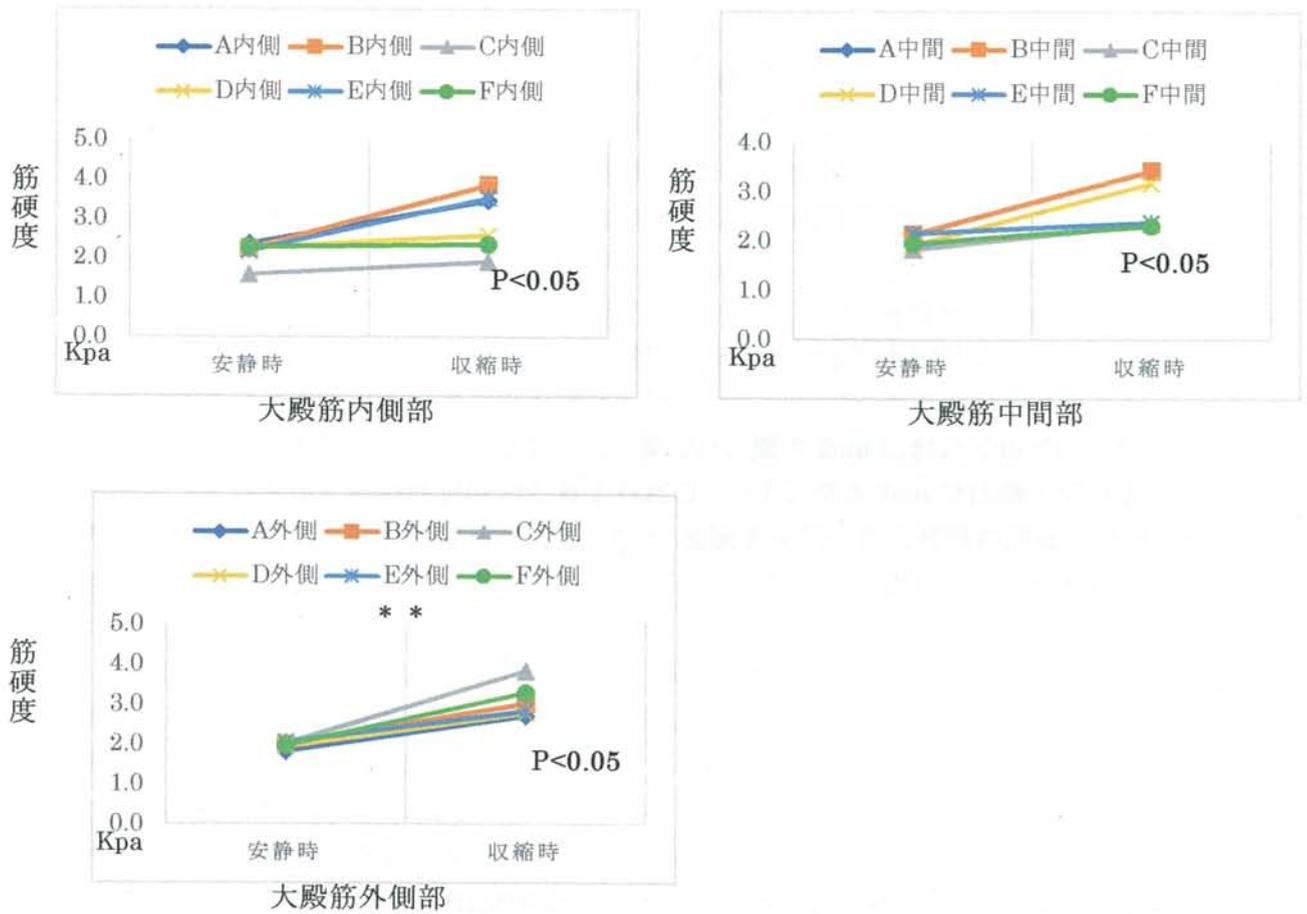


Figure7: 部位別に分けた大殿筋の収縮前後での弾性率の比較

◇ = 被験者 A □ = 被験者 B △ = 被験者 C
 × = 被験者 D ж = 被験者 E ○ = 被験者 F

Table7: 各部位ごとに分けた筋硬変化率の比較

	内側 部	中間部	外側部	p 値
筋硬変化率	56.94	34.07	35.86	0.194
標準偏差	26.86	23.31	19.79	

考察

超音波エラストグラフィは、乳腺や甲状腺、肝臓疾患などの軟部組織の弾性率評価として広く使用されていたが、近年では整形外科分野において骨格筋の弾性率の評価ツールとしても注目されている。骨格筋の弾性率の研究に関しては、深層筋を評価しようとした場合、超音波から出される超音波パルスの減衰率が高まり信頼性が低下する。そのため、先行研究は表層筋の弾性率に関する研究報告がほとんどであり、深層の骨格筋評価の報告は散見される程度である。そこで今回、超音波ファントムを用い、骨格筋を評価するための適切な深度を検証する事とともに、被検者を用いて大殿筋の弾性率の計測を行い、同一深度で正確な弾性率評価が可能かどうかを検証した。

その結果、超音波ファントムを用いた計測では、深さ 2cm において検者間の測定データのばらつきが少なく信頼性が高いと考えられる。一方、深さ 7cm では測定データのばらつきが大きく信頼性が低いと考えられる。また、被験者を用いた大殿筋の評価では、深さ 2cm であれば測定部位に関係なく弾性率評価を行うことが出来、測定データのばらつきも少なく信頼性の高い評価が可能と考える。

計測の信頼性に関しては、Landis の判定基準を基に信頼性評価を行った。深さ 2cm において、級内相関係数は検者内検者間ともに信頼性の高い評価であった事が示された。一方、深さ 7cm の計測では、値のバラつきが多く、級内相関係数は信頼性の低い結果となった。日本超音波医学会超音波診療ガイドラインによると、肝臓等の軟部組織の評価において安定した剪断波を発生することが出来るのは 8cm までの深度に限られると報告しており¹³⁾、また、荒木らは 5MHz の周波数であれば 50mm 程度まで、2.5MHz の周波数であれば 75mm 程度までの軟部組織の弾性率を清明に観察をすることが可能と述べている¹⁴⁾。今回、7cm の深度でファントム間の弾性率の評価が十分に行えなかった原因としては、本研究で使用した超音波プローブの中心周波数が 9MHz であったためと考える。弾性波には「波長×周波数=伝播速度」の関係性のもと、伝播速度が同じであるのならば周波数と波長は逆数の関係にあり、周波数が高いほど波長が短くなり空間分解能は高くなる。一方、周波数が高くなると超音波の減衰が強まるという性質があるため、今回のように、周波数が高く空間分解能に優れたプローブでは、深層に十分な超音波パルスが届かなかった可能性が考えられる。

超音波ファントムの各スコアの弾性率は、深さ 2cm の計測において、各スコア間にそれぞれ有意差を認めた。弾性率の計算は $\mu = \rho (\lambda \cdot f)^2$ の式で表され、 μ は弾性率、 ρ は物質の密度、 λ は振動波の波長、 f は振動波の周波数を示す。各スコアの密度の値は明らかではないが、超音波の波長・周波数が一定であり、計測値の信頼性が高く、スコア 1 が柔らかい、スコア 2 が少し硬い、スコア 4 が硬い構造になっていることを考慮すると、弾性率の評価が正確に行えていると考える。一方、深さ 7cm の計測では、スコア間の有意差は認めなかった。検査内、検者間での信頼性が低く、スコアの弾性率のバラつきが大きかったためと考える。しかし、スコア 1 の計測に関しては、他のスコア計測と比べ、比較的弾性率のばらつきが少なく、ある程度は信頼性の高い評価が行えると考える。スコア 1 は

スコア 2, 4 に比べ弾性率が低いため、深さ 7 cm であってもせん断波が反射せず、せん断波速度が計測出来たためと考える。

大殿筋の弾性率計測に関して、安静時、収縮時における大殿筋評価の検者内信頼性は中等度～高い信頼性を示した。超音波の反射と減衰の関係性に関しては、一様な媒質中では反射波は小さく透過波は大きいため超音波はどこまでも直進するが、音響インピーダンスの異なる媒質の境界面に達すると、反射波は大きく透過波は小さくなる性質がある。今回計測した大殿筋の解剖学的構造に関して松原らは、表層は幅広い筋膜に覆われており、筋線維はいくつもの層を形成していると述べている¹⁵⁾。大殿筋表層の筋膜層により、反射波が大きくなったため、大殿筋評価では信頼性がファントム計測時に比べ低下したと考える。

大殿筋を内側、中間、外側部に分けた際の弾性率の比較では、それぞれの部位において安静時に比べ収縮時における筋弾性率の上昇を認め、安静時と収縮時間の筋弾性率に有意差を認めた。Yoshitake らは、等尺性収縮時におけるせん断弾性率と収縮強度との関係性を報告しており、骨格筋の筋活動と筋硬度は比例関係にあると述べている¹⁶⁾。安静時の弾性率に比べ、筋収縮時の弾性率が高いことから、本研究は骨格筋の収縮時の活動状態変化を評価することが出来たと考える。一方、大殿筋内の内側、中間、外側部の間においては有意差を認めなかった。加藤らの下肢筋群に対する表面筋電図の報告では、収縮強度により各線維の役割が異なると報告している¹⁷⁾。収縮強度に関しては口頭のみでの指示であり、条件を揃えずに計測を行ったため、大殿筋内の各部位における差を認めなかったと考える。

今回、骨格筋の弾性率評価として深さ 2cm であれば、中等度～高い信頼性のもと、大殿筋の活動状態を捉えることが出来ることが明らかになった。また、超音波ファントムの結果より、骨格筋の弾性率はスコアに比べ低く、深さ 7cm であっても脂肪組織や筋膜などの影響を受けにくい環境であれば、信頼性の高い評価が可能となる可能性が示唆された。しかし、今回計測した骨格筋の弾性率は、弾性率の高い軟部組織の影響を受けており、超音波ファントムのスコアの弾性率より低く計測されているため、測定値の見かけ上の筋硬度を下けている可能性がある。そのため、深さ 7 cm での弾性率評価に関しては、測定部位や評価方法の再検討が必要と考える。今後の課題として、大殿筋のみの評価であったため、解剖学的構造の違いを考慮し、脂肪層や筋膜構造の異なる他の表層筋でも同様の評価を行い検討する必要がある。また、収縮強度や収縮様式の違いによっても骨格筋の活動状態は変化する為、今後は表層筋電図を用い検討を行いたい。

文献

- 1) Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Yata H, Tsunoda N, Kanehisa H et al.:Effect of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Med Sci Sports Exerc*,39:1801-1810,2007.
- 2) Witvrouw E, Danneels L, Asselman P, D'Have T, Cambier D :Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study. *Am J Sports Med*,31:41-46,2003.
- 3) Marusiak J, Jaskólska A, Koszewicz M, Budrewicz S, Jaskólski A :Myometry revealed medication-induced decrease in resting skeletal muscle stiffness in Parkinson's disease patients. *Clin Biomech*,27:632-635,2012.
- 4) Yanagisawa O, Niitsu M, Kurihara T, Fukubayashi T :Evaluation of human muscle stiffness after dynamic exercise with ultrasound real-time tissue elastography.A feasibility study, *Clin Radiol*,66: 815-819,2011.
- 5) Koski JP, Surakka J, Ojala T, Kolari P, Jurvelin JS :Feasibility of the use of a novel soft tissue stiffness meter. *Physiol Meas*,26:215-228,2005.
- 6) 山川誠 : 超音波エラストグラフィの原理. *バイオメカニズム学会誌*,40:73-78,2016.
- 7) Shinohara M, Sabra K, Gennisson JL, Fink M, Tanter M :Real-time visualization of muscle stiffness distribution with ultrasound shear wave imaging during muscle contraction. *MuscleNerve*,42:438-41,2010.
- 8) Miyamoto N, Hirata K, Kanehisa H, Yoshitake Y :Validity of Measurement of Shear Modulus by Ultrasound Shear Wave Elastography in Human Pennate Muscle. *PLoS one*,10:8-10,2015.
- 9) Ariji Y, Katsumata A, Hiraiwa Y, Izumi M, Iida Y, Goto M et al :Use of sonographic elastography of the masseter muscles for optimizing massage pressure. *Journal of Oral Rehabilitation*,36:627-635, 2009.
- 10) Murayama M, Nosaka K, Yoneda T, Minamitani K :Changes in hardness of the human elbow flexor muscles after eccentric exercise. *European Journal of Applied Physiology*,82:361-367, 2000.
- 11) 松原貴子,三木明德:ヒト大殿筋における筋線維の配列と停止. *神戸大学医学部保健学科紀要*,15:49-54,1999.
- 12) Landis JR, Koch GG: The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*,33:159-174,1977.
- 13) 日本超音波医学会,超音波エラストグラフィ診療ガイドライン:36-44,2013.
- 14) 荒木力:超音波エラストグラフィ徹底解説 生体の硬さを画像化する.秀潤社,東京:104-113,2013.
- 15) 松原貴子,講武芳英,三木明德:ヒト大殿筋の肉眼解剖学的研究. *神戸大学医学部保健学科紀要*,13:83-89, 1997.
- 16) Yoshitake Y, Takai Y, Kanehisa H, Shinohara M :Muscle shear modulus measured with ultrasound Shearwave elastography across a widerange of contrac

- tion intensity. *MuscleNerve*, 50:103-113, 2014.
- 17) 加藤浩, 藤野英次郎, 上島隆秀, 城石晴子, 時枝美貴, 高杉紳一郎他: 随意収縮強度別 (%MVC) による表面筋電図周波数特性. *理学療法学*, 25. 425-431, 1998.