

ヒト骨格筋に対するストレッチングが筋硬度に及ぼす影響
超音波組織弾性イメージング技術 (ultrasound elastography) と
音響カプラーによる定量的評価

研究代表者：稲見崇孝

目 次

要約		P1
緒言		P2
対象と方法		P4
結果		P7
考察		P9
謝辞		P11
文献		P11

ヒト骨格筋に対するストレッチングが筋硬度に及ぼす影響
超音波組織弾性イメージング技術 (ultrasound elastography) と
音響カプラーによる定量的評価

稲見崇孝¹, 清水卓也², 水野貴正², 野坂和則¹

要約

スタティックストレッチング (SS) の効果は、関節可動域 (ROM) や柔軟性、筋出力変化などを指標に評価され、スポーツ競技や臨床など種々の現場へ還元されている。一方、ヒト生体組織における硬度変化の評価に超音波組織弾性イメージング技術 (ultrasound elastography: UE) が用いられ、この技術は骨格筋の評価にも応用されるようになった。しかしながら、SS による筋硬度変化の程度およびその経時的変化については未だ明確になっていない。今回、ストレインタイプの UE (Real-time Tissue Elastography) を使用して、SS による筋硬度変化を定量的に評価した。健常成人男性 20 名 (19-25 歳) の腓腹筋に 5 分間の SS を実施し、SS 終了後 30 分間の筋硬度および ROM の変化を追跡した。筋硬度評価は、UE の専用プローブに 22.6kPa の音響カプラーを取り付け、strain ratio (SR) 機能にて得られる腓腹筋と音響カプラーの比 (muscle / coupler ratio) を用いた。その結果、SS 実施中の SR の値は安静時と比べ最大で約 20% 低下し (硬くなる)、実施直後から 15 分後までの値は 13-16% 程度の有意な上昇を示した (やわらかくなる)。なお、ROM は SR の反応とは異なり、30 分後でも有意な拡大を示した。筋柔軟性の変化には、結合組織が影響を与えると報告されており、SS によって変化する筋硬度の値と関係する可能性がある。また、SR と ROM の経時的変化のパターンに違いが認められたことから、ROM の経時変化は筋硬度以外の要因に影響する可能性が示唆された。

代表者所属: 1. School of Exercise and Health Sciences, Edith Cowan University (Australia)
2. 中京大学大学院体育学研究科

■ 緒言

筋の硬度は、負荷や疲労など生理的刺激によって変化し¹、神経筋疾患²や筋損傷³など筋に関連する様々な状態の診断および検査のために重要な情報であり、スポーツ競技における筋硬度の上昇は場合によってパフォーマンスの低下を引き起こす。種々の現場では、これを触診や選手の訴えなどから確認し、予防・改善を目的としてストレッチングなどが行われる。筋硬度 (muscle hardness) は、“垂直圧力に対し筋によって提供される抵抗”として定義することができ、長軸方向に伸張される際の抵抗、すなわち筋 stiffness とは明確に区別されている^{4,5}。しかしながら、筋硬度 (muscle hardness) と筋 stiffness の間には一定の関係性が存在する⁶。筋硬度の客観的な測定を試みる際、従来では加圧時の力-変位関係を評価する押圧法⁵や機器を体表から押し込む筋硬度計⁷などにて検討が行われてきた。しかしながら、皮下脂肪と筋の双方の硬さと総合的に反映する評価法であることや、深部や狭小な領域を評価しにくい(詳細な位置情報を確認できない)ことが問題視され⁸、さらには測定者の習熟度による誤差や測定者間の誤差は避けられないことが報告されている。Wang ら⁹は、筋硬度計単独の解析に表面筋電図の振幅や超音波による筋束曲率変化の解析を加えることで、正確に値を測定することが可能であることを述べているが、一度に複数の機器を操作する必要があることや皮膚への電極貼付により測定範囲がさらに限定される点を考慮すると、より簡便な評価法が望まれる。

近年、乳腺や甲状腺などの領域において、超音波組組織弾性イメージング技術(超音波エラストグラフィ: Ultrasound Elastography: 以下 UE)が癌などの潰瘍診断に活用されている。その技術は、組織のひずみや弾性率の分布がリアルタイムで可視化され、従来の超音波 B モード、ドップラなどが提供する情報とは独立した、組織の硬さに関する情報を提供するものである。弾性特性に関する長年の研究成果として、組織変位から画像を構築する方法に応じていくつかの UE 手法が開発されたが、UE として一般的¹⁰に使用されるストレインタイプの UE、Real-time Tissue Elastography (RTE)は、体表からの微弱な押圧操作に対する組織変位をひずみ画像として表示し、組織の弾性分布を反映する技術であり、B モード画像上に重ねることにより詳細な位置情報を得ることもできる。測定は、非侵襲的かつ客観的に行われ、やわらかい組織は赤く、硬い組織は青く画面に表示される(図1)。また、画像内に2つの測定範囲(Range Of Interest: ROI)を設定し、両者のひずみ比を算出することで組織硬度

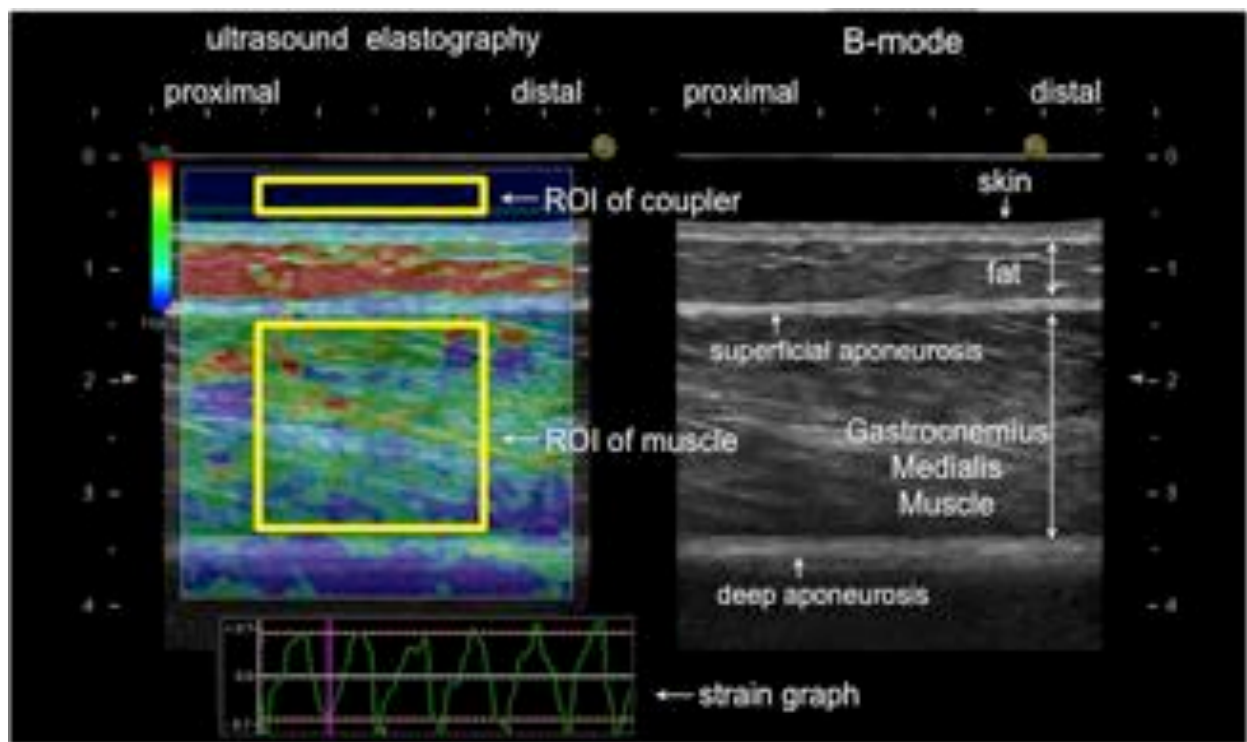


図1:腓腹筋における UE 画像の一例

の定量的な評価が可能となるが、得られたひずみ比は2つの組織におけるROIの相対値であるため、異なる部位や異なる時期、異なる被験者間でのデータを比較する場合には不正確であると考えられていた。しかし、近年、この課題を解決するために音響カプラーが開発され、音響カプラーを撮像領域内の基準物質とした組織硬度の客観的かつ定量的評価ができるようになった。RTE測定における音響カプラーと筋のひずみ比 strain ratio (SR)で得られた値は、従来の筋硬度計より再現性、妥当性が高いことが報告されている^{7,11,12}。

UEの技術を用いてスタティックストレッチング(SS)の影響を調査した研究は3つしかない。Akagiら¹³は shear wave エラストグラフィを用いて、腓腹筋に2分間のSSを3セット実施し急性効果を検討した。その結果、15%程度の筋硬度の低下(やわらかくなる)を認めている。同様にAkagiら¹⁴は、腓腹筋に対して5週間のSSプログラムを実施した結果、8-12%程度の筋硬度の低下(やわらかくなる)を報告している。一方、Nordezら¹⁵は transient エラストグラフィを用いて、2.5分のSSを2回実施したが、有意な筋硬度変化には至らなかった。このように、研究間において使用機器の違いやSS実施時間の

不一致があり SS による筋硬度変化は明確ではない。また、SS が筋硬度におよぼす経時的な変化についても不明である。しかしながら、SS による複合体 (muscle tendon unit: MTU) や筋 stiffness などの変化を検討した先行研究によると^{16,17}、合計 5 分間の SS は筋 stiffness の減少に起因している MTU stiffness を低下させるには十分な時間であることが明らかとなっているため、SS によって筋硬度が変化する可能性は高い。以上より我々は、SS により筋硬度は変化し、RTE により定量的に変化の程度と経時変化を評価できるとの仮説を立てた。

本研究の目的は、RTE と音響カプラーを用いて SS が筋硬度におよぼす変化の程度を明確にするとともに、その効果を追跡し、これらを定量的に評価することである。

■ 対象と方法

本研究は、我々の施設の倫理委員会によって承認され、ヘルシンキ宣言を遵守して執り行った。また本研究の目的や手順、関連するリスクを説明し、全ての被験者から書面によるインフォームドコンセントを得た。下肢に整形外科的な疾患を有さない健常成人男性 20 名が参加し、SS は左腓腹筋に実施した。被験者の平均 ($\pm$ 標準偏差) 年齢は、 20.3 ± 1.8 歳、身長 176.9 ± 6.0 cm、体重 72.6 ± 4.3 kg であった。

1. 研究デザイン

被験者は、少なくとも 48 時間以上間隔をおいた別の日の同じ時間帯に 2 回研究室を訪問し、インフォームドコンセントおよび練習・習熟セッション、実験セッションの順で測定に参加した。測定項目として、RTE による筋硬度測定は SS 開始 30 分前から 30 分後まで 1 分毎に行い、ROM の測定は SS 開始 30 分前、15 分前、直前、直後、15 分後、30 分後の計 6 回行った。筋硬度測定中の足関節角度は底背屈 0° とした。また、実験中筋電図 (EMG) を測定し、随意収縮の有無を確認した。実験システムを図 2 に示す。

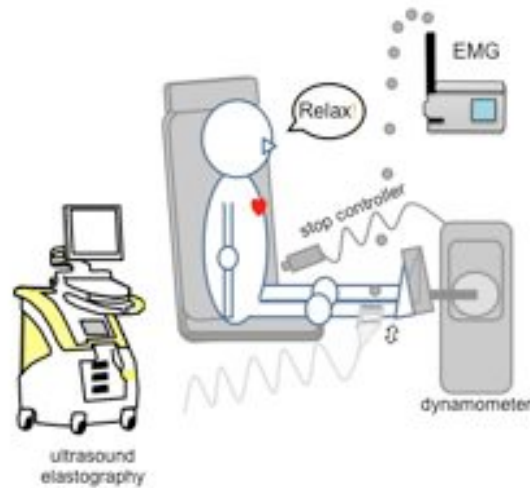


図2:実験システム

2. ストレッチングプロトコル

SS は、先行研究で採用された方法と同様の手法を用いて行った¹⁸。膝関節は完全伸展位とし、左足を多用途筋力測定器(Biodex system 3, NY, USA)で固定した。腓腹筋は、許容可能な最大伸張トルクの90%に相当する受動抵抗(練習・習熟セッション中に評価)が達成されるまで、底屈30°から等速1°/sのスピードで足関節を背屈させ、5分間伸張した¹⁸。筋へのストレッチは関節位置が一定に保持される際に伸張強度の急速な減少を生じ、粘弾性応力の緩和応答が誘発する¹⁹。この応答を回避するために、常に5Nm以下のトルクが加わるよう関節角度を連続的に調整した。この手法は、“constant torque design”に類似しているが、実用的に意義あるストレッチング方法として報告されている¹⁷。

3. ROM と RTE による筋硬度(SR:strain ratio)測定

ROM は、SSと同じ機器を用いて測定した。被験者は、膝関節伸展位で足関節をマシンのふつとプレートに固定し、外果をダイナモメータの軸と一致させた。測定方法はMorseら¹⁶の方法と同様の方法を用いた。この方法では、底屈30°から等速1°/sで足関節を背屈し、被験者自身が不快感を感じ安全トリガーにて動力計を停止させた角度をROM測定の値として採用した。この値は、

1.5kHz のサンプリングレートでアナログからデジタルに変換した(TEAC 社製 LX-10、日本)。

SR 測定場所として、膝窩皮線と足関節外果を結んだ線の近位 30%の位置²⁰にて腓腹筋内側頭を同定し、超音波画像診断装置(日立アロカメディカル社製 Hi-vision Ascendus、日本)に専用の音響カプラー(日立アロカメディカル社製 EZU-TECPL1、日本)を取り付けたリニアプローブ(日立アロカメディカル社製 EUP-L65, 6-14MHz、日本)を介して測定を行った。音響カプラーはエラストマー樹脂でできており、弾性率は 22.6kPa で一定である。SR の値は(muscle / coupler)として算出したため、やわらかい場合は値が大きく、硬い場合は値が小さくなる。プローブで加える微小な圧迫は、超音波装置に組み込まれた strain graph にて確認し、”the rhythmical compression-relaxation cycle”が-0.7~0.7 の範囲内に限りを適切と見なした²¹。SR 解析のための ROI 設定は、我々の先行研究²²から音響カプラー(縦 4mm×横 30mm)、同様に腓腹筋は(18mm×30mm)となるよう設定した。なお、測定中にプローブが移動することのないよう熱可塑性樹脂発砲体でできた硬化スポンジを加工したプローブ固定枠(EVA form: 第一化学、日本: 外寸; 縦 70mm×横 130mm×高 30mm、内寸; 35mm×70mm×30mm)を用いて固定した。プローブと音響カプラーの間、音響カプラーと皮膚の間に超音波測定用のゲルを適度に塗布して画像が鮮明になるよう留意した。

4. 筋電図測定

ROM および SR 測定が受動的であったかを保証するために、表面筋電図(bipolar 13mm、S&ME; Biolog、日本)を用いて腓腹筋内側頭、ヒラメ筋、前頸骨筋の筋活動を測定した。EMG の活動は 5~2000Hz で記録し、信号は 1.5kHz のサンプリングレートでデジタルレコーダへ送信した。なお、EMG の値は多用途筋力測定器および超音波画像診断装置と同期した。筋活動量は筋電振幅値の2乗平均平方根(Root Mean Square: RMS)を算出した。

5. 統計解析

SR および ROM を解析対象としたが、SS 実施前 30 分間の SR および 30 分前と 15 分前の ROM

の値には統計学的な差位が認められなかったため、SS 直前の値を SS 実施前における pre の代表値として採用した。最終的に SR および ROM の値は、一元配置分散分析とその後の多重比較 (Bonferroni 法) を用いて解析した。統計計算には SPSS 12.0 J for windows を用い、統計学的有意水準は 5%未満とした。

■ 結果

1. EMG

各測定筋における平均の筋活動は、腓腹筋内側頭で $7.6 \pm 2.8 \mu V$ 、同様にして外側頭で $9.1 \pm 3.2 \mu V$ 、ヒラメ筋で $5.8 \pm 2.6 \mu V$ 、前頸骨筋で $8.7 \pm 2.9 \mu V$ を示し、全てのセクションにおいて受動的であった。

2. ROM

図 3 に示すように、SS 実施中および終了後の ROM は pre と比較して有意に拡大した。SS 直後には 28%、15 分後には 17%、30 分後には 13% の有意な拡大が確認された ($P < 0.01$)。

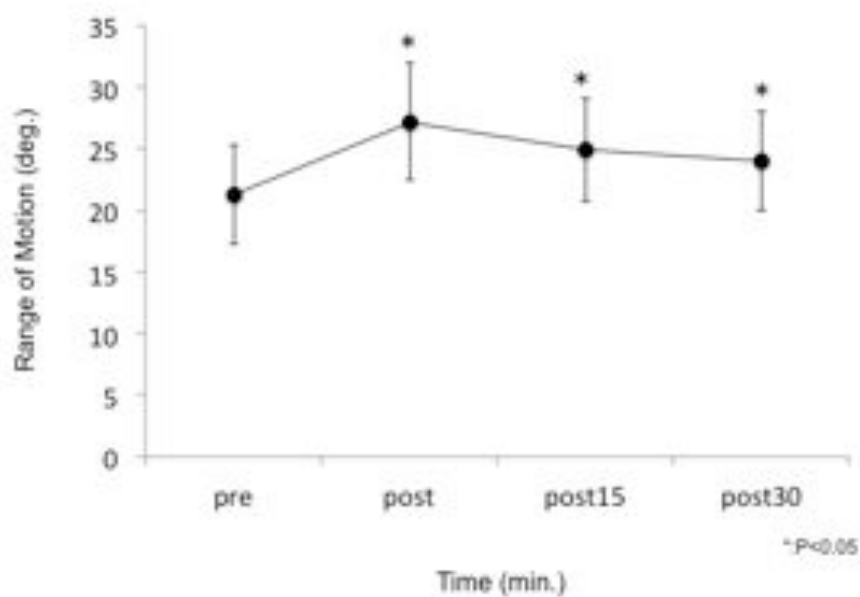


図 3:SS による ROM の変化

3. SR (strain ratio)

図 4 に腓腹筋伸張にともなう RTE 画像および SR 値変化の一例を示す。図 5 に示すように、SS 実施中の SR は有意に低下(硬くなる)したが、SS 実施後上昇し、15 分まで 11~16%の有意な上昇(やわらかくなる)を認めた($P<0.01$)。しかしながら、15 分以降に有意差は認められなかった。

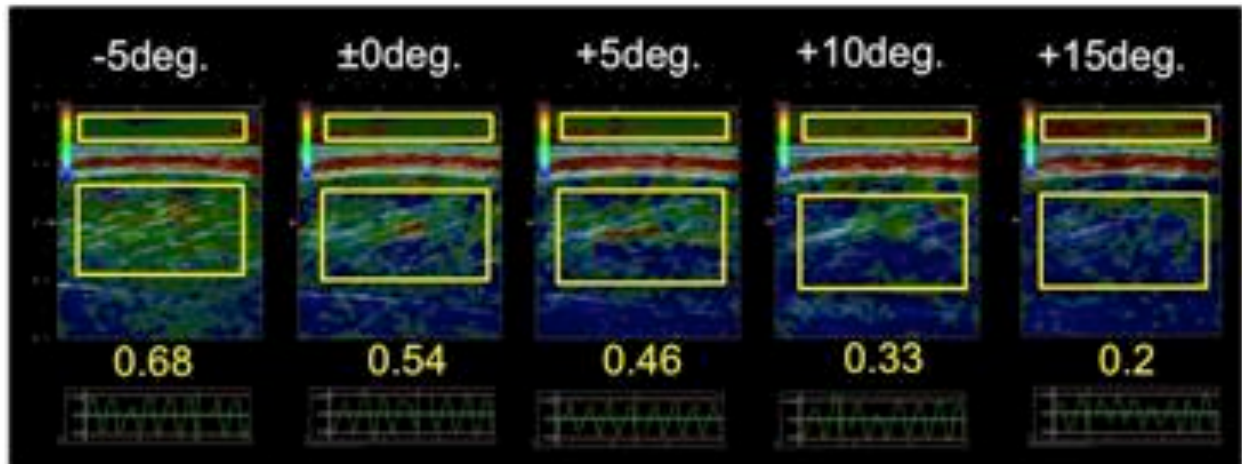


図 4: RTE 画像および SR 値変化の一例

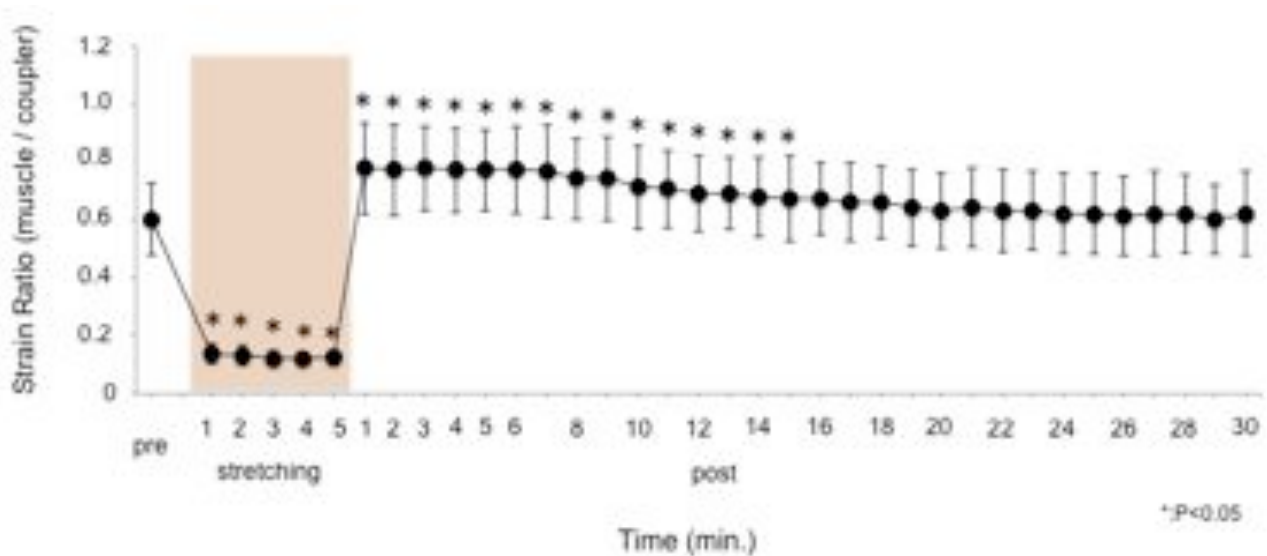


図 5: SS による SR の経時的変化

■ 考察

本研究では、筋硬度を表す SR の値が SS によってどの程度変化し、その効果を定量的に追跡することであった。その結果、仮説の通り ROM および SR の有意な変化が確認され、Akagi ら^{13,14}の結果を指示した。しかしながら、ROM と SR における経時的変化のパターンには差異がみられた。

SS による急性の ROM 変化の要因のひとつに感覚の変化が考えられている²³。ROM の最終域は多くの場合、被験者の主観によって決定される。そのため、被験者の痛み感や許容できる伸張感の変化が ROM に影響を与えることが考えられ、こうした変化は“stretch tolerance”の変化と呼ばれている²³。SS 後の ROM 変化は、MTU に物理的な変化が伴わなくても生じる場合があることから stretch tolerance の変化が主たる要因であるとする報告も多い²⁴。本研究で確認した SS による ROM 拡大の程度と持続効果は、本研究と同じく 5 分間 SS を実施した先行研究の知見と一致しており²⁵、ROM からみる SS の効果は妥当であったことがいえる。一方、SR の変化は 11～16%程度であり、これは Akagi ら^{13,14}が報告した変化率と同程度であった。Akagi ら^{13,14}の報告によれば、安静時における腓腹筋の内側頭と外側頭の硬度に差はあるものの、SS による変化量には差が認められていない。SS の実施時間として、例えば 90 秒²⁶や 45 秒を 3 回繰り返すような短い場合²⁷においては、MTU stiffness の変化よりもむしろ stretch tolerance に起因した ROM の増加が起こるが、本研究のように SS の実施時間が比較的長い場合は ROM と MTU stiffness の両方が変化する^{16,17}。これまでの研究をまとめると^{16,17,28}、SS によって誘発される MTU stiffness 減少は、筋 stiffness によっても影響され、Murayama ら^{5,6}の報告によると、筋 stiffness と筋硬度 (muscle hardness) には関係性がある。筋構造の特徴として、筋内膜や筋外膜、筋周膜などの筋内結合組織は、受動的な張力を引き起こす並列弾性構成要素から成っていることが示唆されており²⁹、Purslow³⁰によれば結合組織、とくに外周膜は受動的な硬さに関連する主要な要因であることが報告されている。したがって、SR 変化のメカニズムのひとつとして、受動的な張力を引き起こす結合組織の性質の変化に影響されたことが推察できる。しかしながら、ROM と SR の経時変化のパターンには差異が認められていることは大変興味深い。関節を取り巻く軟部組織の柔軟性を限定する割合は、関節包が 47%、筋および筋膜が 41%、腱が 10%、皮膚が 2%と報告されており³¹、ROM に関しては筋や筋膜以外の要因が ROM 拡大後の効果の持続に

貢献している可能性があり、筋硬度に関連する可能性のある結合組織に関しては 5 分間の SS を実施した場合における変化は 15 分程度と短期的であることを示唆している。

SR の有意な経時的変化は、SS 後 15 分までであった。SS 後の一時的な筋出力低下は未だ論争中であるが、本研究と同様の SS 手法を用いた Trajano ら¹⁸の報告によれば腓腹筋に体する SS 後の peak torque の低下は 15 分後には消失し、本研究の SR の経時的変化と一致する。SS は力-長さ関係 (muscle strength – length relationship) やサルコメア短縮速度に影響を与えるだけでなく、安静時のサルコメアの長さを増加させるため、MTU の機械的および収縮の特性は”stretching-induced force deficit”と呼ばれる SS に起因する MTU stiffness の低下が最大筋力に一時的な減少を起こす理由のひとつとして考えられている³²⁻³⁴。5 分間の SS 後、MTU stiffness 変化を調査した研究では、筋 stiffness は MTU stiffness と同様に低下し、その低下率は約 20～30%であると報告され¹⁶、SS 終了 10 分後に MTU stiffness の低下が消失している³⁵。しかしながら、これらの報告では一定した角度で SS が実施されている。上述したように、筋へのストレッチは関節位置が一定に保持される際において伸張強度の急速な減少が生じ粘弾性応力の緩和応答が誘発されるため¹⁹SS を実施する際にはこの応答を回避しなければならないが、先の報告ではこの応答の影響を含んだ結果の可能性はある。本研究では、常に許容可能な最大受動トルクの 90%を負荷し続けたため、筋硬度を表す SR 値の反応との間に差異が生じたのかもしれない。今後、SS の実施方法や実施時間、また筋硬度と MTU stiffness および筋 stiffness との関係についてさらなる調査が必要である。

本研究の limitation として、以下が考えられる。第一に、筋硬度測定中の足関節角度を底背屈 0° に設定したことがあげられる。足関節底背屈 0° は解剖学的な 0 ではあるが、足関節は底屈 30° にて受動的なトルクがほぼ 0 になるされている³⁶。すなわち、本研究の筋硬度の値は下腿三頭筋が底屈位から 0° まで伸張された後の値であることを意味する。第二に、超音波プローブの操作を長軸操作で行った点があげられる。UE による筋硬度の値は、横方向の変化を反映するともいわれており^{13,14}、超音波異方性の問題がある。本研究とは異なり shear wave 法の UE を用いた研究では³⁷、収縮によって誘発された筋硬度の増加は、筋の異方性に起因して横方向よりも縦方向の方が大きかったことを報告している。この報告は、長軸および短軸操作によって結果が異なる可能性があることを意味してい

る。この問題は、UE 手法を用いた筋硬度測定における今後の検討課題のひとつと考えられている²²。最後に、下腿三頭筋を構成するヒラメ筋およびアキレス腱の存在があげられる。本研究では、足関節を背屈させる形で SS を実施したが、ヒラメ筋に関する詳細な検討を行っていない。ヒラメ筋は腓腹筋の深部に位置するため、発達した腓腹筋を有する男性被験者の中には UE の音波が伝達されにくく、鮮明な場合が構築されない場合があった。この点を考慮して、本研究では解析対象から除外したが、さらなる機器精度の向上と今後の研究ではこの点が解決されることを期待したい。またアキレス腱に関して、SS によりヒステリシス(生体組織の力・長さ関係で観察され組織の粘性を示すもの)が低下することが報告されており³⁸、これは腱組織内の粘性が SS により減少したことを示している。腱も関節を構成する組織の一つであることから、筋硬度変化に何らかの影響を及ぼしたことが考えられた。

■ 謝辞

本研究は、一般財団法人上月財団第 11 回スポーツ研究助成事業の研究助成を受けて実施された。心から御礼申し上げます。実験の測定・解析にご協力くださいました中京大学大学院の小澤真智子先生、武鹿由貴先生、HITACHI アロカメディカル株式会社の村山直之様、藤原洋子様、神谷達治様に御礼申し上げます。

■ 関連業績

【学会発表】

1. 稲見崇孝, 清水卓也.: Ultrasound Elastography を用いた筋硬度の定量的評価と筋損傷領域への応用について. 第 39 回日本整形外科スポーツ医学会学術集会 シンポジウム筋損傷の予防、治療、復帰(愛知), 2013 年 9 月.
2. Inami T, Ozawa M, Mushika Y, Mizuno T, Shimizu T, Lau WY, Nosaka K.: Effects of static stretching on flexibility and muscle hardness assessed by ultrasound

elastography. 19th Annual Congress of the European College of Sport Science (Amsterdam The Netherlands), 2nd – 5th 2014.

【論文】

1. 稲見崇孝,清水卓也,三木貴弘: ヒト骨格筋における超音波エラストグラフィの基礎理論と臨床応用. 日本整形外科スポーツ医学会雑誌, in press, 2014.

■ 文献

1. Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Yata H, Tsunoda N, Kanahisa H, Fukunaga T. Effect of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. Med Sci Sports Exerc 2007; 39: 1801-1810.
2. Marusiak J, Jaskolska A, Koszewicz M, Budrewicz S, Jaskolski A. Myometry revealed medication-induced decrease in resting skeletal muscle stiffness in Parkinson's disease patients. Clin Biomech 2012; 27: 632-635.
3. 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 2003; 31: 41-46.
4. Horikawa M, Ebihara S, Sakai F, Akiyama M. Non-invasive measurement method for hardness in muscular tissues. Med Biol Eng Comput 1993; 31: 623-627.
5. Murayama M, Watanabe K, Kato R, Uchiyama T, Yoneda T. Association of muscle

- hardness with muscle tension dynamics: a physiological property. *Eur J Appl Physiol* 2012; 112: 105-112.
6. Murayama M, Nosaka K, Yoneda T, Minamitani K. Changes in hardness of the human elbow flexor muscles after eccentric exercise. *Eur J Appl Physiol* 2000; 82: 361-367.
 7. 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* 2011; 66: 815-819.
 8. Arokoski JP, Surakka J, Ojala T, Kolari P, Jurvelin JS. Feasibility of the use of a novel soft tissue stiffness meter. *Physiol Meas* 2005; 26: 215-228.
 9. Wang HK, Wu YK, Lin KH, Shiang TY. Noninvasive analysis of fascicle curvature and mechanical hardness in calf muscle during contraction and relaxation. *Man Ther* 2008; 14: 264-269.
 10. Drakonaki EE, Allen GM, Wilson DJ. Ultrasound elastography for musculoskeletal applications. *Br J Radiol* 2012; 85: 1435-1445.
 11. Niitsu M, Michizaki A, Endo A, Takei H, Yanagisawa O. Muscle hardness measurement by using ultrasound elastography: a feasibility study. *Acta Radiol* 2011; 52: 99-105.
 12. Chino K, Akagi R, Dohi M, Fukashiro S, Takahashi H. Reliability and validity of quantifying absolute muscle hardness using ultrasound elastography. *PLoS ONE* 2012; 7: e45764.

13. Akagi R, Takahashi H. Acute effect of static stretching on hardness of the gastrocnemius muscle. *Med Sci Sports Exerc* 2013; 45: 1348-1354.
14. Akagi R, Takahashi H. Effect of a 5-week static stretching program on hardness of the gastrocnemius muscle. *Scand J Med Sci Sports* 2013; Epub ahead of print.
15. Nordez A, Gennissou JL, Casari P, Catheline S, Cornu C. Characterization of muscle belly elastic properties during passive stretching using transient elastography. *J Biomech* 2008; 41: 2305-2311.
16. Morse CI, Degens H, Seynnes OR, Maganaris CN, Jones DA. The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *J Physiol* 2008; 586: 97-106.
17. Nakamura M, Ikezoe T, Takeno Y, Ichihashi N. Acute and prolonged effect of static stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit in vivo. *J Orthop Res* 2011; 29: 1759-1763.
18. Trajano GS, Seitz L, Nosaka K, Blazeovich AJ. Contribution of central vs. peripheral factors to the force loss induced by passive stretch of the human plantar flexors. *J Appl Physiol* 2013; 115: 212-218.
19. Magnusson SP. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scand J Med Sci Sports* 1998; 8: 65-77.
20. Kawakami Y, Muraoka T, Ito S, Kanehisa H, Fukunaga T. In vivo muscle fibre behavior

during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *J Physiol* 2002; 540: 635-646.

21. Akagi R, Chino K, Dohi M, Takahashi H. Relationships between muscle size and stiffness of the medial gastrocnemius at different ankle joint angles in young men. *Acta Radiol* 2012; 53: 307-311.
22. 稲見崇孝, 清水卓也, 三木貴弘.: ヒト骨格筋における超音波エラストグラフィの基礎理論と臨床応用. 日本整形外科スポーツ医学会雑誌 2014; in press.
23. Weppeler CH, Manuson SP. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation?. *Phys Ther* 2010; 90: 438-449.
24. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagard P, Sorensen H, Kjaer M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiol* 1996; 497: 291-298.
25. Mizuno T, Matsumoto M, Umemura Y. Viscoelasticity of the muscle-tendon unit is returned more rapidly than range of motion after stretching. *Scand J Med Sci Sports* 2013; 23: 23-30.
26. Magnusson SP, Aagard P, Simonsen E, Bojsen-Moller F. A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. *Int J Sports med* 1998; 19: 310-316.
27. Magnusson SP, Aagard P, Simonsen E, Bojsen-Moller F. Passive tensile stress and energy of the human hamstring muscles in vivo. *Scand J Med Sci Sports* 2000; 10: 351-359.

28. Kay AD, Blazeovich AJ. Moderate-duration static stretch reduces active and passive plantar flexor moment but not Achilles tendon stiffness or active muscle length. *J Appl Physiol* 2009; 106: 1249-1256.
29. Gajdosik RL. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech* 2001; 16: 87-101.
30. Purslow PP. Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: implications for passive muscle elasticity. *J Biomech* 1989; 22: 21-31.
31. Johs RJ, Wright V. The relative importance of various tissues in joint stiffness. *J Appl Physiol* 1962; 17: 824-828.
32. Cramer JT, Beck TW, Housh TJ, Massey LL, marek SM, Danglemeier S, Purkayastha S, Vulbertson JY, Fitz KA, Egan AD. Acute effects of static stretching on characteristics of the isokinetic agle-torque relathionship, surface electromyography, and mechanomyography. *J Sports Sci* 2007; 25: 687-698.
33. Fowles JR, Sale DG, MacDougall JD. Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *J Appl Physiol* 2000; 89: 1179-1188.
34. Herda TJ, Cramer JT, Ryan ED, McHugh MP, Stout JR. Acute effects of static versus dynamic stretching on isokinetic peak torque, electromyography, and mechanomyography of the biceps femoris muscle. *J Strength Cond Res* 2008; 22: 809-817.
35. Mizuno T, Matsumoto M, Umemura Y. Decrements in stiffness are restored within 10 min.

Int J Sports Med 2013; 34: 484-490.

36. Kawakami Y, Ichinose Y, Fukunaga T. Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. J Appl Physiol 1998; 85: 398-404.
37. Gennisson JL, Deffieux T, Mace E, Montaldo G, Fink M, Tranter M. Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging. Ultrasound Med Biol 2010; 36: 789-801.
38. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. J Appl Physiol 2002; 92: 595-601.