

研究報告



異なるストレッチング強度によるハムストリングスの動的トルクと stiffness の経時変化*

山内 渉^{1) 2)}・宮津真寿美²⁾・木山喬博²⁾

【要 旨】

【目的】ハムストリングス (Ham) を対象に、異なる静的ストレッチング (SS) 強度で、120 秒間の SS を行い、筋柔軟性の経時変化を明らかにすることを目的とした。

【方法】対象は健康男性 12 名の右 Ham とした。SS は、端坐位にて股関節約 120 度屈曲位で、膝関節を伸展した際に伸張痛が生じた角度 (R100) と、開始角度 (R0) -R100 間の 80% 角度 (R80)、60% 角度 (R60) の 3 つの強度条件で行い、それぞれの強度角度で 120 秒保持した。R0 は、R100 から 50 度屈曲位とした。筋柔軟性の指標は、角速度 2 度 / 秒で膝関節を伸展した際の、R0-R100 間の 50% の角度 (R50) における動的トルクと、R0-R50 間の stiffness とし、SS 前 (Pre)、SS 直後 (0 分)、5、10、15、30 分後に測定した。

【結果・結論】動的トルクは、全ての強度で、Pre と比較し、0 ~ 30 分後まで低値を示し、SS による動的トルクの減少は、SS 強度に依存せず 30 分持続した。また stiffness は、Pre と比較し、R60 は変化なく、R80 と R100 は 0 ~ 30 分後まで低値を示し、SS 強度によって異なった。

キーワード：静的ストレッチング強度、動的トルク、stiffness

はじめに

静的ストレッチング (Static Stretching : 以下、SS) は、反動をつけずにゆっくりと軟部組織を伸張し、最終肢位で一定時間保持するストレッチングであり、関節可動域 (Range of Motion : 以下、ROM) の改善、筋腱複合体の柔軟性向上などを目的として、リハビリテーション領域で多用される¹⁻³⁾。しかし、理学療法、作業療法場面で行われ

ている SS の強度、保持時間、頻度、速さなどの条件は、セラピストの経験や知識により決められており、統一された最適 SS 条件はない。

筋腱複合体の柔軟性向上に対する指標には、これまで最大 ROM が頻繁に用いられ、SS 前後の最大 ROM を比較することで効果判定が行われてきた^{4) 5)}。しかし、最大 ROM を柔軟性向上の指標として用いることの欠点は、痛み閾値や被験者のバイアスに影響を受けること⁶⁾や、他動運動中の筋や腱の柔軟性変化がわからないこと⁷⁾がある。近年、最大 ROM に代わる指標として、トルクマシーンを用いて測定する抵抗トルクがある^{6) 7)}。抵抗トルクは、他動運動中、または一定の関節角度で保持している時の軟部組織の抵抗をトルクで測定しており、他動運動中の抵抗トルクを動的トルク、ある角度で保持している時の抵抗トルクを静的トルクと言う³⁾。また動的トルクの変化を関節角度の変化で除した値は、stiffness と定義されている^{3) 8) 9)}。

SS 後の筋腱複合体の柔軟性向上には、SS の強

* The time course of passive torque and stiffness of the hamstring muscles following different stretching intensity

1) 地方独立行政法人 岐阜県立多治見病院
リハビリテーション科
(〒507-8522 岐阜県多治見市前畑町5丁目161番地)
Wataru Yamauchi, PT: Gifu Prefectural Tajimi Hospital

2) 愛知医療学院短期大学
専攻科リハビリテーション科学専攻
Wataru Yamauchi, PT, Masumi Inoue-Miyazu, PT,
Takahiro Kiyama, PT: Department of Rehabilitation
Science, Advanced course, Aichi Medical College for
Physical and Occupational Therapy

E-mail: yamauchi-wataru@tajimi-hospital.jp

度、保持時間、速さ、頻度などが関与し²⁾、強度と保持時間は、臨床現場で同時に設定されることが多い。動的トルクや stiffness を指標にした報告で、SS 強度や保持時間によって筋柔軟性の変化が異なることが報告されている^{8) 10-12)}。Freitas ら¹²⁾ は、最大背屈角度の 80%、60%、40% の 3 つの強度条件の SS を 10 分間行い、SS 後の動的トルクは、40% 角度で変化はなく、60% 角度と 80% 角度では減少し、剪断波エラストグラフィを用いて測定した筋の弾性係数は、80% 角度のみで減少しており、弱い SS 強度では動的トルクおよび弾性係数が変化せず、強いと減少することを報告している。また Matsuo ら⁸⁾ は、端坐位でハムストリングス（以下、Ham）に対して、伸張痛が生じない角度で 20、60、180、300 秒の保持時間の SS を行い、他動的な膝関節伸展時の同一角度における動的トルクや stiffness の減少には 180 秒以上の保持時間が必要であると報告している。一方で筆者ら¹³⁾ は、端坐位で Ham に対して、Matsuo らの SS 強度である“伸張痛が生じない角度”よりも強い強度である“伸張痛が生じる角度”で 90 秒の SS を行ったところ、SS 前と比較して、最大動的トルクの減少および中間 stiffness（開始 - 最終角度の 45-55% の範囲）が減少した。“伸張痛が生じない角度”強度と比べて“伸張痛が生じる角度”強度の SS の方が、短い保持時間で筋柔軟性が向上する可能性があると考えた。

SS 後の筋柔軟性向上の持続性に関して、Ryan ら⁹⁾ は、下腿三頭筋を対象に、定トルクで 2、4、8 分間の SS（30 秒の SS を反復）を行い、SS 直後、10 分、20 分、30 分後で stiffness 減少の持続性を調査している。その結果、SS を行わないコントロール群と比較して、3 条件とも SS 直後で減少するが、10 分後、2 分間の SS で差はなく、4、8 分間の SS で減少、20 分後以降では全ての保持時間条件の SS で差はなかったことを報告している。

しかし SS 強度を変えて SS 後の筋柔軟性向上の経時変化を調査している報告はなく、筋柔軟性を向上しその効果が持続する SS 強度は明らかでない。そこで本研究では Ham を対象に、異なる 3 つの強度で、保持時間 120 秒間の SS を行い、筋柔軟性の変化とその経時変化を明らかにすることを目的とした。

対象および方法

1. 対象

健常男子学生 12 名（年齢：19.9 ± 0.9 歳，身長：171.1 ± 7.5 cm，体重：63.8 ± 8.7 kg）の右

Ham を対象とした。全ての被験者には本研究の目的と方法、および参加により起こりうるリスクについて文書と口頭にて説明をして承諾を得た上で実施した。本研究は愛知医療学院短期大学倫理委員会の承認を得た（No. 16013）。

2. 方法

1) プロトコル

本研究では、3 条件の強度の SS を 1 日 1 条件行う合計 3 日の測定日と、初回測定日の前日までに、手順の説明と測定の練習を行う練習日を設けた。

測定日は、1 条件の SS を実施し、その前後で動的トルクを測定した。動的トルクを測定する前に、SS の強度を決めるための伸張痛が生じる角度（R100）を決定した（後述）。動的トルクは、SS を行う 10 分前（Pre）、SS 終了直後（0）、5、10、15、30 分後に測定した。条件間は 1 週間あけ、ランダムな順序で行った。

2) ハムストリングスへの静的ストレッチング

SS の肢位は、多用途筋機能評価運動量（Biodex System 3）の座面上の端坐位とし、背中とバック



図 1. 静的ストレッチングの肢位

端坐位で、背中とバックレストの間に、楔形クッションを挟んだ。被験者の Ham の柔軟性によって、膝関節完全伸展未満で伸張痛が生じる角度を得るため股関節屈曲角度（120.8 ± 3.6 度）を調整し、大腿と骨盤、体幹をベルトで固定した。Biodex System 3 のダイナモメーターの回転軸を、膝関節軸に合わせ、股関節内外旋 0 度、ダイナモメーターのアームを下腿長軸と平行になるようにした上で、外果最大膨隆部の約 2 cm 頭方の位置にて、下腿とアームをベルトで固定した。静的ストレッチング中、被験者は、座面横のグリップを両手で掴み、非検査側下肢はフットレストに乗せ、リラックスするよう指示した。

レストの間には、骨盤が後傾しないように楔形クッションを挟み、被験者のHamの柔軟性によって、膝関節完全伸展未満で伸張痛が生じる角度を得るため股関節屈曲角度（平均 120.8 ± 3.6 度）を調整し、大腿と骨盤、体幹をベルトで固定した（図1）。Biodex System 3のダイナモメーターの回転軸を膝関節軸に合わせ、股関節内外旋0度、ダイナモメーターのアームを下腿長軸と平行になるようにした上で、外果最大膨隆部の約2cm頭方の位置にて、下腿とアームをベルトで固定した。被験者は、座面横のグリップを両手で掴み、非検査側下肢はフットレストに乗せ、リラックスするよう指示した。

SS強度は、SSを保持する角度で決定し、伸張痛が生じる角度（R100）と、開始角度（R0）-R100間の80%角度（R80）、60%角度（R60）の3条件とした。R100は、伸張痛を適切に知覚出来るように、SSの肢位から伸張痛が生じる角度までゆっくり他動的に膝関節を5回伸展し、6回目に決定した。R0は、3条件ともR100から50度屈曲位とした。そのため、R80は、R100から10度屈曲位、R60は、R100から20度屈曲位となる。全ての条件のSSは、R0からそれぞれの強度角度まで角速度2度/秒で他動的に膝関節を伸展し、120秒間保持した（図2）。

SS中、筋活動の有無を確認するために、簡易計測型表面筋電計（MWATCH：和田製作所）を用いた。皮膚抵抗を減らすために紙ヤスリとアルコールを用いて皮脂と角質の除去を行った上で、腓骨頭と坐骨結節を結んだ線分の中点に電極を貼付し¹⁴⁾、外側Hamの筋活動を確認した。フィルター処理は、本体デバイスに組み込まれているアナログフィルター（ハイパスフィルター5Hz、ローパスフィルター1KHz）で行い、筋電図（Electromyography：以下、EMG）のサンプリング周波数は1000Hzとした。得られたEMGはPC内に保存した後、MWATCH専用のソフトウェアを用いてSS保持120秒中の筋活動量平均値を算出した。SS中の筋活動量は、最大随意等尺性収縮時の筋活動量で正規化した。最大随意等尺性収縮時の筋活動量は、R100決定後、Preの10分前に、R0にて5秒間の等尺性膝関節屈曲運動を1回を行い、その5秒間の筋活動量の平均値を算出した。

3) 評価指標

筋柔軟性の指標には、動的トルクとstiffnessを用いた。動的トルクは、Biodex System 3を用いて、R0-R100間の50%角度（R50）まで、角速度2度/秒にて、他動的に膝関節を伸展し、R50での動的トルク値を測定値とした。動的トルク値のサ



図2. 静的ストレッチングの方法

静的ストレッチングを行う最終角度（B）は、開始角度から他動的に膝関節を伸展し、伸張痛が生じた角度（R100）とした。開始角度（R0）は、R100から50度屈曲位とした（A）。静的ストレッチングは、R100、R0-R100の80%角度（R80）、60%角度（R60）のいずれかの強度角度で行い、開始角度からそれぞれの強度角度まで角速度2度/秒で他動的に伸展し、SSの保持時間は全て120秒間とした。

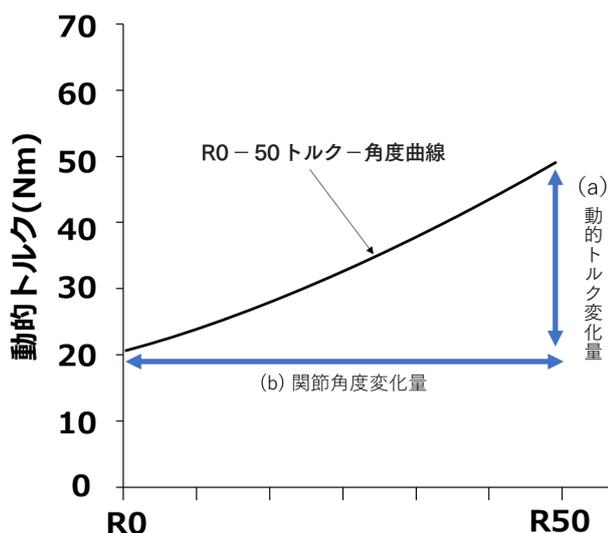


図3. stiffness の算出方法

Stiffness は、R0 (開始角度) -R50 まで角速度 2 度 / 秒で膝関節を伸展した時の動的トルクを測定し、被験者毎に得られた R0-R50 範囲のトルク-角度曲線を、4 次曲線にフィッティングし、得られた回帰式を用いて、動的トルクの変化量を関節角度の変化量で除した値とした。

ンプリング周波数は 10 Hz とし、10 サンプル毎に移動平均した。stiffness は、被験者毎に得られた R0-R50 の範囲のトルク-角度曲線を、4 次曲線にフィッティングし、得られた回帰式を用いて、動的トルク変化量を関節角度変化量で除した値とした (図 3)。

また、動的トルクと stiffness とともに、SS 前と直後の値の差を算出し、減少量を求めた。

4) 統計学的解析

動的トルクおよび stiffness は、平均値 ± 標準偏差で表記した。また動的トルクと stiffness の正規性を Shapiro-wilk 検定、等分散性を Bartlett 検定にて確認した。動的トルクと stiffness における、評価時間の間、減少量における SS 強度の間の比較には、IBM SPSS Statistics (Ver. 21) を用いて反復測定一元配置分散分析を実施し、有意差が認められた場合は Tukey の多重比較検定を行い、有意水準は 5% とした。

結果

1. SS 中の EMG 変化

120 秒の SS 中の筋活動量は、どの強度条件も最大収縮時の 1% 以下であり、SS 中の防御性収縮は確認されなかった。また SS 中に伸張痛が増悪した者はいなかった。

2. 動的トルク, stiffness の経時変化

動的トルクは、全ての SS 強度で、Pre と比較し、0, 5, 10, 15, 30 分で有意に減少した (図 4A, C, E)。また R80, 100 では、0 分と比較し、5, 10, 15, 30 分で有意に増加した (図 4C, E)。

stiffness は、R60 では、時間の中に有意差はなく (図 4B), R80, 100 は、Pre と比較し、0, 5, 10, 15, 30 分で有意に減少した (図 4D, F)。また R100 では、0 分と比較して、10, 15 分で有意に増加した。

動的トルクの減少量は、R60 で 1.6 ± 0.8 Nm, R80 で 1.8 ± 0.9 Nm, R100 で 2.5 ± 1.4 Nm, stiffness の減少量は、R60 で 0.02 ± 0.04 Nm/°, R80 で 0.04 ± 0.04 Nm/°, R100 で 0.05 ± 0.04 Nm/°であり、どちらも SS 強度の間で有意差はなかった (図 5A, B)。

考察

SS 直後の動的トルクは、今回行った全ての強度において Pre に比べ減少し、stiffness は R60 では Pre と比べ変化はなく、R80, R100 で減少した。

動的トルクおよび stiffness は、どちらも筋腱複合体の粘弾性特性を反映する^{7) 15)}。安静時の筋を他動的にストレッチングしていく際に生じる抵抗は、①アクチンとミオシンの直接的な抵抗 (直列弾性成分)、② endosarcomeric と exosarcomeric 細胞骨格の非収縮性タンパク質、③筋腹周囲および筋内の結合組織の変形 (平行弾性成分) の構造およびメカニズムより生じる¹⁶⁾。その他に、靭帯、関節包、結合組織、皮膚なども関与する¹⁷⁾。SS 後の stiffness 変化の責任組織について、Mizuno ら¹⁷⁾、Nakamura ら¹⁸⁾ は、超音波画像より算出した筋の伸張性の増加が関係していること、Kubo ら¹⁹⁾ は、腱構造の変化が関与している可能性があることを述べているが、明らかではない。

筋柔軟性を評価する指標によって SS 後の変化が異なる報告で、Herda ら²⁰⁾ は、健常者に対して Constant-Angle Stretching (CAst) と Constant-Torque Stretchin (CTst) を行い、動的トルクは両条件共に減少、stiffness は CTst のみ減少したことを報告している。その理由について stiffness はトルク-角度曲線の傾きとして計算されており、他動運動中の抵抗トルクの減少よりも複雑であり、stiffness 減少のためには、抵抗トルクの減少だけでなくトルク-角度曲線の形状が変化しなければいけないと述べるに留まっている。動的トルクと stiffness 以外の指標を用いた先行研究で、Kubo ら¹⁹⁾ は、足関節底屈筋に対して、10 分間の SS を行い、組織

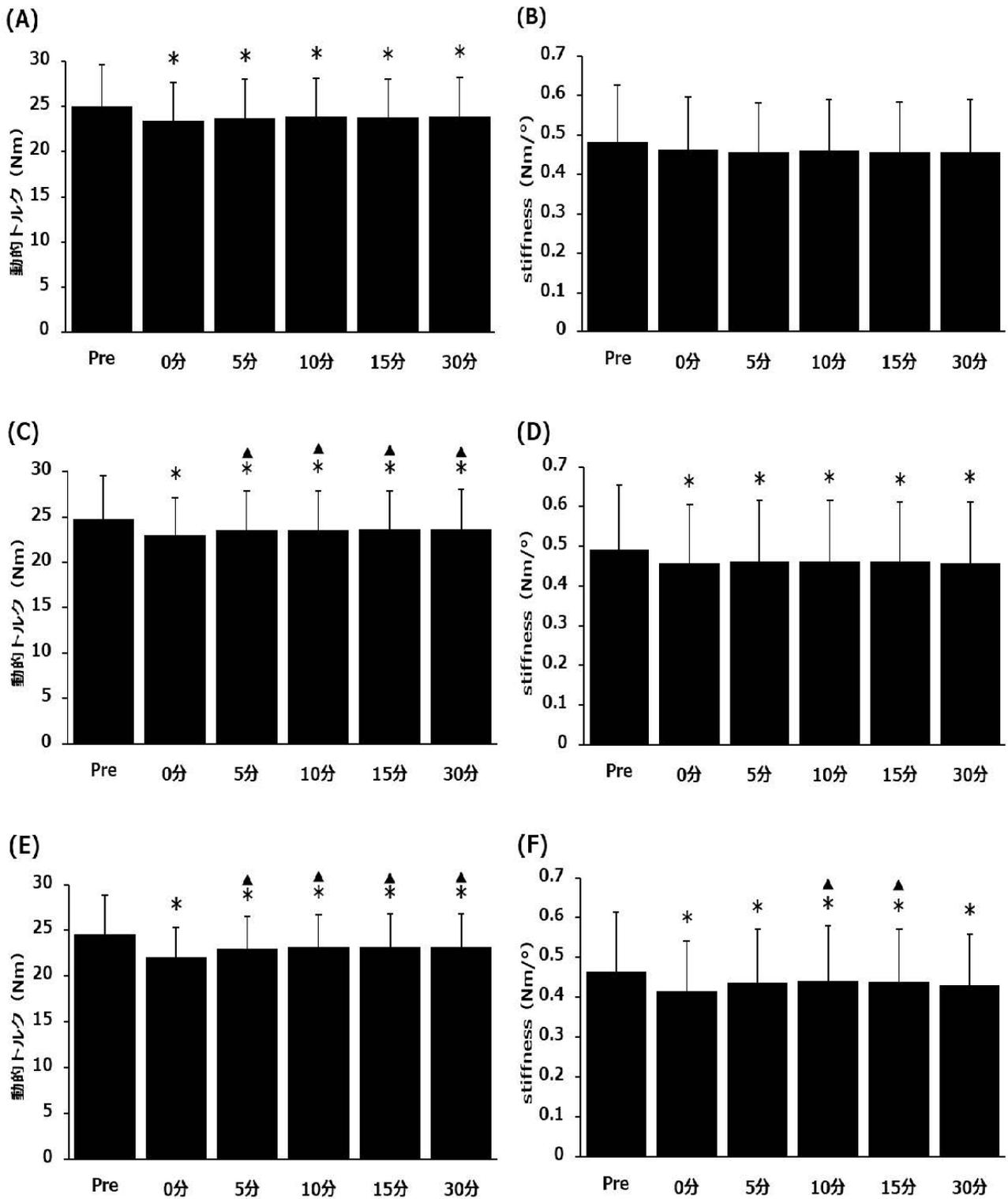


図4. 動的トルク (A, C, E), stiffness (B, D, F) の静的ストレッチング強度別の経時変化

動的トルクは、R60 (A), R80 (C), R100 (E) 全ての静的ストレッチング強度で、静的ストレッチング前 (Pre) と比較して、0～30分まで有意に減少した。また、R80, R100では、静的ストレッチング後0分と比較すると、5～30分まで有意に増加したが、R60で変化はなかった。Stiffnessは、R80 (D), R100 (F) で、静的ストレッチング前と比較して0～30分まで有意に減少し、R60 (B) では、有意な変化はなかった。またR100では、静的ストレッチング後0分と比較すると、10分、15分まで有意に増加した。

* v.s. Pre ($p < 0.05$), ▲ v.s. 0分 ($p < 0.05$)

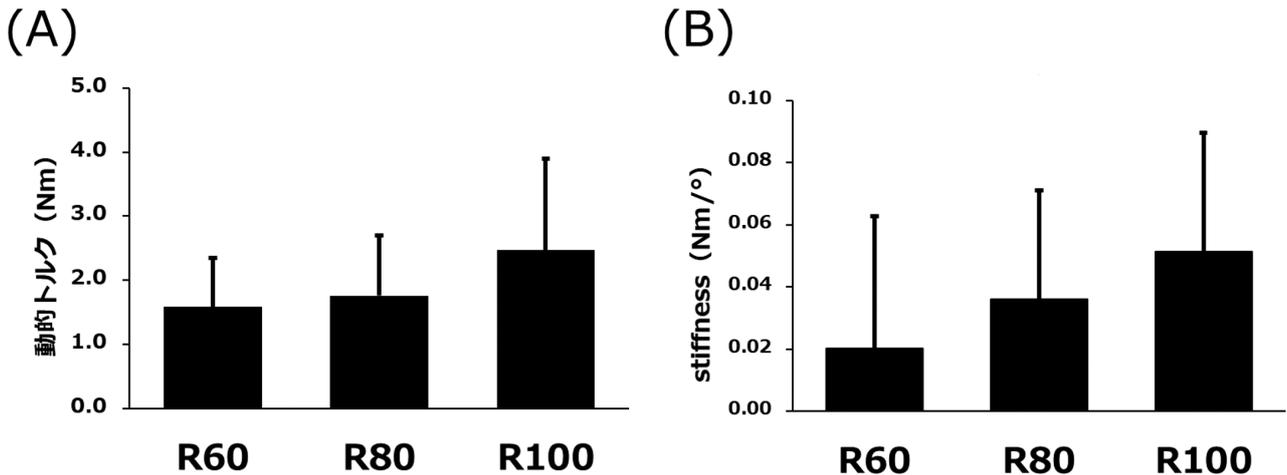


図5. 動的トルク (A) と stiffness (B) の減少量

動的トルクと stiffness の減少量 (静的ストレッチング前 - 静的ストレッチング後0分) は、静的ストレッチング強度の間に有意な差はなかった。

の粘性を反映する hysteresis が減少することを、Magunusson ら²¹⁾ は、ハムストリングスに対して、開始角度から最終角度まで休憩を含まず10回反復するストレッチングを行い、2回目以降で hysteresis が減少することを報告している。また前述した Mizuno ら¹⁷⁾、Nakamura ら¹⁸⁾ は、超音波画像を用いて SS 中、SS 前後の筋腱移行部の変位量を評価し、SS により筋の伸張性が変化することを示している。動的トルクや stiffness 以外にこれらの指標を加えて評価することで、SS 強度の違いによる筋腱複合体の粘弾性変化をより詳細に評価することができる可能性がある。

本研究結果から、R50 動的トルクの減少は、全ての SS 強度で30分まで持続し、stiffness の減少は、R100 と R80 で30分持続した。SS 後の stiffness 減少の持続性に関して、Mizuno ら¹⁷⁾ は、下腿三頭筋に対して、伸張痛が生じない定角度で1分の SS を5回反復したところ、stiffness は5分から10分以内に SS 前の値に戻ることを、Ryan ら⁹⁾ は、下腿三頭筋に対し、定トルクで30秒の保持時間の SS を、間で20秒の休憩を挟んで、4回反復したところ、stiffness は10分以内に SS 前の値に戻ることを報告している。SS 後の stiffness の回復について、Fowles ら²²⁾ は、筋や結合組織の粘弾性反動 (viscoelastic recoil) が関係している可能性を述べている。本研究と stiffness 回復時間が異なっているのは、対象筋や強度、持続時間、休憩時間の有無、定角度と定トルクストレッチングなどの条件が異なったためであると考えられる。

本研究は、Matsuo ら⁸⁾、Kataura ら¹⁰⁾ の方法を参考に SS や動的トルク測定を、端座位で行った

が、安楽な姿勢で測定できなかった可能性がある。座位姿勢は、骨盤をできる限り正中位に保ち背部に楔形クッションを挿入した上で、検査側の股関節を水平より30度程度屈曲させ、体幹と骨盤、大腿をベルトで固定した。しかし本研究の測定は、この肢位で1回45分程度の座位保持時間があり、被験者にとって苦痛で、安静肢位でなかった可能性が考えられる。また検査側の股関節屈曲角度は、被験者の Ham の柔軟性に依りて設定した。股関節屈曲角度が大きい被験者では、骨盤や大腿ベルトで固定を行っても、時間経過とともに骨盤が後傾することがあった。さらに大腿部をベルトで強く固定すると、被験者の足部や下腿などにしびれなどが生じたことがあり、被験者毎に大腿ベルトの巻き方を調整したため、ベルト固定が緩い被験者がいた可能性も考えられる。Freitas ら²³⁾ は、端座位での SS や抵抗トルク測定について足や頭部のポジショニング、骨盤の固定、大腿の固定、の3つを同時に制御出来ないと、抵抗トルク値に影響を及ぼし、測定の信頼性が失われる可能性があるとして述べている。Freitas ら¹¹⁾ や中村ら²⁴⁾ の研究で用いられている背臥位での SS や抵抗トルク測定は、端座位と比較して支持基底面が広く、被験者が安楽に過ごせる肢位であることや、非検査側の下肢を下垂させることで骨盤の代償を最小限に防ぐことが出来るというメリットがある。今後は、SS や動的トルク測定の肢位変更を含めて測定方法をさらに検討する必要がある。

本研究では動的トルク測定の際、重力補正を行っていない。本研究における開始角度は、全ての SS 強度で R100 から 50° 屈曲した角度と規定し

たため、各被験者で床面に対する角度が異なり、他動運動中およびSS保持中に下腿に負荷される重力負荷が異なることが考えられる。また、本研究における動的トルク測定は、測定による筋への伸張負荷を小さくするために、SS強度角度よりも小さい角度であるR0-50の範囲で測定した。R0-50範囲の動的トルクは、より下腿の重さの影響を受けた可能性がある。

最後にSS強度が被験者によって異なっていた可能性がある。本研究では、被験者の主観に基づいて“伸張痛が生じる”感覚でR100を設定した。その感覚は個々で異なっている。また本研究ではR100, R80, R60の各強度における動的トルク値を確認していない。各強度における動的トルク値を調査すれば、SS強度の設定を定量的に示すことが出来る。

結論

本研究は、Hamを対象に、異なるSS強度で、120秒間のSSを行い、筋柔軟性の経時変化を明らかにすることを目的とした。動的トルクがPreと比較し0～30分後で減少したことから、SSによる動的トルクの減少は強度に依存せず30分持続した。またstiffnessは、R60でPreと比べて変化がなく、R80とR100で30分後まで減少しており、SS後のstiffnessの減少は、SS強度が弱いと変化がなく、強度が強いと減少した。

【文 献】

- 1) 平野幸信：IDストレッチング第2版。鈴木重行（編），三輪書店，東京，2006，pp. 2-66.
- 2) キャロライン・キスナー，リン・アラン・コルビン・他：Therapeutic Exercise 5th Edition 最新運動療法大全“基礎と実践”&“エビデンス情報”。渡邊昌・他（監），川島由紀子・他（訳）ガイアブックス，東京，2008，pp. 65-108.
- 3) 鈴木重行：ストレッチングの科学。三輪書店，東京，2013，pp. 5, 59-69.
- 4) Siatras TA, Mittas VP, et al.: The duration of the inhibitory effects with static stretching on quadriceps peak torque production. *J Strength Cond Res.* 2008; 22 (1) : 40-46.
- 5) Ryan ED, Beck TW, et al.: Do practical durations of stretching alter muscle strength? A dose-response study. *Med Sci Sports Exerc.* 2008; 40 (8) : 1529-1537.
- 6) Magnusson SP, Simonsen EB, et al.: Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. *Scand J Med Sci Sports.* 1995; 5 (6) : 342-347.
- 7) Magnusson SP, Simonsen EB, et al.: Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *Am J Sports Med.* 1996; 24 (5) : 622-628.
- 8) Matsuo S, Suzuki S, et al.: Acute effects of different stretching durations on passive torque, mobility, and isometric muscle force. *J Strength Cond Res.* 2013; 27 (12) : 3367-3376.
- 9) Ryan ED, Beck TW, et al.: The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008; 38 (10) : 632-639.
- 10) Kataura S, Suzuki S, et al.: Acute effects of the different intensity of static stretching on flexibility and isometric muscle force. *J Strength Cond Res.* 2017; 31 (12) : 3403-3410.
- 11) Freitas SR, Vilarinho D, et al.: Responses to static stretching are dependent on stretch intensity and duration. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2015; 35 (6) : 478-484.
- 12) Freitas SR, Andrade RJ, et al.: Muscle and joint responses during and after static stretching performed at different intensities. *Eur J Appl Physiol.* 2015; 115 (6) : 1263-1272.
- 13) 山内渉，木山喬博・他：伸張痛を伴う静的および反復ストレッチングはハムストリングスの柔軟性と筋力を変化させる。愛知医療学院短期大学紀要。2016 ; 7 : 52-59.
- 14) Edward F Delagi, Aldo Perotto. 筋電図のための解剖ガイドー四肢ー。田島達也（監訳），西村書店，新潟，1985，pp. 170-171.
- 15) Magnusson SP, Simonsen EB, et al.: A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiol.* 1996; 15: 291-298.
- 16) Richard L, Gajdosik: Passive extensibility of skeletal muscle:review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16 (2) : 87-101.
- 17) Mizuno T, Matsumoto M, et al.: Decrements in stiffness are restored within 10 min. *Int J Sports Med.* 2013; 34 (6) : 484-490.
- 18) Nakamura M, Ikezoe T, et al.: Time course of changes in passive properties of the gastrocnemius muscle-tendon unit during 5 min of static stretching. *Manual therapy.* 2013; 18 (3) : 211-215.

- 19) Kubo K, Kanehisa H, et al.: Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol.* 2001; 90 (2) : 520-527.
- 20) Herda TJ, Costa PB, et al.: Effects of two modes of static stretching on muscle strength and stiffness. *Med Sci Sports Exerc.* 2011; 43 (9) : 1777-1784.
- 21) Magnusson SP, Aagard P, et al.: A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. *Int J Sports Med.* 1998; 19 (5) : 310-316.
- 22) Fowles JR, Sale DG, et al.: Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *J Appl Physiol.* 2000; 89 (3) : 1179-1188.
- 23) Freitas SR, Vaz JR, et al.: Comparison of different passive knee extension torque-angle assessments. *Physiol Meas.* 2013; 34 (11) : 1483-1498.
- 24) 中村雅俊, 池添冬芽・他: ストレッチング方法の違いにより大腿二頭筋の伸張部位を変化させることができるか?—せん断波エラストグラフィー機能を用いた検討—. *理学療法学.* 2017; 44 (2) : 124-130.