

# 静的な股関節外転ストレッチング が股関節内転筋群の筋スティフネスに及ぼす 急性効果 —せん断波エラストグラフィを用いた検討—

原 著

Acute effect of static hip abduction stretching on the stiffness of the hip adductor muscles assessed using shear wave elastography

加藤拓也\*1,2, 谷口圭吾\*3, 小出所大樹\*2, 片寄正樹\*3

キー・ワード：Shear modulus, Groin pain, Flexibility  
せん断弾性率, 鼠径部痛, 柔軟性

【要旨】（背景）股関節外転ストレッチングにより股関節外転可動域の改善が報告されているものの、股関節内転筋群の柔軟性に及ぼす効果は明らかとされていない。本研究は股関節外転による静的ストレッチングが内転筋群の柔軟性に及ぼす影響を解明することを目的とした。

（方法）対象は健康成人男性 12 名（ $24.0 \pm 3.8$  歳）とした。外転ストレッチングは、股屈曲  $0^\circ$  および膝屈曲  $90^\circ$  における最大股関節外転位にて 1 分  $\times$  5 セット実施し、セット間で 10 秒の休息を設けた。被検筋は長内転筋、大内転筋および薄筋とし筋柔軟性の指標としてせん断弾性率 (kPa) をせん断エラストグラフィ超音波診断装置にて定量した。ストレッチングの介入前後に最大股関節外転角度および外転  $0^\circ$  から  $40^\circ$  まで  $10^\circ$  毎のせん断弾性率を各筋で計測した。

（結果）介入後の最大外転角度 ( $47.9^\circ$ ) は介入前 ( $45.1^\circ$ ) と比較して有意に増加した ( $P < 0.01$ ,  $+6.0\%$ )。せん断弾性率は 2 次の交互作用を認め、介入後に長内転筋のみ外転  $30^\circ$  にて  $8.9\%$  ( $-1.3\text{kPa}$ )、外転  $40^\circ$  にて  $19.9\%$  ( $-5.0\text{kPa}$ ) 有意に低下した ( $P < 0.01$ )。一方、大内転筋および薄筋は交互作用および時間の主効果を認めなかった。

（考察）股屈曲  $0^\circ$  および膝屈曲  $90^\circ$  位での股関節外転ストレッチングは、最大外転角度を増大させ、長内転筋の柔軟性を改善させる一方、薄筋および大内転筋には影響を与えないことが示された。

## 1. 緒言

股関節内転筋群（以下、内転筋群）の筋損傷は、サッカー選手に頻発し、再発率が高く治療が難渋しやすいとされる急性鼠径部痛の主要因である<sup>1)</sup>。特に内転筋群のなかでも長内転筋の損傷頻度が最も高く<sup>2)</sup>、サッカーキック動作や方向転換動作によ

る受傷が多い<sup>3)</sup>。内転筋群の損傷には、股関節外転可動域や股関節開排可動域で評価される内転筋群の柔軟性低下が関連するとされている<sup>4,5)</sup>。しかし、内転筋群の柔軟性改善に対する効果的なストレッチング方法は確立されていないのが現状である。先行研究において、股関節外転ストレッチングが股関節外転可動域の改善に有用であることが報告されている<sup>6-8)</sup>。しかし、股関節外転角度は、内転筋群の柔軟性のみならず、関節包や靭帯など関節周囲組織の柔軟性を反映している可能性があると考えられるが、股関節外転角度の増大が筋柔軟性の改善を反映しているかは不明である。

\*1 羊ヶ丘病院リハビリテーション科

\*2 札幌医科大学保健医療学部理学療法学科

\*3 札幌医科大学大学院保健医療学研究科

Corresponding author：片寄正樹 (katayose@sapmed.ac.jp)

超音波せん断波エラストグラフィ(以下, Shear Wave Elastography : SWE)は, 生体組織内にせん断波を発生させ, その伝播速度から組織弾性を定量でき, 非侵襲的かつ選択的に筋柔軟性を表す筋スティフネスの評価が可能であるとされている<sup>9)</sup>. 先行研究において, SWE で計測された筋の弾性率は, 筋伸長に伴って生じる受動張力と強い線形関係にあることが報告されている<sup>10,11)</sup>. 我々は長内転筋においても弾性率と受動張力との間には強い線形関係 ( $R^2=0.982-0.989$ ) があることを明らかとした<sup>12)</sup>. このことから, SWE によって, 長内転筋の弾性定量から受動張力を推定評価できる可能性を示した. これまで, SWE を用いて, 腓腹筋<sup>13)</sup> やハムストリングス<sup>14)</sup> の筋スティフネスがストレッチングによって低下することが報告されている. 一方, 我々は股関節外転に伴い長内転筋の弾性率が増加し, 大内転筋の弾性率は変化しないことを確認している<sup>15)</sup>. しかし, ストレッチング介入が内転筋群の弾性率に及ぼす効果は明らかとされていない. そこで本研究は, SWE を用いて, 静的な股関節外転ストレッチングが内転筋群の筋スティフネスに及ぼす急性効果を解明することを目的とした. 股関節外転ストレッチングによって, 内転筋群の筋スティフネスは低下するが, ストレッチングによる介入効果は筋間で異なると仮説を立てた.

## 2. 対象および方法

### 2-1. 対象

対象は, 健常若年男性 12 名 (身長;  $173.3 \pm 5.3$  cm, 体重;  $69.3 \pm 11.1$  kg, 年齢;  $24.0 \pm 3.8$  歳) とした. 対象者数は分析ソフト (G\*Power Ver.3.1.9.6) を用いて, 検出力分析を行い決定した. 反復測定三元配置分散分析を行う上で, 有意水準を 0.05, 検出力を 0.8, 効果量を 0.4 とした場合の必要最小限の対象者数は 11 名と算出された. したがって, 本実験ではデータ欠損等を考慮し, 11 名に 1 名を追加した 12 名を対象とした. 実験に先立ち, 本研究の概要, 目的および実験に伴う危険性について書面にて説明し, 同意を得た者を対象とした. 除外基準は, 現在, 四肢および体幹に運動機能障害を有する者, 過去に内転筋群の損傷および鼠径部痛の既往を有する者, 過去 6 ヶ月以内に下肢および体幹に整形外科的既往のある者とした. 本研究は本学一般倫理委員会にて承認を受けた研究課題

(No. 1-2-25)の一部として実施した. また, ヘルシンキ宣言に従い対象者のプライバシーおよび人権の保護に留意して行った.

### 2-2. ストレッチング課題

実験は室温を一定 ( $22-24^{\circ}\text{C}$ ) に保った実験室にて行った. 事前準備は, 被験者を端座位とし, 弾性計測のため超音波プローブ位置をマーキングし, 骨盤および大腿部に電気ゴニオメーター (SG150, Biometrics) を貼付した. その後, 被験者は多用途運動機能評価装置 (Biodex system4, Biodex Medical Systems) 上に背臥位となり, 計測肢は股関節屈曲  $0^{\circ}$ , 内外旋  $0^{\circ}$ , 膝関節屈曲  $90^{\circ}$ , 非計測肢は股関節屈曲  $0^{\circ}$ , 内外旋  $0^{\circ}$  および外転  $20^{\circ}$  とした (図 1). 体幹および骨盤は, ベルトを用いて運動装置に固定した. ストレッチングの介入前に, 最大股関節外転角度を計測した. 最大股関節外転角度は鼠径部に痛みを自覚する直前の角度とした. その後, 股関節外転  $0^{\circ}$ ,  $10^{\circ}$ ,  $20^{\circ}$ ,  $30^{\circ}$ ,  $40^{\circ}$  の順に他動的に股関節を外転させ, 各股関節外転角度における各筋の弾性率および受動股関節内転トルクを計測した. ストレッチング方法は, 静的な股関節外転ストレッチングとし, 最大股関節外転位で 1 分間静止させるストレッチング介入を 5 セット実施し, セット間で 10 秒間の休息を設けた. ストレッチングは, 多用途運動機能評価装置上で実施し, 計測肢は股関節屈曲  $0^{\circ}$ , 内外旋  $0^{\circ}$  および最大外転位とした. ストレッチング中は筋収縮などが生じないように脱力するよう被験者に教示した. ストレッチングの介入後, 介入前と同様に最大股関節外転角度を計測した後に, 各股関節外転角度において各筋の弾性率および受動股関節内転トルクを計測した.

### 2-3. 弾性率の計測

計測筋は, 長内転筋, 大内転筋および薄筋の 3 筋とし, 各筋の弾性率 (kPa) は, せん断波エラストグラフィ技術搭載の超音波診断装置 (Aixplorer Ver.6 および Ver.12, Supersonic imagine) およびリニアプローブ (50mm, 2-10 MHz, Supersonic imagine) を用いて計測した. 本超音波装置は, 生体組織内にせん断弾性波を生じさせ, その伝播速度 ( $c$ ) からヤング率 ( $E=3\rho c^2$ ,  $\rho$ : 組織密度) を算出し, 関心領域 ( $15\text{mm} \times 15\text{mm}$ ) のヤング率をカラーマッピング表示 (弾性画像) する (図 2). 各筋弾性の測定部位は, 恥骨結合から大腿骨内転筋結節を結んだ近位 30% とした. 各筋のプローブ位

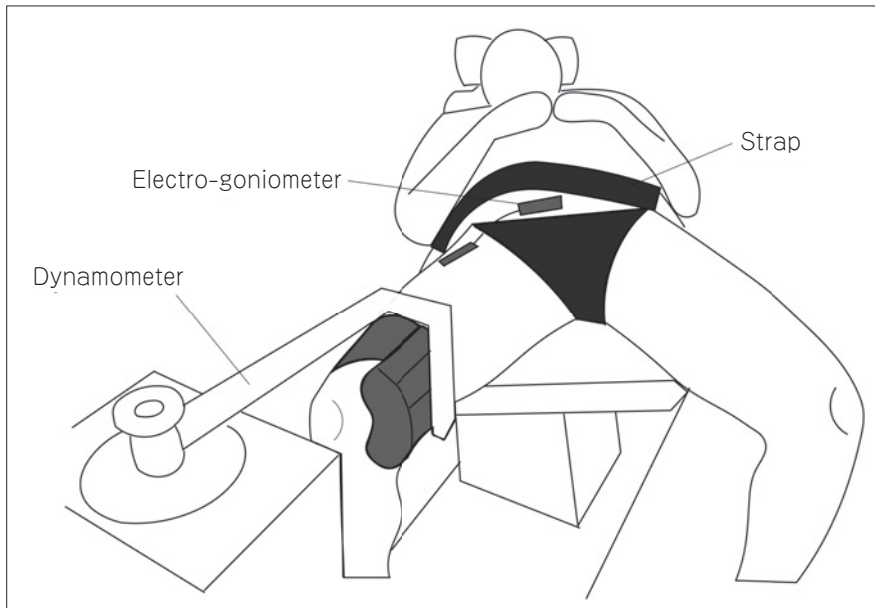


図1 股関節外転ストレッチング肢位

被験者を背臥位とし、計測肢は股関節屈曲 $0^{\circ}$ 、回旋 $0^{\circ}$ および最大外転位、膝関節屈曲 $90^{\circ}$ 位、非計測肢は股関節屈曲 $0^{\circ}$ 、回旋 $0^{\circ}$ および外転 $20^{\circ}$ 位とした。

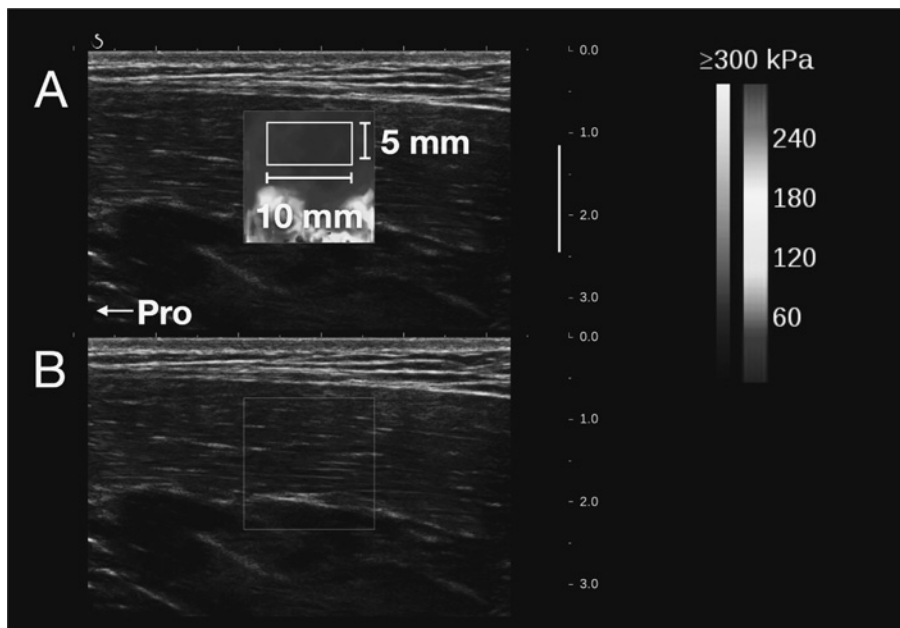


図2 長内転筋の代表的な弾性画像 (A) および超音波 B モード画像 (B)

弾性画像 (A) の関心領域 ( $15\text{ mm} \times 15\text{ mm}$ ) に縦 $5\text{ mm}$ 、横 $10\text{ mm}$ の矩形領域を設定し、その内部の平均ヤング率を算出した。右上のカラースケールは、kPa 単位のヤング率を示す。

置は、筋線維と長軸上で平行となるよう操作し、超音波 B モード画像で明瞭に筋線維が映る位置とした。関心領域は各筋の表層部位とした。各筋弾性は、ストレッチングの介入前後において、外転 $0^{\circ}$ 、 $10^{\circ}$ 、 $20^{\circ}$ 、 $30^{\circ}$ および $40^{\circ}$ にて計測し2枚の弾性画像を記録した。介入後の弾性計測時には、介

入前と同様の超音波 B モード画像が得られるようにプローブの位置や傾斜を微調整した。各筋の弾性計測順序は、被験者間で無作為とした。得られた弾性画像は、Jpeg 形式にてパーソナルコンピュータに保存し、分析には筋硬度画像解析プログラム (S-14133, Ver.1.0, 竹井機器工業) を用い

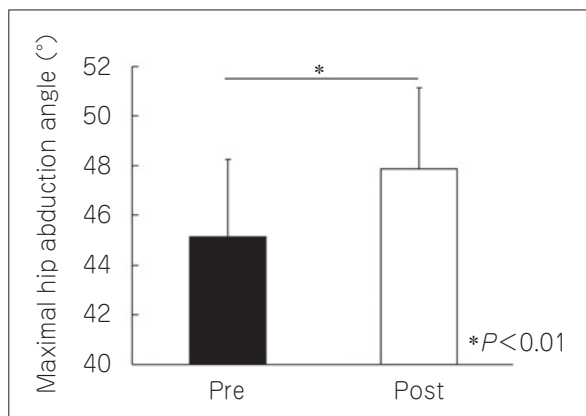


図3 最大股関節外転角度の変化  
 ストレッチング介入前の最大股関節外転角度 (45.1 ± 3.1°) と比較し、介入後の最大股関節外転角度 (47.9 ± 3.3°) は有意に増加した (2.7 ± 2.1°)。値は平均値 ± 標準偏差を示す。\*P < 0.01

た。弾性画像の関心領域に縦 5mm、横 10mm の矩形領域を設定し、その内部の平均ヤング率を算出した (図 2)。本超音波装置は生体組織が等方性である仮定のもとヤング率を算出しているが、骨格筋は異方性を有するため、得られたヤング率を 3 で除したせん断弾性率を筋スティフネスの指標として用いて分析を行った<sup>16)</sup>。各股関節外転角度および各筋にて 2 枚の画像における平均値を分析対象とした。

#### 2-4. 股関節外転角度、受動股関節内転トルクの計測

股関節外転角度 (°) は、電気ゴニオメーター (SG150, Biometrics Ltd.) を使用して計測した。基本軸は、両側上前腸骨棘を結んだ線、移動軸は大腿骨の長軸とし、東大式ゴニオメーターで規定した外転 0° および外転 40° 位で得られる電位を用いて 2 点キャリブレーションを行った。2 点キャリブレーション後、東大式ゴニオメーターで規定した外転 20° と比較して電気ゴニオメーターで得られる外転角度が ± 2° 以内であることを確認した。受動股関節内転トルク (Nm) は運動装置から得られる電位を用いて計測した。受動股関節内転トルクは、ストレッチング介入前および介入後の外転 0° において、それぞれゼロ補正を行った。股関節外転角度および受動股関節内転トルクは、AD 変換器 (PowerLab, AD Instruments) を介し、専用の解析ソフト (Lab Chart 7.2, AD Instruments) を用いて、パーソナルコンピュータに記録した。サンプリング周波数は、1,000Hz とした。

#### 2-5. 統計処理

全ての測定値の平均値および標準偏差を算出した。統計処理には統計解析ソフト (SPSS Statistics Ver.27.0, IBM Corp.) を用いた。ストレッチング介入前後の最大股関節外転角度を比較するため、対応のある t 検定を用いた。また、ストレッチング介入前後の受動股関節内転トルクを検討するため、反復測定二元配置分散分析 (外転角度 × 時間) を行い、交互作用および主効果を認めた場合は多重比較を行うこととした。ストレッチングが各筋のせん断弾性率に及ぼす影響を検討するため、反復測定三元配置分散分析 (筋 × 外転角度 × 時間) を行った。二次の交互作用を認めた場合、単純交互作用および単純主効果の検定を実施し、有意な場合には多重比較を行うこととした。一方、二次の交互作用を認めず、一次の交互作用を認めた場合、単純主効果の検定を実施し、有意な場合には多重比較を行うこととした。二次および一次の交互作用を認めず、主効果を認めた場合は、多重比較を行うこととした。多重比較の検定には、Bonferroni 法を用いた。有意水準は 5% とした。

### 3. 結果

ストレッチング介入前の最大股関節外転角度 (45.1 ± 3.1°) と比較し、介入後の最大股関節外転角度 (47.9 ± 3.3°) は有意に増加した (2.7 ± 2.1°, P < 0.01) (図 3)。受動股関節内転トルクは、分散分析の結果、交互作用 (P = 0.02) および外転角度 (P = 0.01)、時間 (P < 0.01) の主効果を認め、外転 10°, 20°, 30° および 40° にて、ストレッチング介入前と比較して介入後に有意に低値を示した (P < 0.05) (図 4)。せん断弾性率は、分散分析の結果、二次の交互作用 (筋 × 外転角度 × 時間) を認めた (P < 0.01)。長内転筋のせん断弾性率は、単純交互作用 (外転角度 × 時間) を認め、外転 30° および 40° において、ストレッチング介入前 (外転 30° ; 15.5 ± 4.5 kPa, 外転 40° ; 25.7 ± 8.3kPa) と比較して介入後 (外転 30° ; 14.2 ± 4.7kPa, 外転 40° ; 20.6 ± 6.8kPa) に有意に低下した (P < 0.01)。一方、大内転筋および薄筋は、単純交互作用 (時間 × 角度) (大内転筋 ; P = 0.36, 薄筋 ; P = 0.12) および時間の主効果 (大内転筋 ; P = 0.72, 薄筋 ; P = 0.12) を認めなかった (図 5)。

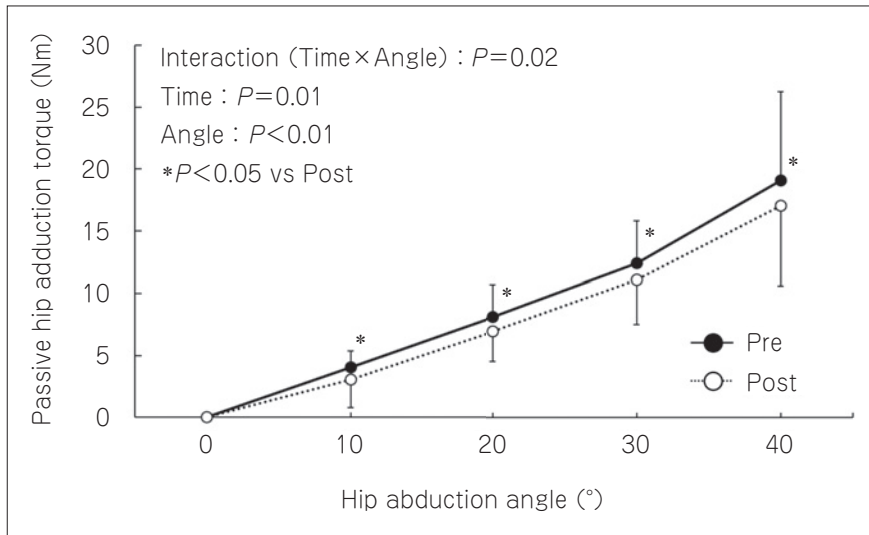


図4 受動股関節内転トルクの変化  
 受動股関節内転トルクは、外転 10°、20°、30° および 40° にて、ストレッチング介入前と比較して介入後に有意に低値を示した。  
 値は平均値±標準偏差を示す。\* $P<0.05$

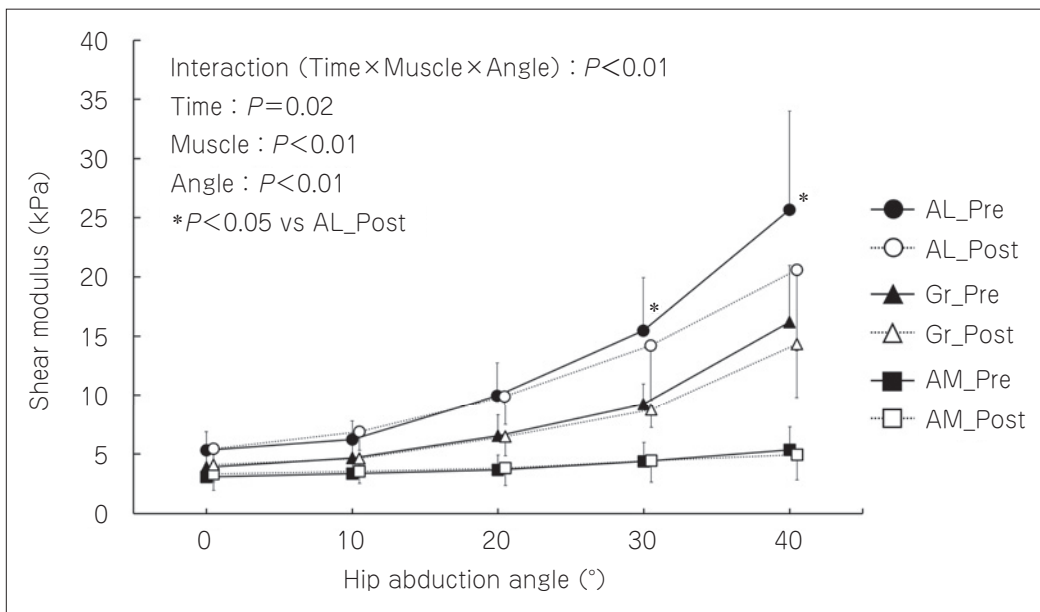


図5 股関節内転筋群のせん断弾性率の変化  
 長内転筋のせん断弾性率は、外転 30° および 40° において、ストレッチング介入前（外転 30° ;  $15.5\pm 4.5$  kPa, 外転 40° ;  $25.7\pm 8.3$  kPa）と比較して介入後（外転 30° ;  $14.2\pm 4.7$  kPa, 外転 40° ;  $20.6\pm 6.8$  kPa）に有意に低下した。一方、大内転筋および薄筋のせん断弾性率は、ストレッチング前後で有意な変化を認めなかった。  
 値は平均値±標準偏差を示す。\* $P<0.05$   
 AL (adductor longus) 長内転筋, Gr (gracilis) 薄筋, AM (adductor magnus) 大内転筋

#### 4. 考察

本研究は、静的な股関節外転ストレッチングが内転筋群の筋スティフネスに及ぼす急性効果を検討した。股関節外転ストレッチングによって、最

大股関節外転角度は、 $2.7\pm 2.1^\circ$  増大し、受動股関節内転トルクは外転 10° から 40° において有意に低下した。また、内転筋群の筋スティフネスは、長内転筋のみ有意に低下し、外転 30° および 40° にて、それぞれ 8.1%, 19.8% 低下した。一方、大内

転筋および薄筋の筋ステイフネスには、ストレッチング効果を認めなかった。これまで、内転筋群に対するストレッチング効果を検討した研究では、最大股関節外転角度<sup>6-8)</sup>や受動股関節内転力<sup>6)</sup>を指標として効果検証が行われてきた。しかしながら、最大股関節外転角度や受動股関節内転力は、内転筋群の柔軟性のみならず、関節包や関節包靭帯などの柔軟性を反映している可能性があり、これらを指標とした効果検証では、内転筋群の柔軟性の変化を捉えることが困難であった。さらに、内転筋群は複数の筋で構成される筋群であり、筋個別の柔軟性に及ぼすストレッチング効果は明らかとされていなかった。したがって、本研究はSWEを用いた内転筋群の弾性計測によって、ストレッチング介入による内転筋群の柔軟性変化を筋個別に評価した初めての研究である。

Maddingら<sup>7)</sup>は、静的な股関節外転ストレッチングが股関節外転角度および受動股関節内転力に及ぼす影響を検討した。その結果、最大股関節外転角度は、ストレッチング持続時間が15秒で7.0°、30秒で5.4°、120秒で7.2°有意に改善し、受動股関節内転力は、ストレッチング持続時間に依らず0.5kg有意に減少したと報告した。また、Fjerstadら<sup>7)</sup>は、60秒×1セットの股関節外転ストレッチングによって、最大股関節外転角度は1.2°有意に増加したと報告した。本研究においても、静的な股関節外転ストレッチングによって最大股関節外転角度は、 $2.7 \pm 2.1^\circ$  (6.1%)有意に増加し、受動股関節内転トルクは、外転10°から40°の範囲において有意に低下した。このことから、本研究で観察した股関節可動性においても先行研究と同様のストレッチング効果が得られたと考えられる。

内転筋群の筋ステイフネスの指標であるせん断弾性率は、長内転筋のみ有意に低下し、外転30°および40°にてそれぞれ8.1%、19.8%低下した。一方、大内転筋および薄筋の筋ステイフネスはストレッチング前後で有意な変化を認めず、ストレッチング効果を認めなかった。SWEを用いてストレッチング介入の効果検証を行った先行研究では、筋ステイフネスが腓腹筋で14%<sup>13)</sup>、ハムストリングスで14-28%低下した<sup>10)</sup>と報告されている。したがって、本研究においてもストレッチング介入によって先行研究と同程度の筋ステイフネス低下を認めた。一方、ストレッチング効果に筋間差を

認めた要因として、股関節外転ストレッチング時のストレッチング強度が筋間で異なっていた可能性が考えられる。ストレッチング介入前における外転0°から外転40°までの弾性変化量(外転40°の弾性率-外転0°の弾性率)は、長内転筋で $\Delta 20.4$  kPa、大内転筋で $\Delta 2.3$  kPa、薄筋で $\Delta 12.3$  kPaであり、長内転筋の弾性変化量は、大内転筋の8.8倍、薄筋の1.6倍であった。SWEで得られるせん断弾性率は、筋伸長に伴う受動張力と強い線形関係にあるとされている<sup>10-12)</sup>。したがって、長内転筋は、大内転筋および薄筋と比較して、股関節外転ストレッチング中のストレッチング強度が高く、筋の伸張強度の筋間差がストレッチング介入効果の筋間差に影響を及ぼした可能性が考えられる。解剖学的特徴として、長内転筋が有する股関節内転モーメントアーム(7.1cm)は、大内転筋(前部線維:6.2cm、後部線維:3.4cm)よりも大きいことが知られている<sup>17)</sup>。特に、大内転筋は、恥骨から起始し大腿骨後面に停止する前部線維と坐骨結節から起始し大腿骨内転筋結節に停止する後部線維から構成される<sup>18)</sup>。本研究の大内転筋の計測位置は、大腿部内側の表層であったことから後部線維の弾性変化を捉えた可能性が高い。先行研究において、股関節外転に伴う大内転筋後部線維の弾性率は増加しないことが明らかとなっている<sup>15)</sup>。このことから、ストレッチング強度は大内転筋後部線維よりも長内転筋に高かったと推察される。一方、長内転筋の股関節内転モーメントは、薄筋(7.1cm)と同等であるとされているが<sup>17)</sup>、本研究の股関節外転ストレッチングは、膝関節屈曲位で実施した。そのため、二関節筋である薄筋は、膝関節屈曲に伴う筋の短縮によりストレッチング強度が低下し、長内転筋よりもストレッチング強度が小さかった可能性がある。以上のことから、本研究のストレッチング効果の筋間差は、内転筋群の解剖学的特徴や膝関節肢位の影響により生じ、長内転筋のみ筋ステイフネスの低下を認めたと考えられる。また、股関節外転ストレッチングにより、最大股関節外転角度が増加し、受動股関節内転トルクが減少したことから、長内転筋の柔軟性改善が関節可動性の改善に寄与した可能性がある。

本研究には、複数の研究限界が存在する。1つ目は、計測対象となった内転筋群が長内転筋、大内転筋および薄筋のみに限定されている点である。恥骨筋や短内転筋が存在する大腿部の深層領域で

は、SWEの技術的な限界により、プッシュパルスによるせん断波が生じにくく弾性計測が困難であったためである。また、恥骨筋や短内転筋と同様、大腿部の深層に存在する大内転筋前部線維の弾性計測を行えておらず、本研究で得られた大内転筋の弾性変化は、大内転筋後部線維に限定した変化を捉えている可能性がある。以上より、股関節外転ストレッチングによる最大股関節外転角度や受動股関節内転トルクの改善には、本研究の標的筋以外の内転筋群における弾性変化が関与していた可能性がある。

2つ目は、本研究のストレッチング肢位が股関節屈曲0°、回旋0°および膝関節屈曲90°における最大股関節外転位のみでの検討であった点である。したがって、股関節屈曲位や膝関節伸展位における最大股関節外転ストレッチングや股関節回旋を伴う外転ストレッチングでは、各筋の弾性変化が本研究と異なる傾向を示す可能性がある。今後は、異なる股関節屈曲角度や膝関節伸展位におけるストレッチング介入や股関節回旋を考慮したストレッチング効果を検証することで、内転筋群の柔軟性を改善させるより効果的なストレッチング方法や内転筋群を構成する各筋の選択的なストレッチング方法の開発に寄与する可能性が考えられる。また、荷重下では内転筋群の筋収縮によって弾性変化が生じる可能性を考慮して、本研究は非荷重下にてストレッチングを実施した。したがって、荷重下での外転ストレッチングでは本研究と異なる介入効果を示す可能性が考えられる。

3つ目は、弾性計測中に筋活動計測が実施できておらず、筋収縮に伴う弾性変化の影響を否定できない点である。安静時の筋弾性であることを担保するためには、弾性計測時に筋電図を記録することが科学的根拠となり得る。しかしながら、本研究の計測筋である各筋の表層部位は限定されており、超音波プローブ位置と電極貼付位置を確保することが困難であったため筋活動計測を実施しなかった。

最後に、本研究の対象を男性のみとした点である。これまで性差が弾性率に及ぼす影響について一致した見解は得られていない<sup>19,20)</sup>。したがって、女性を対象とした場合、股関節外転ストレッチングが内転筋群の筋ステイフネスに及ぼす効果は、男性と異なる傾向を示す可能性がある。

## 5. 結語

股関節屈曲0°および膝関節屈曲90°位における静的な股関節外転ストレッチングは、最大股関節外転角度を増大させ、長内転筋の筋ステイフネスを低下させる一方、大内転筋および薄筋の筋ステイフネスには影響を及ぼさないことが示された。このことから、本研究で認められた最大股関節外転角度の改善は、長内転筋の筋ステイフネス低下に起因していることが示唆された。

### 謝辞

本研究の一部は、公益財団法人日本スポーツ医学財団(令和元年度)および日本学術振興会特別研究員奨励費(20J155597)の研究助成により遂行されている。ここに感謝の気持ちと御礼を申し上げます。

### 利益相反

本論文に関連し、開示すべき利益相反はなし。

### 文 献

- 1) Holmich P. Long-standing groin pain in sportspeople falls into three primary patterns, a "clinical entity" approach: a prospective study of 207 patients. *Br J Sports Med.* 2007; 41: 247-252; discussion 252 doi: 10.1136/bjism.2006.033373.
- 2) Serner A, Tol JL, Jomaah N, et al. Diagnosis of Acute Groin Injuries: A Prospective Study of 110 Athletes. *Am J Sports Med.* 2015; 43: 1857-1864 doi: 10.1177/0363546515585123.
- 3) Serner A, Mosler AB, Tol JL, et al. Mechanisms of acute adductor longus injuries in male football players: a systematic visual video analysis. *Br J Sports Med.* 2019; 53: 158-164 doi: 10.1136/bjsports-2018-099246.
- 4) Mosler AB, Agricola R, Weir A, et al. Which factors differentiate athletes with hip/groin pain from those without? A systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2015; 49: 810 doi: 10.1136/bjsports-2015-094602.
- 5) Tak IJ, Langhout RF, Groeters S, et al. A new clinical test for measurement of lower limb specific range of motion in football players: Design, reliability and reference findings in non-injured players and those with long-standing adductor-related groin pain. *Phys Ther Sport.* 2017; 23: 67-74 doi: 10.1

- 016/j.ptsp.2016.07.007.
- 6) Madding SW, Wong JG, Hallum A, et al. Effect of duration of passive stretch on hip abduction range of motion. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987; 8: 409-416 doi: 10.2519/jospt.1987.8.8.409.
  - 7) Fjerstad BM, Hammer RL, Hammer AM, et al. Comparison of Two Static Stretching Procedures on Hip Adductor Flexibility and Strength. *Int J Exerc Sci.* 2018; 11: 1074-1085.
  - 8) Hammer AM, Hammer RL, Lomond KV, et al. Acute changes of hip joint range of motion using selected clinical stretching procedures: A randomized crossover study. *Musculoskelet Sci Pract.* 2017; 32: 70-77 doi: 10.1016/j.msksp.2017.08.011.
  - 9) Hug F, Tucker K, Gennisson JL, et al. Elastography for Muscle Biomechanics: Toward the Estimation of Individual Muscle Force. *Exerc Sport Sci Rev.* 2015; 43: 125-133 doi: 10.1249/JES.0000000000000049.
  - 10) Kodesho T, Taniguchi K, Kato T, et al. Relationship between shear elastic modulus and passive force of the human rectus femoris at multiple sites: a Thiel soft-embalmed cadaver study. *J Med Ultrason (2001).* 2021; 48: 115-121 doi: 10.1007/s10396-020-01076-w.
  - 11) Koo TK, Guo JY, Cohen JH, et al. Relationship between shear elastic modulus and passive muscle force: an ex-vivo study. *J Biomech.* 2013; 46: 2053-2059 doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.05.016.
  - 12) Kato T, Taniguchi K, Kodesho T, et al. Adductor longus: An anatomical study to better understand groin pain. *Clin Anat.* 2022; 35: 867-872 doi: 10.1002/ca.23881.
  - 13) Taniguchi K, Shinohara M, Nozaki S, et al. Acute decrease in the stiffness of resting muscle belly due to static stretching. *Scand J Med Sci Sports.* 2015; 25: 32-40 doi: 10.1111/sms.12146.
  - 14) Nakao G, Taniguchi K, Katayose M. Acute Effect of Active and Passive Static Stretching on Elastic Modulus of the Hamstrings. *Sports Med Int Open.* 2018; 2: E163-E170 doi: 10.1055/a-0733-6957.
  - 15) 加藤拓也, 谷口圭吾, 佐保泰明, 他. 股関節角度が長内転筋および大内転筋の受動的な弾性率に及ぼす影響. *日本整形外科超音波学会会誌.* 2017; 28: 34-42.
  - 16) Royer D, Gennisson JL, Deffieux T, et al. On the elasticity of transverse isotropic soft tissues (L). *J Acoust Soc Am.* 2011; 129: 2757-2760 doi: 10.1121/1.3559681.
  - 17) Dostal WF, Soderberg GL, Andrews JG. Actions of hip muscles. *Phys Ther.* 1986; 66: 351-361 doi: 10.1093/ptj/66.3.351.
  - 18) Neumann DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40: 82-94 doi: 10.2519/jospt.2010.3025.
  - 19) Chino K, Takahashi H. Association of Gastrocnemius Muscle Stiffness With Passive Ankle Joint Stiffness and Sex-Related Difference in the Joint Stiffness. *J Appl Biomech.* 2018; 34: 169-174 doi: 10.1123/jab.2017-0121.
  - 20) Miyamoto N, Hirata K, Miyamoto-Mikami E, et al. Associations of passive muscle stiffness, muscle stretch tolerance, and muscle slack angle with range of motion: individual and sex differences. *Sci Rep.* 2018; 8: 8274 doi: 10.1038/s41598-018-26574-3.

---

(受付：2022年12月2日，受理：2023年3月16日)



## Acute effect of static hip abduction stretching on the stiffness of the hip adductor muscles assessed using shear wave elastography

Kato, T.<sup>\*1,2</sup>, Taniguchi, K.<sup>\*3</sup>, Kodesho, T.<sup>\*2</sup>, Katayose, M.<sup>\*3</sup>

\*1 Department of Rehabilitation, Hitsujigaoka Hospital

\*2 Department of Physical Therapy, School of Health Sciences, Sapporo Medical University

\*3 Graduate School of Health of Sciences, Sapporo Medical University

**Key words:** Shear modulus, Groin pain, Flexibility

**[Abstract]** The effect of hip abduction stretching on the flexibility of the hip adductor muscles is unclear, although hip abduction stretching has been reported to improve hip abduction angle. This study aimed to investigate the effect of static hip abduction stretching on the flexibility of the hip adductor muscles. Twelve men were recruited. Static abduction stretching was performed for 1 min × 5 sets at maximum hip abduction, 0° hip flexion and 90° knee flexion. The shear modulus of the adductor longus, adductor magnus, and gracilis was measured using shear wave elastography. The shear modulus of each muscle was measured from 0 to 40° hip abduction angle in 10° increments before and after stretching, respectively. The maximum hip abduction angle after stretching was significantly higher than that before stretching. Only the shear modulus of the adductor longus significantly decreased at 30° and 40° hip abduction after stretching. No interaction and main effect of time were noted for the shear modulus of the adductor magnus and gracilis. These results indicated that hip abduction stretching increased the maximum hip abduction angle and improved the flexibility of the adductor longus, while not improving the flexibility of the adductor magnus and gracilis.