



北海道公立大学法人
札幌医科大学
Sapporo Medical University

SAPPORO MEDICAL UNIVERSITY INFORMATION AND KNOWLEDGE REPOSITORY

Title 論文題目	剪断波エラストグラフィを用いた長内転筋の受動張力評価の妥当性検証および股関節角度変化に伴う弾性特性の定量化 － Thiel法固定献体およびヒト生体による検討 －
Author(s) 著者	加藤，拓也
Degree number 学位記番号	第46号
Degree name 学位の種別	博士（理学療法学）
Issue Date 学位取得年月日	2022-03-31
Original Article 原著論文	
Doc URL	
DOI	
Resource Version	

剪断波エラストグラフィを用いた
長内転筋の受動張力評価の妥当性検証および
股関節角度変化に伴う弾性特性の定量化
- Thiel 法固定献体およびヒト生体による検討 -

**Validity evaluation of passive muscle force and the
quantitative evaluation of elastic characteristics of
the adductor longus muscle
using ultrasound shear wave elastography**

2021 年度

札幌医科大学大学院 保健医療学研究科 博士課程後期

理学療法学・作業療法学専攻 スポーツ理学療法学分野

加藤 拓也 Takuya Kato

様式 8-4 (博士)

博士論文の内容の要旨

保健医療学研究科 博士課程後期 理学療法学・作業療法学専攻 スポーツ理学療法学分野	学 籍 番 号 19DP02 氏 名 加藤 拓也 N a m e Takuya Kato
論文題名 剪断波エラストグラフィを用いた長内転筋の受動張力評価の妥当性検証および股関節角度変化に伴う弾性特性の定量化 － Thiel 法固定献体およびヒト生体による検討 －	
Title of the paper Validity evaluation of passive muscle force and the quantitative evaluation of elastic characteristics of the adductor longus muscle using ultrasound shear wave elastography	
<p>【目的】本研究は以下の2つを目的とした。1つ目は、Thiel 法固定献体を対象として、剪断波エラストグラフィで計測された長内転筋の弾性率による受動張力評価の妥当性を検証すること。2つ目は、ヒト生体を対象として、異なる股関節運動を組み合わせた股関節角度変化が長内転筋の受動的な弾性率に及ぼす影響を検討し、股関節角度変化に伴う受動張力の動態を解明することである。</p> <p>【方法】本研究は2つの研究課題から構成された。実験1はThiel 法固定献体を対象とし、剪断波エラストグラフィ法により計測された長内転筋の弾性率と受動張力との関係を検証した。実験2はヒト生体を対象とし、股関節角度変化が長内転筋の受動的な弾性特性に及ぼす影響を検証した。実験1では、Thiel 法固定献体9体9肢を対象とし、長内転筋の起始および停止を切離して筋標本を力学試験装置に固定した。0g から600g まで60g ずつ重錘負荷による伸長操作を行い、各負荷条件における弾性率は、せん断波エラストグラフィを用いて筋の近位、中央、遠位部で計測した。弾性率と受動張力との関係を検証するため、各標本および各部位ごとに受動張力を目的変数、弾性率を説明変数とした直線回帰分析を実施し、決定係数 (R^2) を算出した。実験2では、若年健常男性16名を対象とした。運動課題は、股関節屈曲角度が外転に伴う長内転筋の弾性率に及ぼす影響を検討した外転課題および屈曲角度が回旋に伴う長内転筋の弾性率に及ぼす影響を検討した回旋課題とした。外転課題は、伸展20°、屈曲0°、20°、40°、60° および80°にて、外転0°、10°、20°、30°、40°における弾性率を計測した。回旋課題は、伸展20°、屈曲0°、20°、40°、60° および80°にて、外転0°および40°における内旋20°、内外旋0°、外旋20°の弾性率を計測した。屈曲角度が他動的な外転に伴う長内転筋の弾性率に及ぼす影響を検討するため、反復測定二元配置分散分析(屈曲×外転)を行った。屈曲角度が他動的な回旋に伴う長内転筋の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(屈曲×外転×回旋)</p>	

を行った。

【結果】実験 1 において、長内転筋の弾性率と筋伸長に伴う受動張力との間には、計測部位に依らず、有意な強い線形関係を認めた（近位： $R^2 = 0.989 \pm 0.008$; $P < 0.05$ ，中央： $R^2 = 0.986 \pm 0.013$; $P < 0.05$ ，遠位： $R^2 = 0.982 \pm 0.015$; $P < 0.05$ ）。実験 2 において、他動的な外転に伴う長内転筋の弾性変化は、分散分析の結果、交互作用を認め（ $P < 0.01$ ）、外転 0° において伸展 20° と屈曲 80° の弾性率の間に有意な差を認めなかった一方（ $P = 0.08$ ）、外転 40° では伸展 20° の弾性率は屈曲 80° よりも有意に高値を示した（ $P < 0.01$ ）。一方、他動的な回旋に伴う長内転筋の弾性変化は、分散分析の結果、2 次交互作用（屈曲×外転×回旋）および 1 次交互作用（外転×回旋）を認めず、1 次交互作用（屈曲×回旋）を認めた。外転角度によらず、伸展 20° のみにおいて、内旋 20° の剪断弾性率は内外旋 0° および外旋 20° と比較して有意に高値を示した（ $P < 0.01$ ）。

【結論】本研究結果から、剪断波エラストグラフィを用いた長内転筋の弾性定量により、筋伸長に伴って生じる受動張力の変化を推定評価できる可能性が示された。また、長内転筋の受動張力は屈曲角度に依存し、外転に伴う増大は伸展位にて大きく、さらに伸展位においては内旋に伴い増大することが示された。

キーワード（5 個以内）：股関節内転筋群、弾性率、股関節肢位、ストレッチング、鼠径部痛

[Purpose] This study examined the relationship between the shear modulus and passive force in the adductor longus (AL) muscle using shear wave elastography (SWE). It also assessed the effect of the hip angle on the shear modulus of the adductor longus muscle using SWE.

[Methods] Experimental 1 investigated the relationship between the shear modulus of the AL muscle measured using SWE and the passive force in the Thiel soft-embalmed cadaver. Experimental 2 investigated the effect of the hip angle on the shear modulus of the AL muscle. In Experimental 1, nine AL muscles were harvested from a soft embalmed cadaver. The AL muscles were affixed to a custom-built device, composed of two clamps, a pulley, and a cable to provide passive loads. The passive load was increased from 0 g to 600 g in increments of 60 g. The shear modulus of the AL muscle was measured at the proximal (pro), middle (mid), and distal (dis) region. The shear modulus – passive load relationship of each tested muscle region was analyzed by fitting a least-squares regression line. In Experimental 2, sixteen men were included. For the abduction task, the hip flexion angles were -20° , 0° , 20° , 40° , 60° , and 80° ; and the hip abduction angles were 0° , 10° , 20° , 30° , and 40° . For the hip rotation task, hip flexion angle was -20° , 0° , 20° , 40° , 60° , and 80° , the hip abduction angles were 0° , and 40° , and hip rotation angles were 20° internal rotation, 0°

rotation, and 20° external rotation. For the shear modulus of the AL muscle during the hip abduction task, a two-way analysis of variance (ANOVAs; Flexion × Abduction) with repeated measures was used. For the shear modulus of the AL muscle during the hip rotation task, a three-way ANOVAs (Flexion × Rotation × Abduction) with repeated measures were used. The significance level for all comparisons was set at $P = 0.05$.

[Results] In Experimental 1, the relationship between the shear modulus and the passive force was linear for all AL muscles in each region ($P < 0.05$). The mean coefficient of determination (R^2) was 0.989, 0.986, and 0.982 for pro, mid, and dis, respectively. In Experimental 2, the change in the shear modulus of the AL muscle associated with passive hip abduction depended on the hip flexion angle; the shear modulus of 20° extension was significantly higher than that of 80° flexion ($P < 0.05$). The change in the shear modulus of the AL muscle associated with passive hip rotation also depended on the hip flexion angle; the shear modulus of 20° internal rotation at 20° extended was significantly higher than that of 0° rotation and 20° external rotation, regardless of the hip abduction angle ($P < 0.05$).

[Conclusion] SWE could be used as an indirect method for measuring the changing passive force at any site of the AL muscle. Additionally, the passive force of the AL muscle could depend on hip flexion angle and increase associated with hip abduction is higher at extension position. Furthermore, it could increase associated with internal rotation at extension position.

Key words (5 個以内) : Hip adductor muscle, Shear modulus, Hip position, Stretching, Groin pain

- 1 論文内容の要旨は、研究目的・研究方法・研究結果・考察・結論等とし、簡潔に日本語で 1,500 字程度に要約する。併せて英語要旨も同様に作成する。
- 2 2 枚目からも外枠だけは必ず付ける。

論文目録

学 籍 番 号	19DP02	氏 名	加藤 拓也
<p>主論文</p> <p>剪断波エラストグラフィを用いた長内転筋の受動張力評価の妥当性検証 および股関節角度変化に伴う弾性特性の定量化 - Thiel 法固定献体およびヒト生体による検討 -</p> <p>参考論文</p> <p>1. Effect of hip flexion angle on stiffness of the adductor longus muscle during isometric hip flexion. Takuya Kato, Keigo Taniguchi, Daisuke Kikukawa, Taiki Kodesho, Masaki Katayose. J Electromyogr Kinesiol. 56 102493 2021</p> <p>2. Effect of hip angle on neuromuscular activation of the adductor longus and adductor magnus muscles during isometric hip flexion and extension. Takuya Kato, Keigo Taniguchi, Hiroshi Akima, Kohei Watanabe, Yuma Ikeda, Masaki Katayose. Eur J Appl Physiol. 119(7) 1611-1617 2019</p>			

目次

I. 緒言	1
1. はじめに	1
2. 研究目的	2
3. 仮説	2
4. 研究意義	3
5. キーワード	3
6. 用語の定義	3
II. 文献検討	4
1. 内転筋群の解剖学的特徴	4
2. 内転筋群の機能的役割	5
2-1. 股関節内転作用	5
2-2. 股関節屈曲・伸展作用	5
2-3. 股関節回旋作用	7
3. 内転筋群の損傷	7
3-1. 疫学	7
3-2. 長内転筋の損傷メカニズム	8
3-3. リスクファクターおよび予防プログラム	8
4. 内転筋群の柔軟性評価	9
5. 内転筋群のストレッチング効果	10
6. 剪断波エラストグラフィ	11
6-1. 弾性率と受動張力の関係	11
6-2. 他動的な関節運動が弾性率に及ぼす影響	11
6-3. 股関節角度変化が内転筋群の弾性率に及ぼす影響	12
III. 研究方法	12
1. 研究概要	12
2. 実験 1：長内転筋の弾性率と受動張力の関係 -Thiel 法固定献体による検討-	13
2-1. 研究対象と選定基準	13

2-2. データ収集の方法	13
2-3. データ計測	13
2-4. データ解析	14
2-5. 統計学的解析	14
2-6. 倫理的配慮	15
3. 実験 2：股関節角度変化が長内転筋の受動的な弾性率に及ぼす影響 -ヒト生体による検討-	15
3-1. 研究対象と選定基準	15
3-2. 除外基準	15
3-3. データ収集の方法	16
3-3-1. 事前準備	16
3-3-2. 股関節運動課題	16
3-3-3. 等尺性股関節内転運動課題	17
3-4. データ計測	17
3-4-1. 弾性率	17
3-4-2. 表面筋電図、受動内転トルク、回旋角度	17
3-5. データ解析	18
3-5-1. 弾性率	18
3-5-2. 表面筋電図、受動内転トルク、回旋角度	18
3-6. 統計学的解析	18
3-6-1. 股関節角度と剪断弾性率の関係	19
3-6-2. 屈曲角度と外転に伴う受動内転トルクの関係	19
3-6-3. 外転に伴う長内転筋の剪断弾性率と受動内転トルクの関係	19
3-6-4. 屈曲角度と最大外転角度、最大外旋および最大内旋角度の関係	20
3-7. 倫理的配慮	20

IV. 結果

1. 実験 1: 長内転筋の弾性率と受動張力の関係 -Thiel 法固定献体による検討-	20
1-1. 測定の信頼性	20
1-2. 長内転筋の剪断弾性率と受動張力の直線回帰分析	20

1-3. 長内転筋の剪断弾性率および弾性増加率と解剖学的筋横断面積の逆数の関係	20
1-4. 長内転筋の剪断弾性率および弾性増加率と筋重量の逆数の関係	21
2. 実験 2: 股関節角度変化が長内転筋の受動的な弾性率に及ぼす影響 - ヒト生体による検討	21
2-1. 測定の信頼性	21
2-2. 屈曲角度が外転に伴う長内転筋の弾性変化に及ぼす影響	21
2-3. 屈曲角度が最大外転位における長内転筋の剪断弾性率に及ぼす影響	22
2-4. 屈曲角度が回旋に伴う長内転筋の弾性変化に及ぼす影響	22
2-5. 屈曲角度が最大外旋および内旋位における長内転筋の剪断弾性率に及ぼす影響	22
2-6. 屈曲角度が受動内転トルクに及ぼす影響	22
2-7. 外転に伴う長内転筋の剪断弾性率と受動内転トルクの関係	23
2-8. 屈曲角度が最大外転角度、最大外旋および内旋角度に及ぼす影響	23
V. 考察	23
1. 実験 1: 長内転筋の弾性率と受動張力の関係 - Thiel 法固定献体による検討 -	24
1-1. 測定の再現性	24
1-2. 長内転筋の剪断弾性率と受動張力の線形関係	24
1-3. 長内転筋の剪断弾性率および弾性増加率と形態的特徴の関係	25
2. 実験 2: 股関節角度変化が長内転筋の受動的な弾性率に及ぼす影響 - ヒト生体による検討	25
2-1. 測定の再現性	25
2-2. 屈曲角度が他動的な外転に長内転筋の弾性変化に及ぼす影響	26
2-3. 屈曲角度が他動的な回旋に伴う長内転筋の弾性変化に及ぼす影響	27
2-4. 外転に伴う長内転筋の受動的な剪断弾性率と受動内転トルクとの関係	27
2-5. 臨床的意義	28
VI. 研究限界	28
1. 実験 1, 長内転筋の弾性率と受動張力の関係 - Thiel 法固定献体による検討 -	28

2. 実験 2: 股関節角度変化が長内転筋の受動的な弾性率に及ぼす影響 - ヒト生体による検討	29
VII. 結語	30
謝辞	30
引用文献	31
図表	
図 1. 実験 1: 長内転筋の標本および超音波プローブ位置	
図 2. 実験 1: 実験装置の概略図	
図 3. 実験 1: 超音波 B モードによる代表的な筋横断画像	
図 4. 実験 1: 超音波剪断波エラストグラフィで得られた長内転筋の代表的な弾性画像および超音波 B モード画像	
図 5. 実験 2: 超音波プローブおよび筋電貼付位置	
図 6. 実験 2: 股関節運動課題時の計測肢位	
図 7. 実験 2: 超音波剪断波エラストグラフィで得られた長内転筋の代表的な弾性画像および超音波 B モード画像	
図 8. 実験 1: 代表的な長内転筋の弾性-受動張力関係	
図 9. 実験 1: 剪断弾性率と解剖学的筋横断面積の逆数の関係	
図 10. 実験 1: 弾性増加率と解剖学的筋横断面積の逆数の関係	
図 11. 実験 1: 剪断弾性率と筋重量の逆数の関係	
図 12. 実験 1: 弾性増加率と筋重量の逆数の関係	
図 13. 実験 2: 屈曲角度が外転に伴う長内転筋の弾性変化に及ぼす影響	
図 14. 実験 2: 屈曲角度が最大外転位の長内転筋の剪断弾性率に及ぼす影響	
図 15. 実験 2: 屈曲角度が回旋に伴う長内転筋の弾性変化に及ぼす影響	
図 16. 実験 2: 外転 40°にて屈曲角度が最大外旋および内旋位の長内転筋の剪断弾性率に及ぼす影響	
図 17. 実験 2: 屈曲角度が外転に伴う受動内転トルクに及ぼす影響	

図 18. 実験 2: 各屈曲角度における長内転筋の剪断弾性率と受動内転トルクの関係

図 19. 実験 2: 屈曲角度が最大外転角度に及ぼす影響

図 20. 実験 2: 外転 40°にて屈曲角度が最大外旋角度に及ぼす影響

図 21. 実験 2: 外転 40°にて屈曲角度が最大内旋角度に及ぼす影響

表 1. 実験 1: 全献体の死亡時年齢および全標本の形態情報

表 2. 実験 1: 剪断弾性率の再現性

表 3. 実験 1: 全標本の各計測部位における回帰式の決定係数

表 4. 実験 2: 外転課題時における剪断弾性率の再現性

表 5. 実験 2: 回旋課題時における剪断弾性率の再現性

付録

付録 1. 実験 2: 各屈曲角度および外転角度における長内転筋の剪断弾性率の平均値

付録 2. 実験 2: 各屈曲角度および回旋角度における長内転筋の剪断弾性率の平均値

付録 3. 実験 2: 各屈曲角度における最大外転角度、最大外旋角度および最大内旋角度の平均値

資料

資料 1. 実験 1: 研究実施計画判定書、研究実施計画変更判定通知書、研究実施申請書

資料 2. 実験 2: 研究実施計画判定書、研究実施計画変更判定通知書、研究実施申請書

資料 3. 実験 1: 研究説明書および研究協力同意書

資料 4. 実験 1: 献体の利用に関する指針

資料 5. 実験 2: 研究協力依頼の説明文書

資料 6. 実験 2: 研究協力同意書

I. 緒言

1. はじめに

股関節内転筋群（以下、内転筋群）は、長内転筋、大内転筋、短内転筋、恥骨筋および薄筋から構成される¹⁾。内転筋群の筋体積は大腿部の約 25 %を占め、ハムストリングスと同程度である²⁾。筋体積は力発揮に関わる解剖学的因子であることから³⁾、内転筋群は股関節運動に大きく貢献していると考えられる。

内転筋群の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鼠径部痛の主原因であるとされている⁴⁻⁶⁾。特に内転筋群の中でも長内転筋の損傷頻度が最も高く（内転筋群全体の約 90 %）⁴⁾、キック動作および方向転換動作による受傷が多いと報告されている^{4,7,8)}。しかしながら、長内転筋をはじめ内転筋群の機能的役割は不明な点が多く、長内転筋の損傷頻度が高い所以や損傷メカニズムは明らかとされていない。そのため、内転筋群の損傷および鼠径部痛に対する予防プログラムや効果的なリハビリテーションは確立されていないのが現状である。

興味深いことに、内転筋群は主作用である股関節内転のみならず股関節屈曲・伸展作用を有しており⁹⁻¹¹⁾、歩行¹²⁾やスクワット¹³⁾、ペダリング動作¹⁴⁾等に屈曲・伸展筋として貢献するとされている。また、長内転筋の損傷はキック動作中の股関節屈曲・伸展運動が関与することが示唆されている^{7,15)}。しかしながら、長内転筋の股関節屈曲・伸展作用は屍体を用いたモーメントアームのみの検討であり⁹⁾、運動機能を規定する重要な因子である活動特性や機械特性は不明であった。

そこで Kato ら¹⁶⁾は、長内転筋の活動特性を解明するため、これまで困難であった長内転筋の筋活動が計測できる筋電図学的手法を用いて¹⁴⁾、股関節屈曲・伸展運動時の筋活動を計測した。その結果、長内転筋は股関節伸展位における屈曲時に高い筋活動（最大内転時の 80 %）を示し、伸展位にて屈曲運動に貢献する可能性が示唆された¹⁶⁾。また、長内転筋の機械特性を解明するため、骨格筋の弾性率の計測によって筋伸長に伴う受動張力を間接的に推定可能である剪断波エラストグラフィ技術¹⁷⁻¹⁹⁾を用いて、股関節屈曲角度変化に伴う長内転筋の弾性率を計測した。その結果、長内転筋の弾性率は股関節伸展に伴い増加したことから、受動張力は伸展に伴い増加する可能性が示唆された²⁰⁾。

これまで、剪断波エラストグラフィによって計測された弾性率は、筋伸長に伴う受動張力を反映するとされているが^{17, 18, 21, 22)}、動物の前脛骨筋¹⁷⁾やヒトの腓腹筋¹⁸⁾および大腿直筋²¹⁾など、弾性－受動張力関係が検証された筋はごく一部に限定されている。動物と

ヒトの骨格筋は、筋線維長をはじめ形態的特徴が異なることや²³⁾、ヒトにおいても筋間でその特徴が異なることから²⁴⁾、長内転筋の弾性－受動張力関係は、これまで検証された筋^{17, 18, 21)}と異なる可能性がある。したがって、長内転筋において股関節伸展に伴う受動的な弾性率の増加が筋伸長に伴う受動張力の増大を反映しているかは不明である。

これまでの検討で股関節屈曲・伸展運動における長内転筋の機能的役割が解明しつつある一方^{16, 20, 25, 26)}、長内転筋は股関節回旋作用を有しており^{9, 10)}、股関節の動的な安定性に寄与することが示唆されている^{27, 28)}。また、長内転筋の損傷は、外転、伸展に加えて回旋による力学ストレスが影響するとされている⁷⁾。さらに近年、複合的な股関節肢位における内転筋群の柔軟性評価が傷害発生の鑑別に有用である可能性²⁹⁾や股関節外転に伸展および外旋を加えたストレッチングが柔軟性改善に効果的である可能性が示唆されている³⁰⁾。これらの基盤情報となる股関節角度変化に伴う長内転筋の受動張力（ストレス， σ ）は、解剖学的位置に基づいた筋長変化（ストレイン， ϵ ）から推測されている。しかしながら、筋におけるストレス－ストレイン関係（フックの法則， $\sigma = G \cdot \epsilon$ ）は、非線形関係を示し、その傾きが弾性率（ G ）に相当するため¹⁹⁾、正確な受動張力の推定には、弾性率の影響を考慮する必要がある。一方、剪断波エラストグラフィを用いて計測された弾性率と筋に生じる受動張力との間には、強い直線関係があることが報告されている¹⁷⁾。したがって、長内転筋の弾性－受動張力関係を解明し、股関節角度変化に伴う弾性特性を定量することは、当該筋の受動張力の動態を解明する一助となり機能解明に有用であると考ええる。

2. 研究目的

本研究は、以下の2つを目的とする。

1. Thiel 法固定献体を対象として、剪断波エラストグラフィで計測された長内転筋の弾性率による受動張力評価の妥当性を検証する。
2. ヒト生体を対象として、異なる股関節運動を組み合わせた股関節角度変化が長内転筋の受動的な弾性率に及ぼす影響を検討し、股関節角度変化に伴う受動張力の動態を解明する。

3. 仮説

1. 剪断波エラストグラフィで計測された長内転筋の弾性率は、筋伸長に伴って生じる受動張力と強い線形関係を示し、受動張力の推定に有用である。
2. 長内転筋は、恥骨上枝から起始、大腿骨粗線に停止し、股関節内転、屈曲、内旋モーメントアームを有していることから、股関節外転、伸展、外旋によって筋が伸長され、弾性率が増加する。

4. 研究意義

本研究により、剪断波エラストグラフィを用いた長内転筋の弾性計測によって、ヒト生体における当該筋の受動張力の変化を非侵襲的に定量可能であることが示される。また、股関節角度変化に伴う長内転筋の受動的な弾性率の変化を明らかにすることは、これまで形態および活動特性から理解されていた長内転筋の機能的役割を機械特性という新たな側面から解明することができ、当該筋の損傷メカニズム解明および柔軟性評価、ストレッチング方法等の開発に繋がる基盤情報となる。

5. キーワード

股関節内転筋群、弾性率、股関節肢位、ストレッチング、鼠径部痛

6. 用語の定義

6-1. 弾性率

弾性率は、変形のしにくさを示す弾性特性の物理量である。弾性率（Elastic modulus, G ）は、単位面積あたりの外力である応力（Stress, σ ）と、そのストレスを加えた際に生じる変形率、歪み（Strain, ϵ ）との関係を示すフックの法則（ $\sigma = G \cdot \epsilon$ ）から導かれる。数式の比例定数が弾性率であることから、弾性率が高いほど、ある一定の歪みを元に戻すために要する応力も大きくなる³¹⁾。近年、剪断波エラストグラフィによって、生体組織の弾性率を定量できる可能性が示されている^{19, 32, 33)}。

6-2. 剪断波エラストグラフィ

剪断波エラストグラフィは、強い超音波を収束させて圧力ビーム（音響放射圧）を目的とする関心領域に与え、その結果として生じる剪断波の伝播速度を捉えて、弾性率の一つであるヤング率を算出する技術である^{31, 34)}。本実験で使用する剪断波エラストグラフィ

技術搭載の超音波診断装置（Aixplorer Ver.12, Supersonic imagine）は、剪断伝播速度（c）の二乗から下記の波動方程式に基づいてヤング率（E）を算出する。

$$E = 3\rho c^2$$

E: ヤング率 (kPa)、c: 剪断伝播速度 (m/s)、 ρ : 組織密度 (kg/m^3)、密度は一定と仮定

上記の計算式は、組織密度が等方性である仮定のもとヤング率を算出している。しかしながら、骨格筋は異方性を持つため、得られたヤング率を3で除した剪断弾性率を筋弾性の指標として用いることが妥当であるとされている^{19, 35)}。したがって、本研究では、骨格筋である長内転筋の弾性特性を解明するため、剪断弾性率を指標とする。剪断波エラストグラフィによって計測された剪断弾性率は、骨格筋における受動張力^{17, 18)}や活動張力³⁶⁻³⁸⁾と強い相関関係があることが示されており、骨格筋に生じる力学ストレスを選択的かつ非侵襲的に定量することが可能であるとされている^{19, 32, 33)}。

6-3. Thiel 法固定献体

Thiel 法は、低濃度のホルマリンに加え、食品添加物であるプロピレングリコールなどを用いた解剖体固定法である³⁹⁾。従来のホルマリン法よりも少ないホルマリン濃度であるため、組織の硬化が少なく、生体に近い組織性状が保たれ関節の可動性も良好であるとされている⁴⁰⁾。近年、Thiel 法固定献体および凍結未固定献体の上腕二頭筋腱の弾性率には差がないこと⁴¹⁾や、足関節標本に対する荷重シミュレーションによって得られる運動学および運動力学パラメータは、Thiel 法固定献体と凍結未固定献体との間に差がないことが報告されている⁴²⁾。

II. 文献検討

1. 内転筋群の解剖学的特徴

内転筋群は大腿部近位内側に存在し、恥骨筋、長内転筋、短内転筋、大内転筋および薄筋から構成され¹⁾、相対的重量は大腿部の約30%を占める²³⁾。また、Akima ら²⁾は、健康成人男性において、内転筋群の筋体積は大腿部の約25%を占め、ハムストリングスと同程度であると報告した。

局所解剖学的に内転筋群は3層に分類される。恥骨筋、長内転筋および薄筋は、表層に

分類され、これら筋の起始部は、恥骨上枝、下枝および恥骨体に付着する¹⁾。恥骨筋および長内転筋の遠位部は大腿骨粗線の近くに沿って大腿骨に停止し、薄筋は脛骨近位内側に停止する¹⁾。中間層は短内転筋によって占められており、恥骨下肢より起こり、大腿骨粗線の近位 1/3 に停止する¹⁾。表層および中間層を構成する筋は、閉鎖神経に支配されている。Davis ら⁴³⁾は、長内転筋、短内転筋および薄筋の近位付着部における形態的特徴、組織学的特徴を検討し、いずれの筋も近位付着部は線維軟骨であり、短内転筋と薄筋の近位付着部は共通した腱であったと報告した、また、長内転筋および短内転筋の近位部には、筋内腱が存在し、両筋の血管分布は、薄筋と比較して有意に少ないと報告した。深層は、大内転筋が占めており、坐骨枝全体および一部は坐骨結節から起こる¹⁾。大内転筋は内転筋群のなかで最も大きく、下肢筋のなかでは大殿筋に次いで 2 番目に大きい筋である²³⁾。大内転筋は起始部より前部線維と後部線維を形成し、閉鎖神経の支配を受ける前部線維は、さらに 2 群の線維（水平と斜走）に分類される¹⁾。水平線維は、恥骨下枝から起こり、大腿骨粗線の近位端に停止し、ときとして小内転筋とよばれる¹⁾。より大きな斜走線維は坐骨枝から起こり、顆上線と同じ遠位まで粗線全体へ停止する¹⁾。大内転筋の後部線維は坐骨結節付近の骨盤から生じる厚い線維で構成され、この後方起始部から線維は垂直に走り、大腿骨遠位内側の内転筋結節に腱として停止する¹⁾。後部線維は坐骨神経の脛骨神経成分によって支配される。

2. 内転筋群の機能的役割

2-1. 股関節内転作用

Dostal ら⁹⁾は、筋骨格モデルからモーメントアームを算出し、恥骨筋、長内転筋、短内転筋、大内転筋前部線維、中部線維および薄筋は、股関節屈曲角度に依らず、股関節内転モーメントアームを有していると報告した。一方、大内転筋後部線維は、股関節中間位において内転モーメントアームよりも伸展モーメントアームの方が大きいと報告した⁹⁾。

2-2. 股関節屈曲・伸展作用

2-2-1. 形態特性

内転筋群は主作用である股関節内転のみならず、股関節屈曲・伸展作用を有し、股関節屈曲角度の変化に伴い屈曲・伸展作用の転換が生じるとされている^{1,9-11)}。Dostal ら⁹⁾は、筋骨格モデルからモーメントアームを算出し、股関節伸展 20°から屈曲角度が増加す

るにつれ、内転筋群が有する屈曲モーメントアームは減少し、大内転筋前部線維は屈曲 10°、短内転筋は屈曲 30°、長内転筋は屈曲 50°前後で屈曲から伸展へ作用の転換が生じると報告した。一方、大内転筋後部線維は、屈曲角度に依存せず、伸展モーメントアームを有すると報告した⁹⁾。Hoy ら¹¹⁾は、筋骨格モデルから、シュミレーションモデルを構築し、内転筋群の股関節屈曲・伸展作用を検討した結果、長内転筋は屈曲 0°から約 60°まで屈曲作用、屈曲約 60°から 120°まで伸展作用を有し、大内転筋は屈曲 0°から 120°まで伸展作用を有すると報告した。また、Pressel ら¹⁰⁾は、長内転筋は、伸展 20°から屈曲約 100°まで屈曲作用、屈曲約 100°から 120°まで伸展作用を有し、大内転筋は、伸展 20°から屈曲約 0°まで屈曲作用、屈曲約 0°から 120°まで伸展作用を有すると報告した。

2-2-2. 活動特性

Kato ら²⁵⁾は、等速性股関節屈曲・伸展運動における長内転筋および大内転筋の筋活動を計測した。角速度は 60、90 および 120 deg / sec とし、屈曲 10°から 70°までの範囲における両筋の筋活動を解析した。その結果、長内転筋の筋活動は、伸展時と比較し、屈曲時に高値を示し、屈曲 60°～70°と比較し、屈曲 10°～40°の範囲で有意に高値を示した。一方、大内転筋の筋活動は、屈曲時と比較して伸展時に高値を示し、伸展時の筋活動は、角度に依存せず一定して高値を示した。また、屈曲角度変化に伴う、両筋の筋活動パターンは、角速度の影響を受けないことが明らかとなった。また Kato らは¹⁶⁾、等尺性股関節屈曲・伸展運動における長内転筋および大内転筋の筋活動を計測し、屈曲角度が両筋の筋活動に及ぼす影響を検討した。伸展 20°から屈曲 80°までの各 20°ごとにおける屈曲・伸展時の両筋の筋活動を計測し、等尺性股関節内転時の筋活動により標準化した。その結果、屈曲時において、交互作用（筋×角度）を認め、伸展 20°～屈曲 20°において、長内転筋の筋活動は、大内転筋よりも有意に高値を示し、屈曲角度の増大に伴い筋活動は減少した。一方、伸展時は、交互作用（筋×角度）を認めず、大内転筋の筋活動は、屈曲角度に依らず、長内転筋よりも有意に高値を示した。

以上より、筋電図学的検討から、股関節屈曲・伸展運動において、長内転筋および大内転筋は、筋間で異なる機能的役割を有し、長内転筋は、伸展位から浅屈曲位において屈曲運動に貢献する一方、大内転筋は、屈曲角度に依らず伸展運動に貢献する可能性が示唆された。

2-3. 股関節回旋作用

Dostal ら⁹⁾は、筋骨格モデルからモーメントアームを算出し、股関節中間位において、長内転筋、恥骨筋、短内転筋および大内転筋後部線維は、内旋作用を有し、大内転筋前部線維は、外旋作用を有すると報告した。Pressel ら¹⁰⁾は、股関節中間位において、長内転筋は内旋作用を有し、恥骨筋、短内転筋および大内転筋は、外旋作用を有し、長内転筋は、股関節屈曲 80°にて内旋から外旋作用へ変化すると報告した。内転筋群の股関節回旋作用については、一致した見解が得られておらず、股関節角度の影響も明らかとされていないのが現状である。

3. 内転筋群の損傷

3-1. 疫学

内転筋群の損傷は、サッカーやアイスホッケーなど、キック動作や方向転換動作など、股関節の大きな可動性が求められる競技に多いとされている⁸⁾。Ekstrand ら⁴⁴⁾は、8 シーズンにおける欧州プロサッカー選手 2,299 名の筋損傷のうち、内転筋群の損傷は、ハムストリングスに次いで 2 番目に多く、大腿四頭筋よりも多いと報告した。また、内転筋群の中でも、長内転筋の損傷頻度が最も高く⁴⁾、近位の筋腱移行部で損傷が頻発すると報告されている⁸⁾。

一方、長内転筋をはじめ内転筋群の損傷は、再発および慢性化しやすく治療が難渋するとされている鼠径部痛の原因の一つであるとされている^{4-6, 45, 46)}。2015 年には、鼠径部痛に関する国際会議が開催され、内転筋群の損傷が原因で生じる鼠径部痛は、Adductor-related groin pain とし、診断基準は、内転筋群の圧痛および股関節内転抵抗時痛であると定義された⁴⁵⁾。Holmich ら⁵⁾は、2 ヶ月以上、鼠径部痛を呈したスポーツ選手 207 名のうち、内転筋群の損傷が最も多く、全体の 58 %を占めたと報告した。また、Serner ら⁴⁾は、急性鼠径部痛を呈したスポーツ選手 110 名のうち、内転筋群の損傷が最も多く

(66 %)、その中でも 92 %が長内転筋の損傷であったと報告した。さらに、その他の先行研究^{6, 46)}においても、鼠径部痛を呈したスポーツ選手において、内転筋群の損傷が最も多い (61~68 %)と報告されている。内転筋群の受傷機転としては、サッカーキック動作や方向転換動作が多いと報告されている。Serner ら⁴⁾は、内転筋群の損傷の受傷機転として、キック動作が最も多く (33 %)、そのうち約 80 %は、蹴り足側を受傷したと報告したことから、キック動作が内転筋群の損傷に関連する可能性を示唆した。また、Serner ら⁷⁾

は、プロサッカー選手において、長内転筋の損傷の受傷機転として、方向転換動作が最も多く（35 %）、次いでキック動作が多かった（29 %）と報告した。

以上より、内転筋群の中でも長内転筋の損傷頻度が高く、キック動作や方向転換動作で受傷することが報告されているが、長内転筋の損傷頻度が高い所以は明らかとされていないのが現状である。

3-2. 長内転筋の損傷メカニズム

Charnock ら¹⁵⁾は、サッカーキック動作の一つであるインステップキック時の長内転筋の筋活動、筋長および股関節角度を計測した。その結果、バックスイング期において、股関節伸展角度が最大となる直前に長内転筋の筋活動および筋伸長率の変化が最大となると報告した。このことから、バックスイング期において、長内転筋の遠心性収縮によって筋損傷が生じる可能性を示唆した。Serner ら⁷⁾は、サッカー選手を対象として、長内転筋の損傷が生じた際の股関節肢位をビデオ映像から解析した。その結果、キック動作では、股関節外転から内転および股関節伸展から屈曲運動が生じ、股関節外旋位であったと報告した。また、方向転換動作では、股関節外転、伸展および外旋位であったと報告した。

以上より、長内転筋の損傷には、複合的な股関節肢位によって、生じる力学ストレスが影響していると考えられるが、複合的な股関節肢位における当該筋の力学ストレスを定量化した研究はなく、長内転筋の損傷メカニズムの解明に至っていないのが現状である。

3-3. リスクファクターおよび予防プログラム

Tyler ら⁴⁷⁾は、プロアイスホッケー選手において、股関節内転筋力の低下が内転筋群の損傷リスクであると報告し、プロアイスホッケー選手を対象として、プレシーズンに内転筋力の強化を目的としたトレーニングを行った結果、シーズン中の損傷が有意に減少したと報告した⁴⁸⁾。さらに、外転筋力に対する内転筋力の比が 80%以下であることがリスクファクターであると報告した⁴⁸⁾。

一方、鼠径部痛のリスクファクターとして、内転筋群の筋力低下⁴⁹⁾や内転筋群の柔軟性低下（股関節開排可動域の低下）⁵⁰⁾が複数のシステマティックレビューで報告されている。特に、内転筋群の筋力低下の中でも遠心性股関節内転筋力低下がリスクファクターであると考えられており、遠心性股関節内転筋力の強化を目的としたトレーニング方法が検討されている。Serner ら⁵¹⁾は、長内転筋の筋力強化を目的として複数のトレーニングを

比較した結果、コペンハーゲンアブダクションが最も長内転筋の筋活動が得られるトレーニングであると報告し、Ishoi ら⁵²⁾は、8 週間のトレーニングにて、遠心性股関節内転筋力が 20.3 %改善すると報告した。また、Haroy ら⁵³⁾は、セミプロサッカー選手を対象として、コペンハーゲンアブダクションを用いた予防介入によって、介入群の鼠径部痛の発生数は、非介入群よりも 41 %減少したことから、鼠径部痛の予防プログラムとして適していると報告した。内転筋群の柔軟性低下に関して、Mosler ら⁵⁰⁾は、メタアナリシス解析の結果、鼠径部痛を有している症例の股関節開排可動域 (Bent Knee Fall Out test; BKFO) は、無症候の症例よりも有意に低下していることを報告した。

内転筋群の損傷および鼠径部痛のリスクファクターとして、遠心性股関節内転筋力低下が示唆されており、近年、筋力改善に伴う予防効果が報告されつつある。しかしながら、長内転筋に対する特異的な筋力評価およびトレーニング法であるかは十分な検討がされていない。そのため、長内転筋の受動張力に及ぼす股関節角度の影響を解明することにより、長内転筋に特異的な筋力評価およびトレーニング方法の開発に貢献すると考える。

4. 内転筋群の柔軟性評価

内転筋群の柔軟性は、股関節中間位での股関節最大外転角度および Special test である Bent Knee Fall Out test (BKFO)を用いて評価した報告が多い⁵⁴⁾。BKFO は、被験者を背臥位とし、膝関節屈曲 90°位にて股関節屈曲、外転および外旋位の股関節最大開拝時における腓骨頭とベッド間の距離を計測する。Malliaras ら⁵⁴⁾は、29 名の若年フットボール選手を対象として、BKFO の検者内信頼性および検者間信頼性を検討し、検者内信頼性は、0.89 ~ 0.90、検者間信頼性は、0.91 ~ 0.93 であると報告した。Light ら⁵⁵⁾は、男子大学生のサッカー選手 20 名を対象として、試合前、ハーフタイム時 (45 分後)、試合終了時 (90 分後) の BKFO を計測した。その結果、BKFO の値は、試合前 (23.8 cm) と比較して、ハーフタイム時で 11 % (+2.9 cm) 増加し、試合終了時で 15 % (+4.1 cm) 増加したことから、サッカーのプレーによって、内転筋群の柔軟性は低下し、筋損傷発生リスクが高まる可能性を示唆した。一方、Tak²⁹⁾らは、サッカーキック動作を想定した股関節柔軟性評価が重要であるとし、股関節最大伸展位における最大外転角度を計測した結果、内転筋群の損傷を呈した群において、受傷側の可動域は (28°)、非受傷側 (40°) よりも有意に可動域が有意に減少していると報告し、内転筋群の柔軟性低下が傷害発生に關与する可能性を示唆した。

近年、内転筋群の柔軟性は、複合的な股関節肢位における可動域を評価しており、傷害発生に関連する可能性が示唆されている。しかしながら、損傷頻度の高い長内転筋の柔軟性を特異的に評価できているかは不明である。したがって、長内転筋が伸長される股関節肢位を明らかにすることは、柔軟性評価を開発する上で基盤情報になり得ると考える。

5. 内転筋群に対するストレッチング効果

Madding ら⁵⁶⁾は、健常成人男性 72 名を対象として、ストレッチング持続時間の効果を検討した。対象者をストレッチング持続時間により 4 群（コントロール、15 秒、30 秒、2 分）に分け、股関節最大外転位にて静的ストレッチングを実施し、ストレッチング前後の股関節外転角度および受動的な股関節内転力を計測した。その結果、股関節外転角度は、15 秒で $+7.0^{\circ}$ 、30 秒で $+5.4^{\circ}$ 、2 分で $+7.2^{\circ}$ 改善し、いずれの角度もコントロール（ $+0.1^{\circ}$ ）と比較して有意に増加した。また、股関節内転力は、15 秒、30 秒および 2 分のいずれにおいても -0.5 kg 減少し、コントロール（ ± 0.0 kg）と比較して減少した。以上より、股関節外転可動域の改善および股関節内転力の減少には、15 秒での静的ストレッチングが効果的であると報告した。Hammer ら³⁰⁾は、内転筋群の柔軟性改善を目的とした効果的なストレッチング方法を検討するため、健常成人 40 名を対象として、4 つの異なるストレッチング肢位（static hip abduction stretch, modified lunge stretch, multidirectional stretch, joint mobilization）にて 60 秒 \times 1 セットのストレッチングを実施した。その結果、multidirectional stretch のみ介入前後で有意に股関節外転可動域が改善した（ $+1.7^{\circ}$ ）。このことから、股関節外転可動域は、前額面上の股関節角度であるが、前額面のみならず、屈曲・伸展や回旋などの多方向の要素を含んだストレッチング（multidirectional stretch）が股関節外転の改善に効果的である可能性を示唆した。Fjerstad ら⁵⁷⁾は、Active ストレッチングおよび Passive ストレッチングの違いが、股関節外転可動域および股関節最大内転筋力に及ぼす影響を検討するため、40 名の健常成人を対象として、各ストレッチングを 60 秒 \times 1 セット実施し、介入前後の股関節最大外転角度および股関節最大内転筋力を計測した。その結果、股関節最大外転角度は、いずれのストレッチング方法においても有意に増加した（Active, $+1.0^{\circ}$; Passive, $+1.2^{\circ}$ ）。また、股関節最大内転筋力は、いずれのストレッチング方法においても増加したが（Active, $+0.3$ kg; Passive, $+0.8$ kg）、最小可検変化量 95 %未満であった。以上より、60 秒 \times 1 セットの Active および Passive ストレッチングは、最大股関節内転筋力低下の影響が少なく、最大股関節外転

可動域の改善が得られると報告した。

以上より、内転筋群に対するストレッチング効果は、股関節外転可動域を指標として評価されているため、実際に内転筋群の柔軟性を検討した研究は、渉猟する限り存在しないのが現状である。また、内転筋群のストレッチング効果は、股関節外転のみならず、伸展、外旋を組み合わせた肢位にて効果が高いことから、実際に複合的な股関節肢位における受動張力の解明が、効果的なストレッチング方法の開発に寄与すると考える。

6. 剪断波エラストグラフィ

6-1. 弾性率と受動張力の関係

Koo ら¹⁷⁾は、ニワトリの前脛骨筋および腓腹筋を対象とし、骨格筋の受動張力と弾性率の関係性について検討した。重錘による漸増的な負荷を受動張力の指標とし、各筋の伸長に伴う弾性率を剪断波エラストグラフィにより定量した。その結果、前脛骨筋および腓腹筋は、 $R^2 = 0.97 \sim 0.99$ を示し、弾性率と受動張力との間には、強い線形関係があることが明らかとなった。Maisetti ら¹⁸⁾は、ヒト生体の腓腹筋の弾性率を計測し、筋骨格モデルより足関節角度変化に伴う腓腹筋の筋長および受動張力を算出した。その結果、弾性－筋長関係は、受動張力－筋長関係と高い相関関係 ($R^2 = 0.96 \sim 0.99$) にあることを報告した。また、小出所ら²¹⁾は、Thiel 法固定献体の大腿直筋を対象とし、受動張力と弾性率の関係性を検討した結果、 $R^2 = 0.97 \sim 0.99$ と高い相関関係があることを報告した。

以上の知見から、剪断波エラストグラフィで計測された弾性率によって、受動張力を推定することが可能であると考えられている。しかしながら、弾性－受動張力関係が検討された筋は限定されており、長内転筋を対象とした研究は存在しない。動物とヒトの骨格筋は、形態的特徴が異なることや²³⁾、同様にヒトにおいても筋間で異なることから²⁴⁾、長内転筋の弾性－受動張力関係は、これまで検証された筋^{17, 18, 21)}と異なる可能性がある。そのため、ヒト生体を対象として長内転筋の弾性率から受動張力を推定するためには、長内転筋における弾性－受動張力関係を解明する必要がある。

6-2. 他動的な関節運動が弾性率に及ぼす影響

Le sant ら⁵⁸⁾は、他動的な膝関節伸展時におけるハムストリングスの弾性率を計測し、膝関節伸展に伴い、各筋の弾性率は高値を示し、弾性増加パターンは筋間で異なると報告した。Hug ら⁵⁹⁾は、他動的な足関節背屈時の腓腹筋およびアキレス腱の弾性率を計測し

た。その結果、腓腹筋およびアキレス腱の弾性率は、いずれも背屈に伴い増加するが、腓腹筋よりもアキレス腱の方が早期に増加が開始すると報告した。また、先行研究において大腿四頭筋⁶⁰⁾や前脛骨筋⁶¹⁾など、多くの筋を対象として他動的な関節運動が弾性率に及ぼす影響が報告されており⁶²⁻⁶⁴⁾、柔軟性評価およびストレッチング方法の開発等に繋がる基盤情報とされている。

6-3. 股関節角度変化が内転筋群の弾性率に及ぼす影響

加藤らは²⁰⁾、股関節外転および屈曲角度変化が長内転筋および大内転筋の弾性率に及ぼす影響を検討した。その結果、長内転筋の弾性率は、股関節外転および伸展に伴い増加し、外転 0°、20°、40°および伸展 20°、屈曲 0°、20°において大内転筋よりも高値を示すことが明らかとなった。Ogawa ら⁶⁵⁾は、股関節屈曲角度が股関節最大外転位における長内転筋、大内転筋前部線維および後部線維の弾性率に及ぼす影響を検討した。その結果、最大外転位における長内転筋および大内転筋前部線維の弾性率は、屈曲角度の影響を受けないが、大内転筋後部線維は、屈曲角度の影響を受け、股関節屈曲位にて伸展位よりも高値を示すことが明らかとなった。

以上より、股関節角度変化が長内転筋の弾性率に及ぼす影響が報告されているが、上述した通り、股関節角度変化に伴う長内転筋の弾性率が筋の伸長に伴う受動張力を反映しているかは検証されていない。また、長内転筋の損傷メカニズム解明や柔軟性評価およびストレッチング方法の開発の基盤情報となり得る複合的な股関節肢位における長内転筋の弾性率は、最大股関節外転にて屈曲角度を変化させた肢位のみ⁶⁵⁾の報告であり、屈曲角度が外転および回旋に伴う弾性率の変化に及ぼす影響は明らかとされていない。

III. 研究方法

1. 研究概要

本研究は 2 つの研究課題から構成された。実験 1 は Thiel 法固定献体を対象とし、剪断波エラストグラフィにより計測された長内転筋の弾性率と受動張力との関係を検証した。実験 2 はヒト生体を対象とし、股関節角度変化が長内転筋の受動的な弾性特性に及ぼす影響を検証した。実験 1 は研究課題「ヒト二関節筋における生体力学特性の定量評価－健常人と御遺体を用いた超音波イメージングによる検討－」（資料 1、承認番号 30-2-26）、実

験 2 は研究課題「股関節内転筋群の活動特性および機械特性に着目した筋機能解明」（資料 2、承認番号 1-2-25）の一部として実施した。

2. 実験 1：長内転筋の弾性率と受動張力の関係 -Thiel 法固定献体による検討-

2-1. 研究対象と選定基準

対象は骨盤、股関節および周囲筋、腱、関節包に損傷や変形のない Thiel 法固定献体 9 体 9 肢（死亡時平均年齢: 86.3 ± 7.7 歳, 性別: 男性 5 体; 女性 4 体, 左右: 左 5 肢; 右 4 肢）とし、献体の性別や年齢の制限を設けず、利き脚および非利き脚の区別を行わなかった。献体は死後 24 時間以内に本学医学部解剖学講座に搬送され、遺族の同意とともに本人の生前同意が得られた者とした（資料 3）。

2-2. データ収集の方法

Thiel 法固定献体の長内転筋を同定および剖出した後、長内転筋の近位端および遠位端を恥骨および大腿骨における腱付着部の最遠位端を基準としてそれぞれ切離し、標本を作成した（図 1）。長内転筋の伸長操作は、先行研究^{21, 66, 67)}を参考として実施した。長内転筋を伸長し受動張力を負荷させるため作成した標本をオーダーメイドの力学試験機 (Uchida System) に固定し、クランプを用いて近位端および遠位端を固定した。遠位端を固定したクランプ側に金属ワイヤーを取り付け、滑車を介して重錘を吊るした。また、遠位端のクランプにジャッキを取り付け、標本の長軸が床面と平行となるように高さを調整した。ジャッキの下には低摩擦のタイヤを取り付け、伸長操作時にタイヤと土台部の摩擦を軽減させた（図 2）。実験中は室温を 22 °C、湿度を約 40 %に保ち、標本の組織性状特性が温度変化の影響を受けないよう留意した。長内転筋への受動張力は、先行研究⁶⁷⁾を参考とし、0g から 600g まで 60g ずつ重錘を負荷して漸増させ、伸長課題は 2 回実施した。持続的な負荷によって生じるクリープ現象およびヒステリシス効果を最小限にするため、各張力の負荷時間は 10 秒以内とし、計測毎に負荷を除いた。また、1 回目と 2 回目の伸長課題の間には 3 分以上の時間を設けた。

2-3. データ計測

弾性計測には、剪断波エラストグラフィ機能を搭載した超音波診断装置（Aixplorer Ver.12, Supersonic imagine）およびリニアプローブ（50 mm, 4-15 MHz, Supersonic

imagine) を用いた。長内転筋の直下にエコーパッド (超音波診断用エコーパッド、八十島プロシード株式会社) を設置し、弾性計測部位およびエコーパッド上には、エコー用ゲル (SONO JELLY Hard、キヤノン医療用品) を塗布した。弾性計測部位は、長内転筋の近位端と遠位端を結んだ近位 1/3 (以下、近位)、中央および遠位 1/3 (以下、遠位) の 3 カ所とした (図 1)。プローブは長内転筋の長軸と平行となるよう設置し、フレキシブルアーム型のクランプを用いて固定することにより試技間のプローブ位置および傾斜角度を一定とした。各負荷条件において超音波画像を 2 枚記録した。弾性計測は、全て 1 名の検者が実施した。各標本における長内転筋の形態的特徴の差を考慮するため、弾性計測後、筋長、筋重量および解剖学的筋横断面積 (ACSA: anatomical cross sectional area) を記録した。筋長は近位端と遠位端を結んだ距離をメジャーにて 1cm 単位にて計測した。筋重量はデジタルはかり (SH-5000, A & D) を用いて 1g 単位にて計測した。ACSA は弾性計測と同様の部位 (近位、中央、遠位) で、超音波診断装置 (Aixplorer Ver.12, Supersonic imagine) を用いた Extended field-of-view (技術拡張視野) にて計測した (図 3)。表 1 に各標本の筋長、筋重量および ACSA を示す。

2-4. データ解析

弾性解析には、弾性画像解析ソフト (S-17115 Ver.1.3.0、Takei Instruments) を用いた。弾性画像の関心領域に縦 5 mm、横 20 mm の矩形領域を設定し (図 4)、その内部のヤング率 (kPa) から剪断弾性率 (kPa) を算出した。矩形領域は弾性カラーマップが安定し、各標本および部位間で共通したサイズかつ解析範囲が可能な限り大きくなるよう設定した。各負荷条件で 2 回測定した剪断弾性率の平均値を統計学的解析に用いた。

2-5. 統計学的解析

全ての測定値の平均値および標準誤差を算出した。統計処理には統計解析ソフト (SPSS Statistics version 27.0, IBM Corp.) を用いた。剪断弾性率における測定再現性の指標である級内相関係数 (ICC: intraclass correlation coefficients)、変動係数 (CV: coefficient of variation) および測定の標準誤差 (SEM: standard error of measurement) を算出した。剪断弾性率と受動張力との関係を検証するため、各標本および各部位ごとに受動張力を目的変数、剪断弾性率を説明変数とした直線回帰分析を実施した。剪断弾性率と ACSA および筋重量の関係を検証するため、ACSA および筋重量の逆数を算出した後、Pearson の相

関係数を用いた。また、弾性－受動張力関係の傾きに相当する弾性増加率を下記の式にて算出した後、

$$k = (E_{600} - E_0) / F$$

k: 弾性増加率, $E_{0, 600}$: 0 および 600g 負荷時の剪断弾性率, F: 受動張力 600g

弾性増加率と ACSA および筋重量の関係を検証するため、Pearson の相関係数を用いた。剪断弾性率および弾性増加率と筋重量の関係の検証には、中央部の剪断弾性率を用いた。有意水準は 5 %とした。

2-6. 倫理的配慮

本研究は本学倫理委員会にて承認を受けた研究課題（資料 1, 30-2-26）の一部として実施した。ヘルシンキ宣言に従い、被験者のプライバシーおよび人権の保護に留意し実験を行った。また、本学倫理委員会にて制定された「献体の利用に関する指針」（資料 4）を遵守して実験を行った。

3. 実験 2：股関節角度変化が長内転筋の受動的な弾性率に及ぼす影響 -ヒト生体による検討 -

3-1. 研究対象と選定基準

対象は若年健常男性 16 名（身長: 173.9 ± 6.3 cm, 体重: 69.4 ± 9.3 kg, 年齢: 26.3 ± 3.5 歳）とした。対象者数は検出力分析を行い決定し、検出力分析には分析ソフト（G*Power Ver.3.1.9.6）を用いた。反復測定三元配置分析を行う上で、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、対象者数は 11 名に 5 名を追加した 16 名とした。対象は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（資料 5）を用いて十分に説明を受け、同意を得た者とした（資料 6）。

3-2. 除外基準

除外基準は、1) 現在、四肢および体幹に運動機能障害を有する者、2) 過去 6 ヶ月以内に下肢および体幹に整形外科的既往を有する者、3) 過去に股関節内転筋群の損傷および鼠径部痛の既往を有する者とした。

3-3. データ収集の方法

3-3-1. 事前準備

実験 2 は室温を一定に保った実験室にて行った。弾性計測部位を同定するため、恥骨結合および大腿骨内転筋結節を結んだ近位 30 %の位置にプローブを設置し、超音波 B モードにて縫工筋および薄筋と長内転筋の間をペンによって皮膚上にマーキングした。その後、長内転筋の縦断画像が明瞭に得られた位置をペンによって皮膚上にマーキングし、プローブ位置を決定した (図 5)。弾性計測中に随意的な筋活動が生じていないことを確認するため表面筋電図を記録した。表面筋電図はプローブ設置位置と平行となる位置に貼付し (図 5)、貼付前に皮膚処理を実施し皮膚抵抗を軽減させた。

3-3-2. 股関節運動課題

多用途筋機能評価運動装置 (Biodex system 4, Biodex Medical systems) を用いて実施した。測定肢は利き脚とし、ボールを強く蹴ることができる脚を利き脚と定義した⁶⁸⁾。被験者を背臥位または端座位とし、測定肢の大腿部遠位は運動装置のベルトを用いて固定した。測定肢は膝関節屈曲 90°とした。非測定肢は股関節屈曲 0°、外転 20°および回旋 0°、膝関節屈曲 90°とした。体幹および骨盤はベルトを用いて運動装置に固定した (図 6)。股関節運動課題は、屈曲角度が他動的な外転に伴う長内転筋の弾性率に及ぼす影響を検証するための外転課題および屈曲角度が他動的な回旋に伴う長内転筋の弾性率に及ぼす影響を検証するための回旋課題を行った。外転課題および回旋課題は、ストレッチング効果の影響を少なくするため、別日に実施し、各課題間は最低 48 時間以上の休息を設けた⁶³⁾。また、被験者ごとに課題の順番は無作為とした。外転課題では、伸展 20°、屈曲 0°、20°、40°、60°および 80°にて、外転 0°、10°、20°、30°、40°における弾性率を計測し、回旋角度は内外旋 0°とした。また、同様に各屈曲角度にて最大外転位における弾性率を計測した。最大外転位は痛みが出現する直前の肢位とした。屈曲角度は無作為順とし、外転条件は外転 0°、10°、20°、30°、40°および最大外転位の順とした。回旋課題では、伸展 20°、屈曲 0°、20°、40°、60°および 80°にて、外転 0°および 40°における内旋 20°、内外旋 0°、外旋 20°の弾性率を計測した。また、各屈曲角度の外転 40°における最大外旋および内旋位における弾性率を計測した。最大外旋および内旋位は、痛みが出現する直前もしくは屈曲、伸展、内転および外転の代償動作が出現する直前の肢位とした。屈曲角度、最大外旋および内旋位を含んだ回旋条件は無作為順とし、外転角度は外転 0°から 40°の順とした。

屈曲角度は体幹に平行な線および大腿骨大転子と大腿骨外側顆の中心を結んだ線でなす角とし、東大式ゴニオメーターを用いて計測した。屈曲 0°から 80°はバックレストの角度を調整して設定し、伸展 20°は座面高を調整して設定した。外転角度は両側の上前腸骨棘を結んだ線への垂直と大腿中央線でなす角とし、東大式ゴニオメーターを用いて計測した。回旋角度は膝蓋骨より下ろした垂線と下腿中央線を結んだ線でなす角とし、外転課題では東大式ゴニオメーター、回旋課題では多用途筋機能評価運動装置にて計測した。

3-3-3. 等尺性股関節内転運動課題

等尺性股関節内転課題は、外転課題および回旋課題の弾性計測終了後に実施した。被験者を背臥位とし、内転運動中に体幹および骨盤の代償運動が生じないようにベルトを用いて体幹および骨盤を固定した。大腿骨遠位内側に徒手抵抗を加え、等尺性股関節内転運動を最大随意収縮（以下、MVC: Maximum Voluntary Contraction）にて 2 回実施した。試技間は疲労の影響を考慮して 1 分以上の休息時間を設けた。

3-4. データ計測

3-4-1. 弾性率

弾性率は、剪断波エラストグラフィ機能を搭載した超音波診断装置（Aixplorer Ver.12, Supersonic imagine）およびリニアプローブ（50 mm, 2-10 MHz, Supersonic imagine）を用いて計測した。事前にマーキングしたプローブ位置から撮像された超音波 B モード画像から剪断弾性率を算出した。関心領域は表層部とし超音波 B モード画像上で観察される血管、神経を除き、長内転筋の筋線維が明瞭に映るようプローブ操作して決定した（図 7）。弾性画像は各条件において 2 枚記録し、解析ソフト（Lab chart 7.2, AD Instruments）にて表面筋電図、受動内転トルクおよび回旋角度と同期した。弾性率の計測は全て 1 名の検者が実施した。

3-4-2. 表面筋電図、受動内転トルク、回旋角度

外転課題、回旋課題および等尺性内転課題において、表面筋電図は能動電極を用いて計測した。表面電極は増幅形式: 差動増幅、電極間距離: 1 cm、センサ部分: 0.1×1.0 cm の銀製、電極内における増幅率: 10 倍、入力インピーダンス: 1015 Ω /0.2 pF 以上、同相信号除去比: 92 dB、増幅器による増幅率: 10 倍、記録周波数帯: 20 \pm 5 Hz \sim 450 \pm 50 Hz とした

(電極: DE-2.1, 増幅器: Bagnoli-8, Delsis)。得られた筋電図信号は AD 変換器 (Power lab, AD Instruments) を介し、専用のソフトウェア (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 1kHz とした。外転課題時の受動内転トルクは、多用途筋機能評価装置から得られる電位を用いて計測した。回旋課題時の回旋角度は、東大式ゴニオメーターで規定した外旋 20°および内旋 20°において多用途筋機能評価装置から得られる各電位を用いて 2 点キャリブレーションを行い計測した。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内外旋 0°において多用途筋機能評価装置で得られる内外旋角度が $0 \pm 2^\circ$ 以内であることを確認した。

3-5. データ解析

3-5-1. 弾性率

弾性解析は、弾性画像解析ソフト (S-17115 Ver.1.3.0, Takei Instruments) を用いた。弾性画像の関心領域に縦 5 mm、横 15 mm の矩形領域を設定し、その内部のヤング率 (kPa) から剪断弾性率 (kPa) を算出した (図 7)。矩形領域は、筋内腱よりも表層にて弾性カラーマップが安定した範囲とし、各対象者間で共通したサイズかつ可能な限り解析範囲が大きくなるよう設定した。各条件で 2 回測定した剪断弾性率の平均値を統計学的解析に用いた。

3-5-2. 表面筋電図、受動内転トルク、回旋角度

表面筋電図は解析ソフト (Lab chart 7.2, AD Instruments) を用いて、200 msec 区間で二乗平均平方根 (RMS: Root mean square) 値を算出した。外転課題および回旋課題においては、剪断波エラストグラフィから生じるプッシュパルス波によるノイズを避けた 200 msec 区間で RMS 値を算出した。外転課題時の受動内転トルクおよび回旋課題時の回旋角度は、解析ソフト (Lab chart 7.2, AD Instruments) を用いて、1sec 区間の平均値を算出し、統計学的解析に用いた。得られた RMS 値は、等尺性股関節内転運動課題の MVC 時の RMS 値で正規化し、統計学的解析に用いた。

3-6. 統計学的解析

全ての測定値の平均値および標準誤差を算出した。統計処理には統計解析ソフト (SPSS Statistics version 27.0, IBM Corp.) を用いた。剪断弾性率の再現性を検討するた

め、ICC、CV および SEM を算出した。分散分析に先立ち、Mauchly の球面性検定を行い球面性の仮定を検定した。球面性が仮定されなかった場合は、Greenhouse-Geiser にて自由度の調整を行った後、分散分析を実施した。有意水準は 5 %とした。

3-6-1. 股関節角度と剪断弾性率の関係

屈曲角度が他動的な外転に伴う長内転筋の剪断弾性率に及ぼす影響を検討するため、反復測定二元配置分散分析（屈曲角度×外転角度）を行った。屈曲角度が最大外転位における長内転筋の剪断弾性率に及ぼす影響を検討するため、反復測定一元配置分散分析（屈曲角度）を行った。屈曲角度が他動的な回旋に伴う長内転筋の剪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（屈曲角度×外転角度×回旋角度）を行った。屈曲角度が最大外旋および内旋位における長内転筋の剪断弾性率に及ぼす影響を検討するため、反復測定二元配置分散分析（屈曲角度×回旋肢位）を行った。反復測定三元配置分散分析において 2 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検定を行うこととした。一方、2 次の交互作用を認めず 1 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検定を行った。2 次および 1 次の交互作用を認めず、主効果を認めた場合は、多重比較検定を行うこととした。反復測定二元配置分散分析において交互作用および主効果を認めた場合、単純主効果の検定を実施し、有意な場合には多重比較検定を行った。反復測定一元配置分散分析において、主効果を認めた場合、多重比較検定を行った。多重比較検定には、Bonferroni 法を用いた。

3-6-2. 屈曲角度と外転に伴う受動内転トルクの関係

屈曲角度が他動的な外転に伴う受動内転トルクに及ぼす影響を検討するため、反復測定二元配置分散分析（屈曲角度×外転角度）を行った。交互作用および主効果を認めた場合、単純主効果の検定を実施、有意な場合には Bonferroni 法を用いて多重比較検定を行った。

3-6-3. 外転に伴う長内転筋の剪断弾性率と受動内転トルクの関係

各屈曲角度における外転に伴う長内転筋の剪断弾性率と受動内転トルクとの関係を検討するため、受動内転トルクを目的変数、剪断弾性率を説明変数とした直線回帰分析を実

施した。

3-6-4. 屈曲角度と最大外転、最大外旋および最大内旋角度の関係

屈曲角度が最大外転角度、外転 40°における最大外旋および最大内旋角度に及ぼす影響を検討するため、それぞれ反復測定一元配置分散分析（屈曲角度）を行い、主効果を認めた場合、Bonferroni 法を用いて多重比較検定を行った。

3-7. 倫理的配慮

本研究は本学倫理委員会にて承認を受けた研究課題（資料 2, 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被験者のプライバシーおよび人権の保護に留意し実験を行った。個人情報の保護、対象者への説明と同意および予測される危険性とその対策については資料 2 に記載の通り実施した。

IV. 結果

1. 実験 1：長内転筋の弾性率と受動張力の関係 -Thiel 法固定献体による検討-

1-1. 測定の信頼性

長内転筋の剪断弾性率の測定信頼性指標である ICC、CV および SEM を表 2 に示す。いずれの計測部位においても高い測定再現性（ICC > 0.99）が得られた[近位: ICC = 0.995; 95% confidence interval(CI): 0.992-0.996; CV: 2.6 ± 1.2 %; SEM: 0.98 kPa, 中央: ICC = 0.996; 95% CI: 0.994-0.998; CV: 2.0 ± 0.6 %; SEM: 0.61 kPa, 遠位: ICC = 0.992; 95% CI: 0.984-0.996; CV: 3.5 ± 2.3 %; SEM: 0.80 kPa]。

1-2. 長内転筋の剪断弾性率と受動張力の直線回帰分析

図 8 に長内転筋の剪断弾性率と受動張力の関係を示す。長内転筋の剪断弾性率と受動張力の関係は、すべての標本およびいずれの計測部位においても有意な強い線形関係を認め（ $P < 0.05$ ）、回帰式の決定係数の平均値は、近位で $R^2 = 0.989 \pm 0.008$ (0.970 – 0.998)、中央で $R^2 = 0.986 \pm 0.013$ (0.957 – 0.999)、遠位で $R^2 = 0.982 \pm 0.015$ (0.934 – 0.997)であった（表 3）。

1-3. 長内転筋の剪断弾性率および弾性増加率と解剖学的筋横断面積の逆数との関係

図 9 に長内転筋の剪断弾性率と ACSA の逆数との関係、図 10 に長内転筋の弾性増加率と ASCA の逆数との関係を示す。0g 負荷時の剪断弾性率と ACSA の逆数は、有意な相関関係を認めなかった($r = 0.21$, $P = 0.31$)。一方、600g 負荷時の剪断弾性率および弾性増加率と ACSA の逆数との間には、有意な正の相関関係を認めた($r = 0.42$, $P = 0.03$, $r = 0.43$, $P = 0.03$)。

1-4. 長内転筋の剪断弾性率および弾性増加率と筋重量の逆数との関係

図 11 に長内転筋の剪断弾性率と筋重量の逆数との関係、図 12 に長内転筋の弾性増加率と筋重量の逆数との関係を示す。0g 負荷時の剪断弾性率と筋重量の逆数は、有意な相関関係を認めなかった($r = -0.31$, $P = 0.42$)。一方、600g 負荷時の剪断弾性率および弾性増加率と筋重量の逆数との間には、有意な正の相関関係を認めた($r = 0.71$, $P = 0.03$, $r = 0.77$, $P = 0.02$)。

2. 実験 2：股関節角度変化が長内転筋の受動的な弾性率に及ぼす影響 -ヒト生体による検討 -

2-1. 測定信頼性

長内転筋の剪断弾性率の測定信頼性指標である ICC、CV および SEM を表 4 および表 5 に示す。外転および回旋課題ともにいずれの屈曲角度においても高い測定再現性が得られた ($ICC > 0.99$)。外転および回旋課題時における弾性計測中の筋活動 (%MVC) は、いずれの課題においても屈曲角度間で有意な差を認めず (外転: $F = 0.84$; $P = 0.53$, 回旋: $F = 0.64$; $P = 0.59$)、外転課題で $1.4 \pm 0.8 \%$ 、回旋課題で $1.7 \pm 0.8 \%$ であった。

2-2. 屈曲角度が外転に伴う長内転筋の弾性変化に及ぼす影響

図 13 に異なる屈曲角度における外転に伴う長内転筋の弾性変化を示す。分散分析の結果、屈曲角度 ($F = 23.80$; $P < 0.01$) および外転角度 ($F = 32.98$; $P < 0.01$) に有意な主効果を認め、屈曲角度と外転角度に交互作用を認めた ($F = 9.12$, $P < 0.01$)。伸展 20°の剪断弾性率は、外転 10°から外転 40°において 20°、40°、60°および 80°と比較して、外転 10°、30°、40°において屈曲 0°と比較して有意に高値を示した ($P < 0.05$)。屈曲 0°の剪断弾性率は、外転 10°から外転 40°において屈曲 80°と比較して、外転 10°、20°および 40°において

屈曲 60°と比較して、外転 40°において屈曲 20°と比較して有意に高値を示した($P < 0.05$)。屈曲 20°の剪断弾性率は、外転 40°において屈曲 80°と比較して有意に高値を示した($P < 0.05$)。屈曲 40°の剪断弾性率は、外転 10°において屈曲 80°と比較して有意に高値を示した($P < 0.05$)。

2-3. 屈曲角度が最大外転位における長内転筋の剪断弾性率に及ぼす影響

図 14 に異なる屈曲角度における最大外転位の長内転筋の剪断弾性率を示す。分散分析の結果、屈曲角度に主効果を認め ($F = 8.09$; $P < 0.01$)、伸展 20°の剪断弾性率は、屈曲 40°および 80°と比較して有意に高値を示した($P < 0.05$)。

2-4. 屈曲角度が回旋に伴う長内転筋の弾性変化に及ぼす影響

分散分析の結果、屈曲、回旋と外転の間に 2 次交互作用を認めなかった ($F = 1.98$; $P = 0.09$)。また、回旋と外転の間に 1 次交互作用を認めなかった ($F = 1.19$; $P = 0.32$)。一方、屈曲と回旋および屈曲と外転の間に 1 次の交互作用を認めた ($F = 9.63$; $P < 0.01$, $F = 6.26$; $P < 0.01$)。図 15 に外転 0°および 40°の長内転筋の剪断弾性率を平均化し、異なる屈曲角度における回旋に伴う弾性変化を示す。伸展 20°において内旋 20°の剪断弾性率は、内外旋中間位および外旋 20°と比較して有意に高値を示した ($P < 0.01$)。また、伸展 20°において内外旋中間位の剪断弾性率は、外旋 20°と比較して有意に高値を示した ($P < 0.01$)。

2-5. 屈曲角度が最大外旋および内旋位における長内転筋の剪断弾性率に及ぼす影響

図 16 に外転 40°にて異なる屈曲角度における最大外旋および内旋位における長内転筋の剪断弾性率を示す。分散分析の結果、屈曲角度($F = 16.52$; $P < 0.01$)および回旋肢位 ($F = 20.39$; $P < 0.01$)に有意な主効果を認め、屈曲角度と回旋角度に交互作用を認めた ($F = 7.18$; $P < 0.01$)。最大外旋位における伸展 20°の剪断弾性率は、屈曲 80°と比較して有意に高値を示した($P < 0.01$)。最大内旋位における伸展 20°の剪断弾性率は、屈曲 20°、40°、60°および 80°と比較して有意に高値を示し($P < 0.05$)、屈曲 0°、20°および 40°の剪断弾性率は、屈曲 80°と比較して有意に高値を示した($P < 0.01$)。

2-6. 屈曲角度が受動内転トルクに及ぼす影響

図 17 に異なる屈曲角度における外転に伴う受動内転トルク変化を示す。分散分析の結果、屈曲角度 ($F = 12.40$; $P < 0.01$) および外転角度 ($F = 240.11$; $P < 0.01$) に有意な主効果を認め、屈曲角度と外転角度に交互作用を認めた ($F = 2.45$, $P = 0.03$)。伸展 20° の受動内転トルクは、外転 10° および 20° にてすべての屈曲角度、外転 30° にて屈曲 0° 、 20° および 80° 、外転 40° にて屈曲 0° よりも有意に高値を示した ($P < 0.05$)。

2-7. 外転に伴う長内転筋の剪断弾性率と受動内転トルクとの関係

図 18 に各屈曲角度における長内転筋の剪断弾性率と受動股関節内転トルクの線形関係を示す。いずれの屈曲角度においても剪断弾性率と受動内転トルクとの間には、有意な線形関係を認めた ($P < 0.05$)。回帰式の決定係数は、伸展 20° で $R^2 = 0.132$ 、屈曲 0° で $R^2 = 0.178$ 、屈曲 20° で $R^2 = 0.147$ 、屈曲 40° で $R^2 = 0.197$ 、屈曲 60° で $R^2 = 0.242$ および屈曲 80° で $R^2 = 0.253$ であった。

2-8 屈曲角度が最大外転角度、最大外旋および内旋角度に及ぼす影響

図 19 に異なる屈曲角度における最大外転角度を示す。分散分析の結果、屈曲角度に有意な主効果を認め ($F = 12.60$; $P < 0.01$)、伸展 20° における最大外転角度は、いずれの屈曲角度と比較して有意に低値を示した ($P < 0.05$)。図 20 に外転 40° における異なる屈曲角度における最大外旋角度を示す。分散分析の結果、最大外旋角度は屈曲角度で有意な主効果を認めなかった ($F = 1.86$, $P = 0.11$)。図 21 に外転 40° における異なる屈曲角度における最大内旋角度を示す。分散分析の結果、屈曲角度で有意な主効果を認めなかった ($F = 1.86$, $P = 0.11$)。

V. 考察

本研究は剪断波エラストグラフィを用いた長内転筋の受動張力の妥当性検証および股関節角度変化に伴う弾性特性の定量化を目的として、2つの実験課題を実施した。実験 1 では、Thiel 法固定献体を対象として長内転筋の剪断弾性率と受動張力の関係を検証し、長内転筋の弾性－受動張力関係は有意な強い線形関係を示すことが明らかとなった ($R^2 = 0.982 - 0.989$)。このことから、剪断波エラストグラフィ法を用いた長内転筋の弾性計測は、筋伸長に伴う受動張力変化の推定評価に有用であることが示された。したがって、実

験 2 ではヒト生体を対象として、股関節角度変化に伴う長内転筋の受動張力の動態解明を目的に、股関節角度変化が長内転筋の受動的な弾性率に及ぼす影響を検証した。その結果、長内転筋の剪断弾性率は屈曲角度に依存し、外転および内旋に伴う弾性増加は伸展位にて大きいことが明らかとなった。

1. 実験 1：長内転筋の弾性率と受動張力の関係 -Thiel 法固定献体による検討-

実験 1 の結果、剪断波エラストグラフィを用いて計測した長内転筋の剪断弾性率と筋伸長に伴う受動張力との間には、計測部位に依らず有意な強い線形関係を認めた（近位： $R^2 = 0.989$; $P < 0.05$, 中央： $R^2 = 0.986$; $P < 0.05$, 遠位： $R^2 = 0.982$; $P < 0.05$ ）。このことから、剪断波エラストグラフィ法で計測された長内転筋の剪断弾性率から、長内転筋の筋伸長に伴って生じる受動張力を約 98 %説明することが可能であり、長内転筋の弾性計測は受動張力変化の推定に有用であることが示された。

1-1. 測定の再現性

測定再現性である ICC は、いずれの部位でも 0.99 以上（0.992 - 0.996）であることが示された。本研究において、ヒトの大腿直筋⁶⁷⁾（ICC = 0.987 - 0.996）やニワトリの前脛骨筋¹⁷⁾（ICC = 0.995）を対象に弾性－受動張力関係を検討した先行研究と同程度の ICC が得られていることから、本研究の弾性計測は高い再現性で実施されたといえる。

1-2. 長内転筋の剪断弾性率と受動張力の線形関係

剪断波エラストグラフィで計測された弾性率と受動張力の関係は、ヒトの大腿直筋⁶⁷⁾やニワトリ¹⁷⁾およびブタ²²⁾の筋組織を対象とした先行研究によって検証され、いずれも強い線形関係を認めたと報告されている（ $R^2 = 0.927 - 0.999$ ）。このことから、弾性定量による受動張力変化の推定が間接的に評価可能であることが示され、剪断波エラストグラフィを用いて、関節角度変化に伴う受動的な筋弾性変化^{18, 58, 68, 69)}やストレッチング介入が筋弾性に及ぼす影響^{63, 70-72)}が報告されている。実験 1 では、これまで弾性－受動張力関係が検証された筋^{17, 22, 67)}と形態的特徴が異なる長内転筋においても強い線形性（ $R^2 = 0.982 - 0.989$ ）を認めた。また、ヒトの大腿直筋⁶⁷⁾と同様、弾性－受動張力関係は計測部位に依らず強い線形関係を認めた。これらの結果は、長内転筋の筋内の部位に依らず、弾性変化から受動張力変化を推定評価できる可能性を示唆する。したがって、先行研究で報

告された股関節角度変化に伴う長内転筋の受動的な弾性変化^{20, 65, 73)}は、長内転筋の受動張力変化を示していたと考えられる。

1-3. 長内転筋の剪断弾性率および弾性増加率と形態的特徴の関係

各標本における形態的特徴の差を考慮するため、先行研究¹⁷⁾を参考とし長内転筋の剪断弾性率と ACSA および筋重量の逆数との関係を検討した。その結果、0g 負荷時の剪断弾性率と ACSA の逆数および筋重量の逆数との間には、相関関係を認めず、先行研究¹⁷⁾と同様の結果を示した。一方、本研究における最大伸長負荷である 600g 負荷時の剪断弾性率と ACSA の逆数および筋重量の逆数との間には、有意な正の相関関係を認めた ($r = 0.42$; $P = 0.03$, $r = 0.43$; $P = 0.03$)。このことから、受動張力が生じていない安静時の長内転筋の剪断弾性率は、ACSA や筋重量の影響を受けないが、負荷量が増大した際の剪断弾性率は、ACSA が小さく、筋重量が軽いほど、高値を示す可能性が示唆された。また、弾性－受動張力関係の傾きに相当する弾性増加率と ACSA の逆数および筋重量の逆数との間にも、有意な正の相関関係を認め ($r = 0.71$; $P = 0.03$, $r = 0.77$; $P = 0.02$)、先行研究¹⁷⁾ (ACSA: $r = 0.86$, 筋重量: $r = 0.89$) と同様の結果が得られた。したがって、ヒトの長内転筋においても、ACSA が小さく、筋重量が軽いほど、受動張力増大に伴う弾性増加は大きい可能性が示唆された。以上の結果から、筋伸長に伴う長内転筋の弾性増加には、ACSA や筋重量などの形態的特徴の影響を受ける可能性が示唆された。

2. 実験 2. 股関節角度変化が長内転筋の受動的な弾性率に及ぼす影響 -ヒト生体による検討 -

股関節角度変化が長内転筋の剪断弾性率に及ぼす影響を検討するため、実験 2 では、外転および回旋課題の 2 つの運動課題を実施した。その結果、外転に伴う長内転筋の弾性増加は、屈曲角度に依存し、屈曲 80°よりも伸展 20°にて有意に大きかった。また、回旋に伴う長内転筋の弾性変化は、外転角度に依らず、屈曲 0°から屈曲 80°において回旋に伴う変化を認めなかった一方、伸展 20°のみにおいて内旋に伴い増加した。これまで、長内転筋の受動的な弾性変化は、単一運動面上の股関節角度変化における検討^{20, 73)}や屈曲角度が最大外転時の弾性率に及ぼす影響の検討⁶⁵⁾のみに留まっていた。したがって、異なる股関節運動を組み合わせた股関節角度変化に伴う長内転筋の弾性変化を検証した報告は渉猟する限り本研究が初めてである。

2-1. 測定再現性

測定再現性を示す ICC は、外転および回旋課題ともにいずれの屈曲角度においても 0.99 以上 (0.993 - 0.999) を示し、長内転筋の剪断弾性率を計測した先行研究⁶⁵⁾ (ICC = 0.99) と同様であったことから、本研究の弾性計測は、先行研究と同等の再現性で実施されたと考える。また、弾性計測中の長内転筋の筋活動 (%MVC) は、外転課題時で 1.4 %、回旋課題時で 1.7 % であり、大腿直筋⁶⁸⁾ (1.3 %) やハムストリングス⁷⁴⁾ (1.4 %) の受動的な弾性率を計測した先行研究と同程度であり、また、両課題において屈曲角度間で筋活動に有意な差を認めなかった。以上より、実験 2 で計測された長内転筋の弾性率は、随意的な筋収縮の影響は小さく、受動的な機械特性を反映していると考えられる。

2-2. 屈曲角度が他動的な外転に長内転筋の弾性変化に及ぼす影響

他動的な外転に伴う長内転筋の弾性増加は、屈曲角度に依存し、外転 0°において伸展 20°と屈曲 80°の間に有意な差を認めなかった一方、外転 40°では伸展 20°の剪断弾性率は屈曲 80°よりも有意に高く、約 2.7 倍であった。長内転筋は、恥骨下枝より起始し大腿骨後面の大腿骨粗線に停止する¹⁾ことから、屈曲 0°において屈曲モーメントアームを有し、伸展に伴い増加するとされている⁹⁾。このことから、実験 2 において長内転筋は伸展に伴い筋が伸長され、剪断弾性率が増加したと考える。さらに、弾性増加が生じた伸展位にて他動的な外転運動が伴うことにより、外転に伴う弾性増加は、屈曲位よりも伸展位にて大きかったと考えられる。ハムストリングスの受動的な弾性変化を検討した先行研究においても、他動的な膝関節伸展に伴うハムストリングスの弾性増加は、股関節伸展位よりもハムストリングスが伸長される屈曲位にて大きいことが報告されている⁵⁸⁾。以上のことから、他動的な外転に伴って生じる長内転筋の受動張力は、屈曲角度に依存し、屈曲位よりも伸展位にて増大することが示唆された。

また、実験 2 において伸展 20°における最大外転角度は、他の屈曲角度における最大外転角度と比較して、有意に低値を示したが、伸展 20°の最大外転位における長内転筋の剪断弾性率は、屈曲 40°および 80°と比較して有意に高値を示した。このことから、伸展位の最大外転角度は屈曲位と比較して小さいものの、最大外転位にて生じる長内転筋への受動張力は屈曲位よりも伸展位で大きいことが示された。一方、本研究結果は、最大外転位における長内転筋の剪断弾性率は、屈曲角度に依存しないと報告した先行研究⁶⁵⁾と異な

る結果を示した。この要因として、先行研究⁶⁵⁾と本研究では計測肢位が異なり、先行研究では骨盤固定が行われていなかったこと、弾性計測中の長内転筋の筋活動が記録されておらず、計測された弾性率が筋収縮の影響を受けていた可能性が考えられる。

2-3. 屈曲角度が他動的な回旋に伴う長内転筋の弾性変化に及ぼす影響

分散分析の結果、屈曲、回旋と外転の間の2次交互作用および回旋と外転の間の1次交互作用を認めなかった一方、屈曲と回旋の間に1次交互作用を認めた。このことから、外旋20°から内旋20°における他動的な回旋に伴う長内転筋の弾性変化は、外転角度に依らず、伸展20°において内旋20°の剪断弾性率は、外旋20°と比較して有意に増加し1.5倍であることが示された。一方、屈曲0°から屈曲80°においては回旋に伴う変化を認めなかった。Dostal⁹⁾は、長内転筋は屈曲0°および外転0°にて内旋作用を有すると報告していることから、本研究では長内転筋の剪断弾性率は外旋に伴い増加すると仮説を立てたが、本研究結果は仮説と異なる結果となった。一方、Leighton²⁸⁾は、長内転筋は外旋作用を有すると報告しており、これまで長内転筋の回旋作用は一致した見解が得られていない。本研究では、対象者の長内転筋の回旋モーメントアームを計測できていないため、長内転筋がどちらの回旋モーメントアームを有していたのかは不明である。しかしながら、実験1より長内転筋の剪断弾性率は、筋伸長に伴う受動張力を反映していると考えられるため、長内転筋は伸展位における内旋に伴い筋が伸長され、受動張力が生じた可能性が考えられる。また、外転40°にて最大外旋および内旋角度は、屈曲角度間で有意な差を認めなかった一方、最大外旋および最大内旋位における長内転筋の剪断弾性率は、屈曲角度に依存し、屈曲80°と比較して伸展20°にて有意に高値を示した（最大外旋位：1.5倍、最大内旋位：2.4倍）。このことから、外転40°にて最大外旋および最大内旋位における長内転筋の受動張力は、屈曲位よりも伸展位にて高まる可能性が示唆された。

2-4. 外転に伴う長内転筋の受動的な剪断弾性率と受動内転トルクとの関係

外転に伴う長内転筋の受動的な剪断弾性率と受動内転トルクとの間には、いずれの屈曲角度においても有意な線形関係を認め、決定係数は屈曲80°で最も高く ($R^2 = 0.253$)、伸展20°で $R^2 = 0.132$ であった。このことから、長内転筋の剪断弾性率は、伸展20°よりも屈曲80°の方が受動内転トルクを反映し、約25.3%を説明していると考えられる。一方、大腿直筋の受動的な弾性率と受動膝関節伸展トルクとの関係を報告した先行研究⁶⁸⁾に

において、決定係数は 0.71 - 0.82 であったと報告されている。したがって、受動膝関節伸展トルクと比較すると、受動股関節内転トルクは長内転筋のみならず他の筋組織や関節包および靭帯など、長内転筋以外の関節周囲組織の影響を含んでおり、その影響は股関節屈曲位よりも伸展位にて大きい可能性がある。

2-5. 臨床的意義

先行研究において、サッカーキック動作時の長内転筋の筋損傷には、バックスイング期における股関節伸展に伴う筋伸長が関与する可能性が示唆されている¹⁵⁾。本研究の結果から、伸展に伴う長内転筋の弾性増加は、外転に伴い増大し、さらに伸展位では内旋に伴い高値を示すことが明らかとなった。したがって、本研究結果はサッカーキック動作のみならず、長内転筋の受傷動作とされる方向転換動作^{7, 75)}などにおいて、他動的な股関節運動に伴う長内転筋の力学ストレスの一つである受動張力を推察する知見となり、長内転筋の損傷メカニズムの解明や力学ストレスを軽減させるサッカーキック動作や方向転換動作などの開発に寄与する可能性がある。

これまで、股関節内転筋群を対象としたストレッチング介入効果は検討されてきたものの^{30, 56, 57)}、ストレッチングの対象となる内転筋群は検討されていなかった。本研究結果から、筋伸長に伴う長内転筋の受動張力は、外転、伸展および内旋位にて最も大きいことが明らかとなったため、この股関節肢位にてストレッチング介入を行うことで、長内転筋の柔軟性を高められる可能性がある。また、長内転筋損傷の鑑別評価には、屈曲 0°における外転に伴う伸長時間の有無が確認されているが^{5, 45)}、他動的な外転に伸展および内旋を加えることにより、長内転筋への力学ストレスを増大させ、鑑別評価の精度を高められる可能性がある。一方、長内転筋の筋力向上を目的として、屈曲 0°にて股関節内外転運動を実施するトレーニング法が推奨されている^{51-53, 76)}が、伸展位および内旋位にて股関節内外転運動を実施することで、長内転筋への受動張力を高めさせ、遠心性収縮によるトレーニング効果の向上につながる可能性が考えられる。しかしながら、本研究ではストレッチングや筋力強化トレーニングの介入効果を検討していないため、今後は介入効果の検証を行っていく必要がある。

VI. 研究限界

1. 実験 1. 長内転筋の剪断弾性率と受動張力の関係 -Thiel 法固定献体による検討-

実験 1 の研究限界は複数存在する。1 つ目は、Thiel 法固定献体は従来のホルマリン法よりも少ないホルマリン濃度であるため、組織の硬化が少なく、生体に近い組織性状が保たれ関節の可動性も良好であるとされているが⁴⁰⁾、筋の機械特性がヒト生体と異なる可能性がある点である。一方、Thiel 法固定献体と凍結未固定献体の上腕二頭筋腱では弾性率に差がないこと⁴¹⁾や、ラットを対象とした検討においても Thiel 法固定献体と未固定献体の間には機械特性に差がない⁷⁷⁾と報告されている。また、実験 1 において、0g 負荷時の長内転筋の剪断弾性率（回帰直線の切片）や弾性増加率（回帰直線の傾き）に個体差や部位差を認めたが、いずれも弾性－受動張力関係は強い線形関係を示した。したがって、ヒト生体の長内転筋が Thiel 法固定献体と異なる機械特性を有していたとしても、弾性計測から受動張力の絶対的な定量は困難であるが、受動張力変化の間接的な評価は可能であると考ええる。2 つ目は、対象となった献体の死亡時年齢が高齢であり、実験 2 の対象の平均年齢と異なることが挙げられる。したがって、サルコペニアなどの影響により弾性率が年齢層で異なる可能性がある。しかしながら、上述した通り、弾性率が年齢層で異なっていたとしても、弾性－受動張力関係の強い線形性は、若年層でも同様の傾向を示すと考ええる。したがって、実験 2 において、弾性計測から受動張力変化の間接的を評価する上では年齢の違いが与える影響は小さいと考える。3 つ目は、献体から長内転筋を剖出した筋を用いて伸長負荷を加えるため、当該筋に隣接する筋や表層に存在する皮膚等の影響は考慮されていない点である。したがって、ヒト生体における筋伸長に伴う長内転筋の受動張力は、上述した隣接組織の影響により、剖出した筋とは異なる動態を示す可能性がある。

2. 実験 2. 股関節角度変化が長内転筋の受動的な剪断弾性率に及ぼす影響 -ヒト生体による検討 -

実験 2 の研究限界は複数存在する。1 つ目として、ヒト生体を対象としているため、長内転筋が表層に存在する領域は近位部のみであり、弾性計測部位が限定されたことが挙げられる。これは剪断波エラストグラフィの技術的な限界により、皮下 4 cm を越える深層領域ではプッシュパルスによる剪断波が生じにくく弾性計測が困難となるためである⁷⁸⁾。したがって、ヒト生体を対象とする本実験では、長内転筋が表層に存在する近位部にて弾性計測を行った。しかしながら、長内転筋の損傷は、近位部にて多いことが報告されていることから⁸⁾、ヒト生体における長内転筋の弾性計測部位が近位部のみであっても、

臨床意義は高いと考える。2つ目は、本研究は異なる股関節運動を組み合わせた股関節肢位における長内転筋の受動的な弾性率を計測したため、測定変数は各股関節肢位における安静時弾性であった点である。したがって、本研究で計測された股関節角度変化に伴う長内転筋の受動的な弾性変化は、動的な股関節運動中の弾性変化とは異なる様相を示した可能性がある。3つ目は、本研究では長内転筋の受動的な弾性率のみ計測しており、股関節角度変化に伴う長内転筋の弾性変化が他の内転筋群と比較して特異的であったのかが不明な点である。また、単一筋の伸長で発生した張力が筋間結合によって隣接筋へ伝達・分散される筋膜力伝達の影響⁷⁹⁾や他の内転筋の筋伸長が長内転筋の弾性変化に及ぼす影響がどの程度生じていたか不明である。さらに、測定肢の膝関節は屈曲位としているため、膝伸展位においては膝屈曲位よりも二関節筋である薄筋が伸長されるため、膝伸展位での股関節角度変化に伴う長内転筋の弾性変化は本研究と異なる動態を示す可能性がある。今後は、他の内転筋群との比較や膝関節肢位の影響を考慮した長内転筋の弾性変化を定量することで、より詳細な長内転筋の機械特性の解明につながると考える。最後に、性差が弾性率に及ぼす影響について一致した見解が得られていないこと⁸⁰⁻⁸²⁾、大腿骨の骨形態には性差が存在し⁸³⁾、骨形態が交絡因子になる可能性を考慮して本研究の対象を男性のみとした点である。したがって、女性を対象とした場合、長内転筋の弾性変化は、本研究と異なる傾向を示す可能性がある。

VII. 結語

剪断波エラストグラフィ法を用いた長内転筋の弾性率の定量により、筋伸長に伴って生じる受動張力の変化を推定評価できる可能性が示された。また、外転に伴う長内転筋の受動的な弾性増加は、屈曲角度に依存し、股関節伸展位にて大きいことが示された。また、回旋に伴う長内転筋の受動的な弾性変化は、外転角度に依らず、伸展位のみにおいて内旋に伴い増加することが明らかとなった。以上のことから、長内転筋の受動張力は屈曲角度に依存し、外転に伴う増大は伸展位にて大きく、さらに伸展位においては内旋に伴い増大することが示された。

謝辞

指導教員である理学療法学第二講座片寄正樹教授には、研究の計画立案からデータ収集、論文執筆に至るまで熱心にご指導を頂きました。また、研究のみならず臨床および教育活動においても、多くの貴重なご助言を頂き、理学療法士としての礎を築いて頂きました。

また、研究指導補助教員を引き受けていただいた理学療法学第一講座谷口圭吾教授には、学部時代の卒業論文から博士論文に至るすべての研究において、研究計画から実験デザイン、データ解釈、論文執筆について、親切丁寧にご指導を頂きました。

そして、理学療法学第二講座の教員ならびに訪問研究員の皆様、保健医療学研究科の大学院生の皆様には、研究に関して多くのアドバイスならびに実験の協力を頂きましたことに感謝致します。

最後に、いつもサポートしてくれる家族に心より感謝の意を表します。

引用文献

- 1) Neumann DA: Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. J Orthop Sports Phys Ther 40:82-94, 2010
- 2) Akima H, Ushiyama J-i, Kubo J, et al.: Effect of unloading on muscle volume with and without resistance training. Acta Astronautica 60:728-736, 2007
- 3) Fukunaga T, Miyatani M, Tachi M, et al.: Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. Acta Physiol Scand 172:249-255, 2001
- 4) Serner A, Tol JL, Jomaah N, et al.: Diagnosis of Acute Groin Injuries: A Prospective Study of 110 Athletes. Am J Sports Med 43:1857-1864, 2015
- 5) 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 41:247-252; discussion 252, 2007
- 6) Taylor R, Vuckovic Z, Mosler A, et al.: Multidisciplinary Assessment of 100 Athletes With Groin Pain Using the Doha Agreement: High Prevalence of Adductor-Related Groin Pain in Conjunction With Multiple Causes. Clin J Sport Med 28:364-369, 2018
- 7) 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 53:158-164,

2019

- 8) Nicholas SJ, Tyler TF: Adductor muscle strains in sport. *Sports Med* 32:339-344, 2002
- 9) Dostal WF, Soderberg GL, Andrews JG: Actions of hip muscles. *Phys Ther* 66:351-361, 1986
- 10) Pressel T, Lengsfeld M: Functions of hip joint muscles. *Med Eng Phys* 20:50-56, 1998
- 11) Hoy MG, Zajac FE, Gordon ME: A Musculoskeletal Model of the Human Lower-Extremity - the Effect of Muscle, Tendon, and Moment Arm on the Moment Angle Relationship of Musculotendon Actuators at the Hip, Knee, and Ankle. *Journal of Biomechanics* 23:157-169, 1990
- 12) Montgomery WH, 3rd, Pink M, Perry J: Electromyographic analysis of hip and knee musculature during running. *Am J Sports Med* 22:272-278, 1994
- 13) Hides JA, Beall P, Franettovich Smith MM, et al.: Activation of the hip adductor muscles varies during a simulated weight-bearing task. *Phys Ther Sport* 17:19-23, 2016
- 14) Watanabe K, Katayama K, Ishida K, et al.: Electromyographic analysis of hip adductor muscles during incremental fatiguing pedaling exercise. *Eur J Appl Physiol* 106:815-825, 2009
- 15) Charnock BL, Lewis CL, Garrett WE, Jr., et al.: Adductor longus mechanics during the maximal effort soccer kick. *Sports Biomech* 8:223-234, 2009
- 16) Kato T, Taniguchi K, Akima H, et al.: Effect of hip angle on neuromuscular activation of the adductor longus and adductor magnus muscles during isometric hip flexion and extension. *Eur J Appl Physiol* 119:1611-1617, 2019
- 17) Koo TK, Guo JY, Cohen JH, et al.: Relationship between shear elastic modulus and passive muscle force: an ex-vivo study. *J Biomech* 46:2053-2059, 2013
- 18) Maisetti O, Hug F, Bouillard K, et al.: Characterization of passive elastic properties of the human medial gastrocnemius muscle belly using supersonic shear imaging. *J Biomech* 45:978-984, 2012
- 19) Hug F, Tucker K, Gennisson JL, et al.: Elastography for Muscle Biomechanics: Toward the Estimation of Individual Muscle Force. *Exerc Sport Sci Rev* 43:125-133, 2015
- 20) 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* 28:34-42, 2017

- 21) 小出所大樹, 谷口圭吾, 加藤拓也, 他: ヒト大腿直筋の組織弾性と受動張力の関係 —Thiel 法固定人体標本を用いた検討—. 日本基礎理学療法学雑誌, 2020
- 22) Liu J, Qian Z, Wang K, et al.: Non-invasive Quantitative Assessment of Muscle Force Based on Ultrasonic Shear Wave Elastography. *Ultrasound Med Biol* 45:440-451, 2019
- 23) Ito J, Shiraishi N, Umino M, et al.: Morphological evaluation of the baboon hind limb muscles based on relative weight. *Okajimas Folia Anat Jpn* 77:161-166, 2000
- 24) Klein Horsman MD, Koopman HF, van der Helm FC, et al.: Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22:239-247, 2007
- 25) 加藤拓也, 谷口圭吾, 池田祐真, 他: 等速性股関節屈曲・伸展運動時における長内転筋、大内転筋の筋活動と股関節角度の関係. 日本基礎理学療法学雑誌 19:65-71, 2016
- 26) 菊川大輔, 谷口圭吾, 加藤拓也, 他: 股関節屈曲運動時における長内転筋の筋ステイフネスに及ぼす股関節屈曲角度の影響. 日本基礎理学療法学雑誌 20:61-69, 2017
- 27) Peiris WL, Cicuttini FM, Constantinou M, et al.: Association between hip muscle cross-sectional area and hip pain and function in individuals with mild-to-moderate hip osteoarthritis: a cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord* 21:316, 2020
- 28) Leighton RD: A functional model to describe the action of the adductor muscles at the hip in the transverse plane. *Physiother Theory Pract* 22:251-262, 2006
- 29) 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* 23:67-74, 2017
- 30) 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* 32:70-77, 2017
- 31) 谷口圭吾: 筋メカニクス研究の最前線 超高速超音波イメージングによる筋組織性状の可視化. 日本基礎理学療法学雑誌 19:17-24, 2016
- 32) Shinohara M, Sabra K, Gennisson JL, et al.: Real-time visualization of muscle stiffness

- distribution with ultrasound shear wave imaging during muscle contraction. *Muscle Nerve* 42:438-441, 2010
- 33) Brandenburg JE, Eby SF, Song P, et al.: Ultrasound elastography: the new frontier in direct measurement of muscle stiffness. *Arch Phys Med Rehabil* 95:2207-2219, 2014
 - 34) 谷口圭吾: 超音波エラストグラフィによる筋組織弾性の可視化. *トレーニング科学* 26:51-60, 2015
 - 35) Royer D, Gennisson JL, Deffieux T, et al.: On the elasticity of transverse isotropic soft tissues (L). *J Acoust Soc Am* 129:2757-2760, 2011
 - 36) Bouillard K, Nordez A, Hodges PW, et al.: Evidence of changes in load sharing during isometric elbow flexion with ramped torque. *J Biomech* 45:1424-1429, 2012
 - 37) 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* 50:103-113, 2014
 - 38) Sasaki K, Toyama S, Ishii N: Length-force characteristics of in vivo human muscle reflected by supersonic shear imaging. *J Appl Physiol* (1985) 117:153-162, 2014
 - 39) Thiel W: The preservation of the whole corpse with natural color. *Ann Anat* 174:185-195, 1992
 - 40) Eisma R, Lamb C, Soames RW: From formalin to Thiel embalming: What changes? One anatomy department's experiences. *Clin Anat* 26:564-571, 2013
 - 41) Hohmann E, Keough N, Glatt V, et al.: The mechanical properties of fresh versus fresh/frozen and preserved (Thiel and Formalin) long head of biceps tendons: A cadaveric investigation. *Ann Anat* 221:186-191, 2019
 - 42) Gatt A, Schembri-Wismayer P, Chockalingam N, et al.: Kinematic and Kinetic Comparison of Fresh Frozen and Thiel-Embalmed Human Feet for Suitability for Biomechanical Educational and Research Settings. *J Am Podiatr Med Assoc* 109:113-121, 2019
 - 43) Davis JA, Stringer MD, Woodley SJ: New insights into the proximal tendons of adductor longus, adductor brevis and gracilis. *Br J Sports Med* 46:871-876, 2012
 - 44) Ekstrand J, Hagglund M, Walden M: Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *Am J Sports Med* 39:1226-1232, 2011

- 45) Weir A, Brukner P, Delahunt E, et al.: Doha agreement meeting on terminology and definitions in groin pain in athletes. *Br J Sports Med* 49:768-774, 2015
- 46) Serner A, Weir A, Tol JL, et al.: Characteristics of acute groin injuries in the adductor muscles: A detailed MRI study in athletes. *Scand J Med Sci Sports* 28:667-676, 2018
- 47) Tyler TF, Nicholas SJ, Campbell RJ, et al.: The association of hip strength and flexibility with the incidence of adductor muscle strains in professional ice hockey players. *Am J Sports Med* 29:124-128, 2001
- 48) Tyler TF, Nicholas SJ, Campbell RJ, et al.: The effectiveness of a preseason exercise program to prevent adductor muscle strains in professional ice hockey players. *Am J Sports Med* 30:680-683, 2002
- 49) Ryan J, DeBurca N, Mc Creesh K: Risk factors for groin/hip injuries in field-based sports: a systematic review. *Br J Sports Med* 48:1089-1096, 2014
- 50) 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* 49:810, 2015
- 51) Serner A, Jakobsen MD, Andersen LL, et al.: EMG evaluation of hip adduction exercises for soccer players: implications for exercise selection in prevention and treatment of groin injuries. *Br J Sports Med* 48:1108-1114, 2014
- 52) Ishoi L, Sorensen CN, Kaae NM, et al.: Large eccentric strength increase using the Copenhagen Adduction exercise in football: A randomized controlled trial. *Scand J Med Sci Sports* 26:1334-1342, 2016
- 53) Haroy J, Clarsen B, Wiger EG, et al.: The Adductor Strengthening Programme prevents groin problems among male football players: a cluster-randomised controlled trial. *Br J Sports Med* 53:150-157, 2019
- 54) Malliaras P, Hogan A, Nawrocki A, et al.: Hip flexibility and strength measures: reliability and association with athletic groin pain. *Br J Sports Med* 43:739-744, 2009
- 55) Light N: The effect of acute match play loading on hip adductor strength and flexibility in soccer players. *J Sports Med Phys Fitness* 59:325-329, 2019
- 56) 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* 8:409-416, 1987

- 57) Fjerstad BM, Hammer RL, Hammer AM, et al.: Comparison of Two Static Stretching Procedures on Hip Adductor Flexibility and Strength. *Int J Exerc Sci* 11:1074-1085, 2018
- 58) Le Sant G, Ates F, Brasseur JL, et al.: Elastography Study of Hamstring Behaviors during Passive Stretching. *PLoS One* 10:e0139272, 2015
- 59) Hug F, Lacourpaille L, Maisetti O, et al.: Slack length of gastrocnemius medialis and Achilles tendon occurs at different ankle angles. *J Biomech* 46:2534-2538, 2013
- 60) Xu J, Hug F, Fu SN: Stiffness of individual quadriceps muscle assessed using ultrasound shear wave elastography during passive stretching. *J Sport Health Sci* 7:245-249, 2018
- 61) 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)* 29:33-39, 2014
- 62) Umegaki H, Ikezoe T, Nakamura M, et al.: The effect of hip rotation on shear elastic modulus of the medial and lateral hamstrings during stretching. *Man Ther* 20:134-137, 2015
- 63) Miyamoto N, Hirata K, Kanehisa H: Effects of hamstring stretching on passive muscle stiffness vary between hip flexion and knee extension maneuvers. *Scand J Med Sci Sports* 27:99-106, 2017
- 64) Nojiri S, Yagi M, Mizukami Y, et al.: Static stretching time required to reduce iliacus muscle stiffness. *Sports Biomech*:1-10, 2019
- 65) Ogawa T, Saeki J, Ichihashi N: The effect of hip flexion angle on muscle elongation of the hip adductor muscles during stretching. *J Biomech*:109649, 2020
- 66) Iida N, Taniguchi K, Watanabe K, et al.: Relationship between shear modulus and passive tension of the posterior shoulder capsule using ultrasound shear wave elastography: A cadaveric study. *J Biomech*:109498, 2019
- 67) 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
- 68) Kodesho T, Taniguchi K, Kato T, et al.: Intramuscular differences in shear modulus of

- the rectus femoris muscle during passive knee flexion. *Eur J Appl Physiol*, 2021
- 69) Miyamoto N, Kimura N, Hirata K: Nonuniform distribution of passive muscle stiffness within hamstring. *Scand J Med Sci Sports*, 2020
 - 70) 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* 25:32-40, 2015
 - 71) Nakao G, Taniguchi K, Katayose M: Acute Effect of Active and Passive Static Stretching on Elastic Modulus of the Hamstrings. *Sports Med Int Open* 2:E163-E170, 2018
 - 72) Hirata K, Miyamoto-Mikami E, Kanehisa H, et al.: Muscle-specific acute changes in passive stiffness of human triceps surae after stretching. *Eur J Appl Physiol* 116:911-918, 2016
 - 73) Kato T, Taniguchi K, Kikukawa D, et al.: Effect of hip flexion angle on stiffness of the adductor longus muscle during isometric hip flexion. *J Electromyogr Kinesiol* 56:102493, 2020
 - 74) Miyamoto N, Hirata K: Moderate Associations of Muscle Elasticity of the Hamstring with Hip Joint Flexibility. *Int J Sports Med* 40:717-724, 2019
 - 75) Dupre T, Tryba J, Potthast W: Muscle activity of cutting manoeuvres and soccer inside passing suggests an increased groin injury risk during these movements. *Sci Rep* 11:7223, 2021
 - 76) Serner A, Weir A, Tol JL, et al.: Return to Sport After Criteria-Based Rehabilitation of Acute Adductor Injuries in Male Athletes: A Prospective Cohort Study. *Orthop J Sports Med* 8:2325967119897247, 2020
 - 77) Beger O, Karagul MI, Koc T, et al.: Effects of different cadaver preservation methods on muscles and tendons: a morphometric, biomechanical and histological study. *Anat Sci Int* 95:174-189, 2020
 - 78) Shiina T, Nightingale KR, Palmeri ML, et al.: WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 1: basic principles and terminology. *Ultrasound Med Biol* 41:1126-1147, 2015
 - 79) Yoshitake Y, Uchida D, Hirata K, et al.: Mechanical interaction between neighboring muscles in human upper limb: Evidence for epimuscular myofascial force transmission

- in humans. J Biomech 74:150-155, 2018
- 80) 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 34:169-174, 2018
- 81) 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 8:8274, 2018
- 82) Sacki J, Ikezoe T, Yoshimi S, et al.: Menstrual cycle variation and gender difference in muscle stiffness of triceps surae. Clin Biomech (Bristol, Avon) 61:222-226, 2019
- 83) Nakahara I, Takao M, Sakai T, et al.: Gender differences in 3D morphology and bony impingement of human hips. J Orthop Res 29:333-339, 2011

図表

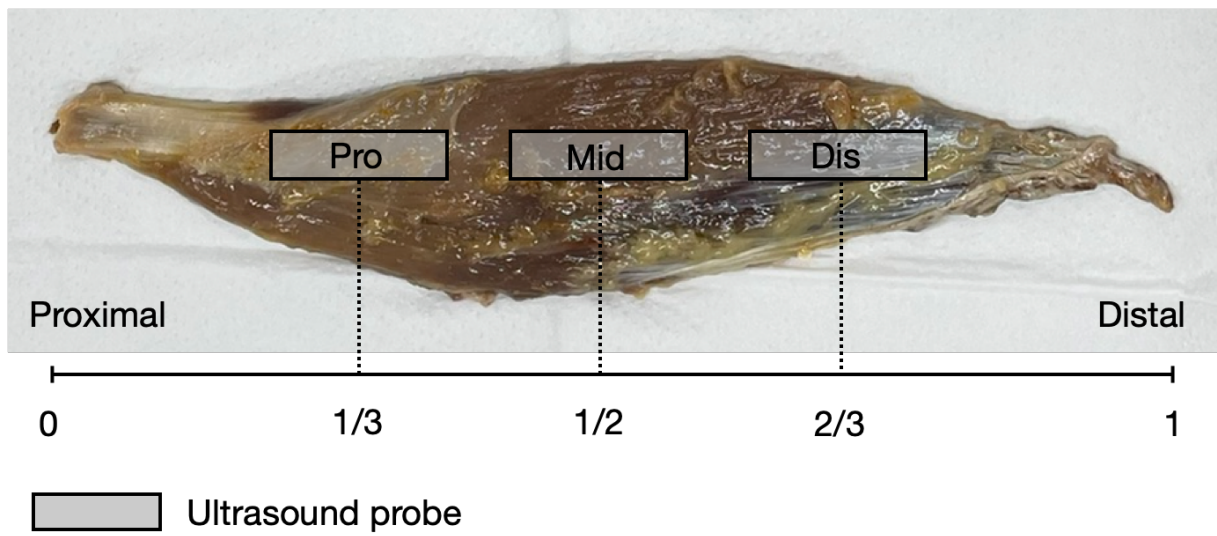


図 1. 実験 1: 長内転筋の標本および超音波プローブ位置

Pro (Proximal): 近位 1/3, Mid (Middle): 中央, Dis (Distal): 遠位 1/3

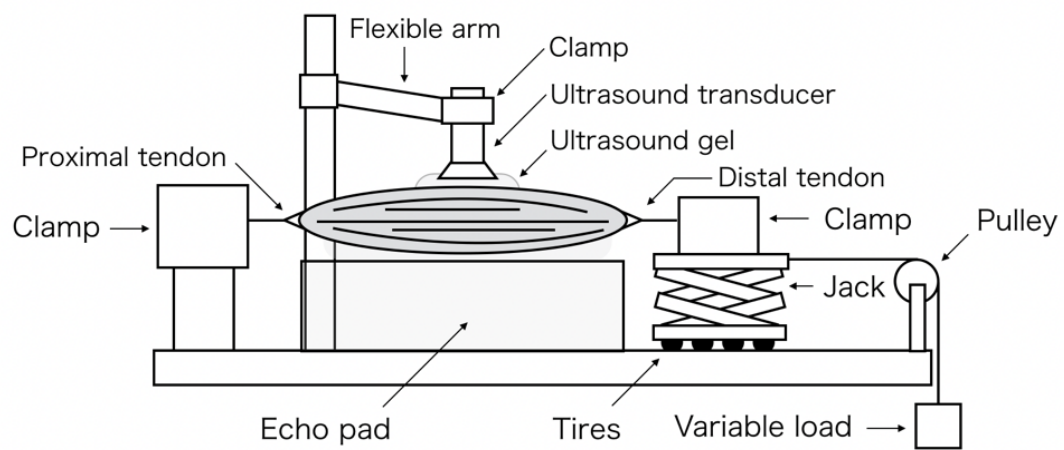


図 2. 実験 1: 実験装置の概略図（小出所ら, 2020 [21]より引用）

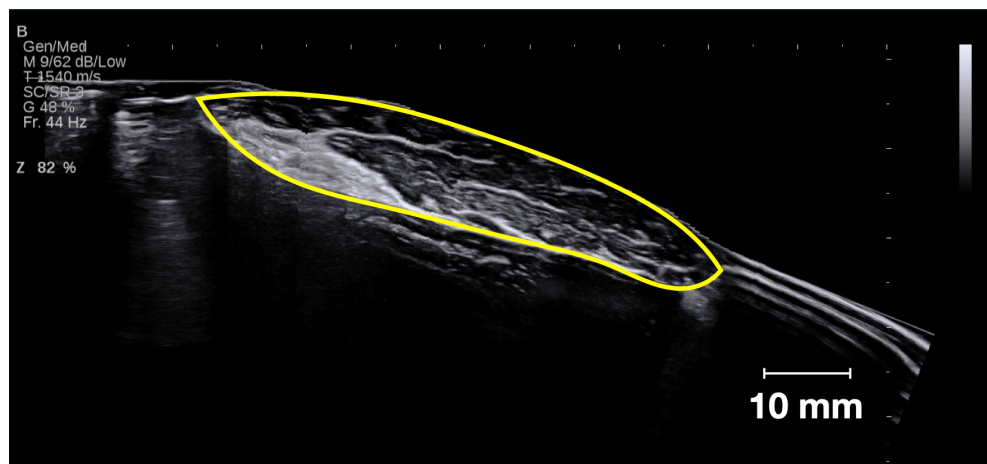


図 3. 実験 1: 超音波 B モードによる代表的な筋横断画像

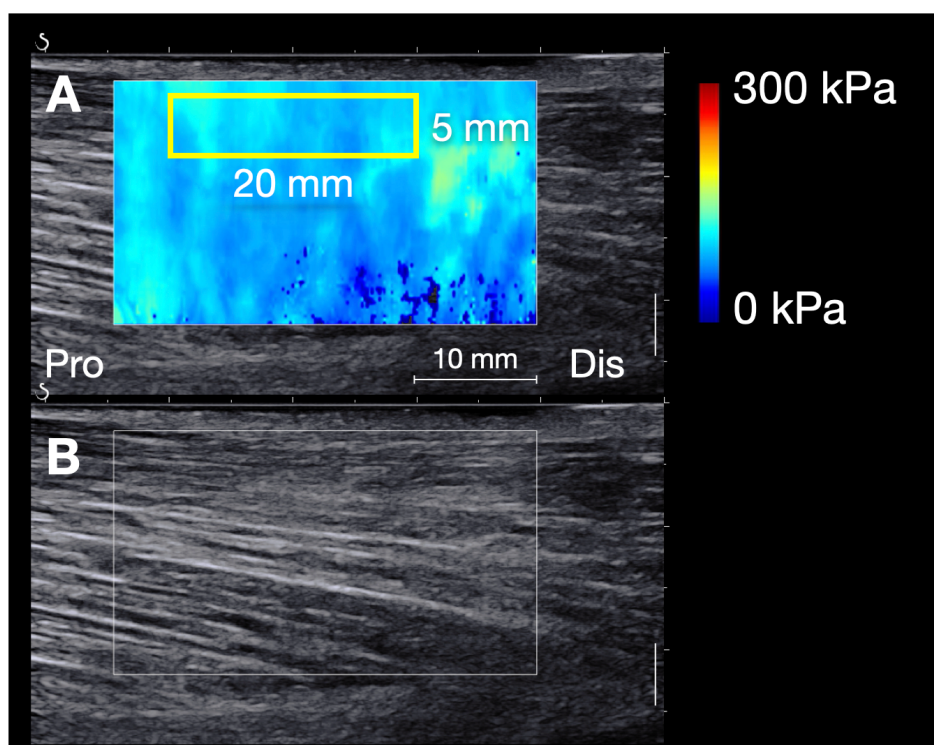


図 4. 実験 1: 超音波剪断波エラストグラフィで得られた
長内転筋の代表的な弾性画像 (A) および超音波 B モード画像 (B)

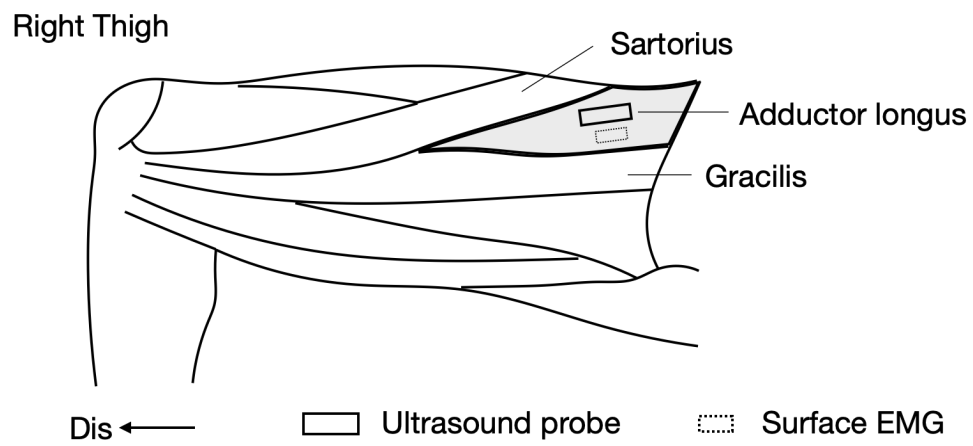


図 5. 実験 2: 超音波プローブおよび筋電貼付位置 (Watanabe et al[14]より作図)

Sartorius; 縫工筋, Adductor longus; 長内転筋, Gracilis; 薄筋



図 6. 実験 2: 股関節運動課題時の計測肢位

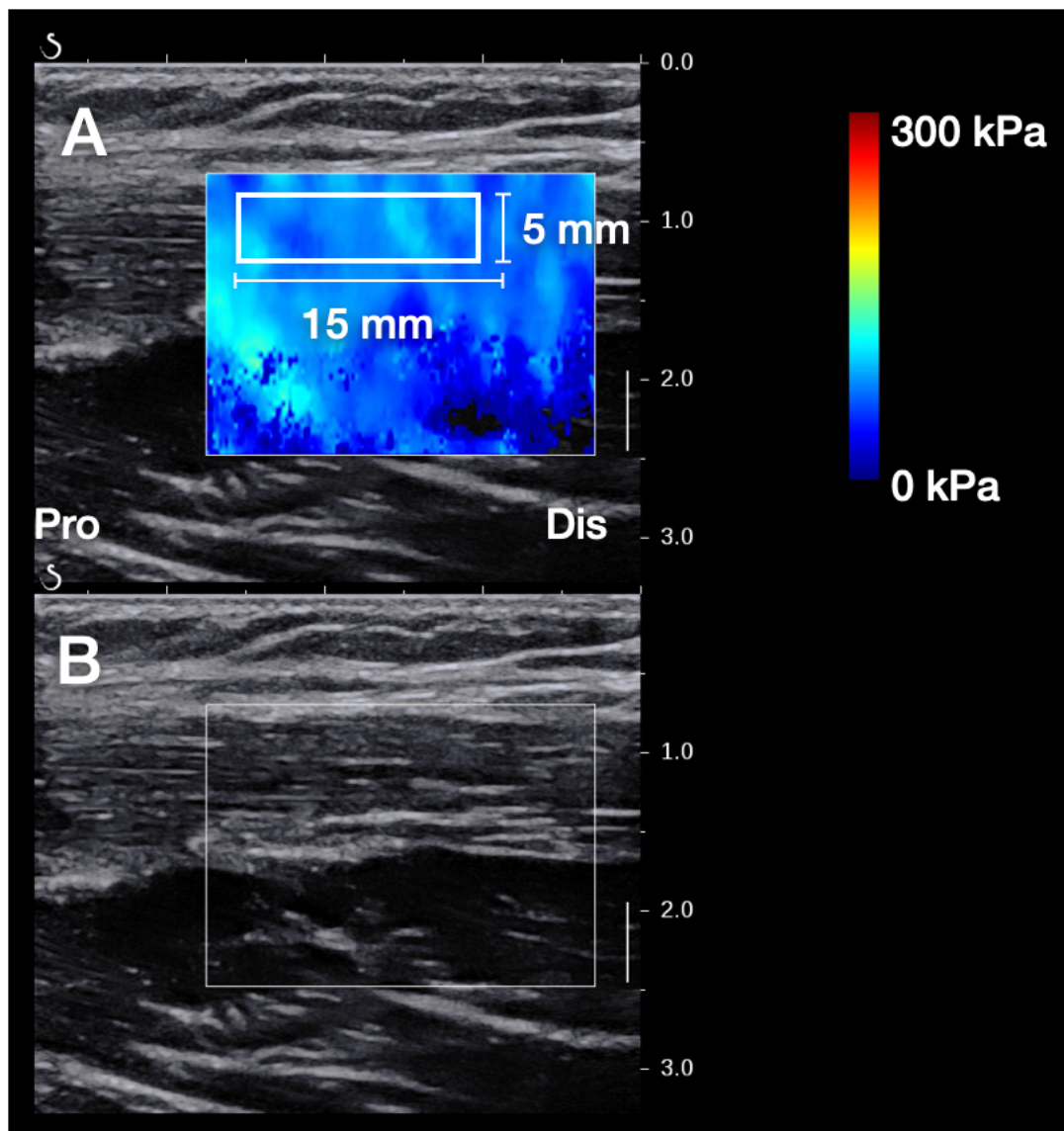


図 7. 実験 2: 超音波剪断波エラストグラフィで得られた
長内転筋の代表的な弾性画像 (A) および超音波 B モード画像 (B)

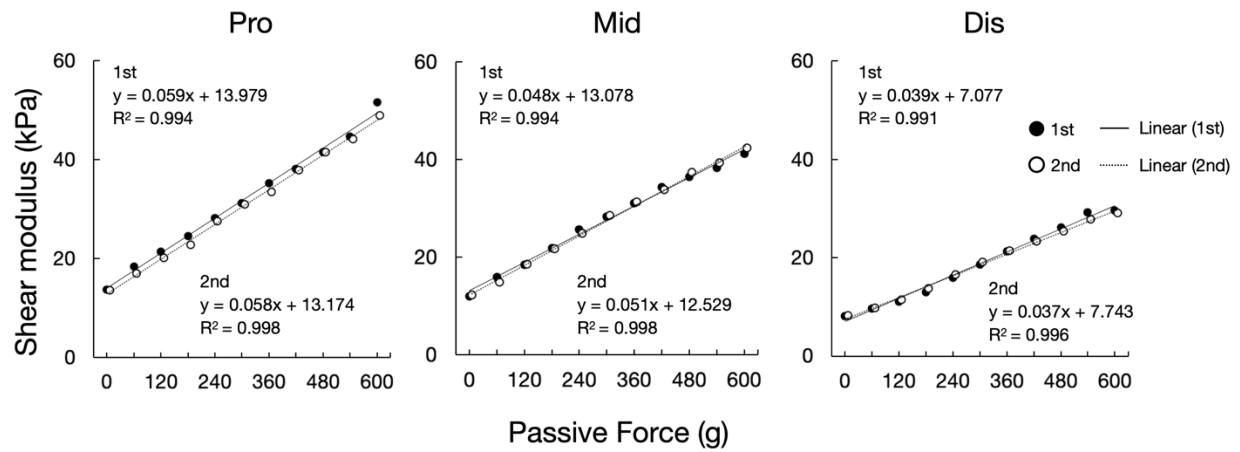


図 8. 代表的な長内転筋の弾性-受動張力関係 (Specimen ID #.8)

Pro (Proximal); 近位, Mid (Middle); 中央, Dis (Distal); 遠位.

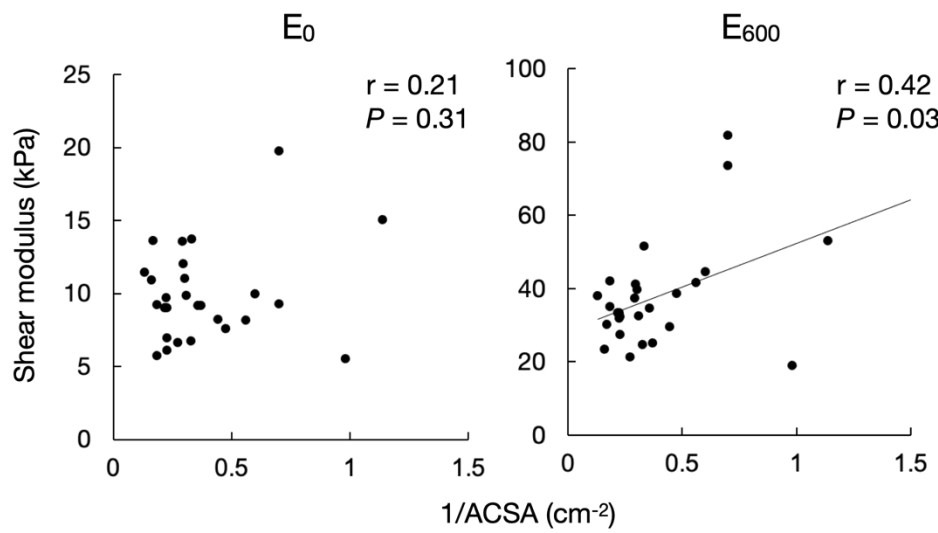


図 9. 剪断弾性率と解剖学的筋横断面積の逆数の関係

E_0 ; 0g 負荷時の剪断弾性率, E_{600} ; 600g 負荷時の剪断弾性率, ACSA (Anatomical Cross Sectional Area); 解剖学的筋横断面積.

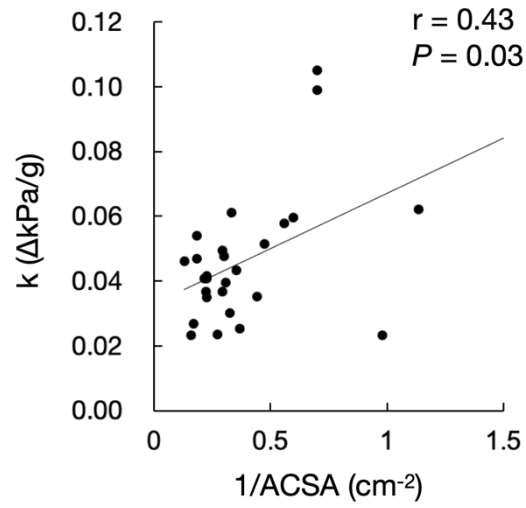


図 10 弾性増加率と筋横断面積の逆数の関係

k ; 弾性増加率, ACSA (Anatomical Cross Sectional Area); 解剖学的筋横断面積

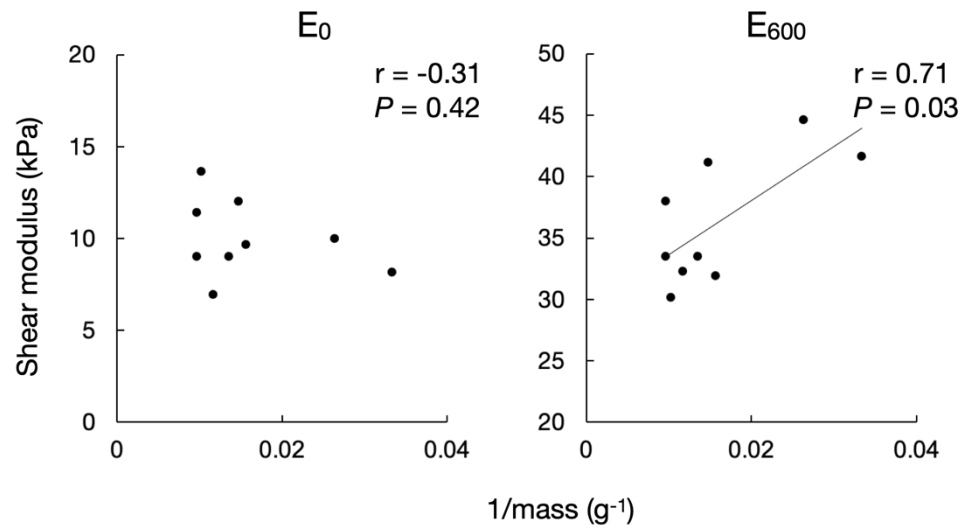


図 11. 剪断弾性率と筋重量の逆数の関係

E_0 ; 0g 負荷時の剪断弾性率, E_{600} ; 600g 負荷時の剪断弾性率, mass; 筋重量.

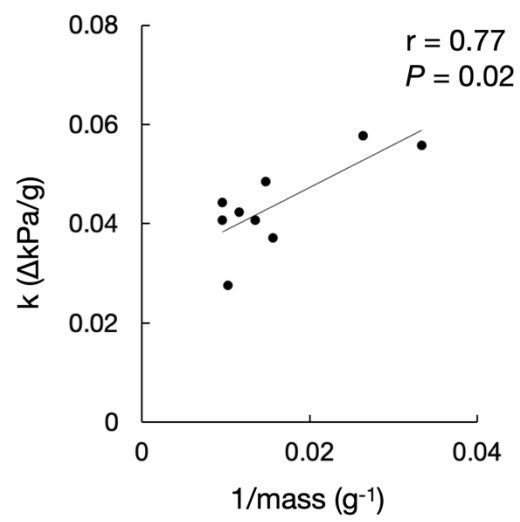


図 12. 弾性増加率と筋重量の逆数の関係

k ; 弾性増加率, $mass$; 筋重量.

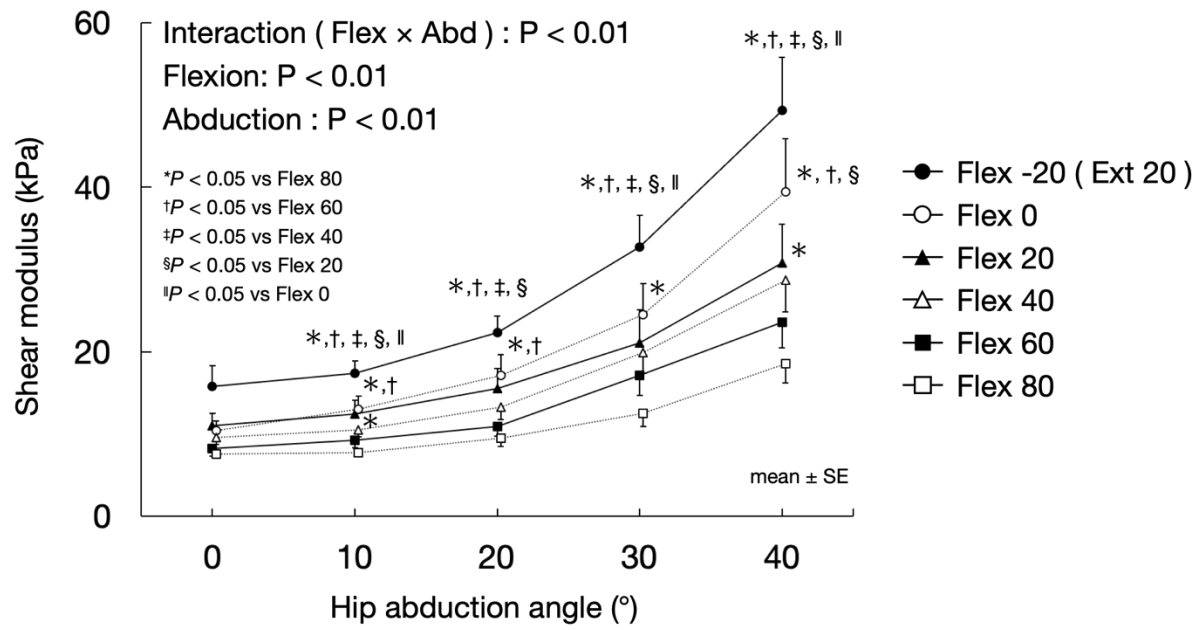


図 13. 屈曲角度が外転に伴う長内転筋の弾性変化に及ぼす影響

Values are means and SE.

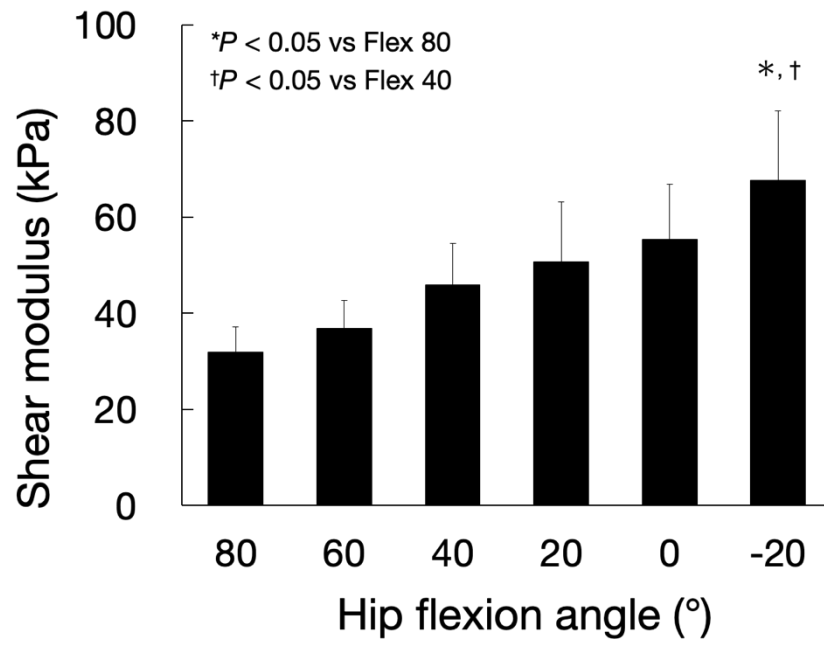


図 14. 屈曲角度が最大外転位の長内転筋の剪断弾性率に及ぼす影響

Values are means and SE.

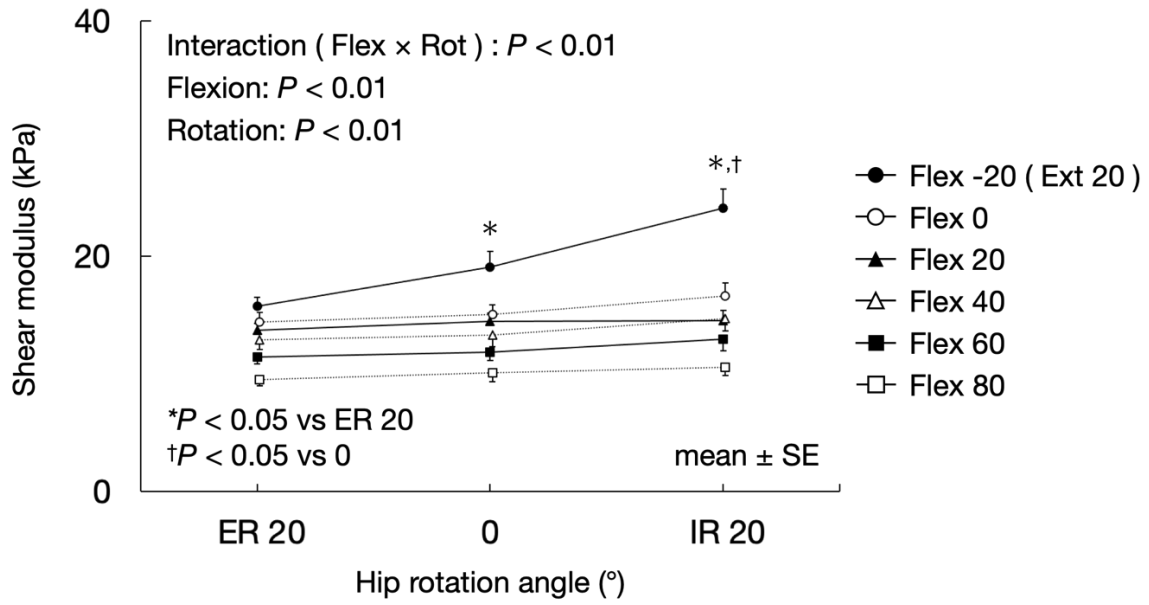


図 15. 屈曲角度が回旋に伴う長内転筋の弾性変化に及ぼす影響
 (外転 0°および 40°の剪断弾性率の平均値)

Values are means and SE.

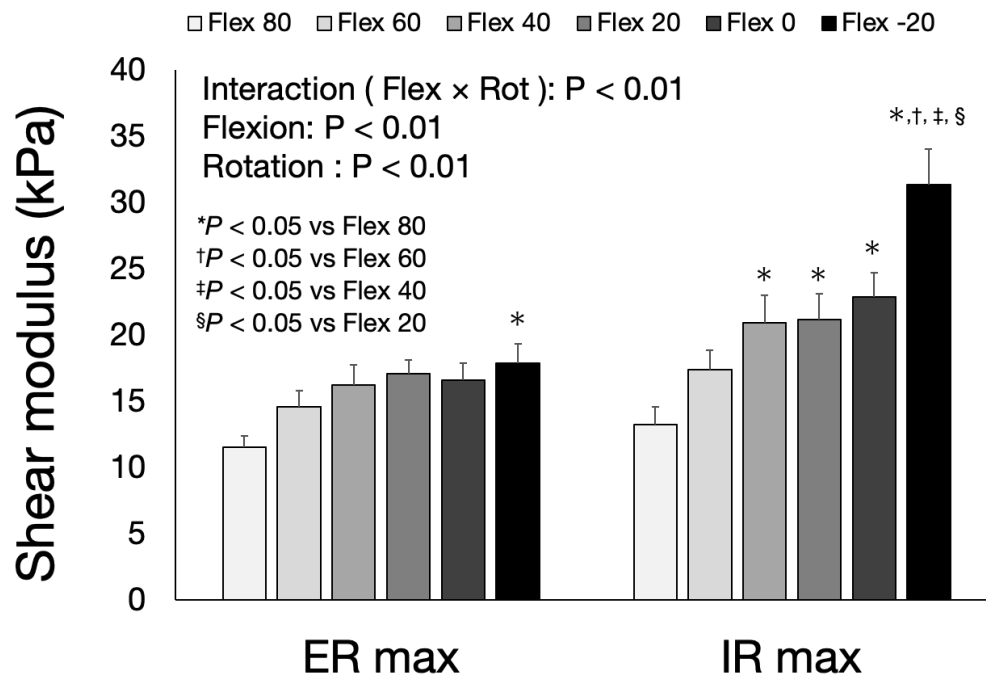


図 16. 外転 40°にて屈曲角度が最大外旋および内旋位の長内転筋の剪断弾性率に及ぼす影響

Values are means and SE, ERmax; 最大股関節外旋位, IRmax; 最大股関節内旋位.

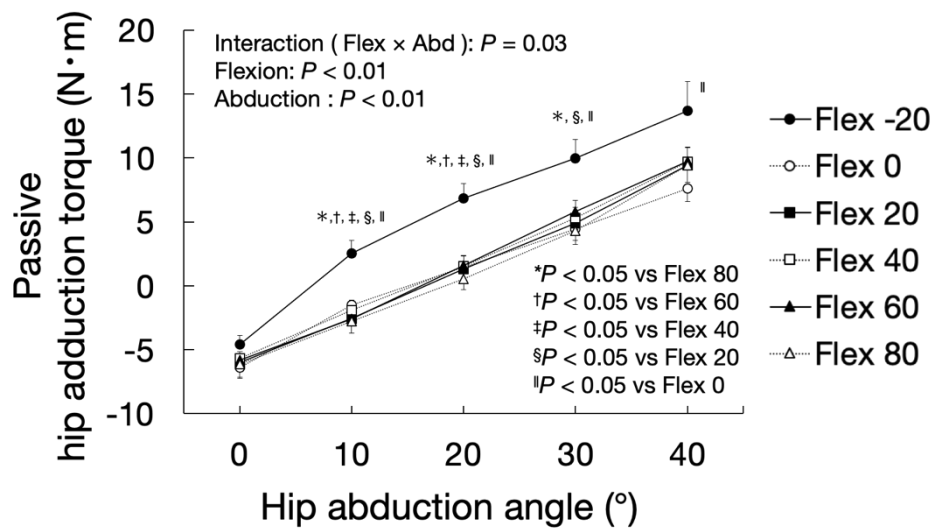


図 17. 屈曲角度が外転に伴う受動内転トルクに及ぼす影響

Values are means and SD.

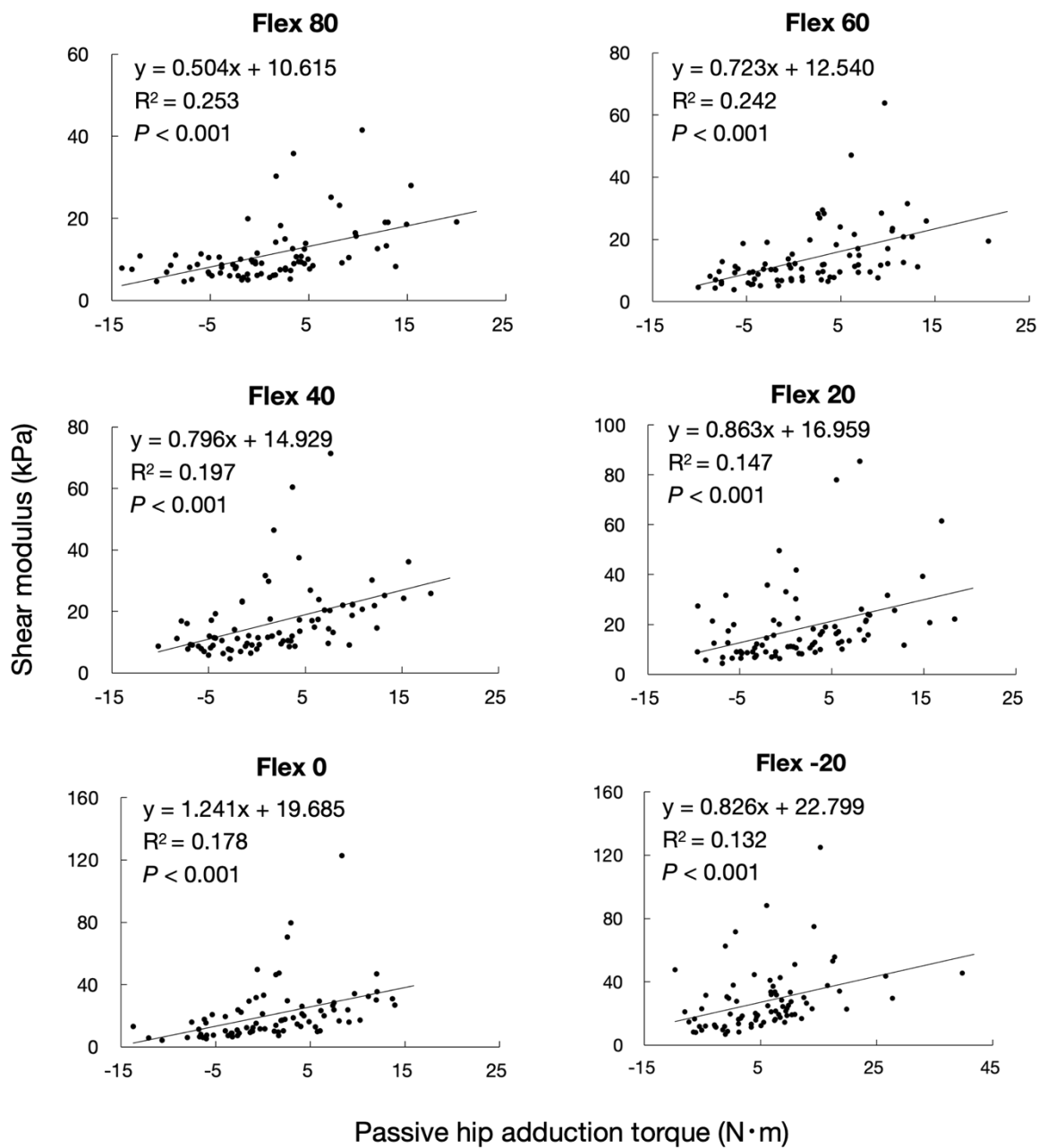


図 18. 各屈曲角度における長内転筋の剪断弾性率と受動内転トルクの関係

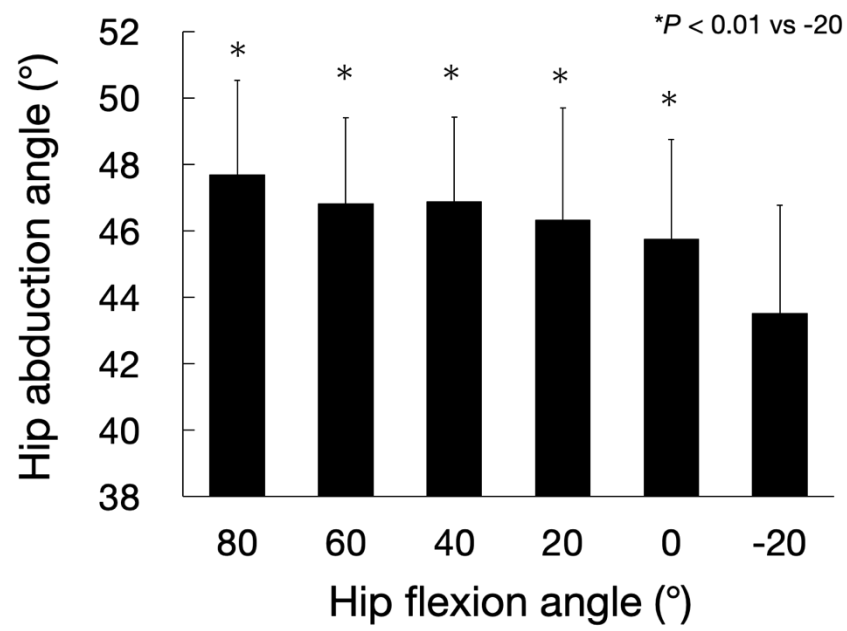


図 19. 屈曲角度が最大外転角度に及ぼす影響

Values are means and SD.

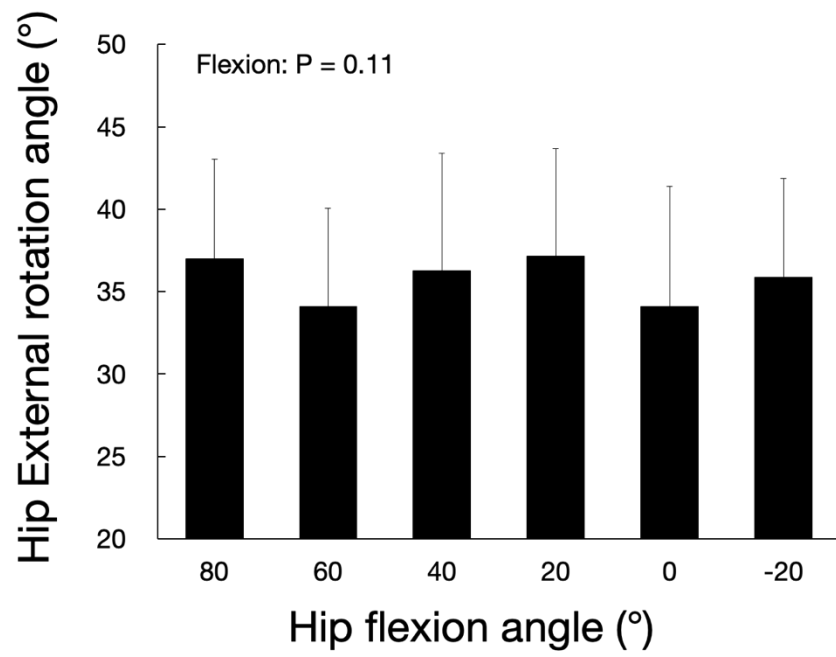


図 20. 屈曲角度が外転 40°における最大外旋角度に及ぼす影響

Values are means and SD.

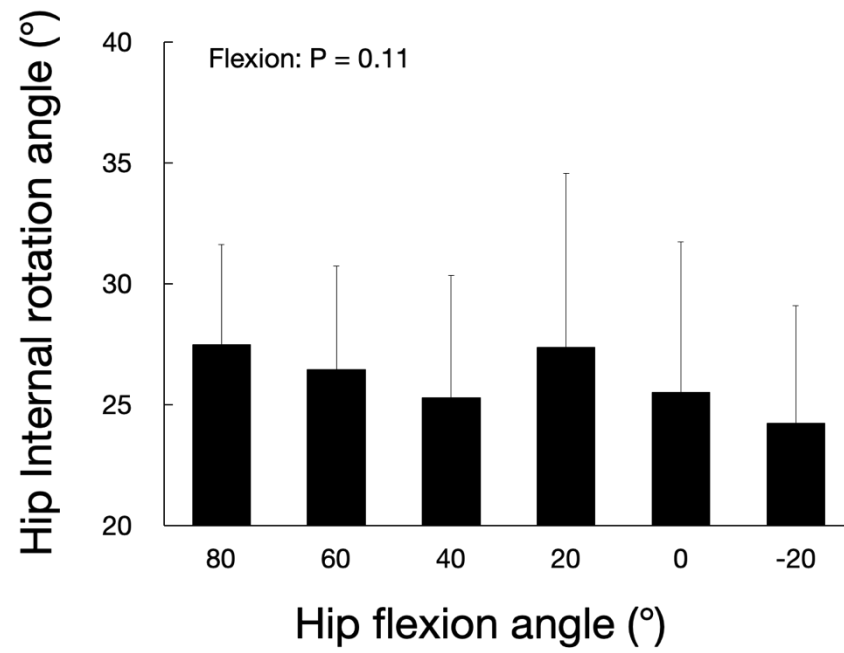


図 21. 屈曲角度が外転 40°における最大内旋角度に及ぼす影響

Values are means and SD.

表 1. 実験 1: 全献体の死亡時年齢および全標本の形態的情報

Specimen ID	Age (years)	Length (cm)	Mass (g)	ACSA (cm ²)		
				Pro	Mid	Dis
1	93	24	74	3.06	4.45	3.67
2	87	26	104	3.24	7.71	5.43
3	73	29	104	2.72	4.61	5.49
4	96	26	38	0.88	1.67	2.11
5	79	24	30	1.43	1.79	1.02
6	98	24	64	2.82	4.47	3.31
7	83	26	86	1.43	4.41	4.41
8	83	26	68	3.02	3.41	2.26
9	85	24	98	3.42	5.94	6.28
Mean	86.3	25.4	74.0	2.4	4.3	3.8
SD	7.7	1.6	25.6	0.9	1.8	1.7

Age; 死亡時年齢, Length; 筋長, Mass; 筋重量, ACSA (Anatomical Cross Sectional Area); 解剖学的筋横断面積

表 2. 実験 1: 剪断弾性率の再現性

Region	ICC (95% CI)	CV (%)	SEM (kPa)
Pro	0.995 (0.992-0.996)	2.6 ± 1.2	0.98
Mid	0.996 (0.994-0.998)	2.0 ± 0.6	0.61
Dis	0.992 (0.984-0.996)	3.5 ± 2.3	0.80

Region; 弾性計測部位, ICC (Intraclass Correlation Coefficients); 級内相関係数, CV (Coefficient of Variation); 変動係数, SEM (Standard Error of Measurement); 測定の標準誤差

表 3. 実験 1: 全標本の各計測部位における回帰式の決定係数

Specimen ID	Pro		Mid		Dis	
	1st	2nd	1st	2nd	1st	2nd
1	0.986	0.997	0.991	0.957	0.976	0.970
2	0.990	0.995	0.999	0.997	0.994	0.997
3	0.992	0.983	0.991	0.957	0.978	0.934
4	0.992	0.970	0.981	0.985	0.990	0.992
5	0.986	0.977	0.969	0.986	0.977	0.982
6	0.981	0.991	0.973	0.984	0.994	0.995
7	0.994	0.980	0.992	0.997	0.985	0.975
8	0.994	0.998	0.994	0.998	0.991	0.996
9	0.995	0.994	0.996	0.995	0.961	0.995
Mean	0.989		0.986		0.982	
SD	0.008		0.013		0.015	

ICC (Intraclass Correlation Coefficients); 級内相関係数, CV (Coefficient of Variation); 変動係数, SEM (Standard Error of Measurement); 測定の標準誤差

表 4 実験 2: 外転課題時における剪断弾性率の再現性

Hip flexion angle	ICC (95% CI)	CV (%)	SEM (kPa)
-20°	0.999 (0.999-1.000)	1.8 ± 1.5	1.06
0°	0.999 (0.999-0.999)	1.7 ± 1.4	0.89
20°	0.999 (0.999-0.999)	1.6 ± 1.5	0.86
40°	0.999 (0.998-0.999)	1.8 ± 1.8	0.66
60°	0.999 (0.999-1.000)	1.8 ± 1.6	0.50
80°	0.998 (0.996-0.998)	2.2 ± 2.3	0.58

ICC (Intraclass Correlation Coefficients); 級内相関係数, CV (Coefficient of Variation); 変動係数, SEM (Standard Error of Measurement); 測定の標準誤差

表 5. 実験 2: 回旋課題時における剪断弾性率の再現性

Hip flexion angle	ICC (95% CI)	CV (%)	SEM (kPa)
-20°	0.996 (0.994-0.997)	2.2 ± 2.1	0.55
0°	0.997 (0.995-0.997)	1.7 ± 1.6	0.38
20°	0.996 (0.995-0.997)	2.0 ± 2.2	0.39
40°	0.996 (0.995-0.997)	2.3 ± 2.1	0.44
60°	0.997 (0.995-0.998)	2.3 ± 2.2	0.33
80°	0.993 (0.991-0.995)	2.3 ± 2.7	0.35

ICC (Intraclass Correlation Coefficients); 級内相関係数, CV (Coefficient of Variation); 変動係数, SEM (Standard Error of Measurement); 測定の標準誤差

付録

付録 1. 実験 2: 各屈曲角度および外転角度における長内転筋の剪断弾性率の平均値

Hip flexion	Hip abduction					
	0°	10°	20°	30°	40°	Max
-20°	15.7 ± 10.1	17.4 ± 6.2	22.3 ± 8.3	32.7 ± 15.4	49.4 ± 25.8	67.6 ± 57.8
0°	10.4 ± 4.5	13.0 ± 6.5	17.1 ± 10.2	24.5 ± 15.2	39.4 ± 25.8	55.2 ± 25.8
20°	11.0 ± 6.1	12.4 ± 6.6	15.5 ± 9.7	21.1 ± 16.2	30.8 ± 18.8	50.6 ± 50.3
40°	9.5 ± 3.2	10.4 ± 3.1	13.2 ± 6.1	19.9 ± 9.9	28.7 ± 15.3	45.9 ± 34.7
60°	8.3 ± 3.7	9.2 ± 3.5	10.9 ± 4.7	17.1 ± 9.8	23.5 ± 12.4	36.7 ± 23.4
80°	7.5 ± 2.0	7.7 ± 2.0	9.5 ± 4.1	12.5 ± 6.4	18.5 ± 9.3	31.8 ± 21.6

Values are means and SD

付録 2. 実験 2: 各屈曲角度および回旋角度における長内転筋の剪断弾性率の平均値

Hip flexion angle	Hip abduction 0°			Hip abduction 40°				
				Hip rotation				
	IR 20°	0°	ER 20°	IR max	IR 20°	0°	ER 20°	ER max
-20°	17.4 ± 5.2	14.7 ± 4.9	11.5 ± 4.0	31.4 ± 10.8	30.7 ± 10.4	23.5 ± 8.3	19.9 ± 4.4	17.9 ± 5.8
0°	11.1 ± 3.0	10.6 ± 2.7	9.7 ± 2.2	22.9 ± 7.5	22.1 ± 7.3	19.5 ± 5.1	19.1 ± 5.6	16.6 ± 5.1
20°	10.4 ± 2.8	10.0 ± 1.9	9.2 ± 2.6	21.2 ± 7.6	18.7 ± 5.1	18.9 ± 4.4	18.1 ± 4.6	17.1 ± 4.2
40°	10.1 ± 3.3	9.4 ± 2.0	8.3 ± 2.0	20.9 ± 8.4	19.3 ± 7.0	17.2 ± 6.8	17.5 ± 6.9	16.2 ± 6.2
60°	9.4 ± 3.1	8.3 ± 1.5	7.6 ± 1.8	17.4 ± 5.9	16.5 ± 6.6	15.4 ± 5.4	15.2 ± 4.4	14.6 ± 5.0
80°	8.8 ± 3.3	8.4 ± 3.3	6.8 ± 2.4	13.3 ± 5.4	12.3 ± 3.8	11.8 ± 3.6	12.3 ± 3.9	11.6 ± 3.4

Values are means and SD

付録 3. 実験 2: 各屈曲角度における最大外転角度、最大外旋角度および最大内旋角度の平均値

Hip flexion angle	80°	60°	40°	20°	0°	-20°
Maximum hip abduction angle (°)	47.7 ± 2.8 (43 - 55)	46.8 ± 2.6 (40 - 53)	46.9 ± 2.5 (43 - 53)	46.3 ± 3.4 (42 - 57)	45.8 ± 3.0 (42 - 53)	43.5 ± 3.3 (40 - 53)
Maximum hip internal rotation angle at 40° of hip abduction angle (°)	27.5 ± 4.1 (20 - 37)	26.4 ± 4.3 (20 - 33)	25.3 ± 5.1 (20 - 35)	27.4 ± 7.2 (20 - 43)	25.5 ± 6.2 (20 - 37)	24.2 ± 4.9 (20 - 34)
Maximum hip external rotation angle at 40° of hip abduction angle (°)	37.0 ± 6.1 (26 - 46)	34.1 ± 6.0 (25 - 43)	36.3 ± 7.1 (24 - 47)	37.1 ± 6.5 (25 - 49)	34.1 ± 7.3 (20 - 45)	35.9 ± 6.0 (26 - 54)

Values are means and SD (Min – Max).

別記第 2 号様式

研究実施計画判定通知書

承認番号 30-2-26

平成30年10月 9日

申請者 所 属 札幌医科大学保健医療学部理学療法学科理学療法学第二講座
職・氏名 准教授 谷口 圭吾 様

札幌医科大学
学長 塚 本 泰 司



課題 ヒト二関節筋における生体力学特性の定量評価 ー健康常人と御遺体を用いた超音波イメージングによる検討ー

平成30年9月27日 付けで申請のあった上記課題に係る実施計画について、「倫理委員会」答申に基づき次のとおり判定したので通知します。

記

1 判 定

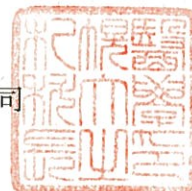
- ☒ 承認する（研究終了後3ヶ月以内に別紙研究結果報告書により報告すること）
- ☐ 条件付きで承認する（条件： ）
- ☐ 修正した上で承認する（倫理委員会の意見に回答の上書類を再提出すること）
- ☐ 保留（倫理委員会での審査を継続）する
- ☐ 承認しない

研究実施計画変更判定通知書

令和2年 7月 2日

申請者 所 属 理学療法学第二講座
職・氏名 准教授・谷口 圭吾 様

札幌医科大学
学長 塚本 泰司



課題 股関節内転筋群の活動特性および機械特性に着目した筋機能解明

令和2年4月15日付けで申請のあった上記課題に係る実施計画の変更について、「倫理委員会」の答申に基づき次のとおり判定したので通知します。

記

1 判 定

- ☒ 承認する（研究終了後3ヶ月以内に別紙研究結果報告書により報告すること）
- ☐ 条件付きで承認する（条件： ）
- ☐ 修正した上で承認する（倫理委員会の意見に回答の上書類を再提出すること）
- ☐ 保留（倫理委員会での審査を継続）する
- ☐ 承認しない
- ☐ 停止する（研究の継続には更なる説明を要する）
- ☐ 中止する（研究の継続は適当ではない）

別記第2-6号様式

研究実施計画変更報告書

令和 3 年 9 月 15 日

札幌医科大学倫理委員会 委員長 様

研究責任者 所 属 職・氏名 准教授 ・ 谷口 圭吾



所属長 職・氏名 教授 ・ 小塚 直樹



次のとおり研究実施計画を変更いたしますので、札幌医科大学倫理委員会規程施行細則
第7条の2に基づき、報告します。

記

1 研究課題

ヒト二関節筋における生体力学特性の定量評価 ―健常人と御遺体を用いた超音波イ
メージングによる検討―

2 許可日 平成 30 年 10 月 9 日

研究課題：ヒト二関節筋における生体力学特性の定量評価 一健康人と御遺体を用いた超音波イメージングによる検討一（承認番号：30-2-26）

研究責任者：保健医療学部 理学療法第二講座 准教授 谷口 圭吾

■札幌医科大学倫理委員会規程（平成 19 年 4 月 1 日規程第 150 号）

（迅速審査等）

第 12 条 倫理委員会は次の各号に掲げるいずれかに該当する審査については、委員全員又は第 3 条第 1 号アからウ及び第 2 号から各 1 名の選出された委員の書面審査により行うことができる。迅速審査の実施及び審査方法は委員長が決定する。

- (1) 多機関共同研究であって、既に当該研究の全体について倫理審査委員会の審査を受け、その実施について適当である旨の意見を得ている場合の審査
 - (2) 研究計画の軽微な変更に関する審査
 - (3) 侵襲を伴わない研究であって介入を行わないものに関する審査
 - (4) 軽微な侵襲を伴う研究であって介入を行わないものに関する審査
 - (5) 既に審査委員会において承認されている研究計画に準じて類型化されている審査
- 2 倫理委員会は前項第 2 号に定めるもののうち、次の各号に掲げるいずれかに該当する事項については、委員会に対する報告事項とし取り扱うことができる。ただし、委員長が委員会による審査が必要と判断したときは、この限りではない。
- (1) 研究責任者の職名変更
 - (2) 研究者の追加、削除等の変更
 - (3) 研究期間の延長（当初の承認から 3 年以内であり、かつ 2 年以内の延長に限る。）
 - (4) 研究計画名の変更
 - (5) 研究対象、研究実施項目、質問項目等の削除
 - (6) その他委員長が報告事項として取り扱うことを相当と認めたもの

* 事務局使用欄

受付（報告）：令和 3 年 9 月 17 日

確認完了：令和 3 年 9 月 21 日

確認結果：☒ 報告受領

☐ 報告事項不相当（要審査）

倫理委員会委員長 (ゲノム医学部門 時野教授)	課 長	副 課 長	係 長	担 当
			不在	

別記第 1 号様式

受 付 日	*
-------	---

研究実施申請書

令和 3 年 9 月 15 日
(平成 30 年 9 月 27 日)

札幌医科大学学長 様

実施責任者 所 属 札幌医科大学保健医療学部理学療法学第二講座
職・氏名 准教授 谷口 圭吾 印
所 属 長 職・氏名 教 授 小塚 直樹 印

次の研究の実施を申請します。

記

1 課 題

ヒト二関節筋における生体力学特性の定量評価 ―健常人と御遺体を用いた
超音波イメージングによる検討―

2 研究者

実施責任者 所 属 札幌医科大学保健医療学部理学療法学第二講座
職・氏名 准教授 谷口 圭吾

実施分担者	所 属	札幌医科大学保健医療学部理学療法学第二講座
	職・氏名	教 授 片寄 正樹
	所 属	札幌医科大学保健医療学部理学療法学第二講座
	職・氏名	教 授 渡邊 耕太
	所 属	札幌医科大学保健医療学部作業療法学第一講座
	職・氏名	教 授 今井 富裕
	所 属	札幌医科大学保健医療学部理学療法学第二講座
	職・氏名	助 教 青木 信裕
	所 属	札幌医科大学保健医療学部理学療法学第二講座
	職・氏名	研究員 小林 匠
	所 属	札幌医科大学医学部解剖学第二講座
	職・氏名	教 授 藤宮 峯子
	所 属	札幌医科大学医学部解剖学第二講座
	職・氏名	主任技師 溝口 照悟
	所 属	大学院保健医療学研究科
	職・氏名	大学院生 飯田 尚哉
		大学院生 榊 善成
		大学院生 小出所 大樹
		大学院生 浅田 優太
		大学院生 加藤 拓也
		大学院生 横山 祐
		大学院生 齋藤 佑平
		大学院生 中尾 学人
	所 属	保健医療学部理学療法学科
	職・氏名	学部生 石田 麻佳
		学部生 工藤 哲史
		学部生 林 優里奈
		学部生 山崎 夏海
		学部生 柏谷 芽依
		学部生 山形 一真
		学部生 工藤 めい
		学部生 田村 真潮
		学部生 石山 輝希
		学部生 足立 梨紗

3 研究の概要（目的，方法，対象者等について記載すること．

ただし、添付する実施計画書に詳細が記載されている場合には、ここは簡略化して記載しても差し支えないが、資料ナンバー・該当ページ等を必ず付記すること。）

（１）目的

筋損傷の発生率は、ハムストリングス、大腿直筋など下肢の二関節筋群に高いことが、多くの疫学的調査によって報告されている。近年、解剖学的研究や電気生理学的な検討によって単一筋内の形態特性や活動特性に部位差が示されている。また肉離れの発生頻度をみた疫学的な調査によると、大腿直筋においては近位部の発生が 65% を占めることが報告されている。

しかし、筋損傷の発生メカニズムに関わる関節運動に伴う力学的なストレスの筋内分布は、自動運動および他動運動ともに明らかとされていない。力学的ストレスの計測方法として剪断波エラストグラフィに代表される超音波イメージング技術が挙げられる。この技術では非侵襲的・選択的に筋組織の力学特性を計測可能であり、筋の発揮張力と高い相関関係が示されている。本研究では関節運動時における筋組織の力学特性をマッピングすることで、ヒト二関節筋に生じる筋張力特性を定量的に検討することとする。

対象は、未固定凍結ご遺体および 18 歳から 29 歳までの四肢及び体幹に運動機能障害のない若年健常人とする。また、対象は実験に先立ち、本研究の概要、目的、本研究に伴う危険性について十分な説明を受け、書面にて同意を得た者とする。

※詳細は、「資料 1：研究実施計画書」に記載。

４ 研究期間、対象者及び実施場所

研究期間は学長の承認日以降 2024 年 3 月 31 日までとする。

対象は未固定凍結ご遺体 10 体を用いる。下肢関節を角材支柱に垂直に固定し、変位計測装置パルスコーダー、プッシュプルゲージ、超音波剪断波エラストグラフィ装置、電磁気式 3 次元動作解析装置等を用いて下肢筋の粘弾性を計測する。また、肢位や力学的負荷を変化させて、下肢筋の生体工学的特性を計測する。未固定標本での計測は 2019 年度から 2021 年度に年 4 体程度ずつ行う予定とする。

未固定凍結人体標本での実験と共に、健常人における関節運動時の筋力学特性についても検討する。対象は、18 歳から 29 歳までの四肢及び体幹に運動機能障害のない若年健常人 20 名とする。健常人での計測は 2021 年度までに行う予定とする。また、対象は実験に先立ち、本研究の概要、目的、本研究に伴う危険性について十分な説明を受け、書面にて同意を得た者とする。対象者への研究協力の説明および同意書は書面を用いて行い、同意が得られる場合には署名を求める。説明書および同意書、同意撤回書は資料 3, 4, 6 として添付する。未成年者を対象とする場合は、代諾者にも、

対象者と同様に研究協力の説明および同意は書面を用いて行い、同意が得られる場合には対象者に加えて署名を求める。

被験者の募集は、被験者募集用ポスターを札幌医科大学に掲示して行う（資料 5）。ポスター掲示後、被験者協力の申し込みのあった者について、選択基準を満たし、除外基準に該当していないことが確認できた場合、被験者として採用する。

施行場所は以下の通りとする。

- ・札幌医科大学教育研究棟 I 地下 1 階 解剖実験・処置室
- ・札幌医科大学保健医療学研究棟 4 階 実験室 2・実験室 3（E432 室，E426 室）

5 研究の必要性（科学的合理性の根拠等）

関節運動に伴う筋弾性特性を定量的に測定することによって、単一筋にかかる力学的ストレスの推定評価が可能となり、筋損傷の部位特異的な傷害発生の機序解明、効果的な筋損傷予防法の考案および筋特性の臨床評価法の開発に向けた基盤形成となる。そのため、生体での検証と共に、より直接的に筋組織の力学特性を定量的に評価可能な生体に近い組織性状を有する未固定凍結標本を用いる必要がある。

6 研究における倫理的配慮について

- （1）対象となる個人の人権擁護のための対策（プライバシー確保の方法その他について具体的に記載すること。）

未固定凍結人体標本を対象とした研究

1. 献体の利用に関する指針（平成 30 年 6 月 20 日 札幌医科大学倫理委員会全面改正）に従い、医学・医療の進歩のために献体していただいた方の意志を尊重し、尊厳を十分配慮して研究を行う。
2. 研究は札幌医科大学に所属し、解剖・実験を十分理解した研究者で行う。
3. 研究は使用する献体および遺族のプライバシーには十分配慮する。
4. 献体情報は解剖学第二講座で一括管理しており、献体は番号で管理し、他の研究者はアクセスできない。

健常人を対象とした研究

1. ヘルシンキ宣言に基づき、対象者の人権、個人情報などの保護、予想される危険には十分に留意して研究を進める。
2. 対象者候補については、事前に本研究の説明をおこない本研究への参加を募る。
3. 対象者となっても、継続参加、離脱の自由を保障する。

4. 対象者が学生である場合、この研究への同意の諾否に関わらず、成績や評価などへの影響は一切ない。
5. 実験で得られる全ての情報は、本研究にのみ利用する。
6. データの取り扱いについては、個人が特定できぬよう無記名化し、専用のハードディスクにのみ保存し、保健医療学部内で厳重に管理する。
7. データの保存やデータ処理をおこなう PC は情報漏洩を防止するため、研究実施者と分担者のみが取り扱い、部外者には一切公開しない。なお、PC はネットワークには接続しない。
8. 研究結果の報告に関して、研究に携わった研究者の氏名のみが公表され、対象者が特定できるような個人情報は公開しない。

(2) 対象となる個人に理解を求め、同意を得る方法

ア 説明の具体的内容（必要性、効果、危険性等）（説明文書を添付すること）

対象者には、研究協力依頼の説明文書（資料 3）を用いて説明し同意を得る。説明の具体的内容は、以下の項目とする。

- 1 本研究の目的
- 2 本研究の方法
- 3 研究協力の任意性と撤回の自由
- 4 研究計画書等の開示
- 5 研究協力者にもたらされる危険性
- 6 個人情報の保護
- 7 研究に関する試料・情報の保管及び廃棄
- 8 研究成果の公表
- 9 費用負担に関する事項
- 10 利益相反に関する事項

イ 同意を得る方法 ☒書面・口頭（いずれかを○印で囲むこと。ただし、書面による同意を原則とし、当該同意書を添付すること。）

未固定凍結人体標本を対象とした研究

献体の未固定標本利用に関しては、通常献体の同意書以外に生前同意および遺族の同意を得て行うものとする。

健常者を対象とした研究

対象者への研究協力の説明書および同意書は資料 3, 4 を添付。同意が得られる場合には署名を求める。

ウ 対象となる個人が未成年である場合，精神障害等のため判断能力が十分でない場合又は病名に対する配慮が必要な場合における対処方法（学生の場合は教育上の配慮も記載すること）

健常者を対象とした研究

未成年者を対象とする場合には，代諾者にも，対象者と同様に研究協力の説明および同意は書面を用いて行い，同意が得られる場合には対象者に加えて署名を求める。また，対象者が学生の場合は，本研究は教科と独立しているが，実験に参加しない場合，あるいは途中で実験参加を辞める場合でも，実施責任者や実施分担者が担当する科目の成績や単位取得に影響はないことを付言する。

（3）予期される危険性とその対策（箇条書で具体的に記載すること。健康被害についての補償についても記載すること。）

未固定凍結人体標本を対象とした研究

<感染症の危険性>

- ・ 研究実施の際に感染症のリスクがあるため，感染症対策として研究実施者は利用前に血液検査を実施し，HBV 抗体が陰性のものは HBV ワクチン接種を行う。利用時はマスク，ガウン，手袋等の個人防具着を着用して測定を実施する。

健常者を対象とした研究

<関節運動時の危険性>

- ・ 関節運動を数回実施した際，関節を取り囲む組織や筋が損傷する可能性がある。実験中は，疼痛について口頭で確認しながら，実験を進めるとともに，被験者が測定の中止を申し出た場合には，すぐに測定を中止する。また，測定終了後にも疼痛の有無について確認する。

<使用機器の危険性>

- ・ 超音波プローブの使用時，被験者の体に密着させる必要がある。その際，体とプローブの間に空気が介在すると超音波が体内を通らず，その部位の画像が得られにくくなるため，ゼリー剤を塗布する必要があるが，ゼリー剤は冷たく，不快感を与える可能性がある。実験中は，不快感について

口頭で確認しながら実験を進めるとともに、被験者が測定の中止を申し出た場合には、すぐに測定を中止する。

＜表面筋電図使用前の皮膚処理の危険性＞

- ・ 表面筋電図使用の際に正確なデータ入手のために皮膚処理を行う必要がある。剃毛を行う際は医療向けの T 字剃刀を使用し、皮膚を傷つけることの無いように注意する。コンパウンドペーストによる摩擦においては、疼痛が発生する可能性がある。そのため、疼痛について口頭で確認しながら進める。アルコール綿による洗浄では、アルコールによるかぶれが生じる可能性がある。アルコール綿使用前に必ず被験者にアルコールによってかぶれた経験の有無を聴取し、かぶれ経験のある場合はアルコール処理を行わない。皮膚処理中に被験者が処理の中止を申し出た場合には、すぐに処理を中止する。

＜実験全体に対する危険性への対策＞

- ・ 対象者及びその関係者からの相談等については、基本的には研究実施分担者が対応する。研究実施分担者が不在の場合は、研究実施責任者が対応する。
- ・ 重篤な有害事象が発生した場合には、札幌医科大学学長へ「重篤な有害事象報告書」をもって報告する。また、研究計画の変更、研究継続に影響を与える問題が発生した場合にも、札幌医科大学学長へ報告する。
- ・ 実験後に痛みや気分不良などの症状が持続する場合には速やかに受診の手配をする。
- ・ 本研究によって対象者に何らかの健康被害が生じた場合は、理学療法士賠償責任保険・学生教育研究災害傷害保険を適用し、必要となった医療費の健康保険自己負担分の補償を行う。

7 研究費、利益相反、対象者への経済的負担又は謝礼について

未固定凍結人体標本を対象とした研究

本研究は、他組織からの資金の供給はないことから、利益相反はない。

健康人を対象とした研究

本研究は、他組織からの資金の供給はないことから、利益相反はない。また、実施責任者もしくは実施分担者が、本研究にかかる検査費用や交通費（公共交通機関に限る）を負担する。謝礼金は支払わない。

8 備考（上記 1～7 以外で「人を対象とする医学系研究に関する倫理指針」第 8

のうち本研究において記載を要する事項等。ただし、添付する実施計画書に詳細が

記載されている場合には、簡略化して記載しても差し支えないが、資料ナンバー・該当ページ等を必ず付記すること。）

未固定凍結人体標本を対象とした研究

- ・ 実施者は本学整形外科学講座で定めた『fresh cadaver を用いた実験を行う際の遵守事項』の説明を受け、遵守した者のみである。
- ・ 研究者への感染症対策のため、遺体から血液を採取し、感染症（HBV、HCV、HIV）の有無を調べ、陽性は使用しない。
- ・ 研究者への感染症対策のため、研究実施者には感染の危険性を説明する。
- ・ 研究者への感染症対策のため、研究実施者には HBV の予防接種を義務付ける。

研究終了の報告

研究終了にあたっては、「研究結果報告書」をもって学長へ報告する。

研究結果の公表

研究終了後、得られた研究結果については学位論文として札幌医科大学大学院保健医療学研究科に提出する。また、学術雑誌への投稿や、学術大会での発表を行う。論文文化および学会発表の際は、研究に携わった研究者の氏名のみが公表され、対象者が特定できるような個人情報とは公開しない。

注 1 * 欄には記入しないこと。

2 実施計画書、参考文献等の資料を添付すること。

3 全ページにページ数を入れること。

別記第 2 号様式

研究実施計画判定通知書

承認番号 1 - 2 - 2 5

令和元年 7 月 2 2 日

申請者 所 属 保健医療学部理学療法学第二講座
職・氏名 准教授 谷口 圭吾 様

札幌医科大学
学長 塚 本 泰 司

課題 股関節内転筋群の活動特性および機械特性に着目した筋機能解明

令和元年 7 月 9 日 付けで申請のあった上記課題に係る実施計画について、「倫理委員会」の答申に基づき次のとおり判定したので通知します。

記

1 判 定

- ☒ 承認する（研究終了後 3 ヶ月以内に別紙研究結果報告書により報告すること）
- ☐ 条件付きで承認する（条件： ）
- ☐ 修正した上で承認する（倫理委員会の意見に回答の上書類を再提出すること）
- ☐ 保留（倫理委員会での審査を継続）する
- ☐ 承認しない

別記第 4 号様式

研究実施計画変更判定通知書

令和 2 年 7 月 2 日

申請者 所 属 理学療法学第二講座
職・氏名 准教授・谷口 圭吾 様

札幌医科大学
学長 塚本 泰司



課題 股関節内転筋群の活動特性および機械特性に着目した筋機能解明

令和 2 年 4 月 1 5 日付けで申請のあった上記課題に係る実施計画の変更について、「倫理委員会」の答申に基づき次のとおり判定したので通知します。

記

1 判 定

- ☒ 承認する（研究終了後 3 ヶ月以内に別紙研究結果報告書により報告すること）
- ☐ 条件付きで承認する（条件： ）
- ☐ 修正した上で承認する（倫理委員会の意見に回答の上書類を再提出すること）
- ☐ 保留（倫理委員会での審査を継続）する
- ☐ 承認しない
- ☐ 停止する（研究の継続には更なる説明を要する）
- ☐ 中止する（研究の継続は適当ではない）

別記第2-6号様式

研究実施計画変更報告書

令和 3 年 9 月 1 日
9/17受付

札幌医科大学倫理委員会 委員長 様

研究責任者 所 属 職・氏名 准教授・谷口 圭吾



所属長 職・氏名 教授・小塚 直樹



次のとおり研究実施計画を変更いたしますので、札幌医科大学倫理委員会規程施行細則
第7条の2に基づき、報告します。

記

1 研究課題 股関節内転筋群の活動特性および機械特性に着目した筋機能解明

2 許可日 令和 元年 7 月 22 日

研究課題：股関節内転筋群の活動特性および機械特性に着目した筋機能解明

(承認番号：1-2-25)

研究責任者：保健医療学部 理学療法第二講座 准教授 谷口 圭吾

■札幌医科大学倫理委員会規程（平成 19 年 4 月 1 日規程第 150 号）

（迅速審査等）

第 12 条 倫理委員会は次の各号に掲げるいずれかに該当する審査については、委員全員又は第 3 条第 1 号アからウ及び第 2 号から各 1 名の選出された委員の書面審査により行うことができる。迅速審査の実施及び審査方法は委員長が決定する。

- (1) 多機関共同研究であって、既に当該研究の全体について倫理審査委員会の審査を受け、その実施について適当である旨の意見を得ている場合の審査
- (2) 研究計画の軽微な変更に関する審査
- (3) 侵襲を伴わない研究であって介入を行わないものに関する審査
- (4) 軽微な侵襲を伴う研究であって介入を行わないものに関する審査
- (5) 既に審査委員会において承認されている研究計画に準じて類型化されている審査

2 倫理委員会は前項第 2 号に定めるもののうち、次の各号に掲げるいずれかに該当する事項については、委員会に対する報告事項とし取り扱うことができる。ただし、委員長が委員会による審査が必要と判断したときは、この限りではない。

- (1) 研究責任者の職名変更
- (2) 研究者の追加、削除等の変更
- (3) 研究期間の延長（当初の承認から 3 年以内であり、かつ 2 年以内の延長に限る。）
- (4) 研究計画名の変更
- (5) 研究対象、研究実施項目、質問項目等の削除
- (6) その他委員長が報告事項として取り扱うことを相当と認めたもの

* 事務局使用欄

受付（報告）：令和 3 年 9 月 17 日

確認完了：令和 3 年 9 月 21 日

確認結果：☒ 報告受領

☐ 報告事項不相当（要審査）

倫理委員会委員長 (ブノム医科学部門 時野教授)	課 長	副 課 長	係 長	担 当
			不在	

別記第 1 号様式

受 付 日	*
-------	---

研究実施申請書

令和 3 年 9 月 1 日

(令和 元年 7 月 9 日)

札幌医科大学学長 様

実施責任者 所 属 札幌医科大学保健医療学部理学療法学第二講座

職・氏 名 准教授 谷口 圭吾 印

所属長 職・氏 名 教 授 小塚 直樹 印

次の研究の実施を申請します。

記

1 課 題

股関節内転筋群の活動特性および機械特性に着目した筋機能解明

2 研究者

実施責任者 所 属 札幌医科大学保健医療学部理学療法学第二講座

職・氏名 准教授 谷口 圭吾

実施分担者	所 属	札幌医科大学保健医療学部理学療法学第二講座	
	職・氏名	教 授	片 寄 正 樹
		助 教	青 木 信 裕
	所 属	札幌医科大学保健医療学部理学療法学第二講座	
	職・氏名	訪問研究員 小 林 匠	
	所 属	札幌医科大学大学院保健医療学研究科	
	職・氏名	大学院生	池 田 祐 真
		大学院生	加 藤 拓 也
		大学院生	小 出 所 大 樹
		大学院生	相 馬 章 吾
		大学院生	横 山 祐
		大学院生	齋 藤 佑 平
		大学院生	中 尾 学 人
	所 属	札幌医科大学保健医療学部理学療法学科	
	職・氏名	学部生	林 優 里 奈
		学部生	工 藤 哲 史
		学部生	山 崎 夏 海
		学部生	柏 谷 芽 依
		学部生	山 形 一 真
		学部生	工 藤 め い
		学部生	田 村 真 潮
		学部生	石 山 輝 希
		学部生	足 立 梨 紗

3 研究の概要（目的、方法、対象者等について記載すること。

ただし、添付する実施計画書に詳細が記載されている場合には、ここは簡略化して記載しても差し支えないが、資料ナンバー・該当ページ等を必ず付記すること。）

目的

鼠径部痛症候群（以下、Groin Pain）は、主にサッカー選手において頻発し、再発や慢性化しやすいため、治療が難渋するスポーツ傷害である。Groin Pain の病態は複雑であり、様々な傷害が原因であるとされている。股関節内転筋群の傷害は、Groin Pain の主要原因であると報告されており、その中でも長内転筋の筋損傷が最も多い。また、Groin Pain のリスクファクターとして股関節内転筋力の低下や股関節外転可動域制限が挙げられており、Groin Pain の予防や治療には、股関節内転筋群を対象とした評価や筋力トレーニングが重要な課題であ

るとされている。そのため、股関節内転筋群を対象とした筋力評価法や ROM 評価および筋力トレーニング法の開発が進められている。しかしながら、これまでに報告された股関節内転筋群を対象とした評価法やトレーニング法は、股関節内転筋群は複数の筋で構成され、かつ長内転筋の損傷頻度が最も高いとされているにも関わらず、長内転筋が有する特異的な機能は考慮されていない。そのため、Groin Pain に対する有効なリハビリテーション法が確立されていないのが現状である。

近年、表面筋電図を用いて、非侵襲的に長内転筋および大内転筋の筋活動を単一筋レベルで記録可能な手法が確立されている。また、剪断波エラストグラフィ技術の誕生により、非侵襲的に筋組織の機械特性が計測可能となり、筋の発揮張力や受動張力と高い相関関係にあると報告されている。したがって、本研究では、ヒト生体における股関節運動時の股関節内転筋群の活動特性や機械特性を定量化することにより、股関節内転筋群の筋力評価やタイトネス評価および効果的な筋力トレーニングを開発する基盤情報を得ることを目的とする。

対象は、18 歳から 40 歳までの四肢および体幹に運動機能障害のない健常人とする。

4 研究期間、対象者及び実施場所

研究期間は、学長の承認日以降、2025 年 3 月 31 日までとする。

対象は、18 歳から 40 歳までの四肢および体幹に運動機能障害のない健常人 20 名とする。また、対象は実験に先立ち、本研究の趣旨を理解し、研究協力に得られた者とする。対象者への研究協力の説明および同意は書面を用いて行い、同意が得られる場合には署名を求める。説明書および同意書、同意撤回書は資料 1、2、4 として添付する。未成年者を対象とする場合には、代諾者にも、対象者と同様に研究協力の説明および同意は書面を用いて行い、同意が得られる場合には対象者に加えて署名を求める。健常人の被験者の募集は、被験者募集用ポスターを本学内に掲示して行う（資料 3）。ポスター掲示後、被験者協力の申し込みのあった者について、選択基準を満たし、除外基準に該当していないことが確認できた場合、被験者として採用する。

施行場所は、以下の通りとする。

- ・ 札幌医科大学保健医療学研究棟 E432 室、E426 室

5 研究の必要性（科学的合理性の根拠等）

股関節回旋運動に関わる股関節内転筋群の活動特性および機械特性を解明することにより、リハビリテーションにおいて、股関節内転筋群の各筋における筋固有の機能を考慮した評価および運動療法を立案するための基盤情報となる。

6 研究における倫理的配慮について

（1）対象となる個人の人権擁護のための対策

1. ヘルシンキ宣言に基づき、対象者の人権、個人情報などの保護、予想される危険には十分に留意して研究を進める。
2. 対象者候補については、事前に本研究の説明をおこない本研究への参加を募る。

3. 対象者となっても、継続参加、離脱の自由を保障する。
4. 対象者が学生である場合、この研究への同意の諾否に関わらず、成績や評価などへの影響は一切ない。
5. 実験で得られる全ての情報は、本研究にのみ利用する。
6. データの取り扱いについては、個人が特定できぬよう無記名化し、専用のハードディスクにのみ保存し、保健医療学部内で厳重に管理する。
7. データの保存やデータ処理をおこなう PC は情報漏洩を防止するため、研究実施者と分担者のみが取り扱い、部外者には一切公開しない。なお、PC はネットワークには接続しない。
8. 研究結果の報告に関して、研究に携わった研究者の氏名のみが公表され、対象者が特定できるような個人情報とは公開しない。

(2) 対象となる個人に理解を求め、同意を得る方法

ア 説明の具体的内容（必要性、効果、危険性等）（説明文書を添付すること）

研究協力依頼の説明文書（資料 2）を用いて、対象者に説明し同意を得る。説明の具体的内容は以下の項目とする。

1. 本研究の目的
2. 本研究の方法
3. 研究協力の任意性と撤回の自由
4. 研究計画書等の開示
5. 研究協力者にもたらされる危険性
6. 個人情報の保護
7. 研究に関する試料・情報の保管及び廃棄
8. 研究成果の公表
9. 費用負担に関する事項
10. 利益相反に関する事項

イ 同意を得る方法 書面 口頭（いずれかを○印で囲むこと。ただし、書面による同意を原則とし、当該同意書を添付すること。）

対象者への研究協力の説明書および同意書は資料 1、2 を添付。同意が得られる場合には署名を求める。

ウ 対象となる個人が未成年である場合、精神障害等のため判断能力が十分でない場合又は病名に対する配慮が必要な場合における対処方法（学生の場合は教育上の配慮も記載すること）

未成年者を対象とする場合には、代諾者にも、対象者と同様に研究協力の説明および同意は書面を用いて行い、同意が得られる場合には対象者に加えて署名を求める。

(3) 予期される危険性とその対策（箇条書で具体的に記載すること。健康被害についての補償についても記載すること。）

1. 関節運動時の危険性

関節運動を数回実施した際、関節を取り囲む組織や筋が損傷する可能性がある。実験中は、疼痛について口頭で確認しながら、実験を進めるとともに、被験者が測定の中止を申し出た場合には、すぐに測定を中止する。また、測定終了後にも疼痛の有無について確認する。

2. 使用機器の危険性

超音波プローブを使用するにあたって、被験者の体に密着させる必要がある。その際、体とプローブの間に空気が介在すると超音波が体内を到達せず、画像が得られにくくなるため、ゼリー剤を塗布する必要がある。ゼリー剤は冷たく、不快感を与える可能性があるため、実験中は、不快感について口頭で確認しながら実験を進めるとともに、被験者が測定の中止を申し出た場合には、すぐに測定を中止する。

3. 表面筋電図使用前の皮膚処理の危険性

表面筋電図使用の際に正確なデータ入手のために皮膚処理を行う必要がある。剃毛を行う場合は、医療向けの T 字剃刀を使用し、皮膚を傷つけることの無いように注意する。コンパウンドペーストを用いて皮膚を研磨する際は、疼痛が発生する可能性がある。そのため、疼痛について口頭で確認しながら進める。アルコール綿による洗浄は、アルコールにより、皮膚がかぶれる可能性がある。アルコール綿使用前には、必ず被験者にアルコールによってかぶれた経験の有無を確認し、かぶれ経験のある場合はアルコール処理を行わない。皮膚処理中に被験者が処理の中止を申し出た場合には、すぐに処理を中止する。

4. 実験全体に対する危険性

- ・ 対象者及びその関係者からの相談等については、基本的には研究実施分担者が対応する。研究実施分担者が不在の場合は、研究実施責任者が対応する。
- ・ 重篤な有害事象が発生した場合には、札幌医科大学学長へ「重篤な有害事象報告書」をもって報告する。また、研究計画の変更、研究継続に影響を与える問題が発生した場合にも、札幌医科大学学長へ報告する。
- ・ 動作課題については、実施分担者の整形外科医および理学療法士により病態診断および運動機能診断の両面から動作遂行の安全性を確保する。
- ・ 万一、実験中に体調が悪くなった場合は、直ちに実験を中止し、病院に運ぶなどの措置をとる。
- ・ 万一、傷害が発生した場合は、理学療法士賠償責任および学生教育研究災害傷害保険を適用し、必要となった医療費の健康保険自己負担分の補償を行う。

7 研究費、利益相反、対象者への経済的負担又は謝礼について

本研究は、他組織からの資金の供給はないことから、利益相反はない。また、実施責任者もしくは実施分担者が本研究にかかる検査費用や交通費（公共交通機関に限る）を負担する。謝礼金は支払わない。なお、対象者の希望に応じて測定結果のフィードバックを行う。

8 備考（上記 1～7 以外で「人を対象とする医学系研究に関する倫理指針」第 8 のうち本研究において記載を要する事項等。ただし、添付する実施計画書に詳細が記載されている場合には、簡略化して記載しても差し支えないが、資料ナンバー・該当ページ等を必ず付記すること。）

研究終了の報告

研究終了は、「研究結果報告書」をもって学長へ報告する。

研究結果の公表

研究終了後、得られた研究結果は、学位論文として札幌医科大学大学院保健医療学研究科に提出する。また、学術雑誌への投稿や学術大会での発表を行う。論文執筆および学会発表の際は、研究に携わった研究者の氏名のみが公表され、対象者が特定できるような個人情報は公開しない。

注 1 * 欄には記入しないこと。

2 実施計画書、参考文献等の資料を添付すること。

3 全ページにページ数を入れること。

①会員用説明書

(会員用説明書)

献体を用いた医学教育、および臨床医学の教育・技術研修・研究開発への
ご理解とご協力のお願い

札幌医科大学 学長 塚本泰司
解剖学第一講座 教授 辰巳治之
解剖学第二講座 教授 藤宮峯子

このたびは献体登録をご検討いただき、誠にありがとうございます。

札幌医科大学では、ご献体いただいたご遺体を、

- 1) 「医学教育」における正常解剖実習、
 - 2) 「臨床医学の教育・技術研修・研究開発」、
- に使用させていただきます。

1) より良い医師・医療者の育成のために

医師・医療者になる学生が、ご献体いただいたご遺体によって正常解剖を学ぶことにより、解剖学の知識の習得と同時に、献体者に対する感謝の気持ちと、その期待に応える責任と自覚を持つという点で、何ものにも代え難い人間教育を受けています。

2) 高度かつ安心・安全な医療のために

手術手技などの医療技術や病気の新しい治療法の進歩は目覚ましく、ご遺体を用いた臨床医学の教育や技術研修、研究開発の必要性が強く求められています。日本ではこのような教育、研修、研究を実施できる施設はわずかしかなく、今後の医学・医療の発展のために、施設の整備や取り組みの強化が求められています。

2-1) 臨床医学の教育・技術研修・研究開発とは

近年、高度な医療や医療安全への社会的な関心が高まり、手術手技等の教育や研修には、臨床経験に加えて模型やトレーニング機器等を使用して、十分な修練を行うことが求められています。しかし、より先進的で高度な手術手技は研修の機会が少なく、また複雑な人体構造を有する部分の医療技術のトレーニングや関連する医療機器の研究開発は、人体との解剖学的差異から模型や人工的な機器で実施するのは難しい場合があります。そこで、ご献体を用いた臨床医学の教育・研修・研究(ゲノム・遺伝子解析やタンパク・プロテオミクス解析等を含む)がとても有用で、意義が高いと考えられています。

2-2) 献体の利用法についての今後の展望

篤志献体は、従来「医学教育」における正常解剖実習に使用させていただく目的で始まりました。

その後の医学の発展に伴い、札幌医科大学では、生前にご同意をいただいた白菊会会員の皆様のご献体を用いて、すでに 1999 年より献体を用いた臨床研究や医療技術研修を実施してきました。2010 年には、札幌医科大学倫理委員会が、ご献体の利用に対する新たな指針を制定したことに伴い、「生体機能を明らかにするための研究」、「医療技術向上のための研究や研修」、「先端医療・先端医学のための研究」にご献体を利用させていただくための生前同意を白菊会全員の皆様から再度いただき、ご献体を利用してきました。札幌医科大学では、今後、サージカルトレーニングセンターを設置し、実際の臨床で使用する手術器具・内視鏡・カテーテルなどを用いて実践的医療手技の研修、新しい手術方法・医療技術や医療機器の開発を行います。これには研修室の整備、手術器具・医療機器の購入や賃貸などのために多額の費用が必要です。そこで医師会、北海道、札幌市などの自治体、病院、企業、個人などからの寄付や参加する医師からの自己負担をいただき、サージカルトレーニングセンターでの研修・研究・開発に役立てる予定です。

サージカルトレーニングセンターの設置・開設に伴い、ご献体を従来の「医学教育における正常解剖実習」にとどまらず、これらの臨床医学の教育・研修・研究の目的で使用させていただく機会が増えます。ご献体を使用して行うサージカルトレーニング等これら臨床医学の教育・研修・研究については、本学に所属する職員だけでなく、他大学、他機関に所属する医師なども参加することがありますので、ご承知おき願います。他大学等の参加者については、本学の訪問研究員となつていただく等、本学の責任・管理下に行うこととしております。ご献体のこれらの目的における利用については、札幌医科大学倫理委員会の厳正な審査と承認を得て行うことといたします。

2-3) ご献体の受け入れ体制・管理方法につきまして

臨床医学の教育・技術研修・研究開発に利用させて頂くご献体について、ご遺体のお預かり方法や大学における管理方法は、これまで通り解剖学教室の責任下において行われますので、医学教育を目的としたご献体と何ら変わりありません。

2-4) 献体ができない場合

以下の場合につきましては、献体登録および献体の受入れができない場合がありますので、あらかじめご了承ください。

- ① 重篤な感染症（B 型肝炎、C 型肝炎、HIV（エイズ）感染、結核等。既往を含む）がある場合
- ② 不慮の事故等で亡くなられてご遺体の損傷が激しい場合（交通事故死、水死、焼死、災害死、自殺等）
- ③ 死亡後、長時間経過している場合（通夜、告別式等の場合を除く）
- ④ 病理解剖や法医学解剖によりご遺体が解剖される場合
- ⑤ 死亡後、臓器提供をされる場合（臓器提供の登録と献体登録を重複しておこなうことはできません。）

札幌医科大学の医師・医療者・研究者は、「医学及び歯学の教育のための献体に関する法律（昭和 58 年 5 月 25 日、法律第 56 号）」^{*1}、「臨床医学の教育及び研究における遺体使用の実施条件（臨床医学の教育及び研究における死体解剖のガイドライン、2018 年改訂）」^{*2}、ならびに「ヒトゲノム・遺伝子解析研究に関する倫理指針」（平成 13 年文部科学省、厚生労働省、経済産業省制定）^{*3}

を遵守いたしますので、ご理解とご協力をお願い申し上げます。尚、これらの法律や書類の詳細な内容は、以下のインターネットのサイトで閲覧することが可能です。書面での閲覧をご希望される場合には、白菊会事務局までお申し付けください。あらためてお送りさせていただきます。

*1:http://www.shugiin.go.jp/internet/itdb_housei.nsf/html/houritsu/09819830525056.htm

*2:<http://www.anatomy.or.jp/>

*3:<http://www.mhlw.go.jp/file/06-Seisakujouhou-10600000-Daijinkanboukouseikagakuka/0000153405.pdf>

以上の内容をご理解いただいた上で、別添同意書の項目に○をつけ、署名・捺印の上、ご返送ください。ご同意は、いつでも文書により撤回することもできます。

お問い合わせ先；札幌医科大学解剖学第二講座 教授 藤宮 峯子

Tel 011-611-2111（内線 26400）

(入会申込書)

入 会 申 込 書

札幌医科大学白菊会殿

貴会の趣旨に賛同し、入会の申込みをします。

入会にあたり、私の遺体を医学教育（正常解剖実習）のために使用することに同意します。

入会申込日 年 月 日

ふりがな

氏 名 _____ 印

生年月日 明治・大正・昭和 _____ 年 月 日

住 所 〒 _____

電話番号 () _____

既往歴・手術歴 _____

同意書

入会申込者が貴会の趣旨に賛同して札幌医科大学に献体することに同意し、かつ、その意志を実行することを約束いたします。

（1 親等の親族からは必ず同意を得てください）

	同意者氏名	印	続柄	住 所
親族 代表	年 月 日生			〒
親族	年 月 日生			〒
親族	年 月 日生			〒
親族	年 月 日生			〒

※ 場合によっては、献体登録および献体の受入れをお断りする場合があります。詳細は、会員用説明書の項目2-4)「献体ができない場合」の内容をご確認ください。

添付資料①

献体の利用に関する指針

平成22年3月1日札幌医科大学倫理委員会制定（献体の未固定標本利用に関する指針）

平成30年6月20日札幌医科大学倫理委員会全面改正

1. 概要

近年、医療安全への社会的な関心が高まり、医療技術・手術手技の修練に関して、OJT（on the job training）による臨床経験を積んだ上で、さらに模型や動物等を使用して十分な練習を行うことが求められている。しかし、より先進的で高度な手術手技はOJTの機会が少なく、人体との解剖学的差異から模型や動物等を用いることが難しい場合もある。そこで、海外では手術手技向上のための遺体使用（cadaver training）が幅広く行われる傾向にある。

本学では、1999年より献体を用いた臨床研究や医療技術研修を実施してきた。献体には、ホルマリン固定遺体、Thiel法固定遺体、ならびに未固定凍結遺体が含まれる。献体の未固定標本の臨床研究や医療技術研修への利用に関しては、2005年に札幌医科大学白菊会の生存会員全員に対して生前同意を取り、また献体時に遺族の同意を得た上で利用してきた。また、2006年2月に「未固定凍結人体標本を用いた卒後研修目的の解剖セミナー開催に関する指針」という課題で本学倫理委員会に申請し、承認を得ている。さらに、2010年3月に、札幌医科大学倫理委員会において「献体の未固定標本利用に関する指針」⁽¹⁾が制定され、これに従い、白菊会の生存会員全員に対して医療技術の研修や研究開発に献体を用いるための生前同意を再度取り直し、また献体時に遺族の同意を得た上で利用してきた。

国内では、2008年度厚生労働科学研究「外科系医療技術修練の在り方に関する研究」⁽²⁾、ならびに2009年度厚生労働科学研究「サージカルトレーニングのあり方に関する研究」⁽³⁾において、外科系学会に対して手術手技研修の実態調査が行われ、「複雑な解剖の知識が求められる部位」や「動物と人体で大きく異なる部位」に対しては、遺体を使用した手術手技研修（cadaver training）が有用であり、広く遺体を用いた医療手技研修のニーズがあることが示された。これを受けて、遺体を用いた医療手技研修の実施における法的・倫理的な問題を解決する目的で、2010年度厚生労働科学研究「サージカルトレーニングのあり方に関する研究」⁽⁴⁾にてまとめられたガイドライン案を基盤とし、2012年に日本外科学会と日本解剖学会により、現行法での遺体による手術手技研修等の実施要項となる「臨床医学の教育及び研究における死体解剖のガイドライン」が公表された⁽⁵⁾⁽⁶⁾⁽⁷⁾。さらに、2018年に従前の内容に利益相反等に関する事項を明記するなどの改訂が行われ、このほど改訂版のガイドライン⁽⁸⁾が公開された。

本学においては、今後さらに、医療技術・手術手技についての医師の卒後教育や生涯教育、新規の手術手技、医療機器等の研究開発を行うことを目的に、献体を用いたサージカルトレーニングセンターを設置する。本学の倫理委員会において、研修や研究の内容を十分に検討し、承認を得るとともに、上記ガイドライン⁽⁸⁾で規定される専門委員会として「サージカルトレーニングセンター運営委員会」を設置し、研修内容（運営経費と利益相反状態）、参加者からの参加費の徴収の有無、金額、事業者から研修の実施について協力を受けた場合にはその協力の内容（機器の貸し出し、運営経費の補助、説明者の派遣等の有無）を審査し、透明性及び公明性を担保する。

本指針は、本学における献体の利用に関する現時点での方針を示すものであるが、今後日本解剖学会および外科系学会の見解や、全国の流れを踏まえて、適宜改正していくものとする。

2. 献体の利用目的

- 1) 基本的な医療技術の習得や、これに必要な解剖学的知識の教育を目的とした遺体使用
- 2) 難度が高く高度な技術を要する医療技術の習得を目的とした遺体使用
- 3) 臨床医学の研究開発（医療技術、医療機器等）、解剖学的研究、組織学的研究、ゲノム研究、プロテオミクス研究における使用

3. 利用する献体

- 1) ホルマリン固定遺体
- 2) Thiel法等固定遺体
- 3) 未固定凍結遺体利用目的に応じて、最も適切な方法で処理された献体を利用する。

4. 献体の利用者

札幌医科大学医学部および保健医療学部関係者が利用できる。学外の利用者は、本学の定める研究生や訪問研究員などの身分を得た上で利用するものとする。ただし、医療技術研修やセミナーの参加者に関しては、本学の教員が主催または共催する場合にはこの限りではない。

5. 臨床医学の教育・技術研修・研究開発における献体使用の実施条件

- 1) 医療安全の向上をはかり、国民福祉への貢献を目的とする、臨床医学の教育・技術研修・研究開発であること。
- 2) 本学の解剖実習室、あるいはサージカルトレーニングセンター運営委員会が規定する特定の解剖室において、死体解剖保存法¹⁰⁾、献体法¹¹⁾の範疇で実施すること。
- 3) 使用する献体は、以下を満たすものであること。
 - ① 死亡した献体登録者が生前に、自己の身体が学生に対する正常解剖学実習に加えて、医師（歯科医師を含む）による医療手技研修等の臨床医学の教育・技術研修・研究開発に使用されることについての書面による同意をしていること。
 - ② 家族がいる場合には、家族からも書面で承諾を得られていること。
- 4) 実施にあたり、札幌医科大学倫理委員会一般研究倫理審査専門委員会、ヒトゲノム・遺伝子解析研究審査委員会等に諮り、実施内容を十分に検討し承認を得ていること。

6. 白菊会会員に対する説明と同意書の取得

「臨床医学の教育・研究開発・医療技術研修には、正常解剖実習とは別の同意書が必要である」とのガイドライン¹²⁾に従う。

白菊会会員に対し、以下の①会員用説明書「献体を用いた医学教育、および臨床医学の教育・技術研修・研究開発へのご理解とご協力をお願い」、②会員用同意書「献体の利用に関する同意書」を送付し、書面による生前同意を取得する。また、会員が死亡し献体された際には、あらためて遺族に以下の④遺族用説明書「献体を用いた医学教育、および臨床医学の教育・技術研修・研究開発へのご理解とご協力をお願い」、⑤遺族用承諾書「献体の利用に関する遺族の承諾書」を送付し、書面による同意を取得する。本書面は、白菊会の生存会員全員、ならびに新規入会希望者に送付し、同意が得られた場合にのみ献体を使用するものとする。

なお、同意書取得後において同意の撤回を希望される場合は、文書（以下の③会員用同意撤回書および⑥遺族用同意撤回書）によりこれを撤回することができる。

7. 臨床医学の教育・技術研修への利用

- 1) 臨床医学の教育ならびに医療技術研修を目的とした献体の利用は、卒後教育、生涯教育の一環として行うものとする。これらを行おうとする者は、申請書（研修課題、主催者および共催者（このどちらかが本学教員でなければならない）、目的、方法、必要とする献体数、予想される結果、献体でなければならない理由、等を記入したもの）を本学倫理委員会ならびにサージカルトレーニングセンター運営委員会に提出し、承認を得なければならない。
- 2) 医療技術研修（サージカルトレーニング、セミナー等）を開催する場合には、本学の解剖実習室、あるいはサージカルトレーニングセンター運営委員会が規定する特定の解剖室において実施する。医療技術研修の実施者は、研修内容（運営経費と利益相反状態）、参加者からの参加費の徴収の有無、金額、事業者から研修の実施について協力を受けた場合にはその協力の内容（機器の貸し出し、運営経費の補助、説明者の派遣等の有無）を倫理委員会ならびにサージカルトレーニングセンター運営委員会に報告し、透明性及び公明性を担保する。
- 3) 臨床医学の教育ならびに医療技術研修において、利用可能な遺体数、遺体管理、または安全性などの面から不都合のある場合は、サージカルトレーニングセンター運営委員会はこれらを中止させることができる。

8. 臨床医学の研究開発、解剖学的研究、組織学的研究、ゲノム研究、プロテオミクス研究への利用

献体時、遺族から死体解剖保存法¹⁹⁾第7条の規定による承諾を文書で受けている。また、死体解剖保存法²⁰⁾第18条の規定により、「死体の解剖をすることができる者は、医学の教育又は研究のため特に必要があるときは、解剖をした後その死体の一部を標本として保存することができる」とされている。従って、献体の固定方法にかかわらず、献体を医学研究に用いることは法的に認められている。

- 1) 献体標本を用いたゲノム研究、プロテオミクス研究等が含まれる。これらの研究は、「ヒトゲノム・遺伝子解析研究に関する倫理指針（平成13年文部科学省、厚生労働省、経済産業省制定）¹¹⁾」、「人を対象とする医学系研究に関する倫理指針（平成26年文部科学省、厚生労働省制定）¹²⁾」等を遵守して行う。
- 2) 個々の研究課題に関しては、研究計画書（研究課題、研究責任者（捺印）、共同研究者、研究期間、研究目的、方法、必要とする遺体数、予想される結果、献体でなければならない理由、等を記入したもの）をヒトゲノム・遺伝子解析研究審査委員会、札幌医科大学倫理委員会一般研究倫理審査専門委員会等に提出し、承認を得なければならない。
- 3) 研究成果は、原則として学術雑誌や学会等で公表するものとする。成果公表の際には、ヒトゲノム・遺伝子解析研究審査委員会、札幌医科大学倫理委員会一般研究倫理審査専門委員会等の下で行ったことを明記する。
- 4) 実施された課題については、研究期間終了後に実施報告書を提出する。献体の利用や管理、また遺伝子情報の取り扱いなどの面で不都合がある場合は、ヒトゲノム・遺伝子解析研究審査委員会、札幌医科大学倫理委員会一般研究倫理審査専門委員会等は研究を中止させることができる。
- 5) 研究課題の終了時に、研究責任者は、献体標本を適切に処理したことをヒトゲノム・遺伝子解析研究審査委員会、札幌医科大学倫理委員会一般研究倫理審査専門委員会等に報告しなければならない。また、遺族から献体標本の返却を求められた場合には、これに適切に応じなければならない。

9. 感染症対策

1) 感染症の有無の検査と遺体の処置

臨床医学の教育・技術研修・研究開発への利用に関しての同意を得ている献体は、未固定凍結保存、あるいはThiel法等の固定を行う可能性があるため、遺体に到着後、遺体から採血し、肝炎ウイルス（B型、C型）とHIVウイルスの感染の有無を調べる。さらに病歴や診断書等から活動性結核やその他の感染症がないかどうかを可能な限り調べる。

感染症が否定できる遺体のみを未固定凍結保存して利用する。Thiel法等による固定では、感染の可能性は少ないが、固定不十分な遺体からの感染が起こる事態を否定できたいため、上記の感染防止対策を行う。感染症が

否定できない遺体は、通常のホルマリン固定を行うものとする。

未固定凍結遺体は、遺族の面会希望や遺体の返還を求められる場合を考慮して、死亡後少なくとも30日間は凍結保管して使用を控え、必要に応じて遺族との面会を許可するが、原則として、30日を経過した後もしくは解剖を開始した後は遺族との面会は行わないこととする。遺体からの血液や細胞・試料の採取、遺体の凍結保存（-20℃保管）は、札幌医科大学解剖処置室および実習室において実施する。

2) 献体利用者の感染対策

献体利用者は、つねに個人防護具を身につけ遺体からの感染リスクを防護しなければならない。医療技術研修においては、研修参加者に通常手術と同様の感染対策を義務づける。未固定標本の利用者は、定期的に血液検査を受け、HBV抗体陰性の者に対してはワクチン投与を義務づけるものとする。

3) 事故への対応

遺体からの採血時の針刺し事故に関しては、本学関係者は総務課主査（労務管理）で取り扱う。他大学の研究者や研修者については、費用を自己負担させるものとする。

4) 未知の感染症およびプリオン病などへの対応、未固定標本利用に関する感染防止や安全性に関して全学規模で管理することとする

10. 献体および標本の管理

個々の献体に関する個人情報、ならびに標本・試料の利用に関する情報は、解剖学講座教授が管理責任を負うものとする。

献体から採取した標本・試料の利用にあたっては、個人情報保護のため、匿名化した上で研究に用いる。氏名等の個人情報は一切公表しない。献体から採取した標本・試料は、遺体毎にデータベース化し、各研究者が所属する研究室で管理・保管をおこなう。研究課題の終了時には、各課題の研究実施責任者が責任をもって標本・試料を破壊するものとする。

献体の利用後は、札幌医科大学が責任をもって火葬し、献体から原則として3年以内に遺族に遺骨を返還するものとする。遺骨返還式は、通常固定の遺体に準じて行う。

参考文献

- (1) 「献体の未固定標本利用に関する指針」（平成22（2012）年3月1日札幌医科大学倫理委員会制定）
- (2) 平成20（2008）年度厚生労働科学研究費補助金地域医療基盤開発推進研究「外科系医療技術修練の在り方に関する研究」主任研究者近藤哲
- (3) 平成21（2009）年度厚生労働科学研究費補助金地域医療基盤開発推進研究「サージカルトレーニングのあり方に関する研究」主任研究者近藤哲
- (4) 平成22（2010）年度厚生労働科学研究費補助金地域医療基盤開発推進研究「サージカルトレーニングのあり方に関する研究」主任研究者七戸俊明
- (5) 臨床医学の教育及び研究における死体解剖のガイドライン」解剖誌87：21-23（2012）
- (6) 臨床医学の教育及び研究における死体解剖のガイドライン」に対する解剖学会の見解。解剖誌87：25-26（2012）
- (7) 従来の解剖学教室における臨床解剖学教育・研究といわゆるガイドライン（臨床医学の教育及び研究における死体解剖のガイドライン）における外科手術手技研修の相違点について。解剖誌88：69-70（2013）
- (8) 臨床医学の教育及び研究における死体解剖のガイドライン」（2018改訂）
- (9) 死体解剖保存法（昭和24年法律第204号）
- (10) 献体法、「医学及び歯学の教育のための献体に関する法律」（昭和58年5月25日、法律第56号）の略号
- (11) 「ヒトゲノム・遺伝子解析研究に関する倫理指針」（平成13年文部科学省、厚生労働省、経済産業省制定）
- (12) 「人を対象とする医学系研究に関する倫理指針」（平成26年12月22日文部科学省、厚生労働省）

研究協力依頼の説明文書

研究課題名 股関節内転筋群の活動特性および機械特性に着目した筋機能解明

研究実施責任者：札幌医科大学保健医療学部理学療法学第二講座

准教授 谷口 圭吾

連絡先住所 札幌市中央区南 1 条西 17 丁目

電話番号 011-611-2111（内線 29730）

E-mail ktani@sapmed.ac.jp

1. 本研究の目的

私は、札幌医科大学大学院保健医療学研究科理学療法学・作業療法学専攻スポーツ理学療法学分野に在籍し、表面筋電図や剪断波エラストグラフィ超音波装置を用いて、股関節内転筋群の筋活動や筋弾性率を計測し、股関節内転筋群の機能解明を目的とした研究を行っています。股関節内転筋群の傷害は、サッカーをはじめとするキック動作や方向転換動作が求められるスポーツに頻発する鼠径部症候群の主要原因とされています。しかしながら、股間内転筋群の機能的役割は不明な点が多く、鼠径部症候群に対する有効なリハビリテーションが確立されていないのが現状です。

本研究の目的は、自動および他動運動時の股関節内転筋群の筋活動や筋弾性率の変化を明らかにすることです。本研究は、札幌医科大学学長の許可を受けて実施する研究です。

2. 本研究の方法

対象は、18 歳から 40 歳までの四肢及び体幹に運動機能障害のない健常人 20 名とします。また、対象は実験に先立ち、本研究の概要および目的、本研究に伴う危険性について十分な説明を受け、書面にて同意を得た者とします。

本研究では、多用途筋機能評価運動装置を使用して、運動肢位を規定し、自動運動や他動運動を行います。運動課題中は、表面筋電図を用いて、下肢筋（股関節内転筋群、大腿四頭筋、ハムストリングス）の筋活動および、剪断波エラストグラフィ超音波装置を用いて、筋弾性率を計測します。運動前には関節可動域を計測し、痛みの出現しない範囲で自動運動および他動運動を実施します。

実験の所要時間は、最大で 2 時間を予定しています。研究期間は、札幌医科大学学長の承認以降から 2025 年 3 月までとなっております。

3. 研究協力の任意性と撤回の自由

この研究へ参加するか否かは、あなたの自由意思によるものです。参加される場合は、あなたの意思を尊重して研究が行われます。本研究は、教科と独立していますが、実験に参加しない場合、あるいは途中で実験参加を辞める場合においても、実施責任者や実施分担者が担当する科目の成績や単位取得に影響はありません。一旦同意した場合でも、あなたが不利

益を被ることなく、データ解析作業の終了時点までは同意を取り消すことができます。このような場合においても、あなたが不利益を受けることは一切ありません。データ解析作業の終了後については、撤回のご意向に沿うことができません。

4. 研究計画書等の開示

あなたは、希望に応じてこの計画書の内容をいつでも見るすることができます。

5. 研究協力者にもたらされる危険性

5-1. 関節運動時の危険性

関節運動を数回実施した際、関節を取り囲む組織や筋が損傷する可能性がある。実験中は、疼痛について口頭で確認しながら、実験を進めるとともに、被験者が測定の中止を申し出た場合には、すぐに測定を中止します。また、測定終了後にも疼痛の有無について確認します。

5-2. 使用機器の危険性

超音波プローブを使用するにあたって、被験者の体に密着させる必要があります。その際、体とプローブの間に空気が介在すると超音波が体内を到達せず、画像が得られにくくなるため、ゼリー剤を塗布する必要性があります。ゼリー剤は冷たく、不快感を与える可能性があるため、実験中は、不快感について口頭で確認しながら実験を進めるとともに、被験者が測定の中止を申し出た場合には、すぐに測定を中止します。

5-3. 表面筋電図使用前の皮膚処理の危険性

表面筋電図使用の際に正確なデータ入手のために皮膚処理を行う必要があります。剃毛を行う場合は、医療向けの T 字剃刀を使用し、皮膚を傷つけることの無いように注意します。コンパウンドペーストを用いて皮膚を研磨する際は、疼痛が発生する可能性があります。そのため、疼痛について口頭で確認しながら進めます。アルコール綿による洗浄は、アルコールにより、皮膚がかぶれる可能性があります。アルコール綿使用前には、必ず被験者にアルコールによってかぶれた経験の有無を確認し、かぶれ経験のある場合はアルコール処理を行いません。皮膚処理中に被験者が処理の中止を申し出た場合には、すぐに処理を中止します。

5-4. 実験全体に対する危険性

- ・ 研究協力者及びその関係者からの相談等については、基本的には研究実施分担者が対応する。研究実施分担者が不在の場合は、研究実施責任者が対応します。
- ・ 動作課題については、実施分担者の整形外科医および理学療法士により病態診断および運動機能診断の両面から動作遂行の安全性を確保します。
- ・ 万一、実験中に体調が悪くなった場合は、直ちに実験を中止し、病院に運ぶなどの措置をとります。
- ・ 万一、傷害が発生した場合は、理学療法士賠償責任および学生教育研究災害傷害保険を適用し、必要となった医療費の健康保険自己負担分の補償を行います。

6. 個人情報の保護

本研究で得られる全ての情報は、本研究にのみ利用し、他に所属する部外者には一切公開しません。研究結果の報告に関しても、研究に携わった研究者の氏名のみが公表され、研究協力者が特定できるような個人情報とは公開しません。

7. 研究に関する試料・情報の保管および廃棄

研究終了後、研究結果報告書を用いて研究結果及び記録・情報等の保管場所・方法について学長に報告します。実験で得られたすべての情報は、研究の終了について報告した日から5年を経過した日又は、当該研究の結果の最終公表について報告された日から3年を経過した日のいずれか遅い日までの期間、匿名化された対応表も含めて適切に保管することとします。当該保管期間を過ぎた後、ハードディスク内のデータを消去し、復元できないようハードディスクを破棄します。紙媒体はシュレッダーで破棄します。

8. 研究成果の公表

あなたの協力によって得られた研究成果は、個人の情報を匿名化した上で、学会発表や学術雑誌等に公表されることがあります。

9. 費用負担に関する事項

この研究にかかる検査費用や交通費（公共交通機関に限る）は当方で負担しますので、あなたの負担は一切ありません。謝礼金のお支払いはありません。なお、ご希望に応じて測定結果をフィードバックいたします。

10. 利益相反に関する事項

本研究は、他組織からの資金源の供給はないことから、利益相反はありません。

問い合わせ先

研究分担者

札幌医科大学大学院保健医療学研究科

理学療法学・作業療法学専攻 スポーツ理学療法学分野

大学院生 加藤 拓也

平日 電話番号：011-611-2111（内線 44140）

E-mail：t.kato@sapmed.ac.jp

休日・夜間 E-mail：t.kato@sapmed.ac.jp

研究実施責任者

札幌医科大学保健医療学部理学療法学第二講座

准教授 谷口圭吾

電話番号：011-611-2111（内線：29730）

E-mail：ktani@sapmed.ac.jp

研究協力同意書

札幌医科大学保健医療学部理学療法学第二講座
准教授 谷口 圭吾 殿

私は「股関節内転筋群の活動特性および機械特性に着目した筋機能解明」の研究について、文章を用いて十分に説明を受け、次の 1～10 の事項について了承し、選択基準を満たし、除外基準に該当しないことを確認した上でこの研究の内容の内容を理解し、参加することに同意します。

1. 本研究の目的
2. 本研究の方法
3. 研究協力の任意性と撤回の自由
4. 研究計画書等の開示
5. 研究協力者にもたらされる危険性
6. 個人情報の保護
7. 研究に関する試料・情報の保管および廃棄
8. 研究成果の公表
9. 費用負担に関する事項
10. 利益相反に関する事項

＊本研究の参加に一旦同意した場合でも、データ解析作業の終了時点までは、いつでも同意を取り消すことができます。本研究に一旦同意し、研究参加後に同意を取り消す場合でも、成績や評価などへの影響は一切ありません。

西暦 年 月 日

氏 名 _____
 生年月日 _____ (歳)
 所属・職名 _____
 住 所 _____
 電 話 _____

(被験者の方が未成年の場合、代諾者の方の承諾が必要です)

代諾者 氏 名 _____
続 柄 _____
所属・職名 _____
住 所 _____
電 話 _____

研究実施分担者

札幌医科大学大学院保健医療学研究科

理学療法学・作業療法学専攻 スポーツ理学療法学分野

大学院生 加藤 拓也

住所 札幌市中央区南 1 条西 17 丁目

平日 電話番号：011-611-2111（内線 44140）

E-mail：t.kato@sapmed.ac.jp

休日・夜間 E-mail：t.kato@sapmed.ac.jp

研究実施責任者

札幌医科大学保健医療学部理学療法学第二講座

准教授 谷口 圭吾

住所 札幌市中央区南 1 条西 17 丁目

電話 011-611-2111（内線 29730）

E-mail ktani@sapmed.ac.jp



Effect of hip angle on neuromuscular activation of the adductor longus and adductor magnus muscles during isometric hip flexion and extension

Takuya Kato¹ · Keigo Taniguchi² · Hiroshi Akima³ · Kohei Watanabe⁴ · Yuma Ikeda^{5,6} · Masaki Katayose²Received: 19 November 2018 / Accepted: 22 April 2019
© Springer-Verlag GmbH Germany, part of Springer Nature 2019

Abstract

Purpose Neuromuscular activation of the adductor longus (AL) and adductor magnus (AM) muscles at different hip flexion angles during hip flexion and extension has not been clarified. This study aimed to compare the relationship between hip flexion angle and the electromyogram of the AL muscle with that of the AM muscle during isometric hip flexion and extension.

Methods Fifteen healthy young men were included in this study. Participants performed maximal voluntary contractions during hip flexion and extension at six different hip flexion angles: -20° , 0° , 20° , 40° , 60° , and 80° . The surface electromyograms of the AL and AM muscles were recorded. The root mean square (RMS) was calculated and normalized by the RMS during hip adduction for each individual muscle.

Results The normalized RMS of the AL muscle was significantly higher than that of the AM muscle at a hip flexion angle of -20° during hip flexion ($P < 0.05$). The mean normalized RMS of the AM muscle was significantly higher than that of the AL muscle during hip extension ($P < 0.01$).

Conclusion These results suggest that the AL muscle is recruited specifically at the hip-extended position during hip flexion, and that the AM muscle is recruited regardless of the hip position during hip extension. Thus, the AL and AM muscles may have different functional roles in different hip flexion angles.

Keywords Hip adductor muscle group · Isometric contraction · Hip angle · Neuromuscular activation

Communicated by Toshio Moritani.

✉ Takuya Kato
t.kato@sapmed.ac.jp

¹ Center of Sports Medicine, Obihiro Kyokai Hospital, South-9, East-5, Obihiro 080-0805, Hokkaido, Japan

² Second Division of Physical Therapy, School of Health Science, Sapporo Medical University, South-1, West-17, Chu-Ou-Ku, Sapporo 060-8556, Hokkaido, Japan

³ Research Center of Health, Physical Fitness and Sports, Nagoya University, 1 Furo, Chikusa, Nagoya 464-8601, Aichi, Japan

⁴ School of International Liberal Studies, Chukyo University, Yagotohonmachi, Showa-Ku, Nagoya 466-8666, Aichi, Japan

⁵ Division of Rehabilitation, Sapporo Medical University Hospital, South-1, West-17, Chu-Ou-Ku, Sapporo 060-8556, Hokkaido, Japan

⁶ Graduate School of Health Science, Sapporo Medical University, South-1, West-17, Chu-Ou-ku, Sapporo 060-8556, Hokkaido, Japan

Abbreviations

AL	Adductor longus
AM	Adductor magnus
ANOVA	Analysis of variance
EMG	Electromyography
HA	Hip adductor
MVC	Maximal voluntary contraction
QF	Quadriceps femoris
RMS	Root mean square

Introduction

The thigh segment is composed of the hip adductor (HA) muscle group in the medial side of the upper thigh, the quadriceps femoris (QF), and the hamstring muscle group (Neumann 2010). The HA muscle group, consisting of the adductor longus (AL), adductor magnus (AM), adductor brevis, pectineus, and gracilis muscles, is approximately 25% of the thigh muscle volume (Akima et al. 2007). The HA muscle group, together with the QF and hamstring muscle

group, plays essential functional roles in human movements, such as walking, running, and climbing steps.

Anatomically, the HA muscle group is not only involved in hip adduction, but also plays a role in hip flexion and extension (Dostal et al. 1986; Hoy et al. 1990; Pressel and Lingsfeld 1998). Changes in function of the HA muscle group between hip flexion and extension occur according to changes in moment arm length of each muscle as hip flexion angle increases (Dostal et al. 1986). Dostal et al. (1986) reported that the maximum hip flexion moment arm of the HA muscle group was found at the hip-extended position, and each moment arm length during hip flexion decreased as the hip flexion angle increased. The HA muscle group's function changed from flexion to extension at 10° of hip flexion for the anterior AM muscle, at 30° for the adductor brevis muscle, and at 50° for the AL muscle (Dostal et al. 1986). In that same study, the posterior AM muscle showed no change in function between flexion and extension and had a hip extension moment arm regardless of the hip flexion angle (Dostal et al. 1986). Hence, each muscle that is part of the HA muscle group has different functional roles during hip motion on the sagittal plane.

Moreover, Green and Morris (1970) reported that the neuromuscular activation of the AL and AM muscles differs during hip flexion and extension and that high activation of the AL muscle is observed during hip flexion and high activation of the AM muscle during hip extension. Watanabe et al. (2009) also showed that the neuromuscular activation patterns of the AL and AM muscles were different during pedaling. The neuromuscular activation of the AL muscle during the pulling phase, which includes hip flexion, was statically higher than that during the propulsive phase, which includes hip extension, whereas the neuromuscular activation of the AM muscle was the same between both phases.

The AL is the most frequently injured muscle among the HA muscle group and is often injured during soccer kicking motion, which involves hip flexion and extension (Sermer et al. 2015). However, whether the extent of injury is greater in the AL muscle than in other adductor muscles during soccer kicking is unknown. In addition, the relationship between neuromuscular activation of the AL muscle and hip flexion angle during soccer kicking is not clear. The AM is the largest muscle of the HA muscle group, comprising up to 63% of the mass of the adductor muscle volume (Takizawa et al. 2014) and is considered the antigravity muscle (Neumann 2010). However, the relationship between the neuromuscular activation of the AM muscle and hip flexion angle during hip flexion and extension has not been established.

Therefore, the purpose of this study was to compare the relationship between the neuromuscular activation and hip flexion joint angle of the AL muscle with that of the AM muscle during isometric hip flexion and extension. To clarify this relationship, neuromuscular activation of both muscles

and hip flexion angle during hip flexion and extension were evaluated to better understand the functional role of the HA muscle group. We hypothesized that the neuromuscular activation of the AL and AM would show differential patterns during each isometric hip flexion and extension at each hip flexion angle. In other words the AL muscle would recruit during hip flexion and the AM muscle would recruit during hip extension.

Methods

Subjects

Fifteen healthy young male volunteers were recruited for this study. The mean \pm standard deviation (SD) characteristics of the subjects were as follows: age, 21.7 ± 2.1 years; height, 170.7 ± 6.1 cm; and weight, 62.7 ± 8.7 kg. Based on the procedures described by Portney and Watkins (2009) for estimating sample sizes for repeated measures designs, a minimum sample size of $n = 8$ was required to reach a statistical power ($1 - \beta$) of 0.80, with an α level of 0.05 and an effect size of 0.40. The exclusion criteria included past and current neuromuscular or orthopedic disease, or any clinical symptom in the lower limb. The procedure, purpose, and risks associated with this study were explained to the subjects, and written informed consent was obtained. All experimental protocols were approved by the Medical Research Ethics Committee at Sapporo Medical University.

Experimental design

Each subject performed maximal voluntary contraction (MVC) at six different hip flexion joint angles during isometric hip flexion and extension. During the task, hip flexion and extension torque and electromyograms (EMG) of the AL and AM muscles were recorded. Before performing the task, the subject performed MVC (hip adduction) at a hip neutral position (i.e., hip flexion angle of 0°, adduction angle of 0°, and rotation angle of 0°), and EMG was recorded to calculate the normalized EMG of each muscle during hip flexion and extension.

Hip flexion and extension task

The isometric hip flexion and extension tasks were performed using a Biodex System 4 Pro™ dynamometer (Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, NY, USA). The subject was in the supine position. The pelvis of the subject was fixed to the seat with a strap. The distal portion of the thigh was attached to the isokinetic dynamometer (Fig. 1).

The pelvis of the subject was fixed to the seat with a strap. The angle of the knee on the measurement side was varied

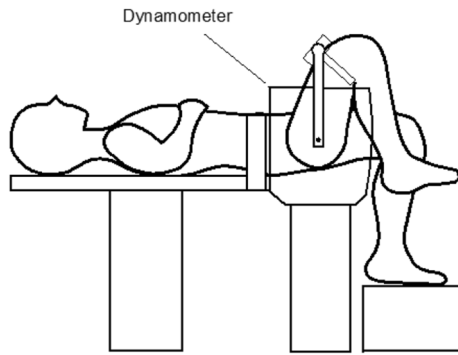


Fig. 1 The isometric hip flexion and extension tasks were performed in the supine position

according to gravity. The hip flexion angle of the contralateral side was 0° and the knee flexion angle 90° .

Six hip flexions were randomly performed based on the following joint angles: -20° (20° of hip extension), 0° , 20° , 40° , 60° , and 80° . The hip flexion joint angles, defined as the angles between two lines assumed as the trunk and thigh segments based on anatomical markers, i.e., the greater trochanter and lateral femoral epicondyle, were assessed using a goniometer. During contraction, the subject was asked to exert force by either hip flexion or extension only. Hip adduction force was monitored during the task using a tension gauge (Movie, SAKAI Med, Tokyo, Japan) to confirm whether the subject exerted hip adduction. The tension gauge was placed on the medial side of the participant's thigh and proximal to the force transducer of the BIODEX. It was fixed to the participant's thigh and arm of the dynamometer by the strap of the tension gauge. During the task, hip flexion and extension torque and adductor force were sampled at 2000 Hz using an A-D converter (Power Lab; AD Instruments, Melbourne, Victoria, Australia) and stored on a personal computer using Chart 5.3 software (AD instruments). Moreover, HA torque was calculated as follows: hip adduction force \times distance between the greater trochanter and tension gauge. Normalized hip adduction torque was calculated using the MVC torque in hip adduction. The distance between the greater trochanter and tension gauge was confirmed to be perpendicular to the force vector measured by the force gauge at all flexion angles. The task with a normalized hip adduction torque that was $>5\%$ of MVC torque during hip adduction was excluded.

The subjects performed two MVCs with ≥ 2 min of rest between trials of each hip flexion joint angle. If two torque values at a hip flexion joint angle showed a $>5\%$ difference between trials, an additional trial was performed. MVC included a force-rising phase (2–3 s), a sustained phase (≥ 3 s), and a relaxation phase. During the sustained phase, the subjects were encouraged to maintain each hip torque. For each contraction, the torque value was sampled for 1 s

and averaged during the sustained phase. Two averaged torque values between each contraction were further averaged, and the value was used as the representative value at each hip flexion joint angle. The torque during the rest period was recorded and used to calibrate a gravity effect of the lower leg of the subject.

Hip adduction task

Isometric hip adduction task was performed using Biodex. The subject was in the side-lying position. The distal portion of the thigh was attached to the force transducer. The pelvis was fixed to the seat with a strap. The subject performed isometric hip adduction at a hip neutral position only and two MVCs with ≥ 2 min of rest. The isometric hip adduction task used the same protocol as that in the hip flexion and extension task. Hip adduction torque was sampled at 2000 Hz using an A-D converter (Power Lab; AD Instruments, Melbourne, Victoria, Australia) and stored on a personal computer using Chart 5.3 software (AD instruments).

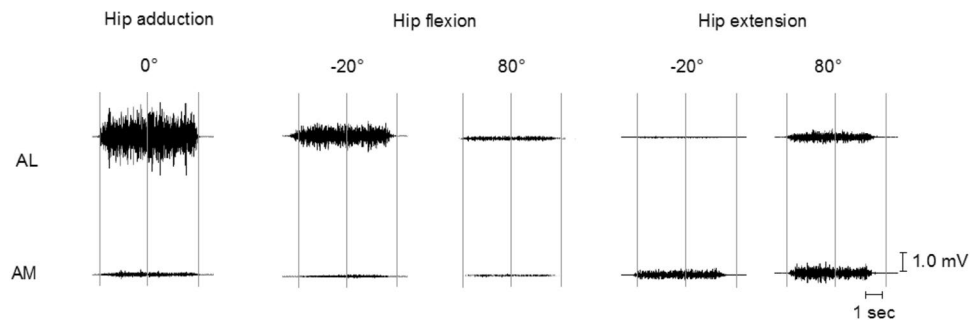
Surface EMG recording

Surface EMG was collected with active electrodes (DL-141; S&ME, Tokyo, Japan) from the AL and AM muscles. Electrode specifications in this study were as follows: frequency response, 5–500 Hz; amplification, differential; inter-electrode distance, 12 mm; contact sensors, two 10 mm \times 6 mm silver bars; preamplifier gain, 500-fold; input impedance, >200 M Ω ; and common mode rejection ratio, >110 dB. Signals from the EMG system were sampled at 2000 Hz using an A-D converter (Power Lab; AD Instruments, Melbourne, Victoria, Australia) and stored on a personal computer using Chart 5.3 software (AD instruments). Prior to electrode attachment, the skin was shaved, abraded, and cleaned with alcohol. Electrode placement for the AL and AM muscles was performed according to a previous study (Watanabe et al. 2009). We used ultrasonography to define the anatomical properties of the superficial region of each muscle for electrode placement. The placement of the electrodes was based on ultrasonographic images of the common superficial region between -20° and 90° hip flexion angle. Subsequently, the electrodes for each muscle were attached near the longitudinal axis of the femur as the estimated line of muscle fibers. Thereafter, we checked whether appropriate EMG signal was obtained using manual muscle testing.

Data analysis

The EMG signal was high-pass filtered at a cutoff frequency of 20 Hz. To calculate the root mean square (RMS) during each contraction, the EMG signal was sampled for 1 s during the sustained phase of MVC. Two RMS values during MVC

Fig. 2 Representative electromyography signals from the AL and AM muscles



for each hip flexion joint angle were averaged. The averaged RMS values during MVC for the six hip flexion angles were normalized by the RMS value during MVC in isometric hip adduction of each muscle.

Statistics

All data are provided as mean \pm SD. Normalized RMS was analyzed using a two-way (muscle \times hip flexion angle) ANOVA with repeated measures. If an interaction or main effect for muscle and hip joint angle occurred, Bonferroni's method was performed as a post hoc test. Before ANOVA, Mauchly's test of sphericity was applied and, if violated, the Greenhouse–Geisser correction factor was used to control type 1 error risk. The level of statistical significance was set at $P=0.05$. Statistical analyses were performed using SPSS software (version 11.0; SPSS Inc., Tokyo, Japan).

Results

Representative electromyography signals from the AL and AM muscles during hip adduction at neutral hip position and during hip flexion and extension (at -20° and 80° hip flexion joint angles) are shown in Fig. 2.

Normalized RMS values of the AL and AM muscles at the six hip flexion angles during MVC in hip flexion are shown in Fig. 3.

During MVC in hip flexion, a significant muscle–hip flexion angle interaction in normalized RMS was found [$F(5, 70)=9.360$, $P<0.01$]. At -20° hip flexion joint angle, the normalized RMS of the AL muscle (0.80 ± 0.08) was significantly higher than that of the AM muscle (0.49 ± 0.09) ($P<0.05$). Moreover, the normalized RMS of the AL muscle was higher at -20° , 0° , 20° , 40° , and 60° than at 80° ($P<0.01$) and significantly higher at 60° than at 80° hip flexion joint angle ($P<0.05$). The normalized RMS of the AM muscle was higher at 60° than at 0° hip flexion joint angle ($P<0.05$).

Normalized RMS values of the AL and AM muscles at the six hip flexion angles during MVC in hip extension are shown in Fig. 4.

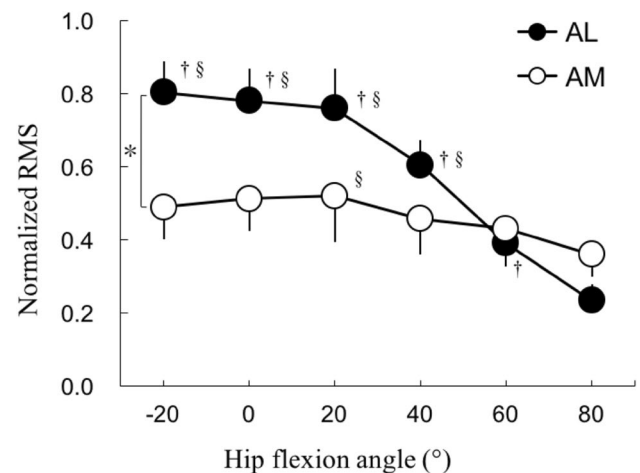


Fig. 3 Normalized RMS of the AL and AM muscles during isometric hip flexion at the six hip flexion angles. Values are means and standard errors. * $P<0.05$ vs the AM muscle. † $P<0.05$ vs 80° . § $P<0.05$ vs 60

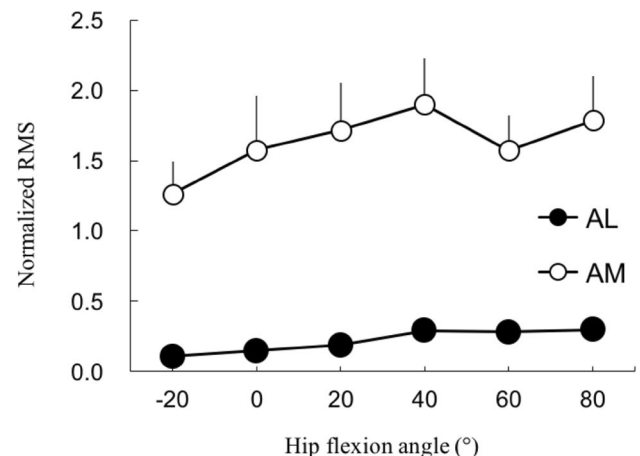


Fig. 4 Normalized RMS of the AL and AM muscles during isometric hip extension at the six hip flexion angles. Values are means and standard errors

During MVC in hip extension, muscle–hip flexion angle interaction in normalized RMS was not significant [$F(5, 70)=1.277$, $P=0.30$]. However, a significant main effect for

muscle and hip flexion angle was found [$F(1, 14) = 21.725$, $P < 0.01$; $F(5, 70) = 3.673$, $P < 0.05$]. The normalized RMS of the AM muscle (1.63 ± 0.28) was significantly higher than that of the AL muscle (0.22 ± 0.03) ($P < 0.01$). The normalized RMS for both AL and AM muscles was significantly higher at -20° than at 40° hip flexion joint angle ($P < 0.01$).

Discussion

This study investigated the effect of hip flexion angle on neuromuscular activation of the AL and AM muscles during hip flexion and extension. During hip flexion at an angle of -20° , the normalized RMS of the AL muscle was significantly higher than that of the AM muscle, whereas the normalized RMS of the AM muscle was significantly higher than that of the AL muscle regardless of the hip flexion angle during hip extension.

A previous study reported the EMG amplitude of the AL muscle during hip flexion at different hip positions. However, the relationship between the neuromuscular activation of the AL muscle and hip flexion angle was not clarified. Our study showed that the normalized RMS of the AL muscle was higher at -20° , 0° , 20° , and 40° than at 60° and 80° during MVC in isometric hip flexion. Moreover, Dostal et al. (1986) showed that a maximum moment arm length of the AL is noted during hip flexion at hip-extended position and that the moment arm length decreases as hip flexion angle increases. In addition, they demonstrated that the moment arm length of the AL muscle during hip flexion at a hip flexion angle of approximately 50° was similar to that during hip extension (Dostal et al. 1986). Previous simulation studies reported that the hip flexion torque of the AL muscle decreases and is similar to the hip extension torque when the hip flexion angle increases (Hoy et al. 1990; Pressel and Lingsfeld 1998). Thus, the AL muscle has a functional role in hip flexion from hip-extended position to slightly flexed position. In our study, the normalized RMS of the AL muscle was higher than that of the AM muscle at -20° hip flexion joint angle and was approximately 80% of the maximal hip adduction. Therefore, based on the neuromuscular activation demonstrated in this study, the AL muscle contributes to hip flexion, especially at hip-extended position.

During hip extension, the neuromuscular activation pattern was not significant in either the AL or AM muscles, and normalized RMS of the AM muscle was significantly higher than that of the AL muscle regardless of the hip flexion angle. Interestingly, the normalized RMS of AM during hip extension was approximately 160% of the maximal hip adduction. A previous study reported that the AM muscle showed high neuromuscular activation during hip extension; however, the amount of neuromuscular activation during hip extension was similar to that during hip adduction (Green

and Morris 1970). The AM muscle has both an anterior and posterior head, which corresponds to its origin and insertion points (Neumann 2010), and these heads may have different functional roles (Dostal et al. 1986; Neumann 2010). The EMG of the AM recorded in this study could have been from the posterior head of the AM, as the posterior head of the AM is located at the outer layer of the medial thigh (Takizawa et al. 2014). Moreover, the posterior head, where the inferior ischial tuberosity arises, inserts into the femoral adductor tubercle and has a moment arm of hip extension of 5.8 cm, which is greater than that of hip adduction (3.4 cm) (Dostal et al. 1986). Regardless of hip flexion angle, the posterior head has a moment arm of hip extension. Thus, our findings that the AM muscle showed higher neuromuscular activation during hip extension than during hip adduction could mean that the posterior head of the AM muscle has a moment arm that is beneficial for hip extension. Additionally, this finding suggests that regardless of hip position, the AM muscle might contribute more to hip extension than to hip adduction.

During soccer kicking, the risk of AL muscle injury increases because of the maximum activation of the AL muscle, which is stretched most rapidly in the hip-extended position (Charnock et al. 2009). In our study, the neuromuscular activation of the AL muscle varied depending on the hip flexion angle, and the normalized RMS of the AL muscle was significantly higher than that of the AM muscle at the hip-extended position during isometric hip flexion. These results could help clarify the mechanism of AL muscle injury that most frequently occurs in soccer kicking, which requires hip flexion and extension.

The AM muscle is considered the antigravity muscle; however, the effect of hip flexion angle on the functional role of the AM muscle is unknown. In this study, the AM muscle showed higher neuromuscular activation during hip extension regardless of the hip flexion angle. Thus, the AM muscle could have a functional role as antigravity muscle regardless of hip position.

This study has some limitations. First, during the task, cross talk from other muscles (i.e., other adductors or hamstrings) to the AL and AM muscles was possible. In this study, recording of the surface EMG from the AL and AM muscles was performed according to the methodology of a previous study (Watanabe et al. 2009), which showed the surface EMG recorded from AL and AM muscles is reliable. In addition, based on ultrasonographic images, we have confirmed that the electrodes on each muscle were commonly placed on the superficial region between -20° and 90° hip flexion angle. Thus, we could assume that cross talk from other muscles have some influence on the results. Second, it is possible that during hip flexion and extension tasks, the AL and AM muscles may have been activated by hip adduction. This study confirmed that during hip flexion

and extension tasks, the hip adduction torque was $<5\%$ of the MVC torque by hip adduction (during hip flexion, $0.81 \pm 0.29\%$; during hip extension, $1.44 \pm 0.27\%$). Thus, hip adduction torque is not likely to have negatively affected the results of the present study. Third, the angle of the knee of the subject was varied according to gravity during hip flexion and extension for the subject to perform isometric hip flexion and extension only. Thus, the angle of the knee that differed at each hip flexion angle possibly affected the neuromuscular activation of the AL and AM muscles because the contribution of other muscles, such as the hamstrings and quadriceps, also changed. However, if the angle of the knee was controlled, the contribution of these other muscles during hip flexion and extension is difficult to confirm. Nevertheless, a statistically significant difference was found between the AL and AM muscles during hip flexion and extension, suggesting that the AL and AM muscles have different functional roles during hip flexion and extension. Fourth, the movement of the innervation zone of the AL and AM muscles is possible, which could be associated with muscle length change related to hip flexion joint angle. Muscle length change and movement of the innervation zone could affect neuromuscular activation pattern; however, the relationship between these in the AL and AM muscles is unknown. It is therefore challenging to identify whether the neuromuscular activation patterns of both muscles were affected by changes in muscle length or movement of the innervation zone. Finally, this study measured the neuromuscular activation of only the AL and AM muscles among the components of the HA muscle group. Thus, clarifying the neuromuscular activation of all muscles under the HA muscle group during hip flexion and extension would help in further understanding the functional roles of this muscle group on sagittal plane hip motion. However, the area of these muscles appears to be insufficient for evaluating neuromuscular activation with EMG. Nevertheless, future studies may employ other techniques, such as muscle functional magnetic resonance imaging (Akima et al. 2005), which has a high spatial resolution, or ultrasound shear-wave elastography, which could quantify the stiffness of muscle belly in vivo (Hug et al. 2015), to evaluate the activation of each muscle of the HA muscle group.

Conclusion

We demonstrated that the AL muscle was recruited specifically at the hip-extended position during hip flexion, and that the AM muscle was recruited regardless of the hip position during hip extension. These findings suggested that the AL and AM muscles perform different functional roles at different hip flexion angles.

Acknowledgements We thank all of the volunteers who participated in this study.

Author contributions TK, TA, and IY conceived and designed the study. HA, KW, and MK were involved in the research design. TA, TK, and IY conducted the experiments. TA, TA, and IY analyzed the data. TA wrote the manuscript. All authors read and approved the manuscript.

Funding This study received no funding.

Compliance with ethical standards

Conflict of interest The authors declare that they have no conflict of interest.

Ethical approval All experimental protocols were approved by the Medical Research Ethics Committee at Sapporo Medical University (approval number: 27-2-27).

Informed consent The procedure, purpose, and risks associated with this study were explained to the subjects, and written informed consent was obtained.

References

- Akima H, Kinugasa R, Kuno S (2005) Recruitment of the thigh muscles during sprint cycling by muscle functional magnetic resonance imaging. *Int J Sports Med* 26:245–252
- Akima H, Ushiyama J, Kubo J, Fukuoka H, Kanehisa H, Fukunaga T (2007) Effect of unloading on muscle volume with and without resistance training. *Acta Astronaut* 60:728–736
- Charnock BL, Lewis CL, Garrett WE Jr, Queen RM (2009) Adductor longus mechanics during the maximal effort soccer kick. *Sports Biomech* 8:223–234
- Dostal WF, Soderberg GL, Andrews JG (1986) Actions of hip muscles. *Phys Ther* 66:351–359
- Green DL, Morris JM (1970) Role of adductor longus and adductor magnus in postural movements and in ambulation. *Am J Phys Med Rehabil* 49:223–240
- Hoy MG, Zajac FE, Gordon ME (1990) A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *J Biomech* 23:157–169
- Hug F, Tucker K, Gennissou JL, Tanter M, Nordez A (2015) Elastography for muscle biomechanics: toward the estimation of individual muscle force. *Exerc Sport Sci Rev* 43:125–133
- Neumann DA (2010) Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *J Orthop Sports Phys Ther* 40:82–94
- Portney LG, Watkins MP (2009) Foundations of clinical research: applications to practice, 3rd edn. Pearson Prentice Hall, Upper Saddle River, pp 585–618
- Pressel T, Lengsfeld M (1998) Functions of hip joint muscles. *Med Eng Phys* 20:50–56
- Serner A, Tol JL, Jomaah N, Weir A, Whiteley R, Thorborg K, Robinson M, Hölmich P (2015) Diagnosis of acute groin injuries: a prospective study of 110 athletes. *Am J Sports Med* 43:1857–1864
- Takizawa M, Suzuki D, Ito H, Fujimiya M, Uchiyama E (2014) Why adductor magnus muscle is large: the function based on muscle morphology in cadavers. *Scand J Med Sci Sports* 24:197–203

Watanabe K, Katayama K, Ishida K, Akima H (2009) Electromyographic analysis of hip adductor muscles during incremental fatiguing pedaling exercise. *Eur J Appl Physiol* 106:815–825

Publisher's Note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Effect of hip flexion angle on stiffness of the adductor longus muscle during isometric hip flexion

Takuya Kato^{a,b}, Keigo Taniguchi^{c,*}, Daisuke Kikukawa^{d,e}, Taiki Kodesho^a, Masaki Katayose^c

^a Graduate School of Health Sciences, Sapporo Medical University, Japan

^b Research Fellow of Japan Society for the Promotion of Science, Japan

^c Second Division of Physical Therapy, School of Health Sciences, Sapporo Medical University, Japan

^d Department of Rehabilitation, Yokohama Sports Medical Center, Japan

^e Graduate School of Nursing and Rehabilitation Sciences, Showa University, Japan

ARTICLE INFO

Keywords:

Hip adductor muscle

Shear modulus

Hip angle

Groin pain

ABSTRACT

This study examined the effect of hip flexion angle on the stiffness of the adductor longus (AL) muscle during isometric hip flexion. Seventeen men were recruited. Ten participants performed submaximal voluntary contraction at 0%, 25%, 50%, and 75% of maximal voluntary contraction (MVC) during isometric hip flexion after performing MVC at 0°, 40°, and 80° of hip flexion. Seven participants performed submaximal voluntary tasks during isometric hip extension in addition to hip flexion task. The shear modulus of the AL muscle was used as the index of muscle stiffness, and was measured using ultrasound shear-wave elastography during the tasks at each contraction intensity for each hip flexion angle. During hip flexion, the shear modulus of the AL muscle was higher at 0° than at 40° and 80° of hip flexion at each contraction intensity ($p < 0.016$). Conversely, a significant effect was not found among hip flexion angle during hip extension at 75% of MVC ($p = 0.867$). These results suggest that mechanical stress of the AL muscle may be higher at 0° of hip flexion during isometric hip flexion.

1. Introduction

Hip adductor muscle injuries are common in football players. Ekstrand et al. (2011) reported that injuries of the hip adductor muscle are one of the most frequent injuries in football players, second only to hamstring muscle injuries. Furthermore, hip adductor muscle injuries are the most common cause of groin pain (Serner et al., 2015). The adductor longus (AL) muscle is the most frequently injured muscle among the hip adductors (Serner et al., 2015). The AL muscle injuries are thought to be related to hip flexion and extension involved in kicking actions, such as those seen in football (Charnock et al., 2009; Serner et al., 2019).

Anatomically, the AL muscle plays a role in hip adduction, flexion, and extension (Dostal et al., 1986; Hoy et al., 1990; Pressel and Lengsfeld, 1998). Moreover, changes in its function during hip flexion and extension are related to the changes in its moment arm length as the angle of hip flexion increases (Dostal et al., 1986). The AL muscle has a hip flexion moment arm from full hip extension until it reaches 50° of hip flexion, and a hip extension moment arm beyond 50° of hip flexion (Dostal et al., 1986). Based on electromyographic evidence, Green and

Morris (1970) reported that the AL muscle was recruited during hip flexion. Furthermore, our previous study that investigated the effect of hip flexion angle on the AL muscle activation during hip flexion showed that the AL muscle was especially recruited from 20° of hip extension to 20° of hip flexion during hip flexion (Kato et al., 2019). In summary, the AL muscle contributes to hip flexion from a fully extended position to a shallowly flexed position.

Although it is known that injury to the AL muscle can occur during kicking, an action that involves hip flexion and extension (Charnock et al., 2009; Serner et al., 2019), the specific mechanical stress that causes this injury during hip flexion and extension is unknown. Moreover, the effect of the angle of hip flexion on mechanical stress on the AL muscle during hip flexion and extension is not clear. Thus, elucidating changes in the mechanical property of the AL muscle during hip flexion and extension could be useful in understanding the mechanism behind injury to the AL muscle.

Shear wave elastography (SWE) is a recently developed imaging technique that can quantify individual muscle tissue stiffness by measuring the muscle shear modulus (Hug et al., 2015). Bouillard et al. (2011) reported that the shear modulus of the abductor digiti minimi

* Corresponding author at: South 1 West 17, Chuo-ku, Sapporo City, Hokkaido, Japan.

E-mail address: ktani@sapmed.ac.jp (K. Taniguchi).

<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102493>

Received 12 May 2020; Received in revised form 6 November 2020; Accepted 6 November 2020

Available online 12 November 2020

1050-6411/© 2020 Elsevier Ltd. All rights reserved.

and the first dorsal interosseous muscles measured using SWE were strongly linearly related to the muscle force in a wide range of isometric contraction intensity (abductor digiti minimi, $R^2 = 0.986$; first dorsal interosseous, $R^2 = 0.977$). Maisetti et al. (2012) showed that the shear modulus–muscle length relationship was highly correlated with the passive force–muscle length relationship ($R^2 = 0.979$). Similarly, some previous studies have shown that the muscle shear modulus when measured with SWE was positively correlated with active (Sasaki et al., 2014; Yoshitake et al., 2014) and passive muscle force (Koo et al., 2013, 2014).

Hence, it has been suggested that quantifying the muscle shear modulus using SWE can indirectly measure the mechanical properties of individual muscle tissue (Hug et al., 2015).

Based on this theory, the present study aimed to examine the effect of the angle of hip flexion on the stiffness of AL at rest and during submaximal isometric hip flexion and extension. Clarifying the relationship between the stiffness of the AL muscle and the angle of hip flexion would provide information that allows a better understanding of the mechanism behind AL muscle injuries. We hypothesized that the change in the stiffness of the AL muscle associated with the contraction intensity during hip flexion would be different depending on the angle of hip flexion, and that the stiffness of the AL muscle at the anatomical position (0° hip flexion) would be higher than at the hip flexed position.

2. Methods

2.1. Participants

Seventeen healthy young male volunteers (age, 22.1 ± 1.5 years; height, 170.1 ± 6.7 cm; body mass, 59.8 ± 5.8 kg; body mass index (BMI), 20.5 ± 1.3) were recruited for this study. Based on the procedures described by Portney and Watkins (2009), an estimated sample size of $n = 15$ was required to reach a statistical power ($1-\beta$) of 0.80 with an α level of 0.05 and effect size of 0.20. The exclusion criteria included past and current neuromuscular or orthopedic disease, or any clinical symptoms in the lower limb. Before proceeding with the experiment, the purpose, procedures and risks associated with this study were explained, and written informed consent was obtained. All experimental protocols were approved by the Medical Research Ethics Committee at Sapporo Medical University (27-2-27).

2.2. Experimental design

First, ten participants (age, 21.5 ± 0.8 years; height, 169.7 ± 1.2 cm; body mass, 59.5 ± 6.7 kg; BMI, 20.6 ± 1.6) performed maximal voluntary contraction (MVC) and submaximal voluntary contraction tasks of the isometric hip flexion at three different hip flexion angles (0° , 40° , and 80°). For each hip flexion angle, the participant performed the submaximal voluntary contraction at four torque levels (0%, 25%, 50%, and 75% of MVC) after performing the MVC task, respectively. During the hip flexion task, hip flexion torque and stiffness of the AL muscle were recorded at each torque level (0%, 25%, 50%, 75% and 100% of MVC). Moreover, these participants performed MVC of the isometric hip adduction task at a neutral hip position, and hip adduction torque and stiffness of the AL muscle were recorded at two torque levels (0% and 100% of MVC). Second, seven participants (age, 23.2 ± 1.3 years; height, 173.8 ± 6.3 cm; body mass, 61.4 ± 4.5 kg; BMI, 20.3 ± 0.8) performed MVC and submaximal voluntary tasks of the isometric hip extension in addition to the hip flexion task. This was performed to investigate whether the effect of hip flexion angle on the shear modulus of AL muscle during hip flexion is only specific to hip flexion. During the hip extension task, hip extension torque and stiffness of the AL muscle were recorded at four torque levels (0%, 25%, 50% and 75% of MVC).

2.3. Hip flexion and extension task

The isometric hip flexion and extension tasks were performed using a Biodex system 4 Pro™ dynamometer (Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, NY, USA). The participant was in supine position with his pelvis fixed to the seat with a strap (Fig. 1). The thigh was attached to the isokinetic dynamometer and the distal end of the thigh was secured to the distal end of the force transducer (Jiroumaru et al., 2014; Kato et al., 2019). The knee on the measured side was flexed passively by gravity. On the contralateral side, the angle of hip flexion was at 0° , while the angle of knee flexion was at 90° . Three hip flexions with the hip joint angled at 0° , 40° , and 80° were performed randomly to exclude the order effect of the hip flexion angle using the RAND function in excel. The hip joint flexion angles were defined as the angles formed between the line parallel to the floor through the center of the trunk and the acromion and the line of the thigh segment marked by the anatomical points, the greater trochanter and lateral femoral epicondyle (Kato et al., 2019; Watanabe et al., 2014). They were assessed using a goniometer. The participant performed two MVCs with 2 min of rest between trials for each joint angle. The participant gradually flexed at the hip from the baseline to maximum. Thereafter, flexion was sustained at maximum for 3–5 s. During the MVC, the peak torque value was sampled for 2 s during the sustained phase and was subsequently averaged. The averaged peak value was used for the subsequent submaximal contraction task. Next, the participant gradually flexed the hip from 0 to 75% of MVC and sustained the contraction at 25%, 50%, and 75% of MVC for 3–5 s each. The participant was shown the exerted torque value using a monitor in real time for visual feedback. The participant performed 2 trials with a 2 min interval between trials of each joint angle. The torque value was sampled for 2 s and was averaged during each sustained contraction intensity. If the torque value at each contraction level showed a $> 5\%$ difference from the target torque value taken from the MVC trial, an additional trial was performed (Watanabe and Akima, 2009a). The torque value during the rest period was recorded and was used to calibrate the effect of gravity on the lower leg of the participant. During contraction, the participant was asked to exert force either by hip flexion or extension only. In the hip flexion only task, the hip adduction force was monitored using a tension gauge sensor (Movie, Sakai Med, Tokyo, Japan) to confirm whether the participant exerted hip adduction (Kato et al., 2019; Kouzaki et al., 2002). During the trial, hip flexion or extension torque and hip adductor force were sampled at 2000 Hz (Power-Lab, AD instruments, Sydney, Australia) and stored on a personal computer using Software (LabChart™ Ver.7, AD instruments, Sydney, Australia). Next, the hip adduction torque was calculated by multiplying the hip adduction force to the distance between the estimated hip joint center, that is greater trochanter and the tension gauge sensor as the moment arm length (Kato et al., 2019; Watanabe et al., 2014). The tension gauge was used to confirm that it was perpendicular

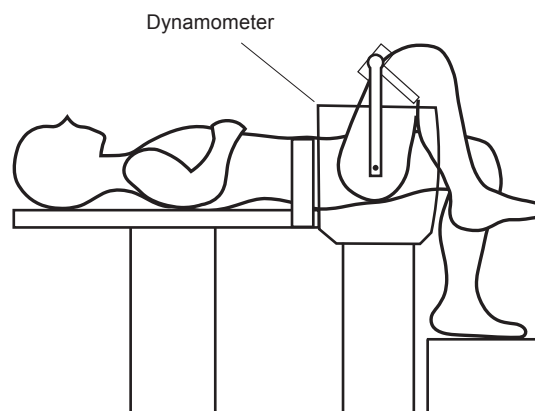


Fig. 1. The testing position during hip flexion and extension tasks.

to the force vector measured by the force gauge at all flexion angles.

2.4. Hip adduction task

Ten participants performed isometric hip adduction task using a Biodex system 4 Pro™ dynamometer (Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, NY, USA). The participant lay on his side. The distal portion of the thigh was attached to the force transducer. The pelvis was fixed to the seat with a strap. The participant performed two MVCs of isometric hip adduction at a neutral hip position (i.e., 0° of hip flexion, adduction, and rotation) only with approximately 2 min of rest between trials.

2.5. The shear modulus

The shear modulus was measured using the ultrasound SWE (Aixplorer Ver. 6., Supersonic imagine, Aix-en-Provence, France) with a linear array probe (50 mm, 4–15 MHz, Supersonic imagine, Aix-en-Provence, France) and was used as an index of muscle stiffness. Ultrasonic B-mode longitudinal images of the AL in the sagittal plane of the right thigh at a position equivalent to the proximal third of the distance from the pubic tubercle to the insertion on the femur were recorded. These landmarks of the pelvis and femur were identified by palpation. With the ultrasound probe along the longitudinal direction of the AL, the clearest fascicular area was around the middle portion between the sartorius and the gracilis muscles (Kato et al., 2019; Watanabe et al., 2009b). The ultrasound SWE generated a shear wave within the soft tissues. Based on shear wave propagation velocity, c , Young's modulus was then quantified in kPa. Young's modulus was mapped in the region of interest (ROI) by color. From each pixel of the ROI, Young's modulus, E , was calculated from $E = 3\rho c^2$ where ρ is the muscle mass density (1000 kg/m³) (Hug et al., 2015). The device calculated the Young's modulus by multiplying the shear modulus by the constant 3, based on the assumption of an isotropic material which is not the case for skeletal muscle (Royer et al., 2011). Therefore, we analyzed the shear modulus

by dividing the Young's modulus by 3 (Royer et al., 2011). Representative images for the shear modulus measurement of the AL muscle using SWE are shown in Fig. 2.

2.6. Data analyses

During each task, the elasticity image was sampled for 2 s and stored on a personal computer using a Bitmap format to synchronize each hip joint torque. Next, the elasticity image was analyzed using custom-made analysis software (S-14133 Ver.1.2, Takei scientific instruments, Niigata, Japan) (Iida et al., 2019). In this software, the ROI can be arbitrary in size, shape, and position. The shear modulus was calculated from Young's modulus based on the color map scale. In the present study, a circular ROI, 10 mm in diameter, that included a clear fascicle without intramuscular tendon and obvious connective tissues were selected. The spatial average of Young's modulus in the selected circular area was calculated in kPa and divided by 3 to calculate shear modulus. The mean value of the two measurements for each task was used for the statistical analysis. Additionally, shear modulus was normalized by dividing it by each torque value in the trial with 75% of MVC to exclude the effect of differential torque between each angle of hip flexion. To compare the shear modulus between hip adduction and flexion, the change in the shear modulus from 0 to 100% of MVC was calculated during hip adduction and hip flexion at 0° of hip flexion, respectively.

2.7. Statistical analyses

All data are presented as mean \pm standard deviation (SD). Hip flexion and extension torque were analyzed using a one-way (hip flexion angle) ANOVA with repeated measures. Bonferroni's method was performed as a post hoc test. The data of shear modulus of the AL muscle was tested for normality and equal variance before following statistical analyses. Because the data of the shear modulus of the AL muscle was partly non-Gaussian and sample size of hip extension and adduction task

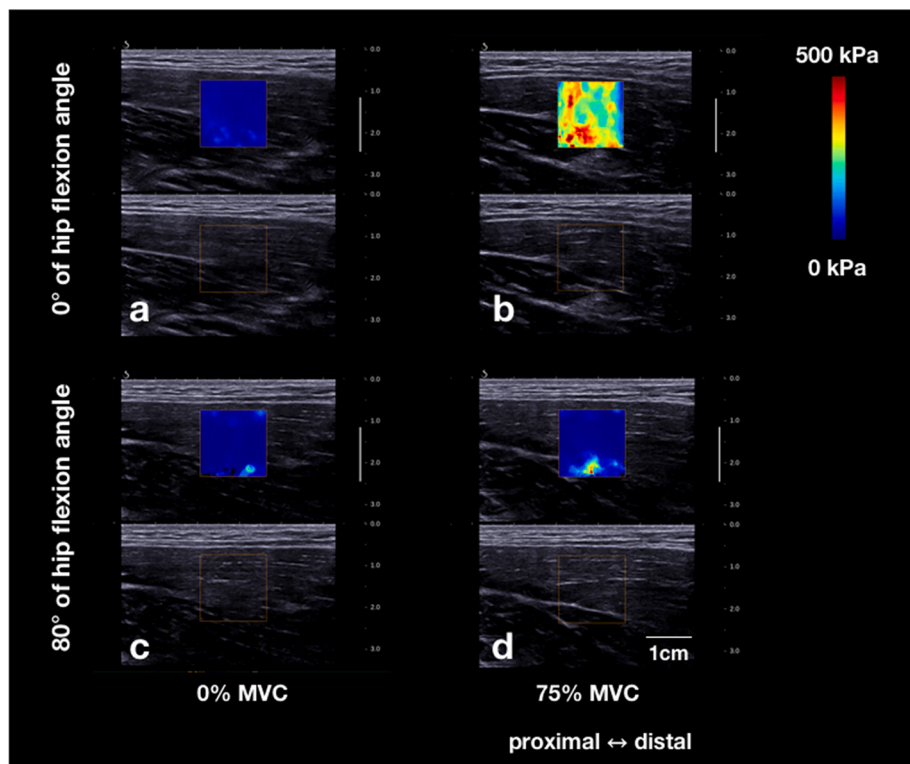


Fig. 2. Representative images for the shear modulus measurement of the adductor longus (AL) muscle using shear wave elastography. The figure shows ultrasound B-mode images of the AL muscle at 0° (upper panel) and 80° (lower panel) of hip flexion angles during 0% (a, c) and 75% (b, d) of MVC during hip flexion.

were not large, nonparametric tests were used in this study. Each task was analyzed using Friedman test to evaluate the difference in the shear modulus of the AL muscle among the hip flexion angle at four torque levels. Thereafter, Dunn's post hoc was performed to compare the shear modulus of the AL muscle among hip flexion angle if there was a significant effect of the hip flexion angle on the Friedman test. The level of significance was set at 0.05 and modified by Bonferroni correction for the with Dunn's test, i.e., $0.05/\text{number of compared pairs}$ ($0.05/3 = 0.016$) and effect size was indicated as r value. For normalized shear modulus, Friedman test was used. Dunn's test was also performed at a post hoc test. For change in the shear modulus in hip adduction and flexion, Wilcoxon rank sum test was performed. The level of statistical significance for all comparisons was set at $p = 0.05$ except Dunn's post hoc. Statistical analyses were performed using statistical software (SPSS Statistics version 27.0; IBM Corp., Armonk, NY, USA).

3. Results

3.1. Relative performed hip flexion, extension and adduction torque (% MVC)

Mean and SD for relative performed hip flexion and extension torque (%MVC) at each contraction intensity during hip flexion and extension are listed in Table 1. All relative performed hip flexion and extension torque were within 5% of each target torque. Mean and SD for relative performed hip adduction torque (%MVC) at each hip flexion angle during hip flexion was in the range of $1.2 \pm 0.9 - 1.6 \pm 1.4\%$.

3.2. Hip flexion torque

The hip flexion torque exerted during the MVC at the three hip flexion angles is shown in Fig. 3. The hip flexion torque was noted to have a significant main effect ($p < 0.01$). The hip flexion torque exerted was significantly higher at 0° than at 40° and 80° of hip flexion ($p < 0.01$) and significantly higher at 40° than at 80° of hip flexion ($p < 0.01$).

3.3. Hip extension torque

The hip extension torque exerted during the MVC at the three hip flexion angles is shown in Fig. 4. The hip extension torque exerted a significant main effect ($p = 0.03$). Furthermore, the hip extension torque exerted was significantly higher at 80° than at 0° of hip flexion ($p = 0.04$).

3.4. The shear modulus of the AL muscle during submaximal voluntary contraction in hip flexion

Fig. 5(a) shows the typical relationships between the shear modulus of the AL muscle and the contraction intensity at the three angles during

Table 1

Mean and standard deviations for relative performed torque (%MVC) at each contraction intensity during hip flexion and extension tasks.

Hip flexion angle	Contraction intensity (%MVC)					
	Hip flexion task			Hip extension task		
	25%	50%	75%	25%	50%	75%
0°	26.0 ± 1.5	50.3 ± 2.4	74.6 ± 2.3	24.2 ± 0.7	49.2 ± 1.3	73.7 ± 1.0
40°	25.2 ± 2.2	48.9 ± 1.5	73.9 ± 1.7	24.8 ± 0.9	49.7 ± 0.9	74.7 ± 1.3
80°	26.1 ± 2.0	49.5 ± 1.6	74.1 ± 2.3	24.9 ± 1.1	50.2 ± 2.0	74.9 ± 1.7

Value are presented as means \pm SD (standard deviation).

Hip flexion task: Number of samples is 17.

Hip extension task: Number of samples is 7.

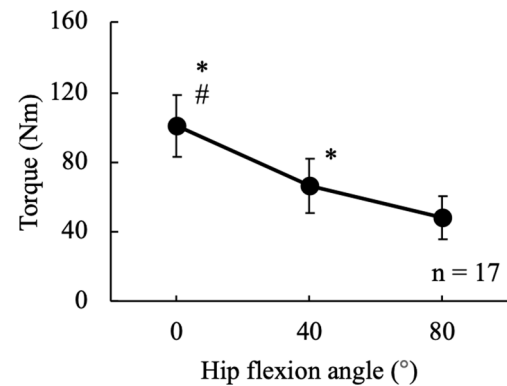


Fig. 3. Hip flexion torque of MVC at the three hip flexion angles. Values are presented as means and standard deviation. * $P < 0.05$ vs 80° , # $P < 0.05$ vs 40° .

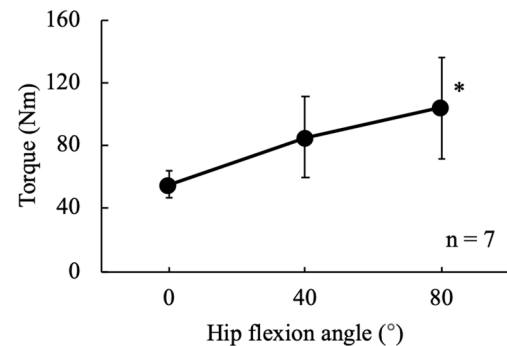


Fig. 4. Hip extension torque of MVC at the three hip flexion angles. Values are presented as means and standard deviation. * $P < 0.05$ vs 0° .

hip flexion. The results of the all measurements of the shear modulus of the AL muscle during hip flexion are listed in Table 2. Significant effects of hip flexion angle were found during 0%, 25%, 50%, and 75% of MVC ($p < 0.01$). The shear modulus of the AL muscle was significantly higher at 0° than at 40° and 80° of hip flexion during 0% ($p = 0.010$, $r = 0.21$; $p < 0.001$, $r = 0.34$), 25% ($p = 0.001$, $r = 0.29$; $p < 0.001$, $r = 0.44$), 50% ($p = 0.006$, $r = 0.23$; $p < 0.001$, $r = 0.29$), and 75% of MVC ($p = 0.010$, $r = 0.21$; $p < 0.001$, $r = 0.47$). Moreover, the shear modulus of the AL muscle was significantly higher at 40° than at 80° of hip flexion during 50% ($p = 0.006$, $r = 0.23$) and 75% of MVC in hip flexion ($p = 0.002$, $r = 0.26$).

3.5. The shear modulus of the AL muscle during submaximal voluntary contraction in hip extension

Fig. 5(b) shows the typical relationship between the shear modulus of the AL muscle and contraction intensity at the three hip flexion angles during hip extension. The results of the all measurements of the shear modulus of the AL muscle during hip extension are listed in Table 3. Significant effects of hip flexion angle were found during 0%, 25%, and 50% of MVC ($p < 0.01$). The shear modulus of the AL muscle was significantly higher at 0° than at 80° of hip flexion during 0% of MVC ($p = 0.016$, $r = 0.49$). Moreover, the shear modulus of the AL muscle was significantly higher at 40° than at 0° of hip flexion during 25% and 50% of MVC in hip extension ($p = 0.011$, $r = 0.51$; $p = 0.016$, $r = 0.49$).

3.6. The shear modulus of the AL muscle normalized by torque value in 75% of MVC during hip flexion

Normalized shear modulus of the AL muscle at the three angles during hip flexion is shown in Fig. 6. During submaximal hip flexion, a significant effect of the normalized shear modulus was noted ($p < 0.01$).

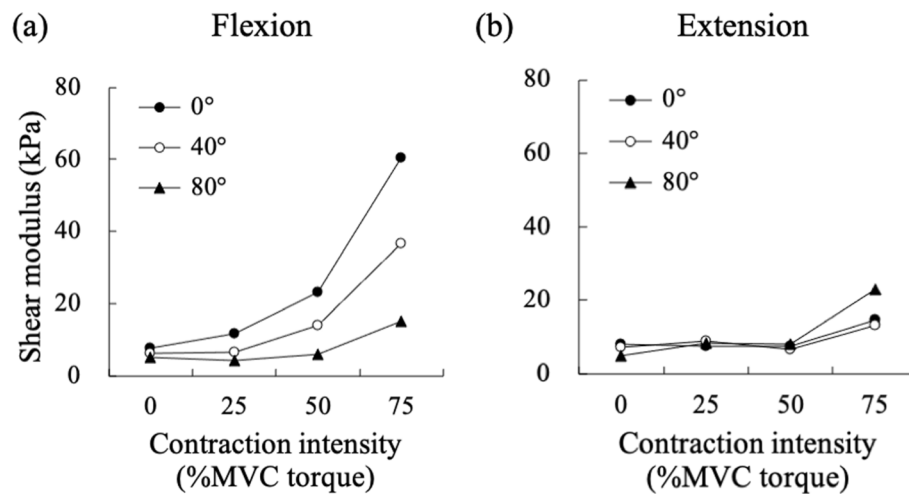


Fig. 5. The typical relationship between the shear modulus of the adductor longus muscle and contraction intensity during hip flexion (a) and extension (b) at the three hip flexion angles (Subject #13).

Table 2

The shear modulus of the adductor longus muscle during hip flexion task.

Hip flexion angle	0°				40°				80°			
Contraction intensity (%MVC)	0	25	50	75	0	25	50	75	0	25	50	75
Shear modulus (kPa)	7.8 ± 2.1 *,#	40.6 ± 17.5*,#	62.7 ± 16.5*,#	82.1 ± 15.4*,#	5.7 ± 1.8	8.5 ± 4.7	16.2 ± 12.3*	32.4 ± 14.4*	4.8 ± 1.0	5.2 ± 1.3	7.8 ± 3.6	12.0 ± 6.6

Values are presented as means ± SD (standard deviation).

Number of samples is 17.

* $P < 0.016$ vs 80°.

$P < 0.016$ vs 40°.

Table 3

The shear modulus of the adductor longus muscle during hip extension task.

Hip flexion angle	0°				40°				80°			
Contraction intensity (% MVC)	0	25	50	75	0	25	50	75	0	25	50	75
Shear modulus (kPa)	6.6 ± 2.5*	6.5 ± 2.2*	11.3 ± 7.8*	25.9 ± 16.8	5.6 ± 1.6	8.2 ± 3.7	14.4 ± 11.0	34.0 ± 17.6	4.8 ± 0.9	7.9 ± 3.9	7.8 ± 3.6	28.4 ± 16.1

Values are presented as means ± SD (standard deviation).

Number of samples is 7.

* $P < 0.016$ vs 80°.

$P < 0.016$ vs 40°.

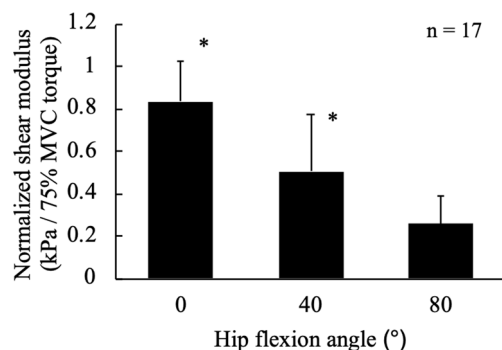


Fig. 6. The shear modulus of the adductor longus muscle normalized by torque value in 75% of MVC during hip flexion. Values are means and standard errors.

* $P < 0.016$ vs 80°.

Normalized shear modulus of the AL muscle was significantly higher at 0° and 40° than 80° of hip flexion ($p < 0.001$, $r = 0.41$; $p = 0.006$, $r = 0.23$).

3.7. The shear modulus of the AL muscle normalized by torque value in 75% of MVC during hip extension

Normalized shear modulus of the AL muscle at the three angles during hip extension is shown in Fig. 7. During submaximal hip extension, significant effect of normalized shear modulus was not found ($p = 0.156$).

3.8. Changes in the shear modulus of the AL muscle in hip adduction and flexion

The observed change in the shear modulus of the AL muscle from rest (0% of MVC) to MVC in hip adduction and flexion is shown in Fig. 8. The observed changes in the shear modulus of the AL muscle in hip

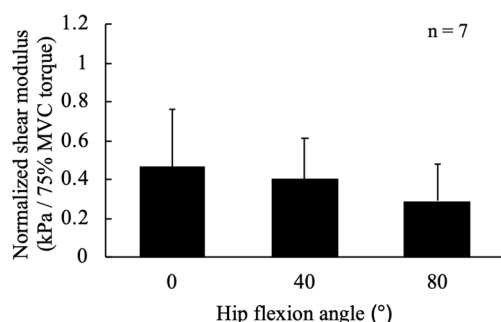


Fig. 7. The shear modulus of the adductor longus muscle normalized by torque value in 75% of MVC during hip extension. Values are presented as means and standard errors.

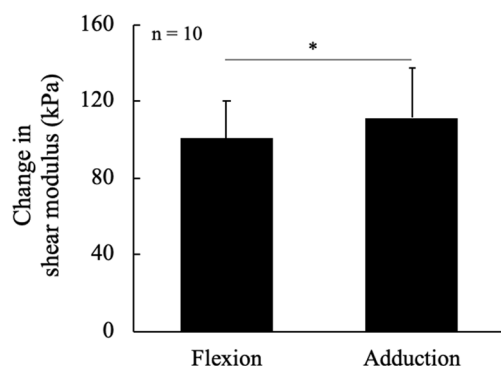


Fig. 8. Change in the shear modulus of the adductor longus muscle from rest (0% of MVC) to MVC in hip flexion and adduction. Values are presented as means and standard errors. * $P < 0.05$.

adduction was significantly higher than that in hip flexion. ($p = 0.047$, $r = 0.63$)

4. Discussion

To the best of our knowledge, this is the first report to demonstrate the changes in the stiffness of the AL muscle during hip flexion using SWE. The main finding of the present study was that during submaximal hip flexion, the change in the shear modulus of the AL muscle, which is associated with the contraction intensity, differed depending on the hip flexion angle. Moreover, during submaximal hip flexion, the shear modulus of the AL muscle at 0° of hip flexion was significantly higher than at 40° and 80° at each contraction intensity.

The shear modulus that was measured using SWE showed a positive correlation with active (Bouillard et al., 2011; Sasaki et al., 2014; Yoshitake et al., 2014) and passive muscle force (Koo et al., 2013; Maisetti et al., 2012). Hence, the shear modulus measured by the SWE is considered as an indicator of the active and passive muscle force in an individual muscle (Hug et al., 2015). In the present study, the change in the shear modulus during submaximal hip flexion and extension (25%, 50%, and 75% of MVC) was seen to reflect the change in the active muscle force. Furthermore, the change in the shear modulus of AL muscle at rest (0% of MVC) was seen to reflect the change in passive muscle force.

During submaximal hip flexion, the shear modulus of the AL muscle at 0° of hip flexion (82.1 ± 15.4 kPa) was about 2.5 times more than that at 40° (32.4 ± 14.4 kPa), and about 6.9 times more than that at 80° (12.0 ± 6.6 kPa) at 75% of MVC. However, it is possible that the reason why the shear modulus of the AL muscle would differ when hip flexion angles were changed was because hip flexion torque at 0° of hip flexion was significantly higher than that at 40° and 80°. Hence, the normalized

shear modulus of the AL muscle was calculated in order to exclude the effect of varying hip flexion torque between each hip flexion angle. In the result, normalized shear modulus of the AL muscle at 0° of hip flexion was seen to be significantly higher than at 80°. These results suggest that during submaximal hip flexion, the shear modulus of the AL muscle changes depending on the hip flexion angle. Additionally, the shear modulus of the AL muscle has higher values at 0° of hip flexion as compared to that at 80° regardless of the hip flexion torque of each angle.

On the other hand, during submaximal hip extension, the shear modulus of the AL muscle at 40° was significantly higher at 0° during 25% and 50% of MVC. However, difference in the shear modulus of the AL muscle between 0° and 40° of hip flexion at 25% and 50% of MVC were not large (25% of MVC, 1.7 ± 1.5 kPa, 50% of MVC, 3.1 ± 3.8 kPa). Moreover, the shear modulus of the AL muscle during hip extension at 75% of MVC was not significant among each hip flexion angle and the difference in the shear modulus of the AL muscle between 0° and 80° of hip flexion angle at 75% was small (2.5 ± 10.6 kPa) compared to hip flexion (70.2 ± 18.4 kPa). In addition, normalized shear modulus of the AL muscle during hip extension was not significant among each hip flexion angle. These results suggest that the effect of hip flexion angle on the shear modulus of the AL muscle would be not large during hip extension.

Anatomically, the AL muscle function in hip flexion and extension and changes in this function has been found to be associated with hip flexion angle (Dostal et al., 1986). Dostal et al. (1986) reported that the AL muscle had the maximal moment arm length at the hip extended position, and it decreases as the hip flexion angle increases. The change in the function of the AL muscle from hip flexion to extension occurred at 50° of hip flexion (Dostal et al., 1986). Moreover, some previous studies that used computer simulations reported that the AL muscle exerted maximal hip flexion torque at 20° (Hoy et al., 1990) or 0° of hip flexion (Pressel and Lingsfeld, 1998). Furthermore, maximal hip flexion torque was observed to decrease as the angle of hip flexion increased. Hoy et al. (1990) reported that a functional change from hip flexion to extension of the AL muscle occurred at 60° of hip flexion, whereas Pressel and Lingsfeld (1998) reported it to occur at 100°. Our previous study used surface EMG and demonstrated that the neuromuscular activity of the AL muscle showed high activation from 20° of hip extension to 20° of hip flexion during isometric hip flexion. Furthermore, we found that it decreased as the angle of hip flexion increased (Kato et al., 2019). In the present study, the shear modulus of the AL muscle was found to be higher at 0° than at 40° and 80° of hip flexion. The AL muscle functions in hip flexion at 0° and 40°, whereas it functions in hip extension at 80° (Dostal et al., 1986). Moreover, the AL muscle can potentially exert the most force during hip flexion at an angle of 0° (Hoy et al., 1990; Pressel and Lingsfeld, 1998). With regards to mechanical properties, the AL muscle could exert hip flexion at 0°, and the mechanical stress on AL muscle would greatly increase at this angle. Although the changes in the shear modulus of the AL muscle at 0° of hip flexion during hip flexion was significantly lower than adduction, the difference in the shear modulus of the AL muscle between hip flexion and adduction was not large (11.1 ± 16.6 kPa). Additionally, the shear modulus of the AL muscle during hip flexion was 92.9% during hip adduction. These results suggest that the mechanical stress in the AL muscle is equivalent between hip flexion and hip adduction, which is the main function of AL muscle.

The shear modulus of AL muscle at rest (0% of MVC) was significantly higher at 0° of hip flexion than at other angles. The change in the shear modulus associated with the joint angle is thought to reflect the passive muscle force exerted by the stretched muscle (Koo et al., 2013; Maisetti et al., 2012). Thus, an increase in the stretch of the AL muscle was associated with a decrease in the angle of hip flexion due to the origin of the AL muscle at the superior ramus of the pubis and its insertion into the middle third of the medial lip of the linea aspera (Neumann, 2010). This result suggested that a passive muscle force on

the AL muscle is experienced at an angle of 0°. On the other hand, the shear modulus reflected the active muscle force exerted during submaximal hip flexion (25%, 50%, and 75% of MVC) as well as the passive muscle force exerted, which is also associated with the angle of hip flexion. However, the shear modulus of the AL at rest was significantly higher (about 1.6 times higher) at 0° (7.8 ± 2.1 kPa) than at 80° (4.8 ± 1.0 kPa). The shear modulus at 75% of MVC was significantly higher (about 6.9 times) at 0° (82.1 ± 15.4 kPa) than at 80° (12.0 ± 6.6 kPa). Therefore, we conclude that the variation of the shear modulus between each angle of hip flexion at rest is not reflected during submaximal contraction.

The AL muscle injury is believed to be caused by the kicking motion in football, which involves both hip flexion and extension (Charnock et al., 2009; Serner et al., 2019). In the present study, the shear modulus of the AL muscle during hip flexion changed depending on the hip flexion angle, and significantly higher values were observed at 0° than at 40° and 80° of hip flexion. These results could help elucidate the mechanisms of AL muscle injury involving hip flexion such as the kicking motion (Charnock et al., 2009; Nunome et al., 2002; Serner et al., 2019; Watanabe et al., 2018).

The present study has some limitations. First, sample sizes were different among the hip flexion, extension and adduction task and was not large for hip extension and adduction task, respectively (extension, $n = 7$; adduction, $n = 10$). In addition, the data for the shear modulus of the AL muscle was partly non-Gaussian which resulted in the use of nonparametric tests in this study. As a result, during hip flexion task at 75% of MVC, the shear modulus of the AL muscle at 0° of hip flexion was significantly higher at 40° and 80°. Moreover, normalized shear modulus of the AL muscle during 0° of hip flexion was significantly higher at 80° during hip flexion. During the hip extension task, the shear modulus of the AL muscle at 75% of MVC and normalized shear modulus of the AL muscle were not significant among hip flexion angles. Therefore, we concluded that the difference in sample size between hip flexion and extension tasks did not significantly affect the main conclusions of this study. Second, hip flexion and extension were recorded at three hip flexion angles only. The AL muscle has been thought to have a high risk of injury when the hip is extended, such as upon kicking a football (Charnock et al., 2009; Serner et al., 2019). In the present study, the shear modulus of the AL muscle during hip flexion and extension were not measured while the hip was extended. It was unclear how the shear modulus of the AL muscle during hip flexion and extension would change while the hip was extended. However, the shear modulus of the AL muscle was significantly higher at 0° than at 40° and 80° of hip flexion. According to these results, the shear modulus of the AL muscle would be higher when the hip is extended. Further studies investigating the shear modulus of the AL muscle are recommended to explore a wider range of hip positions including positions with the extension of the hip. Third, the participant was limited to performing isometric hip flexion and extension only, and not dynamic motions like isokinetic contractions. Despite this, the present study was able to investigate the relationship between hip flexion angle and the shear modulus of the AL muscle because the participants performed hip flexion and extension by isometric contraction. Finally, the participants in the present study were limited to young males. The scientific consensus about the effect of sex difference on muscle stiffness measured by SWE has not been clarified (Chino and Takahashi, 2018; Miyamoto et al., 2018; Saeki et al., 2019). On the other hand, aging would be associated with a decline in resting muscle stiffness measured by SWE (Alfuraih et al., 2019). Thus, it is possible that the results of the present study may not be applicable to females and the middle-aged or elderly.

5. Conclusion

The present study measured the shear modulus of the AL muscle during rest and submaximal isometric hip flexion and extension. The shear modulus of the AL muscle was significantly higher at 0° than at 40°

and 80° during rest and submaximal hip flexion at each torque level. In contrast, the shear modulus of the AL muscle during submaximal hip extension was not significantly different between the different angles at 75% of MVC. These results demonstrate that during hip flexion, the mechanical stress of the AL muscle is higher at an angle of 0°. The current findings help us to understand the functional role of the AL muscle in sagittal hip motion and serve as a foundation to further investigate the mechanism of injuries of the AL muscle.

Funding

This study is granted by Japan Sports Medicine Foundation, 2019.

Declaration of Competing Interest

The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

Acknowledgements

This study was supported in part by a Grant-in-Aid for Japan Society for the Promotion of Science to TK.

References

- Alfuraih, A.M., Tan, A.L., O'Connor, P., Emery, P., Wakefield, R.J., 2019. The effect of ageing on shear wave elastography muscle stiffness in adults. *Aging Clin. Exp. Res.* 31, 1755–1763.
- Bouillard, K., Nordez, A., Hug, F., 2011. Estimation of individual muscle force using elastography. *PLoS One* 6, e29261.
- Charnock, B.L., Lewis, C.L., Garrett Jr., W.E., Queen, R.M., 2009. Adductor longus mechanics during the maximal effort soccer kick. *Sports Biomech.* 8, 223–234.
- Chino, K., Takahashi, H., 2018. Association of gastrocnemius muscle stiffness with passive ankle joint stiffness and sex-related difference in the joint stiffness. *J. Appl. Biomech.* 34, 169–174.
- Dostal, W.F., Soderberg, G.L., Andrews, J.G., 1986. Actions of hip muscles. *Phys. Ther.* 66, 351–361.
- Ekstrand, J., Hagglund, M., Walden, M., 2011. Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *Am. J. Sports Med.* 39, 1226–1232.
- Green, D.L., Morris, J.M., 1970. Role of adductor longus and adductor magnus in postural movements and in ambulation. *Am. J. Phys. Med.* 49, 223–240.
- Hoy, M.G., Zajac, F.E., Gordon, M.E., 1990. A musculoskeletal model of the human lower-extremity - the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *J. Biomech.* 23, 157–169.
- Hug, F., Tucker, K., Gennissou, J.L., Tanter, M., Nordez, A., 2015. Elastography for muscle biomechanics: toward the estimation of individual muscle force. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 43, 125–133.
- Iida, N., Taniguchi, K., Watanabe, K., Miyamoto, H., Taniguchi, T., Fujimiyama, M., et al., 2019. Relationship between shear modulus and passive tension of the posterior shoulder capsule using ultrasound shear wave elastography: A cadaveric study. *J. Biomech.* 109498.
- Jiroumaru, T., Kurihara, T., Isaka, T., 2014. Measurement of muscle length-related electromyography activity of the hip flexor muscles to determine individual muscle contributions to the hip flexion torque. *Springerplus* 3, 624.
- Kato, T., Taniguchi, K., Akima, H., Watanabe, K., Ikeda, Y., Katayose, M., 2019. Effect of hip angle on neuromuscular activation of the adductor longus and adductor magnus muscles during isometric hip flexion and extension. *Eur. J. Appl. Physiol.* 119, 1611–1617.
- Koo, T.K., Guo, J.Y., Cohen, J.H., Parker, K.J., 2013. Relationship between shear elastic modulus and passive muscle force: an ex-vivo study. *J. Biomech.* 46, 2053–2059.
- Koo, T.K., Guo, J.Y., Cohen, J.H., Parker, K.J., 2014. Quantifying the passive stretching response of human tibialis anterior muscle using shear wave elastography. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 29, 33–39.
- Kouzaki, M., Shinohara, M., Masani, K., Kanehisa, H., Fukunaga, T., 2002. Alternate muscle activity observed between knee extensor synergists during low-level sustained contractions. *J. Appl. Physiol.* (1985) (93), 675–684.
- Maisetti, O., Hug, F., Bouillard, K., Nordez, A., 2012. Characterization of passive elastic properties of the human medial gastrocnemius muscle belly using supersonic shear imaging. *J. Biomech.* 45, 978–984.
- Miyamoto, N., Hirata, K., Miyamoto-Mikami, E., Yasuda, O., Kanehisa, H., 2018. Associations of passive muscle stiffness, muscle stretch tolerance, and muscle slack angle with range of motion: individual and sex differences. *Sci. Rep.* 8, 8274.
- Neumann, D.A., 2010. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 40, 82–94.
- Nunome, H., Asai, T., Ikegami, Y., Sakurai, S., 2002. Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. *Med. Sci. Sports Exerc.* 34, 2028–2036.

- Portney, L.G., Watkins, M.P., 2009. Foundations of Clinical Research: Applications to Practice. Pearson/Prentice Hall Upper Saddle River, NJ.
- Pressel, T., Lingsfeld, M., 1998. Functions of hip joint muscles. *Med. Eng. Phys.* 20, 50–56.
- Royer, D., Gennisson, J.L., Defieux, T., Tanter, M., 2011. On the elasticity of transverse isotropic soft tissues (L). *J. Acoust. Soc. Am.* 129, 2757–2760.
- Saeki, J., Ikezoe, T., Yoshimi, S., Nakamura, M., Ichihashi, N., 2019. Menstrual cycle variation and gender difference in muscle stiffness of triceps surae. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 61, 222–226.
- Sasaki, K., Toyama, S., Ishii, N., 2014. Length-force characteristics of in vivo human muscle reflected by supersonic shear imaging. *J. Appl. Physiol.* (1985) (117), 153–162.
- Serner, A., Mosler, A.B., Tol, J.L., Bahr, R., Weir, A., 2019. Mechanisms of acute adductor longus injuries in male football players: a systematic visual video analysis. *Br. J. Sports Med.* 53, 158–164.
- Serner, A., Tol, J.L., Jomaah, N., Weir, A., Whiteley, R., Thorborg, K., et al., 2015. Diagnosis of acute groin injuries: A prospective study of 110 athletes. *Am. J. Sports Med.* 43, 1857–1864.
- Watanabe, K., Akima, H., 2009a. Normalized EMG to normalized torque relationship of vastus intermedius muscle during isometric knee extension. *Eur. J. Appl. Physiol.* 106, 665–673.
- Watanabe, K., Katayama, K., Ishida, K., Akima, H., 2009b. Electromyographic analysis of hip adductor muscles during incremental fatiguing pedaling exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* 106, 815–825.
- Watanabe, K., Kozaki, M., Moritani, T., 2014. Non-uniform surface electromyographic responses to change in joint angle within rectus femoris muscle. *Muscle Nerve* 50, 794–802.
- Watanabe, K., Nunome, H., Inoue, K., Iga, T., Akima, H., 2018. Electromyographic analysis of hip adductor muscles in soccer instep and side-foot kicking. *Sports Biomech.* 1–12.
- Yoshitake, Y., Takai, Y., Kanehisa, H., Shinohara, M., 2014. Muscle shear modulus measured with ultrasound shear-wave elastography across a wide range of contraction intensity. *Muscle Nerve* 50, 103–113.



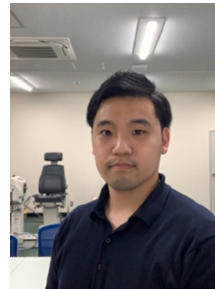
Takuya Kato received the PT from Sapporo Medical University, Japan in 2014 and M.Sc. degree in physical therapy science from Graduate School of Health Sciences, Sapporo Medical University, Japan in 2017. He is currently a Ph.D. student at the Sports Physical Therapy Laboratory, Sapporo Medical University, Japan. He is working as a research fellow of Japan Society for the Promotion Science from 2020. His research interests are mechanics, architecture, and function of hip adductor muscles, and sports physical therapy.



Keigo Taniguchi received the M.Sc. degree in 2000 and Ph.D. degree in 2004 from the Sapporo Medical University, Japan. Since 2004, he has been working at the Department of Physical Therapy, School of Health Sciences, Sapporo Medical University, Japan, as an Associate Professor. His research interests are mechanics, architecture, and function of human muscles, and orthopedic & sports physical therapy.



Daisuke Kikukawa received the PT from Sapporo Medical University, Japan in 2017. He is currently a M.Sc. student at the School of Nursing and Rehabilitation Sciences, Showa University, Japan. He currently works as the PT at Yokohama Sports Medical Center, Japan. His research interests are mechanics, architecture, and function of hamstrings after resection for anterior cruciate ligament reconstruction, and sports physical therapy.



Taiki Kodesho received the PT from Sapporo Medical University, Japan in 2018 and M.Sc. degree in physical therapy science from Graduate School of Health Sciences, Sapporo Medical University, Japan in 2020. He is currently a Ph.D. student at the Sports Physical Therapy Laboratory, Sapporo Medical University, Japan. His research interests are in musculoskeletal ultrasound imaging and clinical applications.



Masaki Katayose received the M.Sc. degree in 1999 from University of Alberta, Canada and Ph.D. degree in 2002 from Sapporo Medical University, Japan. He is Professor in Sports Physical Therapy in the School of Health Sciences at Sapporo Medical University in Sapporo, Japan and Vice Director in Division of Rehabilitation Medicine at Sapporo Medical University Hospital. His research interests include sports injury prevention and rehabilitation.