

博士論文

領域特異的および長軸区画的な 筋活動に関する研究

～大腿四頭筋とハムストリングにおける筋活動動態と筋収縮感覚からの検討～

2023年12月

日本体育大学大学院

体育科学研究科 体育科学専攻

20PDA07 三矢 紘駆

研究指導教員

岡田 隆 教授

博士論文

領域特異的および長軸区画的な
筋活動に関する研究

～大腿四頭筋とハムストリングにおける筋活動動態と筋収縮感覚からの検討～

Region-specific and longitudinal muscle activity

～ muscle activity dynamics and muscle contraction sensation
in the quadriceps and hamstring ~

2023年12月

日本体育大学大学院

体育科学研究科 体育科学専攻

20PDA07 三矢 紘駆

Hiroku MITSUYA

研究指導教員

岡田 隆 教授

目次

第1章：緒言

- 1.1 二関節筋の解剖・機能的特徴
- 1.2 骨格筋の領域特異的、長軸区画的な筋活動
- 1.3 下肢近位の二関節筋に対するレジスタンストレーニングの領域特異的、長軸区画的な筋肥大応答
- 1.4 レジスタンストレーニング研究の現状と問題点
- 1.5 筋活動の推定方法
- 1.6 目的
- 1.7 本論文の意義
- 1.8 用語の定義

第2章：大腿四頭筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動について：筋放電量と筋剛性率からの検討

- 2.1 背景
- 2.2 方法
- 2.3 結果
- 2.4 考察
- 2.5 結論

第3章：大腿四頭筋およびハムストリングの領域特異的および長軸区画的な筋活動について：T2値からの検討

- 3.1 背景
- 3.2 方法
- 3.3 結果
- 3.4 考察
- 3.5 結論

第4章：主観的な筋収縮感覚と客観的な筋活動の比較

4.1 背景

4.2 方法

4.3 結果

4.4 考察

4.5 結論

第5章：総合討論

5.1 本論文のまとめ

5.2 実践的な応用

5.3 本論文の限界点

5.4 今後の展望

第6章：結論

参考文献

博士論文に関連する研究業績一覧

謝辞

第1章 緒言

1.1 二関節筋の解剖・機能的特徴

ヒトの骨格筋は単関節筋と多関節筋に大分することができる。1つの関節をまたぐ骨格筋を単関節筋と呼び、2つ以上の関節をまたぐ骨格筋を多関節筋と呼ぶ。多関節筋の中でも2つの関節をまたぐ骨格筋のことを二関節筋と呼び、単関節筋と協同的にヒトの多関節動作に貢献している(1)。二関節筋には単関節筋で発揮された力をもう一方の関節へ伝搬する機能があり、ヒトの全身の連動性に関与すると報告されている(2)。例えば、膝関節と足関節をまたぐ腓腹筋は、ジャンプ時に膝関節伸展トルクを足関節底屈トルクとして伝える機能を持つ(3)。ジャンプ時の大腿四頭筋と腓腹筋の筋活動を、表面筋電図計 (Electromyography : EMG) を用いて観測した報告では、膝関節が 50° 付近まで伸展した直後に急速な足関節底屈が始まり、腓腹筋が活動したと述べられている(4)。その際、単関節筋である足関節底屈筋群の貢献度が腓腹筋より低かったことから、二関節筋には特別な機能があると考えられてきた(4)。

ヒトの立ち上がり動作、つまり脚伸展動作は、膝関節と股関節が協調的に伸展することである。膝関節伸展に関わる大腿四頭筋の広筋群 (外側広筋、内側広筋、中間広筋) や、股関節伸展に関わる大臀筋は単関節筋であるため、それらの筋収縮はそれぞれ膝関節と股関節を伸展させ、立ち上がり動作に直結する。一方、二関節筋である大腿直筋は膝関節と股関節にまたがっており、膝関節伸展と股関節屈曲に働くため、脚伸展に必要な股関節伸展に対して拮抗した力発揮をすることになる。同様にハムストリングも膝関節屈曲と股関節伸展に働くことから、膝関節伸展に拮抗した力発揮をする。この様に、二関節筋は立ち上がりを目的とする場合、必要な動作と反対の運動方向にも作用することから、動作効率を下げる可能性があると述べる文献も存在する(5)。しかし実際の脚伸展時には、前述した拮抗的な働きは打ち消されており、スムーズに動作を遂行することができる。これは大腿直筋とハムストリングの起始停止を考えれば、筋作用のパラドックスとも言える。

また、骨格筋には同一筋であっても筋頭ごとに、あるいは長軸区画的に筋活動が異なるという、領域特異的および長軸区画的な筋活動動態がある (詳細は 1.2 で記述)。このような領域特異的および長軸区画的な筋活動が起こる原因として、運動神経枝の分岐が考えられる。先行研究において、大腿直筋の近位と中位以下で運動神経枝が異なることが確認されている(6)。また、ハムストリングにおいても近位と中位以下で運動神経枝が異なることが報

告されている(7)。これら運動神経枝の解剖学的特徴により、領域特異的な筋活動、ここでは特に長軸区画的な筋活動が起こる可能性がある。しかし、運動神経枝が分かれているにも関わらず、ハムストリングでは長軸区画的な筋活動動態が確認できなかった(8)。一方、運動神経枝が分かれていないのにも関わらず、上腕三頭筋において長軸区画的な筋活動動態が確認されている(9, 10)。運動神経枝は領域特異的および長軸区画的な筋活動を可能にしている一つの要因であるものの、絶対条件ではないことが示唆されるが、未発見の運動神経枝が存在する可能性も否定できない。このように二関節筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動については不明点が多く、全身の様々な二関節筋において、未だ解明されていない領域特異的および長軸区画的な活動と機能が備わっている可能性がある。これは、前述した脚伸展動作における大腿直筋とハムストリングの筋作用のパラドックスに関連している可能性もあるだろう。

1.2 骨格筋の領域特異的、長軸区画的な筋活動

ひとつの骨格筋はその全体が均一に活動するのではなく、活動が強い領域と相対的に弱い領域が見られる現象があり、これを本論文では領域特異的な筋活動と呼ぶ。領域特異的な筋活動には、同一筋における筋頭ごとにその活動に強弱が見られる現象と、一つの筋頭における近位と遠位といった長軸でその活動に強弱が見られる現象の2つがあり、本論文では後者を特に長軸区画的な筋活動と呼ぶ。大腿四頭筋内では広筋群と大腿直筋では異なる筋活動動態を持つことが報告されており(11, 12)、二関節筋は単関節筋とは異なる働きを持つことが明らかとなっている。また、大腿四頭筋の中でも大腿直筋は長軸区画的な筋活動をすることが報告されている(13)。長軸区画的な筋活動を含む領域特異的な筋活動が長期的に行われることにより、同一筋内においても肥大する部位が特異的となる可能性があり、そうした報告も散見される。これはレジスタンストレーニングを体型改善に活かす根拠となり得るものである。

これらの領域特異的な筋活動は多くの骨格筋において観測されている。腓腹筋は、足関節底屈運動では腓腹筋外側頭と比較して腓腹筋内側頭が強く活動し(14)、立位では腓腹筋内側頭の遠位領域が強く活動した(15, 16)。つまり、腓腹筋には内側と外側の二つの筋頭が異なる筋活動を行う領域特異的な筋活動と、一つの筋頭においても遠位と近位で異なる筋活動を行う長軸区画的な筋活動が存在することが示されている。さらに、腰椎の屈曲、骨盤の後傾に関与する腹直筋について、体幹屈曲動作と骨盤後傾動作をEMGで比較したSartiらの報告では、腹直筋の長軸区画的な筋活動が観測された(17)。体幹屈曲動作で腹直筋上部(近位)、骨盤後傾動作で腹直筋下部(遠位)が特異的に活動したことから、長軸区画的な筋活動は動作の違いを作り出していることが示唆された。これは前述した脚伸展動作における大腿直筋とハムストリングの筋作用パラドックスの説明としても成立しうる現象であろう。また、Kholinneらは、異なる肩関節角度で肘関節伸展を行った際の上腕三頭筋の筋放電量をEMGを用いて観測した(18)。その結果、肩関節角度が屈曲 0° では、単関節筋である上腕三頭筋内側頭と外側頭よりも、二関節筋の上腕三頭筋長頭の筋活動が高値を示した。一方、肩関節屈曲 90° を超えると長頭と外側頭の筋活動が低値となり、内側頭が強く活動した。つまり、上腕三頭筋は肩関節の屈曲角度に依存し、筋頭ごとに異なる筋活動を起こす領域特異的な筋活動があることが示唆された。肩関節をまたがない外側頭と内側頭の筋活動にも影響が及んだことから、隣接する関節の角度、二関節筋の筋活動や筋長は単関節筋に影響を

及ぼす可能性もある。また、肩関節屈曲と肘関節屈曲に関与する上腕二頭筋について、肘関節屈曲において上腕二頭筋短頭と長頭の活動に差がない一方、肩関節屈曲は上腕二頭筋長頭に依存していることが EMG を用いた報告で明らかとなっている(19)。

これらの領域特異的な筋活動は、特に下肢近位の骨格筋において多く報告されている。膝関節伸展および脚伸展動作における大腿四頭筋の筋放電量を EMG を用いて測定した Ema らの報告では、膝関節伸展では広筋群と比較して大腿直筋の活動が高値を示した(11)。一方、脚伸展動作では広筋群の活動が高値を示したことから、大腿四頭筋は筋頭ごとに異なる筋活動を行う領域特異的な筋活動が見られることが確認されている。また Watanabe らは、膝関節伸展および股関節屈曲をそれぞれ行った際の大腿直筋の筋活動を、広範囲な領域の筋活動を測定することができる多チャンネル EMG を用いて測定した(13)。その結果、膝関節伸展では大腿直筋の遠位領域が特異的に活動した一方、股関節屈曲では近位領域が活動した。つまり、大腿直筋は長軸区画的に筋活動を分担することで、発現する動作を調整する機能が備わっていることが示唆されている。これは 1.1 で記述した立ち上がり動作、つまり脚伸展動作における大腿直筋とハムストリングの筋作用パラドックスに対して、長軸区画的な筋活動がスムーズな動作を作り出しているという示唆と言える。しかし、膝関節屈曲および股関節伸展をそれぞれ行った際のハムストリングの筋放電量を観測した報告では、長軸区画的な筋活動は確認できなかった(8)。このことから、同じ下肢近位の二関節筋でも長軸区画的な筋活動は異なることが示唆されているが、測定そのものの難易度やそれぞれの研究の進展具合が異なることもあり、現時点で明確な回答が得られているとは言い難い。

この長軸区画的な筋機能はヒトの基本動作である歩行においても確認されており、Watanabe らは遊脚相の初期に大腿直筋の近位が特異的に活動する一方、踵接地時には大腿直筋全体が活動したことを報告している(20)。しかし高齢者の場合、遊脚相の初期の大腿直筋近位の特異的な活動が見られなくなり、大腿直筋全体が均一に活動することが明らかとなっている(21)。これは、この長軸区画的な筋機能は永続的なものではなく、その可変性の示唆とも言える。長期的な運動学習でこの長軸区画的な筋機能は変容するのか、あるいは神経系に加齢性変化がある高齢者において可逆性を示すのか、現段階では未踏の領域である。

1.3 下肢近位の二関節筋に対するレジスタンストレーニングの領域特異的、長軸区画的な筋肥大応答

レジスタンストレーニングとは、骨格筋に抵抗がかかる動作を繰り返し行う運動のことであり筋力強化、筋肥大に最適な運動である(22)。自体重を用いて行う自重トレーニングやバーベルやダンベルなどのウェイトを用いて行うウェイトトレーニングなど、その方法は多岐にわたって存在する。筋肥大を最大化するためには、8~12回で疲労困憊となるように最大挙上重量(One repetition Maximum: 1RM)の67~85%程度の負荷で、ひとつの骨格筋に対して約10セットのレジスタンストレーニングを実施する必要がある(23-25)。数多く存在するレジスタンストレーニング種目は単関節種目と多関節種目に大別することができる。単関節種目は1つの関節のみを動かす運動であり、下肢のトレーニングでは膝伸展運動のレッグエクステンション(Leg extension: LE)や膝屈曲運動のレッグカール(Leg curl: LC)がこれに含まれる。一方、2つ以上の関節を動かす種目を多関節種目と呼び、足関節の底屈、膝関節と股関節の伸展から成る脚伸展動作を行うスクワットや、肩関節の水平内転と肘関節の伸展から成るベンチプレスなどがこれに含まれる。多関節種目のほうが多くの骨格筋を活動させることができるため、多くの筋を一挙に鍛えるためには多関節種目が適しているが、多関節種目は単関節種目より二関節筋の筋活動が低値を示すという報告も存在する(9, 11, 26)。

レジスタンストレーニングでは大きな筋量、高い筋出力のある大筋群を鍛える中で、多くの筋を同時に鍛えることが多い。したがって脊柱、胸郭、肩甲骨、骨盤、そして四肢近位骨に付着する大筋群に対するレジスタンストレーニングの優先順位は高くなるのが一般的である。中でも下肢近位に位置する大腿四頭筋は人体において最大の筋群であり、レジスタンストレーニングに対する筋肥大応答について検討した報告は多い。大腿四頭筋を強化する単関節種目のLEでは広筋群と比較して大腿直筋の筋肥大が大きかった一方、多関節種目のスクワットでは大腿直筋と比較して広筋群の筋肥大が大きかったとの知見がこれまでに得られている(12, 27, 28)。つまり、トレーニング種目が異なることで、大腿四頭筋内で筋頭ごとの適応に差が生じることが明らかとなっている。また、上述した通り、大腿直筋の鍛錬に適しているLEにおいて、同じ大腿直筋であってもその長軸で筋肥大応答に差があることが報告されている。Wakaharaらは、週2回のLEを12週継続した結果、大腿直筋の遠位領域と比較して近位領域の筋肥大が少なかったと報告している(28)。これは大腿直筋が二

関節筋であり、長軸区画的な筋活動に関係している可能性がある。さらに、これはレジスタンストレーニングによって体型改善が可能であるとする有力な根拠である。

ハムストリングにおいても同様に筋頭ごとの筋肥大応答の差が確認されている。Bourneらは伏臥位で膝関節を屈曲するプローン LC と、立位で股関節を伸展するデッドリフトを比較した(29)。その結果、プローン LC では大腿二頭筋長頭と半腱様筋の筋肥大が大きかった一方、デッドリフトでは大腿二頭筋長頭と半膜様筋の筋肥大が大きかった。また、Maeoらは座位で膝関節屈曲を行うシーテッド LC を 12 週継続した結果、大腿二頭筋長頭と半腱様筋に加え、プローン LC では筋肥大が小さかった半膜様筋も同程度に筋肥大したと報告している(30)。プローン LC とシーテッド LC では股関節角度が異なり、前者は股関節屈曲 0°、後者は屈曲 90° となるため、同じ膝関節屈曲であっても股関節角度を変化させることで、領域特異的な筋肥大応答に影響が及ぶことが確認されている。しかし、ハムストリングにおいては、長軸区画的な筋肥大応答を検討した報告はなく、さらなる研究が必要である。

このように、下肢近位の筋では、領域特異的にも長軸区画的にも筋活動および筋肥大応答に差が生じることが明らかとなっている。さらに、動作に関与する関節が異なることで、長軸区画的な筋活動に影響を及ぼすことが二関節筋の特徴として存在する。こうした背景を踏まえると、多関節種目のレジスタンストレーニングだけでは二関節筋の強化が遅れ、筋のインバランスを招く可能性がある。また単関節種目であっても、長軸区画的に活動する二関節筋を全長にわたって適切に鍛えることは難しい。現状、全身の二関節筋の機能的特性が明らかになっていないため、全ての二関節筋に対して最適なレジスタンストレーニングを処方することは困難である。各二関節筋それぞれの機能特性を解明することが、最適なレジスタンストレーニング処方を実現するために重要である。

これらの領域特異的および長軸区画的な筋活動と筋肥大応答は、熟慮されたレジスタンストレーニングのフォームおよび全体のプログラムが、体型改善の手段になり得ることを示唆する。近年では体形変化を目的とした筋力トレーニング、つまり、ボディメイクのための筋力トレーニングが著しく発展を遂げている。個室型パーソナルトレーニングジムや、24 時間型低価格帯トレーニングジムの隆盛など、フィットネス産業の市場規模拡大は、国民の身体作りに対する関心の顕著な増加を反映したものと考えられる。さらに、全身の筋が作り出す体型の発達を審査するボディビル競技では、活動競技力向上に直結する。

1.4 レジスタンストレーニング研究の現状と問題点

レジスタンストレーニングに関連した先行研究にて、様々な骨格筋における領域特異的、長軸区画的な筋活動が確認されているが、以下に記述する方法論を応用して更なる検討を進めることで、レジスタンストレーニング実践の場へ還元しやすい新たな知見を提供することができる。

1つ目に、様々な二関節筋の筋活動を測定するにあたり、より多くの関節角度で検討を実施する必要があると考える。大腿四頭筋の筋頭ごとの領域特異的な筋活動および大腿直筋の長軸区画的な筋活動が確認された LE だが、先行研究では股関節を屈曲 80° 付近に限定して検討されている(12, 28)。しかし、レジスタンストレーニング実践の場において、股関節屈曲角度は 80° だけでなく、より伸展させた状態で行う LE も実施されている。この方法を科学的に検証することで、先行研究とは異なる領域特異的、長軸区画的な筋活動を観測することができる可能性がある。

2つ目に、Watanabe らは股関節角度を変化させても大腿直筋の長軸区画的な筋活動に変化は生じないと報告している(31)。しかし、これは筋放電量を観測する EMG のみを用いた検討であり、他の筋活動の推定方法を用いることで異なる結果を得られる可能性がある。そして筋の長期的な適応には、筋放電量だけでなく、力学的仕事量と関連する一時的な筋の腫脹であるパンプ、そして伸張ストレスなども関わるため、EMG 以外の方法にも意義がある(32-34)。したがって、EMG だけでなく、筋剛性率を推定する剪断波エラストグラフィ(Shear Wave Elastography : SWE) や、核磁気共鳴画像法(Magnetic resonance imaging : MRI) を用いて、骨格筋のパンプを推定できる横軸緩和時間(Transverse relaxation time : T2 値)を合わせて検討することが重要である。EMG、SWE、T2 値による筋活動の推定方法についての限界点や応用については 1.5 で詳述する。

3つ目に、先行研究の多くは等尺性収縮運動における筋活動を検討しているため(8, 13, 31)、実際のレジスタンストレーニング動作と同じ等張性収縮運動を実施することで異なる結果が得られる可能性がある。先行研究でも、大腿四頭筋の等尺性収縮運動を継続して行うと、等張性収縮運動と比較して、筋力増加に対する筋肥大が小さく、また拮抗筋であるハムストリングの遠心性収縮時の筋放電量が低下したと報告されていることから(35)、領域特異的、長軸区画的な筋活動動態にも影響を及ぼす可能性がある。等張性収縮運動における領域特異的、長軸区画的な筋活動の推定に適している方法は MRI であり、トレーニング前後の

T2 値の変化、つまり骨格筋内の水分量の変化を測定することである。T2 値による筋活動の推定方法については 1.5 で詳述する。

4 つ目に、現状のレジスタンストレーニング研究のほとんどは鍛錬者ではなく、非鍛錬者を対象に検討されていることである。非鍛錬者と比較し鍛錬者は、筋力発揮時の筋放電量が高値を示すと報告されている(36, 37)。さらに、レジスタンストレーニングを継続すると、骨格筋内のグリコーゲン貯蔵量の増加に伴い、水分量が増加すると報告されている(38)。さらに、鍛錬者は的確なトレーニングフォームを反復する能力が高いため動作の再現性が高い一方、非鍛錬者は的確なトレーニングフォームが実現できない可能性があり、実際のトレーニング効果を適切に評価できない可能性もある。つまり、非鍛錬者と鍛錬者ではレジスタンストレーニングに対する筋活動動態が異なるため、鍛錬者を対象とした場合には先行研究と異なる結果を得られる可能性がある。1.7 にて詳述するが、本研究の社会的価値の一部にはアスリートに対して新たなトレーニング方法を提供する目的があるが、そのためには日常的にレジスタンストレーニングを継続している対象者を選定することが有効である。

5 つ目に、領域特異的および長軸区画的な筋活動に着目したレジスタンストレーニングに関する研究報告はいまだ少なく、レジスタンストレーニング実践の現場に対して応用できるほど情報の蓄積がなされていないことである。さらに、レジスタンストレーニング実践の現場では客観的な筋活動を測定することは困難であり、客観的な数値を持って効果を保証することには限界がある。筋活動が起きる際には筋収縮を知覚するという感覚入力と同時に起き、筋収縮を調節するが、レジスタンストレーニング実践の現場ではその感覚入力に基づく主観的な筋収縮感覚を指標に動作を遂行し、効果を確保する試みがなされている。しかし、この遠心性神経による筋活動の両輪とも言える求心性神経による筋収縮感覚の知覚についてはいまだ不明な点が多く、科学的に検討することは、筋収縮を包括的かつ深遠に理解する学術的価値がある。特に、この主観的な筋収縮感覚を領域特異的に、さらに同一筋内において長軸区画的に高い解像度で知覚することは可能なのか、これは全く未踏の領域である。このように実践現場では、科学的根拠の少ない領域特異的および長軸区画的な筋活動を、曖昧な筋収縮感覚を用いて効果判定しているため、レジスタンストレーニングの目的が達成されるかは不確実である。主観的な筋収縮感覚を数値評価スケール (Numeric rating scale : NRS) を用いて評価し、等尺性 LE において発揮トルクの増加に伴う NRS の変化を測定した報告は存在するが(39)、筋活動と比較した報告はない。したがって、主観的な筋収縮感覚は本当に正しいのか、特に主観的な筋収縮感覚は領域特異的、長軸区画的に適応可能

なのか、客観的な筋活動をもとに検証することには社会的意義がある。これは、領域特異的および長軸区画的な筋肥大を目的とするレジスタンストレーニングを行う実践現場において非常に重要で有用性の高い知見となり、本研究において初めて検証される検討課題である。

1.5 筋活動の推定方法

筋活動を推定する方法は様々あるが、その中でも最も一般的に用いられている方法がEMGによるものである。これは骨格筋が筋収縮する際の活動電位、つまり筋放電量を観測する方法である。測定部位に貼付した電極をセンサーとし、活動電位の大きさを波形として表示することで筋活動を推定する方法であり、その妥当性も証明されている(40)。EMGは、皮膚と皮下脂肪を介することにはなるものの、浅層筋に対しては電極を容易に貼付できる。しかし、深層筋には貼付することはできない。大腿四頭筋では、中間広筋は大腿直筋の深層に位置するため、観測が不可能である。また、EMGにはクロストークの問題がある。クロストークとは、観測する骨格筋に隣接する骨格筋からの筋放電が混入することである。多くの骨格筋が密集している部位ではクロストークは避けられず、正確な筋放電量の観測が極めて困難になる。この問題を解決するために、注射針を用いて深層の骨格筋の筋放電量を観測するワイヤー電極や、骨格筋に刺した針から筋放電量を観測する針電極を用いた筋電図法が存在する。しかしこれらの方法は、一般的に電極が単極であり、5~10mm程度の大きさであることから、電極を貼付した箇所の筋放電量しか観測できず、広範囲に及ぶ骨格筋の領域特異的、長軸区画的な筋活動は観測できない。

そこで、この問題を解決するために多チャンネルEMGが用いられている。多チャンネルEMGは最大64極もの電極が連続して配列していることから、骨格筋広範囲に電極を貼付でき、筋放電量も広範囲に観測することが可能である。ワイヤー電極や針電極のように、深層筋の観測やクロストークの除外は不可能であるが、領域特異的、長軸区画的な筋活動の観測に対して実用性の高い測定方法であり、先行研究においても多チャンネルEMGが使用されている(8, 13, 31)。しかしながら、筋の長期的な適応には伸張ストレスや一時的な筋の腫脹であるパンプも関わるため、多チャンネルEMGのみではなく様々な筋活動の観測方法を合わせることで、筋活動動態や長期的な適応を多角的に検討をすることが可能となる。

そこで、組織の弾性(スティフネス)を画像化する方法としてSWEがある。SWEは生体組織に超音波を用いて剪断波を伝搬させ、伝搬速度を算出することで組織のスティフネスを推定する方法である。SWEにより得られた伝搬速度はEMGとトルクの増加に比例し(41, 42)、筋剛性率として筋張力の指標となることが証明されている(43)。さらに、筋力発揮時の筋剛性率を測定することで筋活動として評価する方法が確立されており(44-46)、深層筋

においても浅層筋と同様に評価が可能なことから(47)、SWEによる筋活動の評価は有用性が高いと言える。

しかし、SWE、EMGには収縮様式に関する問題がある。等尺性収縮運動においては、観測点の皮下にある筋の活動を観測することが可能である。しかし、実際のレジスタンストレーニング動作である等張性収縮運動では、筋収縮に伴い皮下で骨格筋が滑走するため、骨格筋の位置変化による観測点への影響を回避できず、目的とは異なる領域の筋活動を観測してしまう危険性がある。特に長軸区画的な筋活動の観測対象となる筋長の長い大腿直筋などの場合には、皮下での滑走もその筋長に依存して大きくなるためこの問題が顕在化しやすい。この問題は多チャンネルEMGにおいても同様であるため、EMG、SWEの大きな限界点である。

そこで、領域特異的および長軸区画的な筋活動を推定する際の問題を解決できる方法が、MRIを用いて骨格筋のT2値を測定する方法である。人体の約60%は水分であり、骨格筋においては約75%が水分で構成される(48)。MRIは人体に電磁波を照射することで体内の水素を励起させる。電磁波が照射された水素内の陽子は、励起した後に一定時間を経て照射前の状態に戻る(緩和)が、組織の水分含有量によって緩和する時間が異なる。MRIを用いて骨格筋のT2値を測定する方法とは、このように励起された水素陽子の緩和時間の差を画像化することで、体内の組織状態を観測する方法である。撮影方法の1つであるT2は電磁波の照射の繰り返し時間(Repetition time:TR)を延長し、異なる多数のエコー時間(Echo time:TE)から画像を作成することで、組織内の水分の代謝量や浮腫の状態を推察することができる。

この機能を使用し、骨格筋の水分量の変化を筋活動として推察する方法が多く用いられている(49-51)。EMGとT2値の比較を行った報告では、筋活動の増加に比例してEMG、T2値ともに増加することが明らかとなっている(52)。さらに、レジスタンストレーニングによって生じた骨格筋の水分量の代謝によるポンプと呼ばれる一時的な筋の腫脹は、長期的な筋肥大応答と比例すると報告がされていることから(34)、この方法が筋活動を推定するものとして妥当であると言うに十分だろう(9, 10, 28)。また、前述したEMGとSWEに関する問題点は、MRIを用いることで解決できるため、領域特異的および長軸区画的な筋活動の観測にはMRIが適していると言える。筋活動を推定する方法としてEMG、SWE、MRIを用いる妥当性はそれぞれ担保されているが、EMG、SWE、MRIは同様の現象を観察しているものではなく、筋活動で起こる何を観察しているのか理解した上でデータを解釈する

ことが重要であり、それがレジスタンストレーニングにおける筋活動や筋への刺激を広く考察する上で極めて重要である。

Watanabe らがハムストリングの長軸区画的な筋活動を観測した報告では、股関節伸展動作と膝関節屈曲動作をそれぞれ行った際の筋活動を、多チャンネル EMG のみを用いて測定している(8)。その結果、ハムストリングには長軸区画的な筋活動が見られないことが示された。この報告は多チャンネル EMG を用いており、レジスタンストレーニングの動作局面ごとに筋活動を分析できる利点はある。しかし、おそらく筋の滑走を避ける目的から等尺性収縮運動に限られていること、そして大臀筋からのクロストークによる影響が限界点として挙げられる。さらに、運動強度の管理という観点から最大随意収縮 (Maximum Voluntary Contraction : MVC) のみであったことから、レジスタンストレーニング実践の場で使用される運動強度で行うことも重要である。これらの問題は MRI を用いることで解決できるものであり、新しい知見をもたらす可能性がある。等尺性 LE において、発揮トルクの増加に伴う主観的な筋収縮感覚の変化を NRS を用いて評価した Holden らの報告が、主観的な筋収縮感覚に着目した唯一の報告である(39)。レジスタンストレーニング中の意識について、活動させたい対象筋に意識を集中させるマインドマッスルコネクション (Mind muscle connection : MMC) と言われる方法による筋活動の変化を測定した報告は多く存在する(53-56)。一方、求心的な筋収縮感覚に着目した報告は極めて少なく(57, 58)、実践的な測定を行っている報告は一報のみである(39)。現状、主観的な筋収縮感覚の測定方法は完全に確立されているとは言えないが、NRS の有効性と再現性を示す 54 件の報告を要約したレビュー論文も存在し(59)、筋収縮感覚を評価する方法としての NRS の妥当性は証明されている。さらに、レジスタンストレーニングの強度の増加と主観的運動強度 (rating of perceived exertion : RPE) は比例し(60)、RPE、NRS、視覚的アナログスケール (Visual Analogue Scale : VAS) の結果はすべて比例すると報告もされている(61, 62)。しかし、筋活動を測定し主観的な筋収縮感覚と比較している報告は存在しないため、主観的な筋収縮感覚と客観的な筋活動の整合性は不明である。したがって、科学的には、NRS による主観的な筋収縮感覚の評価は更なる研究が必要であると考えられる。

1.6 目的

本研究は、下肢近位に位置する二関節筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動動態を明らかにすることを目的とする。特に、二関節筋の中枢にある関節の角度制御によって引き起こされる二関節筋の筋長変化が、領域特異的および長軸区画的な筋活動に与える影響を検討し、さらに近収縮感覚の知覚との整合性を検討する。それぞれの章の検討課題は、以下の通り設定する。

第 2 章：大腿四頭筋およびハムストリングの領域特異的および長軸区画的な筋活動について、筋放電量と筋剛性率を指標に検討する

第 3 章：大腿四頭筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動について、MRI T2 値を指標に検討する

第 4 章：主観的な筋収縮感覚（NRS）と客観的な筋活動（T2 値）を比較し、その整合性を明らかにする

下肢近位の二関節筋には領域特異的、長軸区画的な筋活動が観測されると仮説を立てた。そして二関節筋が関与する中枢側の関節角度の違いによって、領域特異的、長軸区画的な筋活動は変化し、同じ下肢近位の二関節筋でも筋活動の特徴はそれぞれ異なると仮説を立てた。また、領域特異的、特に長軸区画的な筋収縮感覚の知覚は困難であり、客観的筋活動と主観的筋収縮感覚が一致する股関節角度は限定されると考える。

1.7 本論文の意義

本論文の意義について、学術的意義と社会的意義の2つ観点から論ずる。まずは、学術的意義について述べる。骨格筋の筋活動や筋肥大は、領域特異的、長軸区画的に不均一に起きる(9, 10, 12, 28)。しかし、特に二関節筋で見られるこれらの領域特異的および長軸区画的な筋活動と筋肥大だが、関連する研究報告は限られており、二関節筋の詳細な機能は十分に明らかになっているとは言い難い。そこで、先行研究で得られた知見に加え、収縮様式や筋活動の推定方法、関節角度の規定、対象者の性質といった知見を得るための重要要素群を新たに構築することで、未知の骨格筋機能の観測を試みる。骨格筋の領域特異的および長軸区画的な機能を解明し、骨格筋の新たな機能を見出すことは、学術的に普遍的な価値がある。そしてその知見は骨格筋を細分化して鍛え分ける新たなトレーニング方法の開発に繋げることができ、社会的意義へと展開していく。

次に社会的意義について述べる。今日の日本において、高齢者の医療費および介護費の高騰は大きな社会的課題である。これを解決するためには健康寿命の延伸が必須であり、そのためには筋機能の維持が特に重要である(63)。レジスタンストレーニング介入が高齢者の筋力を向上させたことから(64)、レジスタンストレーニングは高齢者においても有効であり、社会保障費抑制のためにも積極的に活用すべきである。そして、大腿直筋近位は歩行時の脚の振り上げ動作で長軸区画的に活動するが(20)、この長軸区画的な筋機能は高齢者では欠損し、遠位領域の活動も増加してしまう(21)。このように、骨格筋は全身均一に弱化するとは限らない。これは、高齢者における転倒の理由の一つとされていることから、大腿直筋近位を長軸区画的に鍛えることは効率的な歩行動作に貢献するだけでなく、転倒予防にも貢献することが示唆される。したがって、下肢近位に存在する二関節筋の強化は高齢者の転倒などの外傷予防に重要であり、社会保障費抑制につながる重要因子である。

また、大腿直筋とハムストリングはスプリント能力の向上に貢献することから(65, 66)、アスリートにとって鍛錬が重要とされる骨格筋である。上述した通り大腿直筋近位は脚の振り上げに参与するため大腿直筋でも特に近位を鍛えることが重要であるが、ハムストリングの長軸区画的な筋活動は現状不明であり、効率の良いトレーニングプログラム処方ができるには言い難い。本研究において、ハムストリングの長軸区画的な筋活動動態が解明できれば、アスリートの競技力向上の一助となる。さらに、スプリントやキック動作を行うアスリートは、大腿直筋近位とハムストリング近位の肉離れが多い(67, 68)。肉離れの予

防にはレジスタンストレーニングが有効であるため、特に近位を特異的に鍛えることが外傷・障害予防に貢献する可能性がある。つまり、領域特異的および長軸区画的なトレーニングは競技力向上および外傷・障害予防の二つの観点から重要なのである。そのためには、求められる筋機能を明らかにした上で領域を細分化して的確に鍛え分けることが求められる。以上より、本研究で下肢近位の二関節筋における領域特異的および長軸区画的な筋機能について解明することは、高齢者の健康寿命の延伸や外傷予防、アスリートの競技力向上から外傷・障害予防やリハビリテーション方法の開発にまで繋げられる可能性があるため、大きな社会的価値が存在する。

さらに、従来はアスリートが中心に行っていたレジスタンストレーニングだが、近年ではボディメイクのためのレジスタンストレーニングが著しく発展を遂げている。その市場規模は、コロナ禍前の2019年は3,347億円であり、その10年前の2009年の2,915億円と比較しても、右肩上がり成長している業界である（経済産業省特定サービス産業動態統計調査）。今後更なる発展が期待されるフィットネス産業だが、その中核をなすように成長してきているボディメイクのためのトレーニング、つまり骨格筋を細分化して領域特異的および長軸区画的に鍛え分ける体型変化のためのレジスタンストレーニングに特化した研究はなく、科学的に立証された方法までに至っていない。したがって、本研究で領域特異的および長軸区画的筋活動を解明し、新たなトレーニング方法の開発や、不足しているボディメイクトレーニングの科学的検証を積み重ねることで、フィットネス産業のさらなる発展に貢献することができる。

また、骨格筋を領域特異的および長軸区画的に鍛え分ける様々なトレーニング技術は、筋肉によって作り出される体型を審査されるボディビル競技者の間には存在しているが、やはり科学的手法を用いて証明できていない。つまり、実践の場と研究には現状乖離があり、実践の場で行われている体型変化のためのレジスタンストレーニングの科学的根拠は乏しいと言わざるを得ない。したがって、本研究が新たな科学的根拠を打ち立てることは、実践の場で用いられているトレーニング方法の信頼性を高めることになり、実践と研究の懸け橋になることができる。

そして、1.5で詳述した様々な筋活動の測定方法は、レジスタンストレーニング実践の現場では容易に実施できないという問題がある。これらの測定機器を実践現場に持ち込むことは非常に困難であり、トレーニング時に筋活動のフィードバックを客観的指標によって行うことは不可能に近い。筋収縮が起きる際には、遠心性神経によって筋活動が起きるとい

う出力だけでなく、求心性神経によって筋収縮を知覚するという入力と同時に起きている。これは筋発揮張力の調整に必要な情報となり、筋活動には必要不可欠な機能である。したがって、レジスタンストレーニング実践の現場では、目的とするトレーニング効果達成のために、筋活動時に同時に入力される主観的な筋収縮感覚を頼りに、領域特異的および長軸区画的に骨格筋を鍛えるレジスタンストレーニングに取り組んでいるのが現状である。しかし、この筋収縮感覚の知覚についてはいまだ理解が不十分で、科学的に検討する余地が大いにある。したがって、客観的な筋活動と、その筋活動を知覚する主観的な筋収縮感覚の両面を検討することは、包括的かつ深い筋収縮の理解という学術的な価値の提供に繋がる。さらに、これらの筋収縮感覚の妥当性、特に長軸区画的な筋活動に関しては科学的に未検証であり、客観的な筋活動の根拠と合わせてその活用方法を提示することが、効果的なレジスタンストレーニング実践のために重要である。これは二関節筋における長軸区画的な筋活動を、主観的に認知することが可能なのか探求する学術的意義と、レジスタンストレーニング実践の現場への応用という社会的意義を内包するものである。

1.8 用語の定義

1RM : One repetition maximum : 最大挙上重量

MVC : Maximum voluntary contraction : 最大随意収縮

LE : Leg extension : レッグエクステンション

LC : Leg curl : レッグカール

EMG : Electro myography : 表面筋電図形

ARV : Average rectified value : 平均整流値

SWE : Shear wave elastography : 剪断波エラストグラフィ

ROI : Region of interest : 関心領域

MRI : Magnetic resonance imaging : 核磁気共鳴画像法

T2 : Transverse relaxation time : 横軸緩和時間

TR : Repetition time : 繰り返し時間

TE : Echo time : エコー時間

NRS : Numeric rating scare : 数値評価尺度

MMC : Mind muscle connection : マインドマッスルコネクション

RPE : rating of perceived exertion : 主観的運動強度

VAS : Visual Analogue Scale : 視覚的アナログ尺度

第 2 章：大腿四頭筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動について：筋放電量と筋剛性率からの検討

2.1 背景

大腿四頭筋はヒトの二足歩行にとって必要不可欠であり、中でも大腿直筋は股関節と膝関節をまたぐ唯一の二関節筋である(69)。大腿直筋の解剖学的特徴として、機能が不明である第 3 の近位腱の存在や(70)、運動神経枝が近位と中位以下で分岐していることが報告されている(6)。また、大腿直筋の機能的特徴として、ランニングや歩行時に領域特異的および長軸区画的な神経筋活動をすると報告されている(20, 65)。特に、大腿直筋の近位領域は、歩行における遊脚相初期(20)や股関節屈曲運動(13)で、長軸区画的に活動する。しかし、高齢者ではこの長軸区画的な近位領域の神経筋活動が欠如し、転倒につながる可能性が指摘されている(21)。また、大腿直筋近位の強化は、アスリートにおけるスプリントやキック動作のパフォーマンスを高め、肉離れなどの外傷を予防するためにも不可欠である(68)。このように大腿直筋近位の強化には多くの利点がある一方、大腿直筋の筋活動、特に長軸区画的な筋活動については不明な点が多い。

大腿直筋の長軸区画的な筋活動について、脚伸展と膝関節伸展について EMG を用いて比較した Ema らの報告では、脚伸展では広筋群の筋放電量が高値を示した一方、膝関節伸展では大腿直筋が高値を示した(11)。さらに、股関節屈曲と膝関節伸展を比較した Watanabe らの報告では、多チャンネル表面 EMG を用いて大腿直筋の筋放電量を観測した(13)。その結果、膝関節伸展では大腿直筋遠位の筋放電量が高値を示した一方、股関節屈曲では大腿直筋近位が高値を示した。つまり、大腿直筋は動作する関節によって長軸区画的に筋活動動態が異なり、さらに膝関節伸展、つまり LE では大腿直筋近位の活動を最適化できないことが明らかとなっている。

大腿四頭筋についての先行研究では、LE の股関節角度は約 80° で実施されており(12, 28)、これはレジスタンストレーニング実践の現場で採用されることが多い一般的な股関節角度設定である。しかし、大腿直筋は膝関節と股関節に関与する二関節筋であるため、股関節角度を変えることで大腿直筋、特に大腿直筋近位の筋活動に影響を与えることができる可能性がある。また、大腿直筋の近位腱は Direct head と Indirect head の 2 つに分かれており、これらの腱は骨盤への付着角度が異なることから、股関節角度の変化により大腿直筋近位腱の走行方向も変化し、筋活動も影響を受ける可能性がある(71, 72)。さらに歩行では、

股関節角度 0° 付近の伸展位から始まる脚の振り上げ動作時に大腿直筋近位が長軸区画的に活動したが、屈曲位に移行すると大腿直筋の活動自体が低下すると報告されている(20)。

さらに、筋放電量とは異なる筋活動の指標として、SWE を用いて筋剛性率を観測する方法がある。SWE により得られた伝搬速度は EMG とトルクの増加に比例し(41, 42)、筋張力の指標となることが証明されている(43)。さらに、MVC 時の筋剛性率を SWE によって観測することで、筋活動の評価が可能であることから(73)、EMG と合わせて検討をすることで、大腿四頭筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動に関する新たな知見を獲得できる可能性がある。

したがって、本研究では、股関節および膝関節角度を変化させた等尺性 LE において、MVC 時の筋放電量および筋剛性率を測定することで、大腿四頭筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動を検討することを目的とする。股関節角度を制御することで大腿直筋の状態が変化し、特に大腿直筋近位の筋活動に影響を及ぼすと仮説した。また、EMG と SWE では異なる現象から筋活動を観測しているため、得られる結果が異なる考える。

2.2 方法

被験者

本実験は日本体育大学倫理審査委員会の承認（承認番号：第 018-H113）を得ており、ヘルシンキ宣言(74)に準拠している。すべての被験者は、研究に参加する前に書面によるインフォームド・コンセントに同意した。また、本研究の目的と潜在的リスクについて被験者全員に説明した。対象はトレーニング歴が平均 4 年以上の男性ボディビルダー9 名（年齢： 21.5 ± 2.6 歳、身長： 170.5 ± 3.5 cm、体重： 71.3 ± 6.2 kg、トレーニング歴： 4.4 ± 1.2 ）を対象とし、大腿および膝に受傷歴のない被験者を対象とした。被験者は筋肥大のためのレジスタンストレーニングを行っており、全身を分割法で鍛え分ける高強度のレジスタンストレーニングを 1 日約 1~3 時間、週 4 回以上行っていた。

LE における等尺性膝伸展トルクの測定

ダイナモメーター（バイオデックス システム 4、Biodex Medical Systems, Inc、アメリカ）を用いて、LE における等尺性膝伸展トルクを測定した。股関節角度は 0° 、 40° 、 80° 、また、膝関節角度は 30° 、 60° 、 90° として、それぞれの角度を組み合わせた合計 9 条件の等尺性 LE を行った。 80° は従来の LE の股関節角度、 0° はマシンの設定上股関節を最大に伸展した角度であり、その中間の角度として 40° を採用した（図 2-1）。関節角度ごとに、MVC 時の LE における等尺性膝伸展トルクをインターバル 2 分以上設けて測定した。力発揮は 5 秒間行い、その最大値を最大 LE トルクとして定義した。疲労による影響を考慮し、試技の順はランダムとした。以下に記載する EMG と SWE の測定は、この最大 LE トルクの計測と合わせて行った。

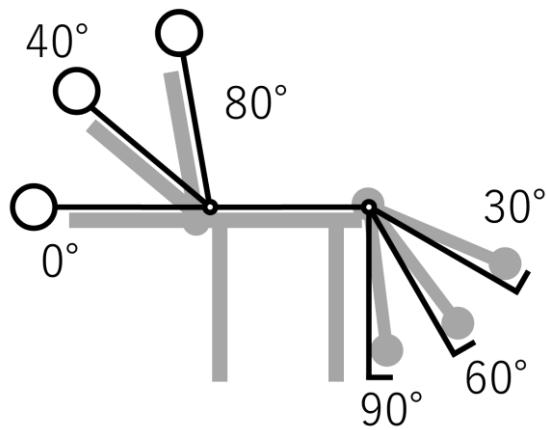


図 2-1：股関節角度および膝関節角度の設定

股関節角度は 0° 、 40° 、 80° 、また、膝関節角度は 30° 、 60° 、 90° に設定し、それぞれの角度を組み合わせた合計 9 条件の等尺性 LE を行った。

筋放電量の測定

筋放電量の測定には多チャンネル表面 EMG (EMG-USB2、OT Bioelectornica、イタリア) を用いて、先行研究に則り測定した(13)。全 16 電極が直線状に並ぶ電極板を、大腿直筋の近位と遠位に 2 つ使用し、それぞれ端の電極を除いた合計全 30 チャンネルで筋放電量を測定した。電極をそれぞれ近位、中位、遠位の 10 個ずつに区分し、3 つの領域を設定した (図 2-2)。電極を貼るにあたり、被験者にはあらかじめ大腿部の除毛を実施した。電極貼付の前に、汎用超音波画像診断装置 (PRO SOUND SSD-3500、日立製作所、日本) を用いて外側広筋、内側広筋、縫工筋、大腿筋膜張筋の境目にマジックで印をつけ、大腿直筋の位置を特定した。上前腸骨棘と膝蓋骨の上縁を結ぶラインを中心線として定めた。中心線の近位 $1/3$ の位置と、近位電極板の中心を合わせた後、アルコール消毒をした上で設置をした。電極を設置した様子を図 2-2 に示す。

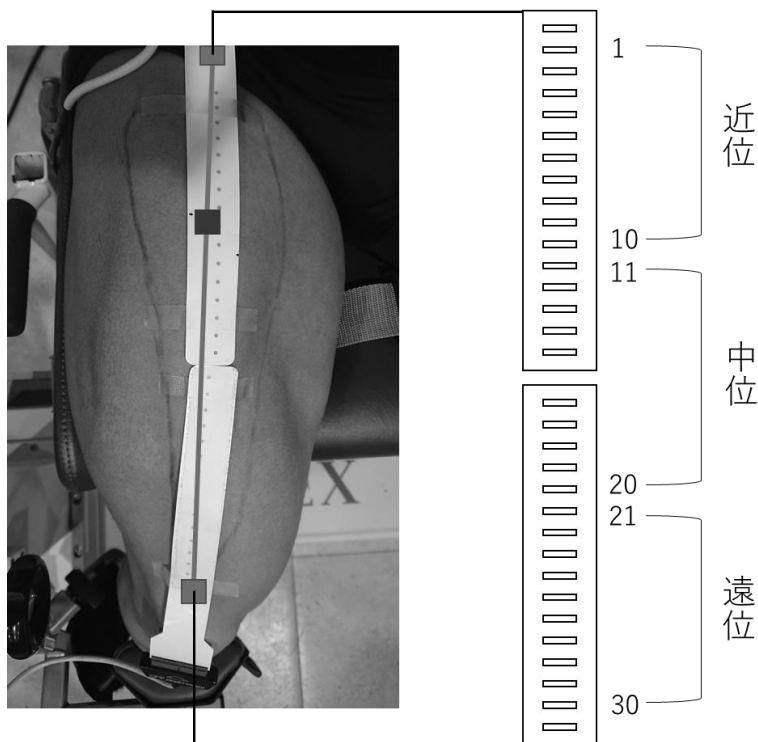


図 2-2：多チャンネル表面 EMG の電極設置

全 30 チャンネルの電極を 10 個ずつ、それぞれ近位、中位、遠位に区分した。上前腸骨棘と膝蓋骨の上縁を結ぶラインである中心線の近位 1/3 の位置と、近位電極板の中心を合わせた。

EMG の解析方法

電極から取得した電気信号は多チャンネル表面 EMG を経由し PC に送信され、解析ソフト (OT BioLab、OT Bioelectornica、イタリア) を用いて解析をした。可視化された波形は Band Pass タイプフィルターにおいて 10~450Hz の間でフィルタリングし、平均整流値 (Average rectified value : ARV) として評価に用いた。ダイナモメーターと多チャンネル表面 EMG を変換器を介して同期させ、最大 LE トルク発揮時の前後 1 秒間、つまり計 2 秒間の ARV を平均して算出した。各電極から取得した計 30 チャンネル分の ARV を、1 から 10 チャンネルを近位、11 から 20 チャンネルを中位、21 から 30 チャンネルを遠位として区分し、各領域内で平均化して領域ごとの ARV として算出した。先行研究に基づき、MVC 時の ARV 絶対値を用いて(13)、大腿直筋の同領域における異なる股節角度間 LE 間の筋放電量の比較、また、同股関節角度 LE 内における異なる大腿直筋領域間の筋放電量の比較を行った。

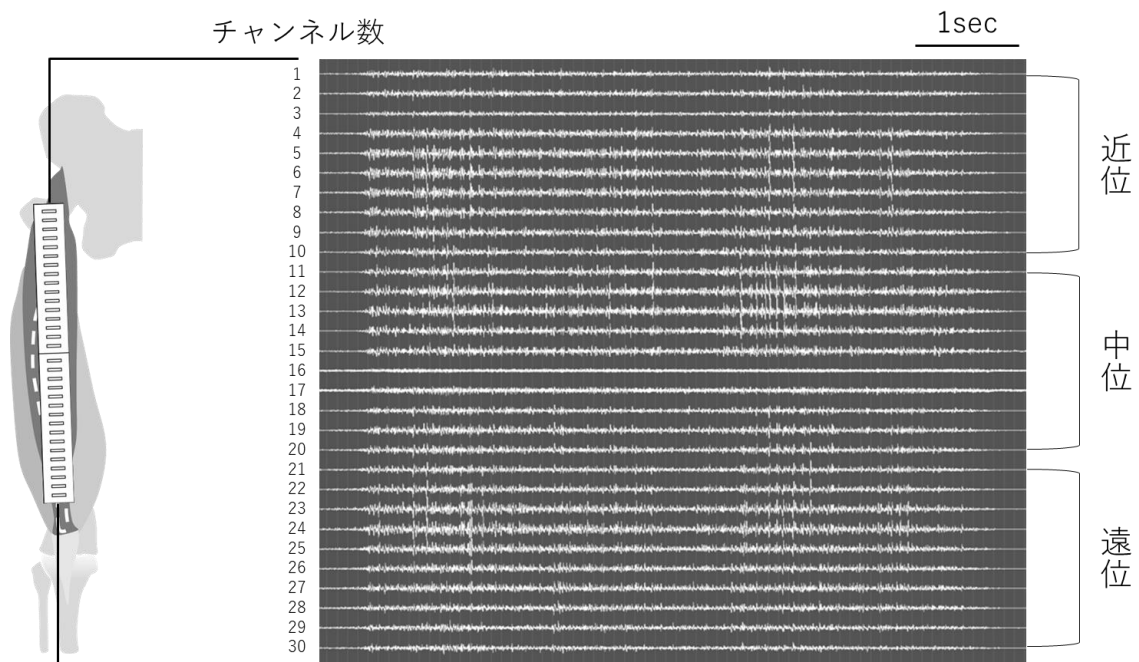


図 2-3：多チャンネル EMG から取得した可視化された波形

大腿直筋に貼付した計 30 チャンネル分の電極板から取得し可視化された波形は、Band Pass タイプフィルターにおいて 10~450Hz の間でフィルタリングし、ARV として評価に用いた。1 から 10 チャンネルを近位、11 から 20 チャンネルを中位、21 から 30 チャンネルを遠位として区分した。

筋剛性率の測定

超音波画像診断装置 (Aixplorer、SuperSonic Imagine 社、フランス) を用いた。横 20mm 縦 15mm の関心領域 (Region of Interest : ROI) における剪断波を筋剛性率の値とした。プローブ (SuperLinear™ SL10-2、SuperSonic Imagine 社、フランス) に超音波検査用ゼリーを塗り、筋線維の走行に合わせてプローブを当て、皮下組織との境目に ROI の上辺を合わせた。大腿直筋は座位における上前腸骨棘と膝蓋骨上縁を結ぶラインの 30%地点を大腿直筋近位、50%地点を大腿直筋中位、70%地点を大腿直筋遠位とした。また、大転子から外側上顆を結ぶラインの 30%、50%、70%地点において、腸脛靭帯を避けたうえで最も画像が安定していたポイントを、それぞれ外側広筋近位、外側広筋中位、外側広筋遠位として評価した。内側広筋は、大腿直筋と縫工筋との境目から膝蓋骨上縁の範囲内において、最も画像が安定していた筋腹地点の 1 ポイントのみを評価した。中間広筋は大腿直筋の深層に位置

し、ROIの規定が困難であったため除外した。等尺性LEに合わせて画像を記録し、波形が最も安定して確認できた画像を解析に用いた。また、計測ポイントが多くなるため、測定は2日に分割し、72時間以上の間隔を空けて実施した。

筋剛性率の解析方法

解析において、ROI内に腱が存在した場合は、腱を除いたROIを改めて規定し、腱が含まれていない場合は従来のROI内の剪断波を、先行研究に基づきMVC時における筋剛性率の絶対値として算出した(73)。大腿四頭筋の筋頭ごとの筋剛性率の比較のため、外側広筋中位と大腿直筋中位を大腿中位領域、外側広筋遠位と大腿直筋遠位と内側広筋を大腿遠位領域と定義し、それぞれの領域内で比較した。外側広筋近位と大腿直筋近位は位置が離れていたため、比較はしなかった。また、長軸区画的な筋活動の検討のため、大腿直筋の同領域における異なる股関節角度間の筋剛性率の比較、同股関節角度LE内における大腿直筋領域間の筋剛性率の比較を行った。

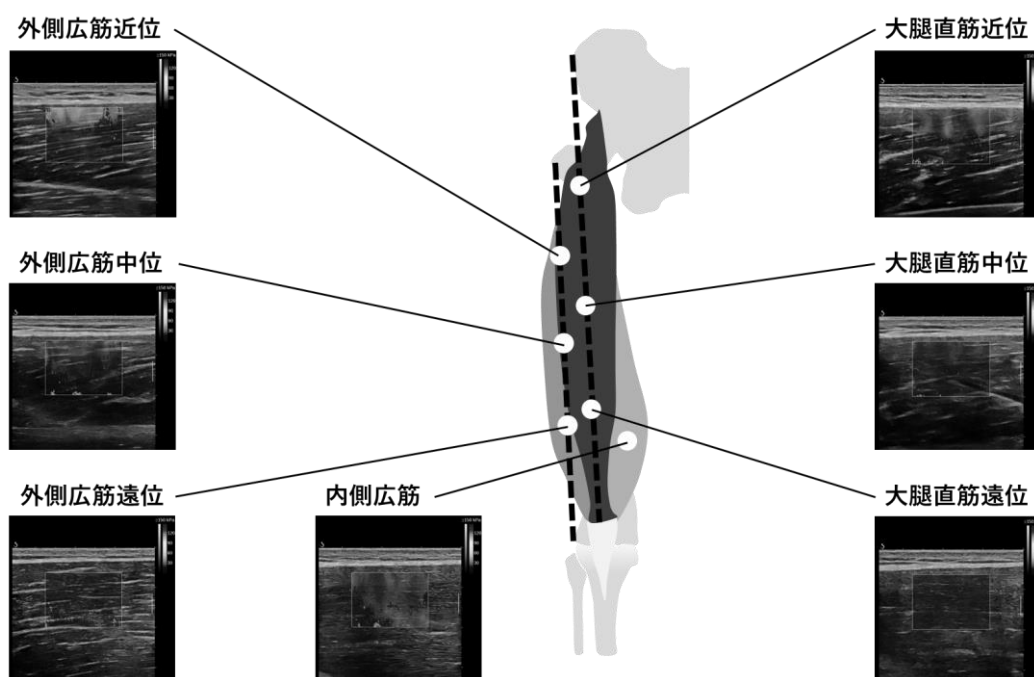


図 2-4 : SWE における大腿四頭筋の撮像画像

大腿直筋は、上前腸骨棘と膝蓋骨上縁を結ぶラインの30%地点を大腿直筋近位、50%地点を大腿直筋中位、70%地点を大腿直筋遠位とした。大転子から外側上顆を結ぶラインの30%地点を外側広筋近位、50%地点を外側広筋中位、70%地点を外側広筋遠位としたうえで、腸

脛靭帯を避けた最も画像が安定していた地点を評価した。内側広筋は、大腿直筋と縫工筋との境目から膝蓋骨上縁の範囲内において、最も画像が安定していた筋腹地点のみを評価した。

統計処理

同膝関節角度における異なる股関節角度間の最大 LE トルクの比較、同股関節角度における異なる膝関節角度間の最大 LE トルクの比較、また、大腿直筋の同領域における異なる股関節角度間 LE 間の筋放電量および筋剛性率の比較、同股関節角度 LE 内における異なる大腿直筋領域間の筋放電量および筋剛性率の比較には、一元配置分散分析を用いた。大腿四頭筋の筋頭ごとの筋剛性率の比較には、対応のない t 検定または一元配置分散分析を用いた。主効果が検出された場合は、一元配置分散分析に続いて Bonferroni の事後検定を行った。t 検定と一元配置分散分析の効果量を、それぞれ r と partial η^2 で示した。すべての検定は、統計解析ソフト SPSS Statistics Ver 27.0.0.1 for Windows (IBM, Armonk, USA) を用いて行った。有意水準は 5%未満とした。

2.3 結果

最大 LE トルク

はじめに、各関節角度条件における最大 LE トルクを比較した (表 2-1)。その結果、同膝関節角度における異なる股関節角度間の最大 LE トルクでは、有意差はなかった (膝関節角度 30° : $p=0.631$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.050$ 、膝関節角度 60° : $p=0.896$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.012$ 、膝関節角度 90° : $p=0.576$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.059$)。

一方、同股関節角度における異なる膝関節角度間の最大 LE トルクの比較では、全ての股関節角度において主効果が確認された (股関節角度 0° : $p=0.015$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.373$ 、股関節角度 40° : $p=0.010$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.401$ 、股関節角度 80° : $p=0.001$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.517$)。股関節角度 0° において、膝関節角度 30° と比較して膝関節角度 90° の最大 LE トルクが有意に高値を示した ($p=0.018$ 、 $r=0.774$ 、図 2-5A)。股関節角度 40° において、膝関節角度 30° と比較して膝関節角度 90° の最大 LE トルクが有意に高値を示した ($p=0.008$ 、 $r=0.715$ 、図 2-5B)。また、股関節角度 80° において、膝関節角度 30° と比較して膝関節角度 60° ($p=0.018$ 、 $r=0.792$ 、図 2-5C) および膝関節角度 90° ($p=0.001$ 、 $r=0.742$ 、図 2-5C) の最大 LE トルクが有意に高値を示した。これらの結果から、股関節角度の違いに影響を受けず、膝関節は伸展位より屈曲位において発揮トルクが高いことが示唆された。

表 2-1 : 各関節角度条件における膝伸展トルク

股関節角度 膝関節角度	0°			40°			80°		
	30°	60°	90°	30°	60°	90°	30°	60°	90°
膝伸展トルク (N・m)	157.9±31.4	234.5±76.6	255.4±59.0	155.9±53.6	219.8±81.3	300.3±93.6	138.3±36.5	235.2±43.7	270.5±83.6

平均値±標準偏差

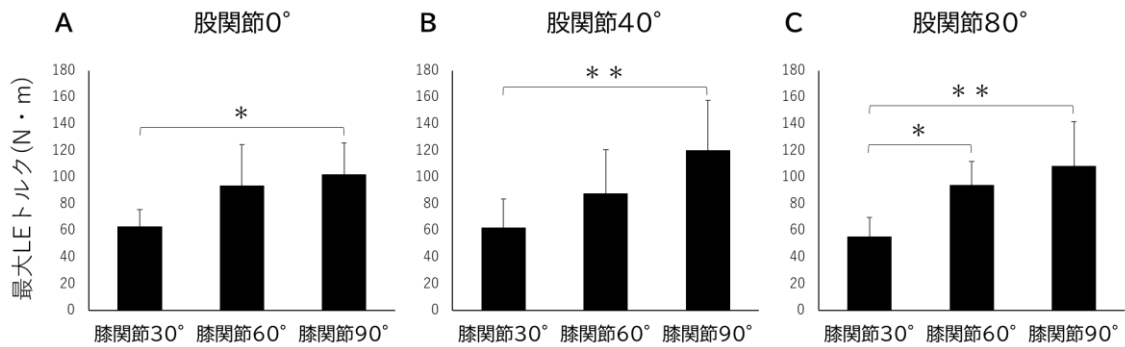


図 2-5：同股関節角度における異なる膝関節角度間の最大 LE トルクの比較

* : $p < 0.05$ 、** : $p < 0.01$

筋放電量

各関節角度条件それぞれの等尺性 LE における筋放電量を領域ごとに表 2-2 に示す。

表 2-2：各関節角度条件それぞれの等尺性 LE における筋放電量

ARV (mA)	0°			40°			80°		
	30°	60°	90°	30°	60°	90°	30°	60°	90°
大腿直筋近位	0.11±0.03	0.13±0.03	0.11±0.03	0.13±0.04	0.10±0.04	0.10±0.05	0.11±0.04	0.12±0.05	0.11±0.05
大腿直筋中位	0.10±0.04	0.08±0.05	0.09±0.03	0.10±0.03	0.08±0.04	0.09±0.04	0.08±0.03	0.08±0.03	0.09±0.03
大腿直筋遠位	0.09±0.06	0.12±0.04	0.11±0.03	0.09±0.04	0.09±0.05	0.10±0.03	0.08±0.03	0.09±0.03	0.12±0.05

ARV : Average rectified value (平均整流値)、平均値 ± 標準偏差

大腿直筋の同領域における異なる股関節角度 LE 間の筋放電量の比較

一元配置分散分析の結果、すべての領域において有意差はなかった(大腿直筋近位(膝関節角度 30° : $p=0.598$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.050$ 、膝関節角度 60° : $p=0.374$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.094$ 、膝関節角度 90° : $p=0.794$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.027$)、大腿直筋中位(膝関節角度 30° : $p=0.382$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.096$ 、膝関節角度 60° : $p=0.952$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.005$ 、膝関節角度 90° : $p=0.996$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.001$)、大腿直筋遠位(膝関節角度 30° : $p=0.933$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.007$ 、膝関節角度 60° : $p=0.255$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.128$ 、膝関節角度 90° : $p=0.727$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.035$)。)

同股関節角度 LE 内における異なる大腿直筋領域間の筋放電量の比較

一元配置分散分析の結果、すべての関節角度条件において有意差はなかった（関節角度 30°（股関節角度 0° : p=0.120、partial $\eta^2=0.200$ 、股関節角度 40° : p=0.264、partial $\eta^2=0.138$ 、股関節角度 80° : p=0.172、partial $\eta^2=0.154$ ）、膝関節角度 60°（股関節角度 0° : p=0.076、partial $\eta^2=0.249$ 、股関節角度 40° : p=0.536、partial $\eta^2=0.058$ 、股関節角度 80° : p=0.130、partial $\eta^2=0.177$ ）、膝関節角度 90°（股関節角度 0° : p=0.361、partial $\eta^2=0.135$ 、股関節角度 40° : p=0.737、partial $\eta^2=0.035$ 、股関節角度 80° : p=0.296、partial $\eta^2=0.109$ ））。

筋剛性率

各関節角度条件それぞれの等尺性 LE における筋剛性率を領域ごとに表 2-3 に示す。

表 2-3 : 各関節角度条件それぞれの等尺性 LE における筋剛性率

筋剛性率 (kPa)	股関節角度			膝関節角度			膝関節角度		
	0°	40°	80°	30°	60°	90°	30°	60°	90°
大腿直筋近位	68.0±17.7	82.0±31.8	88.6±32.5	96.1±23.7	88.1±17.4	85.3±13.4	96.5±12.2	101.4±30.6	89.2±16.8
大腿直筋中位	82.9±17.7	99.9±36.3	104.5±27.3	88.9±22.1	94.8±28.0	98.7±21.4	95.5±14.4	88.6±19.4	107.0±16.7
大腿直筋遠位	83.8±22.8	99.2±38.8	91.9±19.8	91.5±18.0	95.7±20.9	92.7±15.8	92.±18.3	104.8±10.1	98.3±15.2

平均値±標準偏差

大腿四頭筋各筋頭における筋剛性率の比較

大腿中位領域において、外側広筋中位と大腿直筋中位を比較した結果、膝関節角度 30° 条件における股関節角度 0° および股関節角度 40° において、外側広筋中位より大腿直筋中位の筋剛性率が有意に高値を示した（股関節角度 0° : p=0.016、r=0.572、図 2-6A、股関節角度 40° : p=0.035、r=0.514、図 2-6B）。一方、股関節角度 80° では有意差はなかった（p=0.995、r=0.180）。また、膝関節角度 60° 条件（股関節角度 0° : p=0.787、r=0.071、股関節角度 40° : p=0.839、r=0.046、股関節角度 80° : p=0.086、r=0.429）および膝関節角度 90° 条件（股関節角度 0° : p=0.666、r=0.113、股関節角度 40° : p=0.516、r=0.068、股関節角度 80° : p=0.145、r=0.146）では有意差はなかった。これらの結果から、等尺性 LE では、単関節筋の外側広筋より二関節筋の大腿直筋の筋剛性率が高くなることが示唆された。

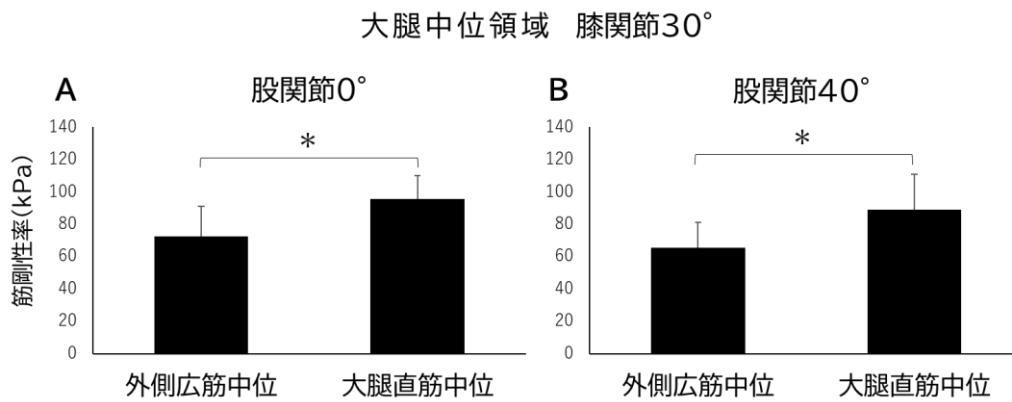


図 2-6：大腿四頭筋各筋頭における筋剛性率の比較

* : $p < 0.05$

大腿直筋の同領域における異なる股関節角度 LE 間の筋剛性率の比較

膝関節角度 30 度条件における大腿直筋近位において、主効果が確認された ($p=0.007$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.343$)。股関節角度 80° は、股関節角度 0° ($p=0.017$ 、 $r=0.557$) および股関節角度 40° ($p=0.015$ 、 $r=0.683$) と比較し有意に高い筋放電量を示した (図 2-7)。一方、大腿直筋中位 ($p=0.400$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.074$) および大腿直筋遠位 ($p=0.656$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.035$) では有意差はなかった。

また、膝関節角度 60° (大腿直筋近位： $p=0.363$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.081$ 、大腿直筋中位： $p=0.737$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.025$ 、大腿直筋遠位： $p=0.780$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.020$) および膝関節角度 90° (大腿直筋近位： $p=0.933$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.006$ 、大腿直筋中位： $p=0.075$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.024$ 、大腿直筋遠位： $p=0.681$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.032$) において有意差はなかった。これらの結果から、等尺性 LE において股関節を伸展すると大腿直筋近位の筋剛性率が高くなることが示唆された。

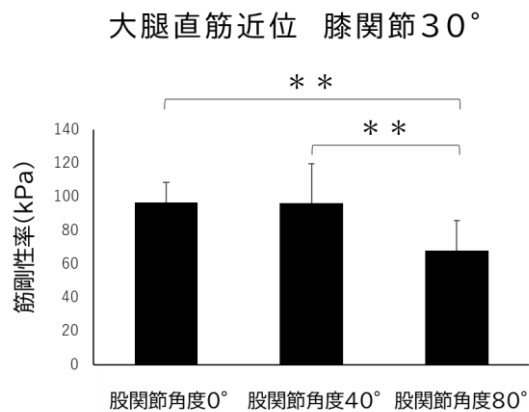


図 2-7：大腿直筋の同領域における異なる股関節角度 LE 間の筋剛性率の比較

** : $p < 0.01$

同股関節角度 LE 内における異なる大腿直筋の領域間の筋剛性率の比較

一元配置分散分析の結果、すべての関節角度条件において有意差はなかった（膝関節角度 30°（股関節角度 0° : $p=0.828$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.016$ 、股関節角度 40° : $p=0.795$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.019$ 、股関節角度 80° : $p=0.213$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.121$ ）、膝関節角度 60°（股関節角度 0° : $p=0.306$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.094$ 、股関節角度 40° : $p=0.646$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.036$ 、股関節角度 80° : $p=0.533$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.051$ ）、膝関節角度 90°（股関節角度 0° : $p=0.111$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.167$ 、股関節角度 40° : $p=0.310$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.093$ 、股関節角度 80° : $p=0.460$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.063$ ））。

2.4 考察

本研究は、大腿四頭筋の領域特異的、および長軸区画的な筋活動を観測することが目的であった。そこで、股関節角度 0° 、 40° 、 80° 、膝関節角度 30° 、 60° 、 90° それぞれを組み合わせた計 9 条件において、等尺性 LE 時の大腿四頭筋の筋放電量および筋剛性率を測定した。大腿直筋を近位、中位、遠位の 3 つの領域に分けて解析し、それぞれの筋放電量と筋剛性率を比較した。その結果、全ての股関節角度において、膝関節角度 30° と比較して膝関節角度 90° の最大 LE トルクが有意に高値を示した。筋放電量の比較では、全ての関節角度、領域において有意差はなかった。一方、筋剛性率の比較では、外側広筋と比較して大腿直筋が高値を示した。また、膝関節角度 30° 条件の大腿直筋近位において、股関節角度 80° より股関節角度 0° および股関節角度 40° の筋剛性率が高値を示した。以上の結果から、大腿四頭筋の領域特異的、長軸区画的な筋活動について考察する。

LE における大腿直筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動を、関節角度を変化させて検討した先行研究は Watanabe らの一報のみであり(31)、関節角度および領域間の比較で有意差は確認されなかったと報告している。しかし、先行研究では非鍛錬者を対象としており、鍛錬者では筋活動動態が変化することが明らかとなっていることから(37)、本研究では鍛錬者を対象として検討した。これは、動作の熟練性による測定試技の再現性を追求する意図でもある。しかし、鍛錬者においても領域特異的および長軸区画的な筋活動は確認できなかったことから、股関節角度の変化は大腿直筋に影響を及ぼさない、もしくは、EMG は領域特異的および長軸区画的な筋活動の観測に適していない可能性が考えられる。実際に、肩関節伸展位で行うインクラインアームカール、および肩関節屈曲位で行うプリチャーアームカールにおける上腕二頭筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動を表面 EMG を用いて測定した報告では、領域特異的および長軸区画的な筋活動は観測できなかった(75)。しかし、Zabaleta らはインクラインアームカールおよびプリチャーアームカールを 9 週間継続し、介入前後の筋厚を超音波計を用いて計測した。その結果、上腕二頭筋近位では筋厚に変化がなかった一方、上腕二頭筋遠位はプリチャーアームカールにおいてインクラインアームカールより有意に増加した。このように、特に長軸区画的な筋活動を EMG で観測することは困難である可能性があり、領域特異的および長軸区画的な筋活動の測定には MRI による T2 値を指標とするべきであると考察されている(75)。

一方、SWE における検討では大腿四頭筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動が確認できた。大腿四頭筋を領域特異的および長軸区画的に細分化して強化するためには、レジス

タンストレーニング種目ごとの大腿四頭筋の各筋頭の活動率を考慮する必要がある。本研究では、深層にある中間広筋の筋活動が観測できなかったため、大腿中位領域で大腿直筋中位と外側広筋中位、および大腿遠位領域で大腿直筋遠位、外側広筋遠位、内側広筋を比較した。その結果、外側広筋より大腿直筋の筋剛性率が高値を示した。Wakaharaらと Nariciらの先行研究では、大腿四頭筋における筋頭ごとの筋肥大の比較を行った結果、LEでは広筋群と比較して大腿直筋がより筋肥大したと報告している(12, 28)。対照的にスクワット時の筋放電量、および筋肥大を検討した研究では、大腿直筋の活動および筋肥大率は低く、広筋群が高かったと報告されている(27, 76, 77)。多関節運動の脚伸展動作では股関節伸展トルクを発生させる必要があるため、股関節屈曲トルクを発生させる大腿直筋の筋活動に影響が及ぶとされており(11)、単関節運動と多関節運動で大腿直筋の筋活動が異なる理由として説明されている。

次に、SWEを用いて観測した大腿直筋の長軸区画的な筋活動について考察する。これまでの先行研究におけるシート角度設定は、一般的なウェイトスタック式LEマシンの設定角度である垂直に近い股関節角度 80° 程度であり、従来型LEによる検討であった(12, 28)。そうした先行研究では、大腿直筋近位の活動を増加させることは困難であった(12, 28)。つまり、従来型LEでは、大腿直筋を長軸の全領域にわたって完全に活動させることはできない。大腿直筋は二関節筋であるため、股関節角度を変化させれば、その筋長が変化する。股関節角度 80° の従来型LEではなく、股関節を伸展させたLEを検討することで、大腿直筋の長軸の全領域にわたる筋活動について新たな知見が得られると仮説していた。股関節角度を伸展に近づけた股関節角度 0° および股関節角度 40° では、股関節角度 80° と比較して、大腿直筋近位の活動が増強した。このことから、股関節角度を変えることで大腿直筋の筋長が変化し、それは特に大腿直筋近位の筋活動に影響を及ぼすことが明らかとなった。Maeoらは、肘関節伸展運動による上腕三頭筋の筋肥大は肩関節角度の影響を受けることを報告している(78)。筋長の違いが筋肥大に影響すると考察されており、ハムストリングにおいても同様の結果と考察が述べられている(30)。したがって、上腕三頭筋やハムストリングと同様の特性を大腿直筋も持っていることが明らかとなった。これは、四肢近位に在る二関節筋共通の活動特性と言えるかもしれない。さらに、Kodeshoらは、股関節角度を 0° とし、膝関節を受動的に屈曲させたときの大腿直筋の筋剛性率をSWEを用いて測定した(79)。その結果、大腿直筋近位の筋剛性率は遠位などの他の領域よりも有意に高値を示した。この結

果は、股関節角度を変えることは大腿直筋の特に近位の張力を変化させ、それによって近位の筋活動が変化する可能性を示唆している。

しかし、実際のレジスタンストレーニング実践の現場で行われているトレーニング動作は等張性収縮であり、本研究の等尺性収縮とは異なる運動様式である。等尺性収縮は EMG と SWE を用いて二関節筋の長軸区画的な筋活動を検討する上では適した収縮様式である一方、本研究の限界点でもあり、実際のレジスタンストレーニングの理解を深めるには等張性収縮における筋活動を観測する必要がある。先行研究でも、大腿四頭筋の等尺性収縮運動を継続して行くと、等張性収縮運動と比較して、筋力増加に対する筋肥大が小さく、また拮抗筋であるハムストリングの遠心性収縮時の筋放電量が低下したと報告されていることから(35)、領域特異的、長軸区画的な筋活動動態にも影響を及ぼす可能性がある。そこで、等張性収縮運動も対象にすることができる MRI を用いて、骨格筋収縮前後の T2 値変化から筋活動を推定することが重要であると考察している。MRI による T2 値は水分量を評価するものであり、レジスタンストレーニングによって生じる一時的な筋の腫脹を捉えることが可能である。そして、一時的な筋の腫脹は骨格筋の代謝産物による浸透圧増大から引き起こされる水分量増加であり、ポンプと呼ばれるもので、長期的な筋肥大応答と比例することが報告されている(34)。実際に、単発トレーニングにおける領域特異的および長軸区画的な筋活動と、長期的な領域特異的および長軸区画的な筋肥大応答は一致することが明らかとなっている(9, 10, 28)。したがって次章では、二関節筋の筋活動の理解を深めるために、さらに実際のレジスタンストレーニング現場への還元を考慮し、等張性収縮における領域特異的および長軸区画的な筋活動について検討する。

2.5 結論

LE では、外側広筋より大腿直筋が強く活動する。また、股関節を伸展した LE では大腿直筋近位の活動が増強する。さらに、EMG では観測できなかった領域特異的および長軸区画的な筋活動を SWE では観測することができたことは、領域特異的および長軸区画的な筋活動を観測する際には測定方法を考慮することが重要であることの示唆である。今回用いた等尺性収縮での検討に加え、実際のレジスタンストレーニング動作である等張性収縮を対象に、MRI による T2 値を用いた領域特異的および長軸区画的な筋活動の観測が、二関節筋の長軸区画的な筋活動の理解を深めるために重要である。

第 3 章：大腿四頭筋およびハムストリングの領域特異的および長軸区画的な筋活動について：T2 値からの検討

3.1 背景

大腿部の主要な筋群として、前面には大腿四頭筋、後面にはハムストリングがある。大腿四頭筋については前章で詳述したため、本項でははじめに大腿四頭筋のレジスタンストレーニングについて説明する。大腿四頭筋を強化するレジスタンストレーニング種目には、一般的に単関節種目の LE、多関節種目のスクワット、レッグプレスなどがある。先行研究において、単関節種目の LE はレッグプレスやスクワットなどの多関節種目と比較して、大腿直筋の筋活動が高く、筋肥大に優れていることが複数の先行研究で報告されている(27, 76, 77)。これらの先行研究では、広筋群と比較して大腿直筋がより活動したと報告しているが、大腿直筋の遠位領域の筋横断面積は大幅に増加した一方、大腿直筋近位の肥大は極めて少なかった(12, 28)。したがって、大腿四頭筋を強化する一般的なレジスタンストレーニング種目では、大腿直筋近位を強化、肥大させることは困難であると言える。

そこで、前章では LE における股関節角度の変化が、大腿直筋の筋活動に与える影響を筋放電量と筋剛性率の観点から検討した。その結果、股関節をやや伸展させた等尺性 LE において大腿直筋近位に長軸区画的な筋活動が観測された。しかし、これらの検討は等尺性収縮によるものであり、この知見を応用して、実際のレジスタンストレーニング動作である等張性収縮においても検討を重ねることが重要であると考察した。そして、この大腿四頭筋だけでなく、大腿四頭筋と同様に運動神経枝が近位と遠位で分岐しており(7)、大腿四頭筋の拮抗筋であるハムストリングも検討対象とすることで考察が深化し、下肢近位の二関節筋全体について深い理解に達すると考え、本章では大腿四頭筋とハムストリングを対象に、実際のレジスタンストレーニング動作である等張性収縮を用いて領域特異的および長軸区画的な筋活動について検討する。

ハムストリングは、二関節筋の大腿二頭筋長頭、半腱様筋、半膜様筋、単関節筋の大腿二頭筋短頭で構成されている。膝関節屈曲および股関節伸展に関わっており、スプリント能力の向上に貢献すると報告されている(66)。また、障害発生率が高く(67, 80)、その原因の大多数が非接触型の高速度運動や急加速、急減速である(67, 81)。肉離れなどの障害発生原因のひとつに筋力の低さがあげられることから、ハムストリングを強化することで障害発生リスクを低減させることができる(82, 83)。先行研究において、ハムストリングのレジスタ

ンストレーニングを行った群はコントロール群と比較してハムストリングの障害発生率が60%低下したと報告されている(84)。したがって、特にスプリント系アスリートにとって、ハムストリングの強化は必要不可欠である。

ハムストリングを鍛える代表的なレジスタンストレーニング種目として LC があげられる。LC は膝関節を屈曲することでハムストリングを強化する単関節種目である。LC において、股関節角度や収縮様式を変化させることで、ハムストリングを構成する各筋が領域特異的に活動することが明らかとなっている。股関節角度 0° 付近の伏臥位で行うプローン LC や、伏臥位において下腿を固定した状態で膝屈曲運動を行うことで上体を起き上がらせるノルディックハムストリング LC では、大腿二頭筋長頭と半腱様筋が主に活動する(30, 85)。一方、股関節角度 80° 付近の座位で行うシーテッド LC では大腿二頭筋長頭と半腱様筋に加えて半膜様筋も活動する(30)。また、ノルディックハムストリング LC は他の LC と比較して障害発生率の低減効果が高いなど(86)、同じ LC でも股関節角度やトレーニング様式が異なることで、ハムストリングの適応が異なる可能性がある。

また、ハムストリングを構成する各筋の領域特異的な筋活動は確認されているが、長軸区画的な筋活動は現状確認されていない。しかしながら、ハムストリングの運動神経枝が近位と遠位で分かれていることから(7)、実験条件をより詳細に検討することでハムストリングの長軸区画的な筋活動を観測できる可能性がある。ハムストリングの領域特異的な筋活動を検討した最新の文献は Maeo らの報告であり、プローン LC とシーテッド LC による長期の適応を比較した結果、シーテッド LC でより大きな筋肥大が確認された。しかし、伏臥位と座位では姿勢が異なるため血流動態も異なり、この違いが筋活動動態や長期の適応に影響を及ぼしかねないと考察している(30)。一方、Watanabe らがハムストリングの長軸区画的な筋活動を観測した報告では、股関節伸展動作と膝関節屈曲動作をそれぞれ行った結果、ハムストリングには長軸区画的な筋活動が見られないことが示されている(8)。大腿直筋では長軸区画的な筋活動が EMG による検討で確認できた一方(13)、ハムストリングは大腿直筋と同様に運動神経枝が分岐しているにも関わらず(6, 7)、長軸区画的な筋活動が EMG では見られなかった(8)。運動神経枝の分岐は長軸区画的な筋活動の絶対条件であるとは限らないが、長軸区画的な筋活動と神経支配の関係性についていまだ不明点が多い。また、この報告は等尺性収縮運動であること、多チャンネル EMG を用いており大臀筋からのクロストークによる影響が限界点として挙げられるため、ハムストリングにおける長軸区画的な筋活動に関して検討の余地は残されている。

これらの背景から、大腿四頭筋およびハムストリングにおいて、レジスタンストレーニング実践の場で使用される運動様式、そしてより細かく股関節角度を調整した動作の検討が必要となる。これが、下肢近位の二関節筋全体について深い理解を得るために重要である。そこで、EMG と SWE を使用した前章で考察した通り、等張性収縮であるレジスタンストレーニングにおける領域特異的および長軸区画的な筋活動を推定できる最適な方法は、MRI を用いた骨格筋の T2 値測定である。MRI を用いた骨格筋の T2 値測定は水分量を評価するものであるが、EMG と T2 値の比較を行った報告では、筋活動の増加に比例して EMG、T2 値ともに増加することが明らかとなっている(52)。さらに、レジスタンストレーニングによって生じた骨格筋の水分量増加によるパンプと呼ばれる一時的な筋の腫脹は、長期的な筋肥大応答と比例し、さらに領域特異的および長軸区画的な筋肥大とも一致すると報告されている(34)。つまり MRI を用いた骨格筋の T2 値測定は、領域特異的および長軸区画的な筋活動を推定できるものであり、さらに筋の長期的応答も加味した考察を可能にするものである(9, 10, 28)。また、動作と筋活動の関係についてより正確な情報を得るためには、トレーニング動作に習熟した鍛錬者によってトレーニング動作を正確に制御することが重要である。先行研究では非鍛錬者を対象としているが本研究ではボディビルダーを対象とすることで新たな知見が得られる可能性がある。

したがって、本研究の目的は、大腿直筋およびハムストリングの中枢にある股関節の角度制御によって引き起こされる大腿直筋およびハムストリングの筋長変化が、膝伸展・屈曲運動時の大腿四頭筋およびハムストリングの領域特異的および長軸区画的な筋活動に与える影響を、T2 値を指標に検討することである。そのために、膝伸展運動である LE および膝屈曲運動である LC を異なる股関節角度で実施した。股関節角度を変化させることにより、大腿直筋の 2 つの近位腱の状態、そして、大腿直筋およびハムストリングの筋長が変化し、大腿直筋とハムストリングの長軸区画的な筋活動動態に影響を及ぼすと仮説を立てた。

3.2 方法

被験者

本研究は日本体育大学の倫理委員会（承認番号：021-H211）の承認を得ており、ヘルシンキ宣言(74)に準拠している。すべての被験者は、研究に参加する前に書面によるインフォームド・コンセントに同意した。また、本研究の目的と潜在的リスクについて被験者全員に説明した。LEの測定にはトレーニング歴が平均5年以上の男性ボディビルダー9名（年齢： 20.3 ± 1.4 歳、身長： 171.7 ± 4.4 cm、体重： 77.6 ± 9.9 kg、ボディビルのトレーニング歴： 5.4 ± 2.2 年）を、またLCの測定には、トレーニング歴が平均4年以上の男性ボディビルダー9名（年齢： 20.4 ± 1.2 歳、身長： 172.0 ± 3.9 cm、体重： 73.1 ± 3.6 kg、ボディビルのトレーニング歴： 4.6 ± 1.2 年）を対象とし、大腿および膝に受傷歴のない被験者を対象とした。被験者は筋肥大のためのトレーニングを行っており、全身を分割法で鍛える高強度のレジスタンストレーニングを1日約1~3時間、週4回以上行っていた。

実施手順

LEの測定には、レッグディベロッパーマシン（CLC-385、Tuff Stuff Fitness 社製、アメリカ）を用いて、ランダムに選択した脚で、膝関節を屈曲 90° から 0° まで伸展させる片側のLEを行った。また、LCの測定には、レッグカールマシン（レッグエクス&カールベンチ、IROTEC 社製、日本）を用いて、ランダムに選択した脚で、膝関節を伸展 0° から 130° まで屈曲させる片側のLCを行った。股関節角度は 0° 、 40° 、 80° の3条件に設定した。 80° は従来のLEおよびシーテッドLCの股関節角度、 0° はマシンの設定上股関節を最大に伸展した角度であり、その中間の角度として 40° を採用した（図3-1）。試技における可動域の正確性を確保するために、LEでは膝関節を 0° まで伸展させた位置で被験者の下腿がゴムバンドに触れるように設定し、またLCでは、膝関節を 130° まで屈曲させた位置でLCによって動作したマシンのフレームがゴムバンドに触れるように設定した。また、試技中に姿勢が崩れないよう、剛性バンドで骨盤をマシンに固定した。

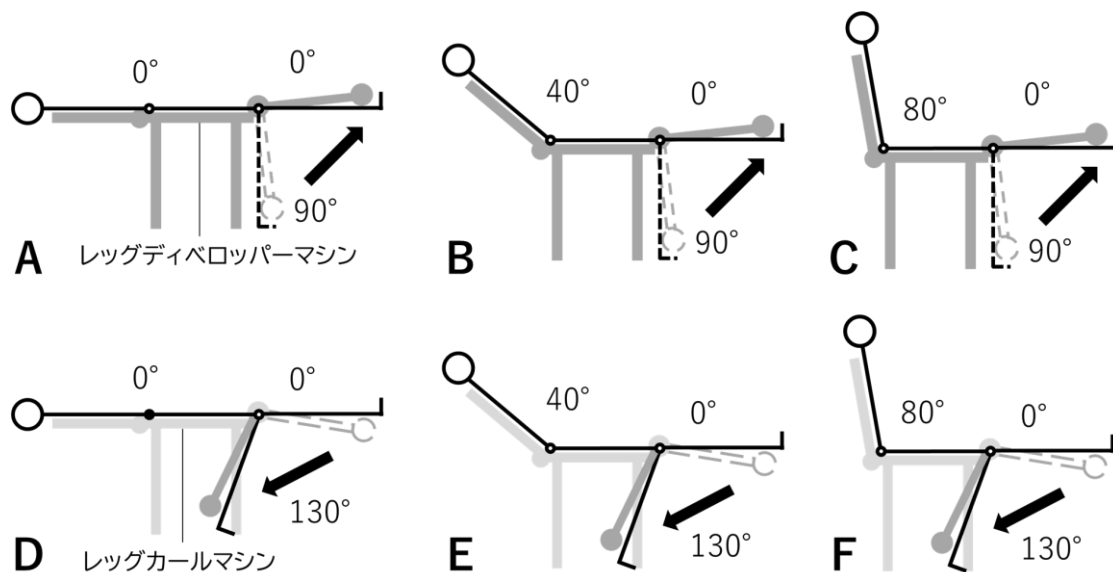


図 3-1：各股関節角度条件における LE および LC

レッグディベロッパーマシンおよびレッグカールマシンを用いて、3つの股関節角度条件下で行う LE および LC。A：マシンの設定上、股関節を最大に伸展した角度である 0° 。B：3つの股関節角度条件の中間の角度である 40° 。C：従来の LE の股関節角度である 80° 。D：マシンの設定上、股関節を最大に伸展した角度である 0° 。E：3つの股関節角度条件の中間の角度である 40° 。F：シーテッド LC の股関節角度である 80° 。各条件下において、LE では膝関節を屈曲 90° から 0° に伸展し、LC では膝関節を伸展 0° から屈曲 130° に屈曲する。

LE および LC による筋活動の測定 3 日前までに、負荷決定のために 3 条件それぞれの LE および LC の最大挙上重量 (1RM) を、72 時間以上の間隔を空けて測定した。測定した 3 条件それぞれの LE および LC 1RM に基づき、70%1RM の LE および LC を、セット間休息 1 分間として 10 回×5 セット行い、この際の筋活動を測定した。筋活動の測定のために行う 10 回×5 セットの LE および LC では、3 条件から無作為に選び、次の筋活動の測定のための LE および LC までには少なくとも 72 時間以上間を空けた。また、筋活動の測定のための LE および LC の日は、参加者が日常的に行う下肢のレジスタンストレーニングと重ならないように注意した。スケジュール表を図 3-2 に示す。

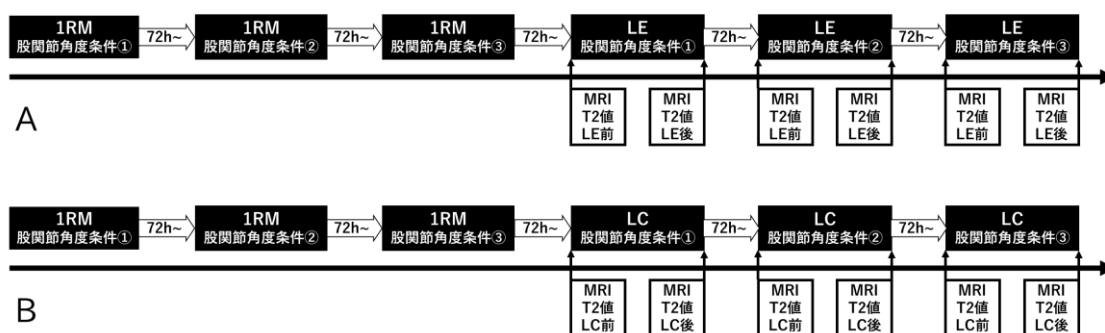


図 3-2 : LE および LC の測定スケジュール表

A : LE の測定スケジュール表。B : LC の測定スケジュール表。

3 条件それぞれの 1RM を 72 時間以上の間隔を空けて測定した。3 条件それぞれの 1RM に基づき、72 時間以上の感覚を空けて LE および LC を実施した。LE および LC 前後で MRI 撮像を行った。各股関節角度における 1RM、LE および LC の実施順はランダムに設定した。

1RM : 最大挙上重量、LE : レッグエクステンション、LC : レッグカール、MRI : 核磁気共鳴画像法

筋活動の測定には MRI (ECHELON OVAL : 1.5T、日立メディカルシステム、日本) を用いて、T2 値を算出した。安静仰臥位で大腿部全体を 1 回で撮像できるプロトコル (TE : 25、50、75、100ms、TR : 5000ms、マトリックス : 512×320、視野 : 40 cm、スライス数 : 25 枚、スライス厚 : 1 cm、ギャップ : 1 cm) で 15 分以内に撮像を終了した。大腿骨大転子と外側上顆を結ぶ線の 50% 点 (大腿骨の中心点) を油性ペンでマーキングし、MRI から照射される、画像の中心となる点を示すレーザーポインターと重ねて設定した。この点をスライス画像の中心とし、13 番目のスライス (全 25 スライスの中心) を大腿骨の中心点に同期させた。LE および LC 前の安静時の撮像は、直前の移動などによる変動を除外するため、参加者は検査室に到着後、少なくとも 20 分間は仰臥位で安静にしてから行った。測定は正午頃に行い、測定当日は他の運動は行っていなかった。LE および LC 10 回×5 セットは MRI の前室で行われたため、MRI による撮像は LE および LC 終了から 1 分以内に開始された。

筋活動の測定、解析方法

解析ソフト (AZE virtual Place AVP-001A、Canon、日本) を用いて T2 値を算出した。4 つの TE の画像を重ね合わせた後、大腿四頭筋およびハムストリングの輪郭をなぞり、各

画像の領域を決定した。解析ソフトを用いて各画素の T2 値を算出し、各スライスにおける T2 値を算出した。LE10 回×5 セット後の T2 値については、安静時の平均 T2 値より+1 標準偏差 (SD) 以上高くなった画素を運動により活性化したとみなし、計算に用いた(52)。全 25 スライス画像から、大腿直筋が安定して確認された 10 スライス、およびハムストリングが安定して確認された 11 スライスを用いて T2 値を算出し、LE および LC 前後の T2 値の差を変化率として算出した。画像計算は各スライスに対して 2 回行い、平均値を最終的な T2 値として採用した。解析領域における 2 回の測定の変動係数 (CV) は LE では $0.45 \pm 0.40 \%$ であり、測定値の級内相関係数 (ICC (1,2)) は 0.993 であった。また、LC の解析領域における 2 回の測定の変動係数 (CV) は $0.54 \pm 0.35 \%$ 、測定値の級内相関係数 (ICC (1,2)) は 0.996 であった。LE では、前述した 10 枚のスライスを近位 3 枚、中位 4 枚、遠位 3 枚の 3 群とし、また、LC では 11 枚のスライスを近位 4 枚、中位 3 枚、遠位 4 枚の 3 群とした。各スライス群を大腿近位領域、大腿中位領域、大腿遠位領域と定義し、各スライス群において LE 前後の T2 値の平均変化率を算出した。大腿近位領域のスライス群には大腿直筋近位および大腿二頭筋長頭近位、半腱様筋近位、大腿中位領域には大腿直筋中位、外側広筋近位、中間広筋近位、大腿二頭筋長頭中位、半腱様筋中位、大腿二頭筋短頭近位、半膜様筋近位、大腿遠位領域には大腿直筋遠位、外側広筋遠位、中間広筋遠位、内側広筋、大腿二頭筋長頭遠位、半腱様筋遠位、大腿二頭筋短頭遠位、半膜様筋遠位が含まれた。以上の手順で算出された T2 値から、まず大腿直筋と広筋群各筋頭の T2 値変化率およびハムストリングを構成する各筋の T2 値変化率を比較した。次いで、同大腿直筋領域内における異なる股関節角度 LE 間の T2 値の比較およびハムストリングの同領域内における異なる股関節角度 LC 間の T2 値変化率の比較を行い、最後に同股関節角度 LE における異なる大腿直筋領域間の T2 値の比較および同股関節角度 LC における異なるハムストリング領域間の T2 値変化率の比較を行った。

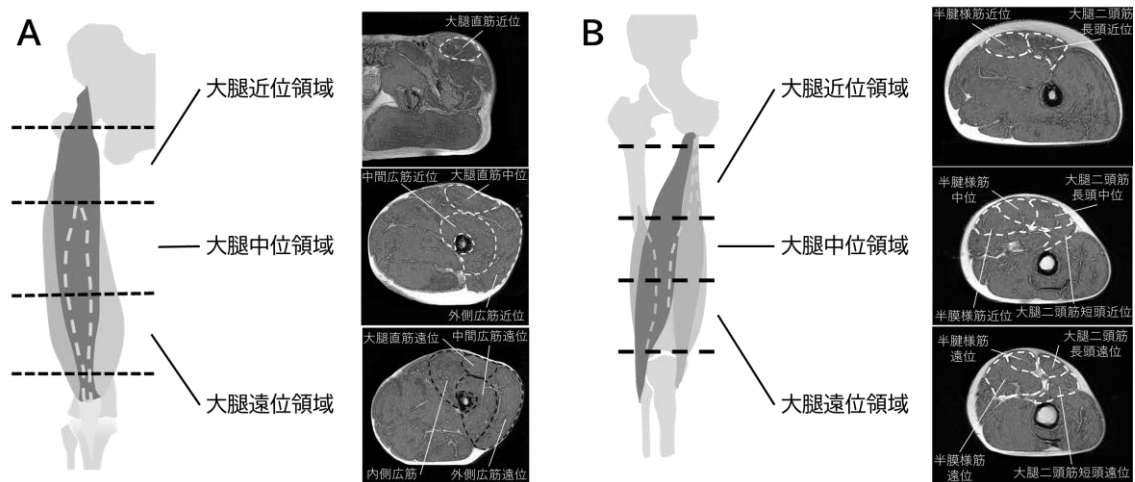


図 3-3：大腿四頭筋およびハムストリングの撮像画像と解析方法

A：10枚のスライスを近位3枚、中位4枚、遠位3枚の3群とした。大腿近位領域：大腿直筋近位を含む。大腿中位領域：大腿直筋中位、外側広筋近位、中間広筋近位を含む。大腿遠位領域：大腿直筋遠位、外側広筋遠位、中間広筋遠位、内側広筋を含む。

B：11枚のスライスを近位4枚、中位3枚、遠位4枚の3群とした。大腿近位領域：大腿二頭筋長頭近位、半腱様筋近位を含む。大腿中位領域：大腿二頭筋長頭中位、半腱様筋中位、大腿二頭筋短頭近位、半膜様筋近位を含む。大腿遠位領域：大腿二頭筋長頭遠位、半腱様筋遠位、大腿二頭筋短頭遠位、半膜様筋遠位を含む。

統計分析

LE および LC における3条件それぞれの1RM、大腿直筋と広筋群間のT2値変化率の比較およびハムストリングを構成する各筋のT2値変化率の比較、同大腿直筋領域内における異なる股関節角度間のT2値変化率の比較およびハムストリングの同領域内における異なる股関節角度LC間のT2値変化率の比較、また、同股関節角度における大腿直筋領域間のT2値変化率の比較および同股関節角度LCにおける異なるハムストリング領域間のT2値変化率の比較は、対応のないt検定または一元配置分散分析を用いた。主効果が検出された場合は、一元配置分散分析に続いてBonferroniの事後検定を行った。t検定と一元配置分散分析の効果量を、それぞれ r とpartial η^2 で示した。すべての検定は、統計解析ソフトSPSS Statistics Ver 27.0.0.1 for Windows (IBM, Armonk, USA)を用いて行った。有意水準は5%未満とした。

3.3 結果

1RM

はじめに、股関節角度 3 条件それぞれの LE および LC1RM を比較した。その結果、LE における 1RM は股関節角度 3 条件間で有意差はなかった ($p=0.240$, partial $\eta^2=0.127$ 、表 3-1)。

表 3-1：股関節角度 3 条件の LE1RM の比較

股関節角度	0° LE	40° LE	80° LE
1RM (kg)	21.9 ± 4.0	25.0 ± 5.3	20.5 ± 6.4

1RM：最大挙上重量、平均値 ± 標準偏差

LC1RM の比較では、一元配置分散分析の結果、主効果が確認された ($p<0.001$ 、partial $\eta^2=0.515$ 、表 3-2)。股関節角度 80° LC は、股関節角度 0° LC ($p<0.001$ 、 $r=0.91$ 、図 3-4)、および股関節角度 40° LC ($p=0.018$ 、 $r=0.68$ 、図 3-4) と比較し有意に高値を示した。

表 3-2：股関節角度 3 条件の LC1RM の比較

股関節角度	0° LC	40° LC	80° LC
1RM (kg)	17.2 ± 3.8	21.7 ± 6.4 *	28.3 ± 3.3 **

1RM：最大挙上重量、平均値 ± 標準偏差、*：vs 0° LC： $p<0.05$ 、**：vs 0° LC： $p<0.01$

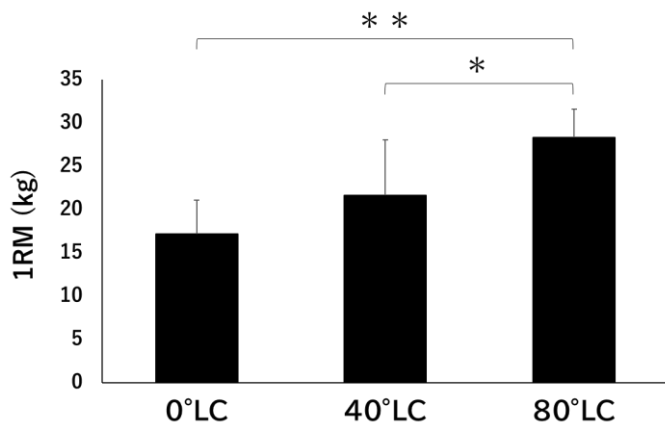


図 3-4：股関節角度 3 条件の LC1RM の比較

1RM：最大挙上重量、0° LC：股関節角度 0° LC、40° LC：股関節角度 40° LC、80° LC：股関節角度 80° LC、*：p<0.05、**：p<0.01

T2 値の評価

股関節角度 3 条件それぞれの LE および LC 前後の T2 値変化率を、筋領域ごとに表 3-3 および表 3-4 に示した。

表 3-3：各股関節角度と領域における LE 前後の T2 値変化率

(%) 股関節角度	大腿直筋			外側広筋		中間広筋		内側広筋
	近位	中位	遠位	近位	遠位	近位	遠位	
0° LE	43.6±18.2	45.2±17.9	43.4±23.1	37.0±15.1	36.9±14.8	38.4±9.2	36.7±8.2	38.6±11.8
40° LE	55.0±20.3	53.8±18.7	52.7±20.5	35.2±14.4	34.3±14.7	39.2±10.9	37.6±10.7	39.1±13.7
80° LE	28.6±12.6	30.3±10.4	40.8±19.1	40.9±11.7	41.3±12.3	36.3±13.8	37.1±11.3	42.0±13.5

T2 値変化率 (%)、平均値±標準偏差

表 3-4：各股関節角度と領域における LC 前後の T2 値変化率

(%) 股関節角度	大腿二頭筋長頭			大腿二頭筋短頭		半腱様筋			半膜様筋	
	近位	中位	遠位	近位	遠位	近位	中位	遠位	近位	遠位
0° LC	61.5±20.3	53.5±20.6	48.8±18.9	54.2±28.1	63.1±44.5	69.6±34.8	76.9±36.2	75.2±28.4	47.1±20.8	44.9±24.6
40° LC	67.8±29.2	55.6±22.6	42.9±14.8	42.0±11.5	41.6±11.4	59.5±30.8	63.5±21.7	62.0±28.3	41.3±10.2	39.8±13.0
80° LC	52.1±19.8	49.1±15.1	45.4±14.0	41.2±12.2	46.0±20.3	55.1±10.4	59.1±13.1	54.5±19.8	44.4±15.8	43.2±17.0

T2 値変化率 (%)、平均値±標準偏差

大腿直筋と広筋群各筋頭の T2 値変化率の比較

大腿中位領域において大腿直筋中位、外側広筋近位、中間広筋近位を比較した。一元配置

分散分析の結果、股関節角度 40° LE ($p < 0.000$ 、 $\text{partial } \eta^2 = 0.165$) と股関節角度 80° LE ($p = 0.004$ 、 $\text{partial } \eta^2 = 0.116$) で主効果が確認された。股関節角度 40° LE では、大腿直筋中位は外側広筋近位 ($p < 0.000$ 、 $r = 0.435$ 、図 3-5B) および中間広筋近位 ($p = 0.013$ 、 $r = 0.349$ 、図 3-5B) と比較し有意に高値を示した。股関節角度 80° LE では、大腿直筋中位は外側広筋近位と比較し有意に低値を示した ($p = 0.003$ 、 $r = 0.439$ 、図 3-5C)。一方、股関節角度 0° LE では有意差はなかった ($p = 0.114$ 、 $\text{partial } \eta^2 = 0.052$ 、図 3-5A)。

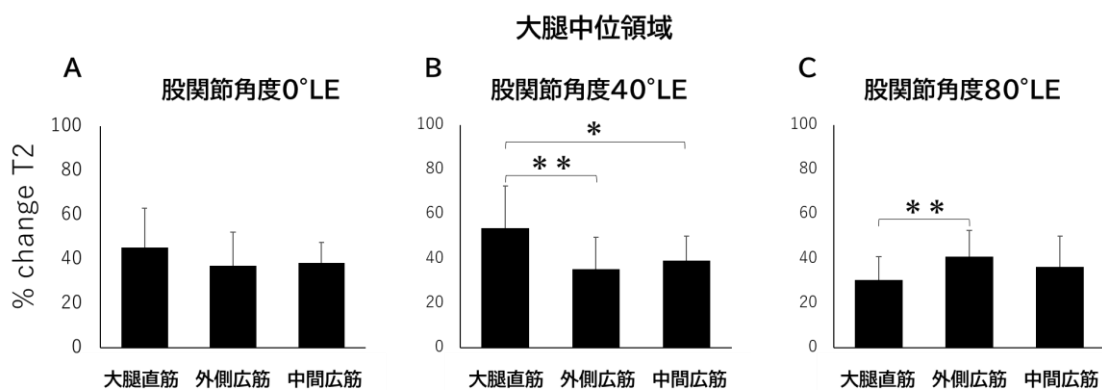


図 3-5：大腿中位領域における大腿直筋中位、外側広筋近位、中間広筋近位の比較

LE：レッグエクステンション、*： $p < 0.05$ 、**： $p < 0.01$

大腿遠位領域では大腿直筋遠位、外側広筋遠位、中間広筋遠位、内側広筋を比較した。その結果、股関節角度 40° LE において主効果が確認された ($p < 0.000$ 、 $\text{partial } \eta^2 = 0.146$)。大腿直筋遠位が外側広筋遠位 ($p < 0.000$ 、 $r = 0.487$ 、図 3-6B)、中間広筋遠位 ($p = 0.001$ 、 $r = 0.462$ 、図 3-6B)、内側広筋 ($p = 0.001$ 、 $r = 0.376$ 、図 3-6B) と比較し有意に高値を示した。一方、股関節角度 0° LE ($p = 0.399$ 、 $\text{partial } \eta^2 = 0.021$ 、図 3-6A)、股関節角度 80° LE ($p = 0.412$ 、 $\text{partial } \eta^2 = 0.020$ 、図 3-6C) では有意差はなかった。

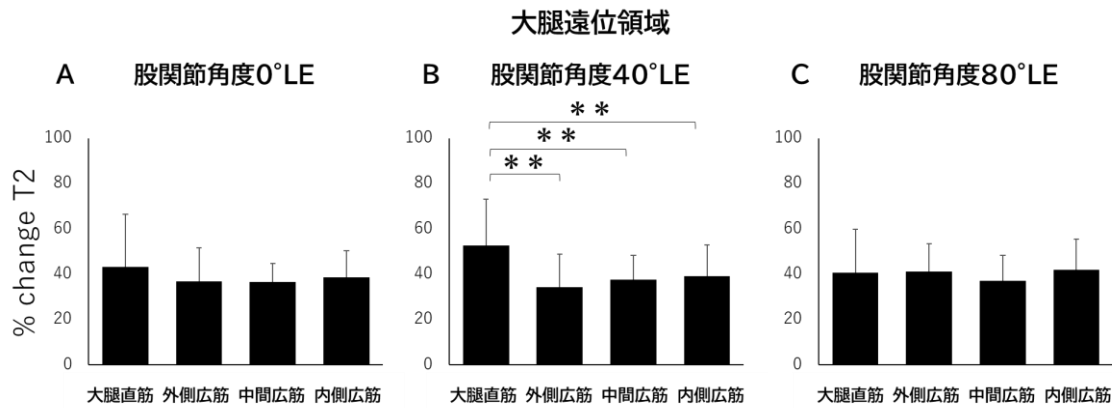


図 3-6：大腿遠位領域における大股直筋中位、外側広筋近位、中間広筋近位の比較

LE：レッグエクステンション、**： $p < 0.01$

ハムストリングを構成する各筋の T2 値変化率の比較

大腿近位領域において大股二頭筋長頭近位、半腱様筋近位を比較した。対応のない t 検定の結果、有意差はなかった（股関節角度 0° LC： $p=0.326$ 、 $r=0.145$ 、股関節角度 40° LC： $p=0.347$ 、 $r=0.139$ 、股関節角度 80° LC： $p=0.508$ 、 $r=0.098$ ）。

次に、大腿中位領域において大股二頭筋長頭中位、大股二頭筋短頭近位、半腱様筋中位、半膜様筋近位を比較した。一元配置分散分析の結果、すべての股関節角度で主効果が確認された（股関節角度 0° LC： $p=0.009$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.154$ 、股関節角度 40° LC： $p < 0.001$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.234$ 、股関節角度 80° LC： $p=0.002$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.195$ ）。股関節角度 0° LC において、半腱様筋中位は半膜様筋近位と比較して有意に高値を示した（ $p=0.010$ 、 $r=0.580$ 、図 3-7A）。股関節角度 40° LC において、半腱様筋中位は大股二頭筋短頭近位（ $p=0.003$ 、 $r=0.538$ 、図 3-7B）と半膜様筋近位（ $p=0.002$ 、 $r=0.559$ 、図 3-7B）と比較して有意に高値を示した。股関節角度 80° LC において、半腱様筋遠位は大股二頭筋短頭遠位（ $p=0.002$ 、 $r=0.589$ 、図 3-7C）と半膜様筋遠位（ $p=0.016$ 、 $r=0.462$ 、図 3-7C）と比較して有意に高値を示した。

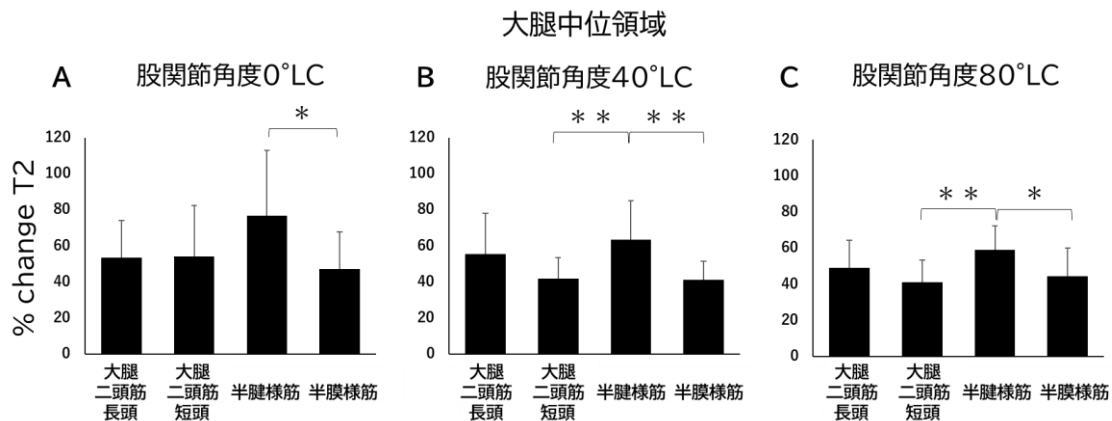


図 3-7：大腿中位領域における大股二頭筋長頭中位、大股二頭筋短頭近位、半腱様筋中位、半膜様筋近位の T2 値変化率の比較

LC：レッグカール、*： $p < 0.05$ 、**： $p < 0.01$

大腿遠位領域では、大股二頭筋長頭遠位、大股二頭筋短頭遠位、半腱様筋遠位、半膜様筋遠位を比較した。一元配置分散分析の結果、股関節角度 0° LC ($p=0.003$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.138$) および股関節角度 40° LC ($p < 0.001$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.203$) で主効果が確認された。股関節角度 0° LC において、半腱様筋遠位は大股二頭筋長頭遠位 ($p=0.022$ 、 $r=0.503$ 、図 3-8A) および半膜様筋遠位 ($p=0.006$ 、 $r=0.487$ 、図 3-8A) と比較して有意に高値を示した。股関節角度 40° LC において、半腱様筋遠位は大股二頭筋長頭遠位 ($p=0.003$ 、 $r=0.396$ 、図 3-8B)、大股二頭筋短頭遠位 ($p=0.001$ 、 $r=0.435$ 、図 3-8B)、半膜様筋遠位 ($p < 0.001$ 、 $r=0.457$ 、図 3-8B) と比較して有意に高値を示した。一方、股関節角度 80° LC では有意差はなかった ($p=0.146$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.057$)。これらの結果から、LC では半腱様筋の活動が高値を示す傾向がある一方、股関節屈曲位の LC では大腿遠位領域のハムストリングを構成する各筋は全て同一に活動することが示唆された。

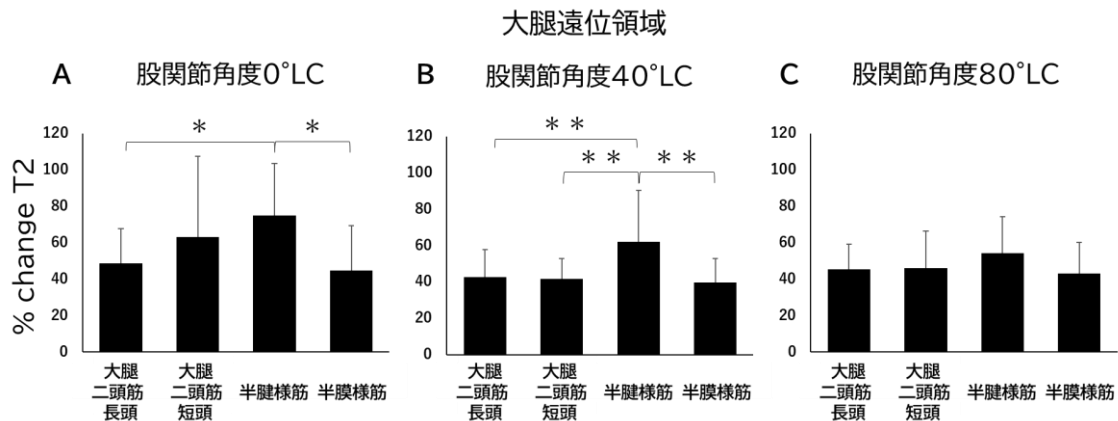


図 3-8：大腿遠位領域における大腿二頭筋長頭遠位、大腿二頭筋短頭遠位、半腱様筋遠位、半膜様筋遠位の T2 値変化率の比較

LC：レッグカール、*： $p < 0.05$ 、**： $p < 0.01$

同大腿直筋領域内における異なる股関節角度 LE 間の T2 値変化率の比較

大腿直筋近位 ($p=0.001$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.247$) と大腿直筋中位 ($p=0.001$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.267$) で主効果が確認された。大腿直筋近位において、股関節角度 80° LE は股関節角度 0° LE ($p=0.046$ 、 $r=0.413$ ：図 3-9A) および股関節角度 40° LE ($p=0.001$ 、 $r=0.566$ ：図 3-9A) と比較し有意に低値を示した。大腿直筋中位において、股関節角度 80° LE は股関節角度 0° LE ($p=0.007$ 、 $r=0.474$ ：図 3-9B) および股関節角度 40° LE ($p < 0.001$ 、 $r=0.583$ ：図 3-9B) と比較し有意に低値を示した。一方、大腿直筋遠位では各股関節角度間の比較において有意差はなかった ($p=0.108$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.079$ 、図 3-9C)。これらの結果から、股関節を伸展に近づけることで大腿直筋近位と大腿直筋中位の筋活動が高まることが示唆された。

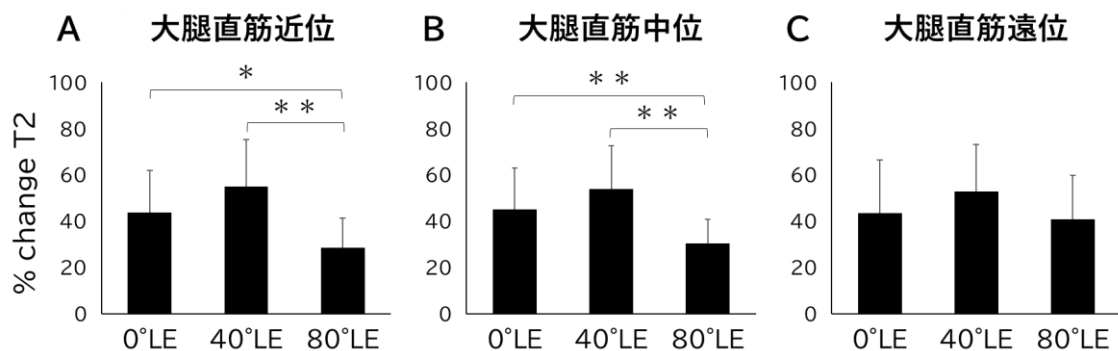


図 3-9：同大腿直筋領域内における異なる股関節角度 LE 間の T2 値変化率の比較

0° LE : 股関節角度 0° LE、40° LE : 股関節角度 40° LE、80° LE : 股関節角度 80° LE、
 * : $p < 0.05$ 、** : $p < 0.01$

ハムストリングの同領域内における異なる股関節角度 LC 間の T2 値変化率の比較

半腱様筋遠位において主効果が確認された ($p=0.024$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.103$)。股関節角度 0° LC は股関節角度 80° LC と比較して有意に高値を示した ($p=0.021$ 、 $r=0.397$ 、図 3-10C)。半腱様筋近位 ($p=0.182$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.048$) および半腱様筋中位 ($p=0.105$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.085$) では有意差はなかった。これらの結果から、股関節を伸展に近づけることで半腱様筋遠位の筋活動が高まることが示唆された。

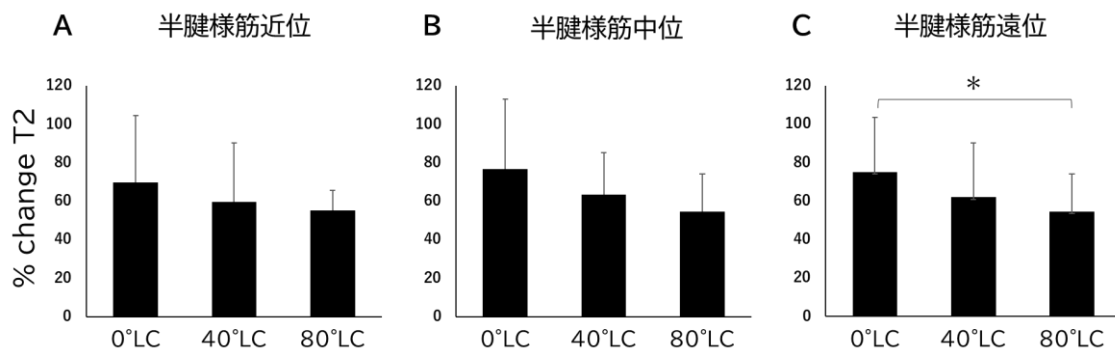


図 3-10 : 同半腱様筋領域内における異なる股関節角度 LC 間の T2 値変化率の比較

0° LC : 股関節角度 0° LC、40° LC : 股関節角度 40° LC、80° LC : 股関節角度 80° LC、
 * : $p < 0.05$

さらに、大腿二頭筋短頭遠位において主効果が確認された ($p=0.030$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.096$)。股関節角度 0° LC は股関節角度 40° LC と比較して有意に高値を示した ($p=0.037$ 、 $r=0.320$ 、図 3-11B)。大腿二頭筋短頭近位では有意差はなかった ($p=0.079$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.095$)。また、大腿二頭筋長頭 (近位 : $p=0.389$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.073$ 、中位 : $p=0.605$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.020$ 、遠位 : $p=0.440$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.024$) および半膜様筋 (近位 : $p=0.572$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.022$ 、遠位 : $p=0.634$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.013$) では主効果は確認されなかった。これらの結果から、股関節を伸展に近づけることで大腿二頭筋短頭遠位の筋活動が高まることが示唆された。

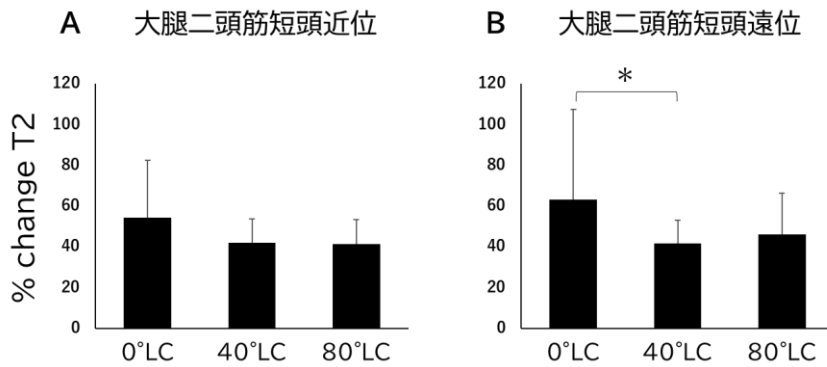


図 3-11：同大腿二頭筋短頭領域内における異なる股関節角度 LC 間の T2 値変化率の比較
 0° LC：股関節角度 0° LC、40° LC：股関節角度 40° LC、80° LC：股関節角度 80° LC、
 *：p<0.05

同股関節角度 LE における大腿直筋領域間の T2 値の比較

股関節角度 80° LE で主効果が確認された (p=0.024、partial $\eta^2=0.105$)。大腿直筋遠位は大腿直筋中位と比較して有意に高値を示した (p=0.023、r=0.333：図 3-12C)。一方、股関節角度 0° LE (p=0.957、partial $\eta^2=0.002$ 、図 3-12A) と股関節角度 40° LE (p=0.878、partial $\eta^2=0.004$ 、図 3-12B) では、領域間の比較で有意差は見られなかった。

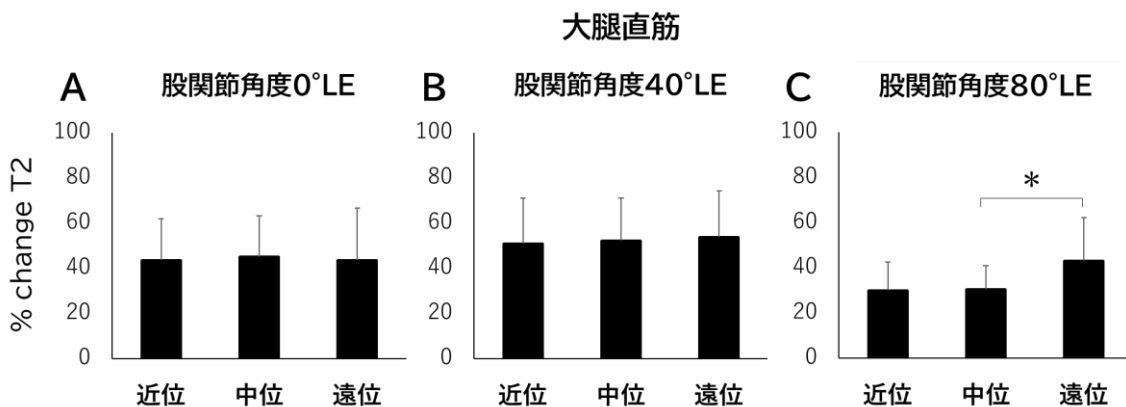


図 3-12：同股関節角度 LE における領域間の T2 値の比較

LE：レッグエクステンション、近位：大腿直筋近位、中位：大腿直筋中位、遠位：大腿直筋遠位、*：p<0.05

同股関節角度 LC における異なるハムストリング領域間の T2 値変化率の比較

大腿二頭筋長頭において、股関節角度 40° LC で主効果が確認された ($p=0.002$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.182$)。大腿二頭筋長頭近位は大腿二頭筋長頭遠位と比較して有意に高値を示した ($p=0.001$ 、 $r=0.481$ 、図 3-13B)。股関節角度 0° LC および股関節角度 80° LC では有意差はなかった。一方、大腿二頭筋短頭 (股関節角度 0° LC : $p=0.462$ 、 $r=0.117$ 、股関節角度 40° LC : $p=0.904$ 、 $r=0.019$ 、股関節角度 80° LC : $p=0.380$ 、 $r=0.139$)、半腱様筋 (股関節角度 0° LC : $p=0.289$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.009$ 、股関節角度 40° LC : $p=0.859$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.004$ 、股関節角度 80° LC : $p=0.584$ 、 $\text{partial } \eta^2=0.017$)、半膜様筋 (股関節角度 0° LC : $p=0.770$ 、 $r=0.047$ 、股関節角度 40° LC : $p=0.685$ 、 $r=0.065$ 、股関節角度 80° LC : $p=0.803$ 、 $r=0.040$) では主効果および有意差は確認されなかった。これらの結果から、股関節角度 40° では、大腿二頭筋長頭近位は大腿二頭筋長頭遠位より筋活動が高まることが示唆された。

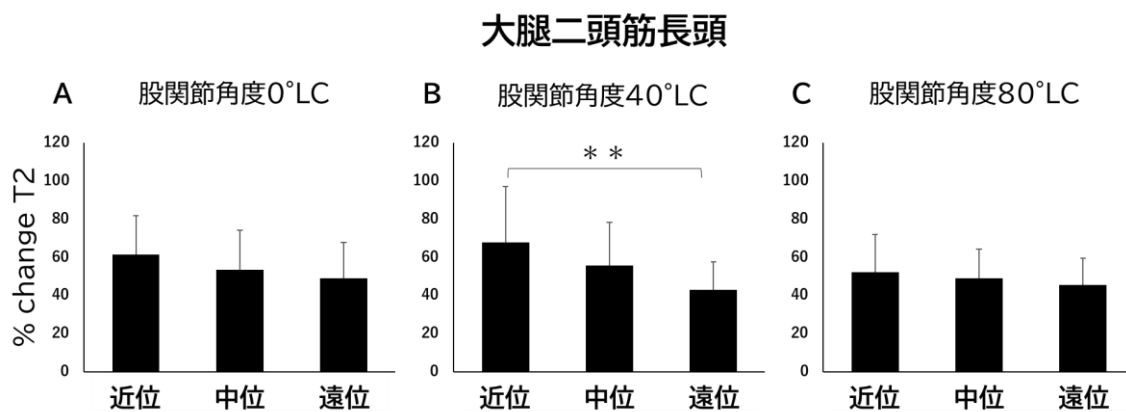


図 3-13 : 同股関節角度 LC における異なる大腿二頭筋長頭領域間の T2 値変化率の比較
 LC : レッグカール、近位 : 大腿二頭筋長頭近位、中位 : 大腿二頭筋長頭中位、遠位 : 大腿二頭筋長頭遠位、** : $p < 0.01$

3.4 考察

本研究は、大腿直筋およびハムストリングの中枢にある股関節の角度制御によって引き起こされる大腿直筋およびハムストリングの筋長変化が、膝伸展・屈曲運動時の大腿四頭筋およびハムストリングの領域特異的および長軸区画的な筋活動に与える影響を検討することを目的とした。そこで、異なる股関節角度で行う LE および LC 前後の大腿四頭筋およびハムストリングの筋活動を検討した。股関節角度が垂直に近い股関節角度 80° と、股関節を伸展させた股関節角度 40° 、股関節角度 0° の 3 つの LE および LC について、MRI による T2 値を用いて比較した。大腿直筋およびハムストリングを近位、中位、遠位の 3 つの領域に分けて分析した。3.3 で示した結果から、大腿四頭筋およびハムストリングの領域特異的および長軸区画的な筋活動について考察する。

はじめに、1RM について考察する。LE では有意な差はなく、一方 LC では有意な差が確認された。本章では、LE は股関節角度の変化に影響を受けなかった。第 2 章では、膝関節角度の違いが等尺性 LE の発揮トルクに影響を及ぼした一方、股関節角度の違いには影響を受けなかった。また股関節角度を変化させて等尺性 LE を行った先行研究も同様に、股関節角度の違いは LE の発揮トルクに影響を及ぼさなかった(31)。以上より、股関節角度の違いは LE における発揮トルクに影響を与えないことがより明白なものとなった。次にハムストリングにおいて、股関節角度 80° LC1RM は股関節角度 0° LC および股関節角度 40° LC より高値を示した。この理由として、股関節角度が変化することでハムストリングの筋長が変わり、筋力発揮に影響を及ぼしたことが考えられる。至適長よりも短縮もしくは伸張された骨格筋では発揮張力が低下することから(87)、股関節を伸展位に近づけた結果、ハムストリングが至適長よりも短縮し、1RM が低下した可能性がある。また、LE では有意差がなかった一方、LC では有意差が確認された現象について、筋の形状が関与していると考えられる。紡錘状筋は長さ-張力関係の影響を受けやすく(88)、羽状筋と紡錘状筋では筋長の変化に伴う発揮張力の増減に違いがあると報告されているが、大腿直筋は半羽状筋であり、半腱様筋と大腿二頭筋短頭は紡錘状筋である(89)。この骨格筋の形状の違いが LC と LE の 1RM の傾向の違いに関与している可能性がある。特に紡錘状筋の発揮張力は筋長変化による影響を顕著に受ける可能性が示唆された。また、構成する筋のほとんどが二関節筋であるハムストリングと、大腿直筋のみが二関節筋である大腿四頭筋ということに起因する現象とも考察できる。

続いて、領域特異的な筋活動について、大腿四頭筋から考察する。二関節筋である大腿直

筋と、単関節筋である広筋群の T2 値変化率を比較したところ、股関節角度 40° LE では大腿直筋中位の T2 値は広筋群より有意に高値を示したが、股関節角度 80° LE では大腿直筋遠位の T2 値は外側広筋遠位より有意に低値を示した。さらに、股関節角度 0° LE では、大腿直筋と広筋群の全領域の T2 値変化率は同程度であった。先行研究では、LE において広筋群と比較して大腿直筋がより筋肥大した一方(12, 28)、スクワットにおける筋放電量、および筋肥大を検討した研究では、大腿直筋の活動および筋肥大率は低く、広筋群が高かったと報告されている(27, 76, 77)。これらの先行研究は非鍛練者を対象としたものだが、鍛練者を対象とした本研究においても LE では大腿直筋が広筋群より活動しやすいことが明らかになり、この傾向はトレーニング経験に影響を受けないことがわかった。しかし、先行研究は各筋頭の体積の増加率や、単極の表面筋電図計での検討であったため、各筋頭の細かな領域までは検討していない。さらに、様々な股関節角度の LE における大腿四頭筋内の筋活動を比較した報告はなく、本研究は大腿四頭筋に関する新たな知見を提供するものである。

次に、ハムストリングを構成する各筋の領域特異的な筋活動について考察する。先行研究において LC の種目間でハムストリング各筋の活動や筋肥大率が異なると述べられており(29, 30, 90)、ハムストリングを緻密に強化するためには、構成する各筋の活動率を考慮する必要がある。ハムストリングの T2 値変化率を各筋で比較したところ、半腱様筋が他の筋と比較して強く活動する傾向が見られた。献体を用いて骨格筋の張力を検討した Bufold らの報告では、半腱様筋はハムストリングの他の筋より膝屈曲運動に及ぼす張力が高かったと報告している(91)。Maeo らの LC を 12 週継続した研究においても、半腱様筋は大腿二頭筋短頭、半膜様筋と比べてより筋肥大したことから(30)、LC では半腱様筋が活動しやすいことが示唆されている。一方、半膜様筋はハムストリングの他の筋と比較して至適長となる範囲が狭く、膝関節伸展 0° でトルクと筋放電量が最も高値を示し、屈曲するにつれて低下するとされている(92, 93)。さらに、股関節伸展運動のデッドリフトとプローン LC について、EMG によって筋放電量を比較した研究では、デッドリフトでは半膜様筋が強く活動していた(29)。本研究において、半膜様筋は他の筋と比べ活動が弱かったため LC だけでは強化することが難しく、半膜様筋を鍛えるためにはデッドリフトなどの股関節伸展運動を実施することが必要であると考えられる。

ここまでの領域特異的な筋活動の検討から、下肢近位に在る大腿四頭筋とハムストリングは、すべての筋頭や構成する筋が同等に活動して膝関節の屈曲・伸展動作を行う訳ではな

いことが明らかとなった。先行研究では、1か所のみでの測定、もしくは筋体積における検討であったため(11, 12)、長軸領域ごとに区分して領域特異的な筋活動を観測した報告は本研究が最初である。領域特異的な筋活動はLEおよびLCという動作自体が原因となり起こる現象であると考えられていたが(11, 12, 28, 29)、本研究で領域ごとの詳細な比較をした結果から、股関節角度を制御することで筋を領域特異的に鍛えることが可能であると示唆された。また、膝関節と股関節の伸展動作から成る多関節運動であるスクワットによる長期の適応を検討した報告では、大腿四頭筋の広筋群と大殿筋が肥大した一方、二関節筋である大腿直筋とハムストリングには有意な筋肥大が確認されなかった(94)。つまり、多関節運動である脚伸展動作は、膝・股関節の単関節筋の活動に依存しており、下肢近位に存在する二関節筋の活動は極めて弱いことが示唆されている。したがって、下肢近位の二関節筋である大腿直筋とハムストリングの鍛錬には、単関節運動であるLEおよびLCが必須であると考えられる。

次に、長軸区画的な筋活動について、大腿直筋から考察する。本章のT2値を用いた等張性収縮におけるLEの検討では、前章と同様に股関節を伸展させたLEでは大腿直筋近位の筋活動が増強した。これまでの先行研究は、垂直に近い股関節角度80°程度の従来型LEを用いた検討であったため、大腿直筋近位および中位の活動を増加させることは困難であった(12, 28)。股関節角度80°LEでは、大腿直筋近位および中位と比較して大腿直筋遠位がより活動しており、WakaharaらやNariciらの報告と同様の結果であった(12, 28)。一方、股関節角度を伸展に近づけた股関節角度0°LEおよび股関節角度40°LEでは、股関節角度80°LEと比較して、大腿直筋近位および中位の活動が増加した。さらに、大腿直筋遠位はいずれの股関節角度LEにおいても活動に変化は見られなかった。このことから、股関節角度を変えることで大腿直筋の筋長が変化し、それは特に大腿直筋近位と中位の筋活動に影響を及ぼすが、大腿直筋遠位の筋活動は影響を受けないことが明らかとなった。前章およびダイナモメーターを用いたLEを複数の股関節角度で実施した先行研究では等尺性収縮と伸張性収縮を用いていたが(31, 95)、本研究では実際のレジスタンストレーニングに応用しやすい等張性収縮を用いたため、高齢者の転倒予防やアスリートの競技力向上に応用できる。また、本研究では動作と筋活動の関係についてより正確な情報を得るために、トレーニング動作に習熟した鍛錬者によってトレーニング動作を正確に制御する必要があったため、ボディビルダーを対象とした。大腿直筋近位の筋肥大は、審美性が問われるボディビル競技においても重要であるがこれまで科学的に検討されてこなかった領域である。つまり

本研究は、レジスタンストレーニングと体型改善の関係性を科学する新たな研究領域の起点となるものである。

次に、ハムストリングの長軸区画的な筋活動について考察する。ハムストリング各筋の領域特異的な筋活動は確認されているが(29, 30)、先行研究では体積の増加率や、単極の表面筋電図計での検討であり、長軸区画的な筋活動は検討されていない。しかし、T2 値を指標に、鍛錬者を対象にすること、股関節角度を変化させた LC を検討することで、長軸区画的な筋活動を観測できると仮説していた。先行研究においても、半腱様筋の中央付近に存在する腱画が筋腹を近位と遠位に分けており(96)、運動神経枝が近位と中位以下で異なることから(7, 97)、長軸区画的に異なる筋活動をする可能性があるとされていた。一方、半腱様筋は、他のハムストリングを構成する筋と比べ筋長が長く、広い関節角度で張力を発揮するため、関節角度の変化に伴うトルクや筋放電量の低下の影響を受けにくいと報告されている(98)。本研究では、半腱様筋遠位の T2 値変化率は、股関節角度 80° LC より股関節角度 0° LC 高値を示し(図 3-7)、股関節角度 80° LC では全ての筋が同等に活動した。言い換えると、股関節角度 80° LC では半腱様筋の活動が低下し、ハムストリング全ての筋が同等に活動する状況となった。これはハムストリング、特に半腱様筋が長軸区画的に異なる筋活動をし、それがハムストリング各筋の筋活動の分布を変化させるという新たな知見である。

また、単関節筋の大腿二頭筋短頭遠位において、股関節角度 0° LC の T2 値変化率は股関節角度 40° LC より高値を示した。さらに、股関節角度 40° LC において、大腿二頭筋長頭近位の T2 値変化率は大腿二頭筋長頭遠位より高値を示した。股関節角度の違いが股関節をまたがない単関節筋の大腿二頭筋短頭にも影響を及ぼしたが、大腿二頭筋短頭は二関節筋である大腿二頭筋長頭と筋膜で連結しているため(99, 100)、大腿二頭筋長頭の筋長変化に伴い大腿二頭筋短頭の緊張状態も変化した可能性がある。また、Watanabe らが大腿二頭筋の長軸区画的な筋活動を観測した報告では、股関節伸展動作と膝関節屈曲動作をそれぞれ行った際の筋活動を多チャンネル EMG を用いて測定している(8)。その結果、大腿二頭筋には長軸区画的な筋活動が見られないことが示された。しかし、皮下における筋の滑走による EMG 測定誤差を避ける目的から等尺性収縮運動に限られていること、大臀筋からのクロストークによる影響、また運動強度の管理という観点から最大随意収縮のみであったことが本研究との相違点として挙げられる。本研究では、MRI を用いてレジスタンストレーニング実践の場で使用される収縮様式、運動強度で LC を実施した結果、大腿二頭筋長頭および短頭のどちらにおいても長軸区画的な筋活動を確認することができた。

ここまでの長軸区画的な筋活動の検討から、下肢近位の二関節筋の筋収縮調節機構に関して考察する。大腿直筋と大腿二頭筋長頭は、どちらも近位と中位以下で運動神経枝が分岐している(6, 7)。この運動神経枝の分岐は、長軸区画的な筋活動を可能にする解剖学的な証拠であり、本研究の結果も説明できるものである。先行研究においても、大腿直筋の長軸区画的な筋活動はEMGにて確認されている(13)。しかし、ハムストリングの長軸区画的な筋活動をEMGを用いて検討した報告では、長軸区画的な筋活動は確認されていない(8)。また、運動神経枝の分岐が確認されていない上腕二頭筋や上腕三頭筋においても長軸区画的な筋活動および筋肥大が確認されていることから(9, 10, 101)、運動神経枝の分岐は長軸区画的な筋活動を可能にしている一つの要因であるものの、絶対条件ではないことが示唆されており、長軸区画的な筋活動を可能にする別の機構の探索は、骨格筋収縮の調節機構の理解を深めるために重要な課題である。また、大腿直筋、大腿二頭筋長頭ともに股関節角度 40° において近位の活動が増強した。股関節角度 40° では大腿直筋、大腿二頭筋長頭の筋長が至適長であった可能性があり、股関節角度 0° および股関節角度 80° では、大腿直筋と大腿二頭筋長頭が過度な伸張位、もしくは短縮位であったと考えられる。つまり、近位の活動を増強させるには、大腿直筋が張力を発揮させやすい筋長、おそらくは筋が至適長となる関節角度条件が必要であるとの示唆を得た。

3.5 結論

大腿四頭筋では、股関節をやや伸展した 40° LE において、広筋群と比較して大腿直筋が強く活動した。また、大腿直筋遠位は股関節角度の変化に影響を受けなかったが、股関節を 0° から 40° に伸展することで大腿直筋近位の活動が増強した。LC では、股関節角度に関係なく半腱様筋が強く活動した。さらに、股関節を屈曲した LC ではハムストリング遠位の活動が増強する一方、股関節をやや伸展に近づけることでハムストリング近位の活動が増強された。したがって、股関節角度を変化させることで大腿四頭筋およびハムストリングを領域特異的に、そして大腿直筋およびハムストリングを長軸区画的に強化することが可能であると結論づけた。大腿四頭筋とハムストリングは、筋の形状の違いから、筋力発揮に最適な股関節角度が異なる一方、それぞれの近位に関しては共通して股関節角度 40° が長軸区画的に活動しやすかった。これらの知見は、大腿四頭筋およびハムストリングの領域特異的な筋活動、とりわけ大腿直筋およびハムストリングの長軸区画的な筋活動に関する新たな生理学的知見、そしてレジスタンストレーニングの実践の場における LE および LC の股関節角度設定に関して新たな知見を提供するものである。

第4章 主観的な筋収縮感覚と客観的な筋活動の比較

4.1 背景

第2章および3章において、客観的に筋活動を評価した結果、股関節角度の変化が下肢近位の二関節筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動動態に影響を及ぼすことが証明された。しかし、領域特異的および長軸区画的な筋活動に着目したレジスタンストレーニングに関する研究報告はいまだ少なく、レジスタンストレーニング実践の現場に対して応用できるほど情報の蓄積がなされていない。加えて、筋活動が起きる際には、遠心性神経によって筋活動が起きるという出力だけでなく、求心性神経によって筋収縮を知覚するという感覚入力と同時に起きている。これは筋発揮張力の調整に必要な情報となり、筋活動には必要不可欠な機能である。しかし、この筋収縮感覚の知覚についてはいまだ理解が不十分で、科学的に検討する余地が大いにある。したがって、客観的な筋活動と、その筋活動を知覚する主観的な筋収縮感覚の両面を検討することは、包括的かつ深い筋収縮の理解という学術的な価値の提供に繋がる。そして、この主観的な筋収縮感覚を領域特異的に、さらに同一筋内において長軸区画的に高い解像度で知覚することは可能なのか、第3章の結果をもとに比較することで、主観的な筋収縮感覚に関する新たな知見を得ることが可能となる。

レジスタンストレーニング実践の現場では、筋活動と同時に起きる感覚入力である求心的な筋収縮感覚の知覚を利用し(57, 58)、活動させたい対象筋に意識を集中させる MMC という考え方が存在し(102)、それによって対象筋の活動を増強できることが報告されている(53-55, 103, 104)。筋肥大を目的としたレジスタンストレーニングでは、活動している筋収縮を求心的に知覚し、MMCの精度を高めてレジスタンストレーニングを実践することが有効である(102)。このMMCに関する報告は多く存在するが(53-56, 103-105)、その中核を成す求心的な筋収縮感覚に着目した報告は極めて少ない(57, 58)。実践的な測定を行っている報告は一報のみであり(39)、特に、客観的な筋活動と筋収縮感覚の関連性を検討した報告は見られない。現状では、筋疲労は筋収縮感覚の知覚を低下させ(106)、実際の筋活動と筋収縮感覚の知覚が乖離することで、筋活動や筋肥大を低減させることが明らかとなっている(103-105)。

また、筋活動を客観的に測定する方法は、レジスタンストレーニング実践の現場では容易に実施できないという問題がある。これらの測定機器を実践現場に持ち込むことは非常に困難であり、毎回のトレーニング時に筋活動のフィードバックを客観的な数値を指標に効

果を保証することは不可能に近い。したがって、レジスタンストレーニング実践の現場では、目的とするトレーニング効果達成のために、筋活動時に同時に入力される主観的な筋収縮感覚を頼りに、領域特異的および長軸区画的に骨格筋を鍛えるレジスタンストレーニングに取り組んでいるのが現状である。先行研究では、等尺性 LE、等張性 LE、片脚のスクワットの3種目において、大腿四頭筋の主観的な筋収縮感覚を NRS にて評価した結果、高いトルク発揮時に NRS は高値を示し、また種目間で NRS に違いは見られなかった(39)。しかし、客観的な筋活動と主観的な筋収縮感覚の関連性を検討した報告はない。このように実践現場では、科学的根拠の少ない領域特異的および長軸区画的な筋活動を、関係性の理解が不十分な主観的な筋収縮感覚を用いて効果判定しているため、レジスタンストレーニングの目的が達成されるかは不確実である。客観的な筋活動と主観的な筋収縮感覚の整合性、特に領域特異的、長軸区画的な筋活動に適応可能か否かは科学的に未検証であり、客観的な筋活動の根拠と合わせて主観的な筋収縮感覚の活用方法を提示することが、効果的なレジスタンストレーニング実践のために重要である。

したがって、本研究の目的は、下肢近位に存在する二関節筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動と、主観的な筋収縮感覚の知覚の関連性について検討することである。そのために、主観的な筋収縮感覚を NRS によって定量評価し、MRI T2 値による客観的な筋活動と比較し、その整合性を検討する。領域特異的、特に長軸区画的な筋収縮感覚の知覚は困難であり、客観的な筋活動と主観的な筋収縮感覚が一致する股関節角度は限定されると仮説を立て、主観的な筋収縮感覚は領域特異的、長軸区画的に適応可能なのか、客観的な筋活動をもとに検証する。これによって、筋活動の両輪とも言える筋収縮感覚に関する新たな学術的知見を獲得でき、それはレジスタンストレーニング実践の現場に直接還元できる社会的意義も内包している。

4.2 方法

被験者

本研究は日本体育大学の倫理委員会（承認番号：021-H211）の承認を得ており、ヘルシンキ宣言(74)に準拠している。すべての被験者は、研究に参加する前に書面によるインフォームド・コンセントに同意した。また、本研究の目的と潜在的リスクについて被験者全員に説明した。LE の測定にはトレーニング歴が平均 5 年以上の男性ボディビルダー 9 名（年齢： 20.3 ± 1.4 歳、身長： 171.7 ± 4.4 cm、体重： 77.6 ± 9.9 kg、ボディビルのトレーニング歴： 5.4 ± 2.2 年）を、また LC の測定には、トレーニング歴が平均 4 年以上の男性ボディビルダー 9 名（年齢： 20.4 ± 1.2 歳、身長： 172.0 ± 3.9 cm、体重： 73.1 ± 3.6 kg、ボディビルのトレーニング歴： 4.6 ± 1.2 年）を対象とし、大腿および膝に受傷歴のない被験者を対象とした。被験者は筋肥大のためのトレーニングを行っており、全身を分割法で鍛える高強度のレジスタンストレーニングを 1 日約 1~3 時間、週 4 回以上行っていた。

実施手順

LE と LC の実施、および MRI 撮影は、すべて 3.2 方法の実施手順と同様に行った。

主観的な筋収縮感覚の評価

大腿四頭筋およびハムストリングの主観的な筋収縮感覚を数値化するために、NRS を用いた。NRS は、Holden らの方法を適用し、0 から 10（0 は「最も筋収縮感覚が弱い」、10 は「最も筋収縮感覚が強い」と定義した(39)。T2 値の解析方法と同様、大腿部を大腿近位領域、大腿中部領域、大腿遠位領域に 3 分割した。大腿四頭筋について、中間広筋は深部に位置し被験者にとって識別が困難であるため、中間広筋を含まない大腿直筋、外側広筋、内側広筋を主観的な筋収縮感覚の評価対象とした。次に、ハムストリングについて、大腿二頭筋の長頭と短頭、また半腱様筋と半膜様筋の識別は被験者にとって困難であるため、大腿二頭筋長頭と短頭を外側ハムストリング、半腱様筋と半膜様筋を内側ハムストリングとし、主観的な筋収縮感覚の評価対象とした。つまり、①外側ハムストリング近位、②外側ハムストリング中位、③外側ハムストリング遠位、④内側ハムストリング近位、⑤内側ハムストリング中位、⑥内側ハムストリング遠位に 6 分割した。領域の NRS スコアは、3 条件の LE および LC10 回×5 セットそれぞれの後に口頭で質問した。

解析方法

大腿四頭筋について、大腿近位領域には大腿直筋近位のみ、大腿中位領域には大腿直筋中位、外側広筋近位、大腿遠位領域は大腿直筋遠位、外側広筋遠位、内側広筋が含まれた。次に、ハムストリングについて、大腿近位領域には外側ハムストリング近位、内側ハムストリング近位、大腿中位領域には内側ハムストリング中位、外側ハムストリング中位、大腿遠位領域には外側ハムストリング遠位、内側ハムストリング遠位が含まれた。以上の手段で得られた NRS の平均値を算出し、まず大腿直筋と広筋群間の NRS の比較、およびハムストリングを構成する各筋の NRS を比較した。次いで、同大腿直筋領域内における異なる股関節角度間の NRS の比較およびハムストリングの同領域内における異なる股関節角度 LC 間の NRS の比較、また、同股関節角度における大腿直筋領域間の NRS の比較および同股関節角度 LC における異なるハムストリング領域間の NRS の比較を行った。

より詳細な検討を試みるために、上記の比較において有意差が確認できた結果に限定し、T2 値の結果と相関関係を検討した。相関関係を検討する筋の対象について、ハムストリングのみ、外側ハムストリングは大腿二頭筋長頭、内側ハムストリングは半腱様筋を比較対象として選定した。相関関係の検討のため、T2 値の算出はすべて 3.2 方法の筋活動の測定、解析方法と同様の手順を用いて、各領域および各関節角度条件における T2 値変化率を解析した。算出した T2 値変化率は、各領域・関節角度条件において被験者ごとに平均値化し、NRS と対応させて相関関係の検定に用いた。

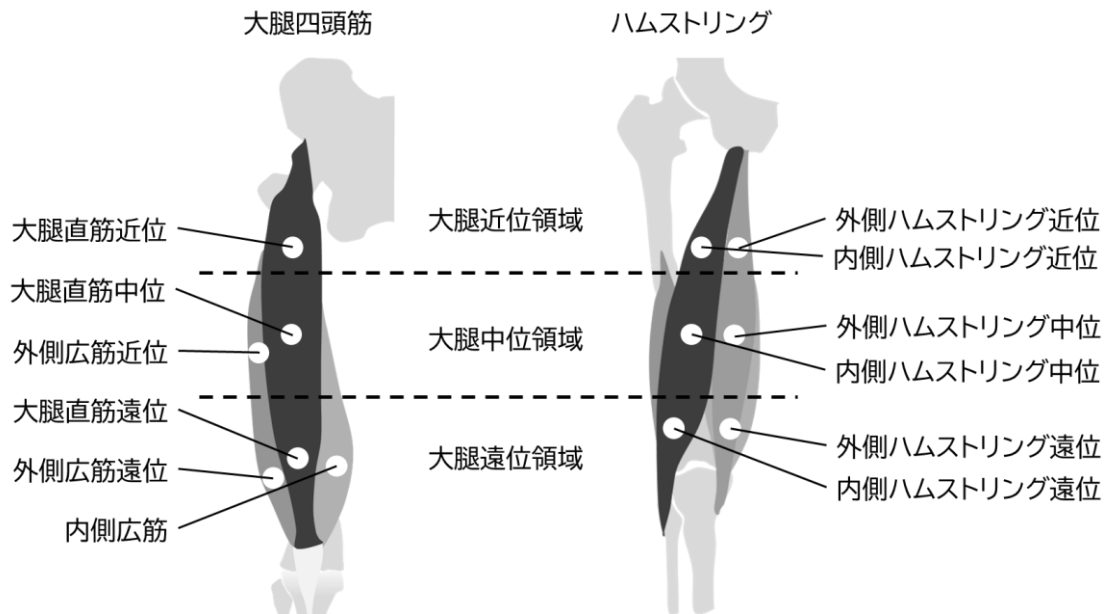


図 4-1：NRS の評価ポイント

大腿四頭筋：大腿近位領域には大腿直筋近位のみ、大腿中位領域には大腿直筋中位、外側広筋近位、大腿遠位領域は大腿直筋遠位、外側広筋遠位、内側広筋が含まれた。

ハムストリング：大腿近位領域には外側ハムストリング近位、内側ハムストリング近位、大腿中位領域には内側ハムストリング中位、外側ハムストリング中位、大腿遠位領域には外側ハムストリング遠位、内側ハムストリング遠位が含まれた。

統計処理

大腿直筋と広筋群間の NRS の比較およびハムストリングを構成する各筋の NRS の比較、同大腿直筋領域内における異なる股関節角度間の NRS の比較およびハムストリングの同領域内における異なる股関節角度 LC 間の NRS の比較、また、同股関節角度における大腿直筋領域間の NRS の比較および同股関節角度 LC における異なるハムストリング領域間の NRS の比較は、対応のない t 検定または一元配置分散分析を用いた。主効果が検出された場合は、一元配置分散分析に続いて Bonferroni の事後検定を行った。一元配置分散分析と t 検定の効果量を、それぞれ partial η^2 と r で示した。NRS と T2 値の相関関係は Spearman の順位相関係数を用いて、相関係数は r で示した。すべての検定は、統計解析ソフト SPSS Statistics Ver 27.0.0.1 for Windows (IBM, Armonk, USA) を用いて行った。有意水準は 5% 未満とした。

4.3 結果

大腿直筋と広筋群各筋頭の NRS の比較

表 4-1 に各股関節角度と領域における NRS を示す。筋活動の客観的指標である T2 値と比較するため、筋収縮の主観的感覚として大腿四頭筋の NRS スコアを比較した。大腿中位領域では、股関節角度 0° LE ($p=0.161, r=0.479$)、股関節角度 40° LE ($p=0.062, r=0.609$)、股関節角度 80° LE ($p=0.214, r=0.403$) において、大腿直筋中位と外側広筋近位の間には有意差は認められなかった。さらに大腿遠位領域では、股関節角度 0° LE ($p=0.560, \text{partial } \eta^2=0.047$)、股関節角度 40° LE ($p=0.160, \text{partial } \eta^2=0.141$)、股関節角度 80° LE ($p=0.311, \text{partial } \eta^2=0.093$) において、大腿直筋遠位、外側広筋遠位、内側広筋の間には有意差はみられなかった。

表 4-1：各股関節角度と領域における LE 後の NRS

股関節角度	大腿直筋			外側広筋		内側広筋
	近位	中位	遠位	近位	遠位	
0° LE	4.7±1.1	6.6±2.3	7.2±2.4	4.8±3.0	6.2±3.7	7.7±2.4
40° LE	5.9±2.3	7.6±2.4	7.6±1.5	5.3±2.2	6.4±2.5	8.3±2.0
80° LE	3.1±2.4	4.7±2.8	7.3±2.5	5.8±2.8	7.4±1.5	8.6±1.1

LE：レッグエクステンション、平均値±標準偏差

同大腿直筋領域内における異なる股関節角度 LE 間の NRS の比較

一元配置分散分析の結果、大腿直筋近位において主効果が確認された ($p=0.026, \text{partial } \eta^2=0.263$)。股関節角度 80° LE と比較して、股関節角度 40° LE の NRS が有意に高値を示した。 ($p=0.023, r=0.532$ ：図 4-2A)。大腿直筋中位 ($p=0.062, \text{partial } \eta^2=0.207$ 、図 4-2B) と大腿直筋遠位 ($p=0.948, \text{partial } \eta^2=0.004$ 、図 4-2C) では有意差はなかった。

続いて、有意差が確認され高値を示した股関節角度 40° LE において、大腿直筋近位の NRS と T2 値の相関関係を求めた。その結果、有意差はなかった ($p=0.291, r=0.458$ 、図 4-3)。

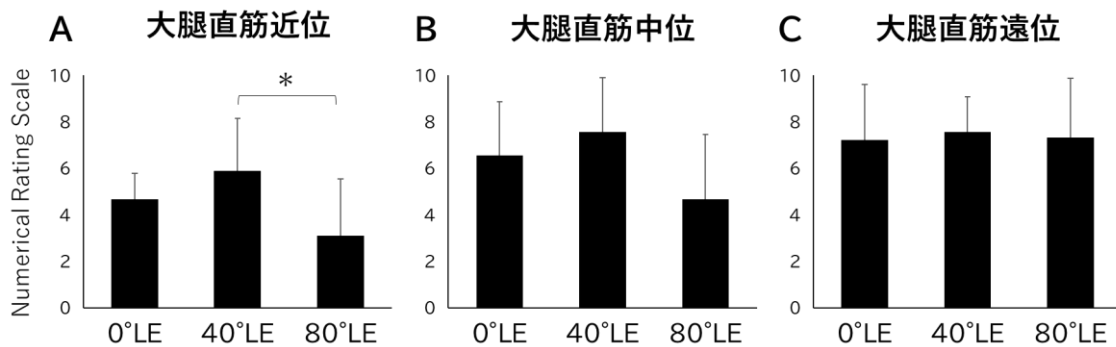


図 4-2：同大腿直筋領域内における異なる股関節角度 LE 間の NRS の比較

0° LE：股関節角度 0° LE、40° LE：股関節角度 40° LE、80° LE：股関節角度 80° LE、

*：p<0.05

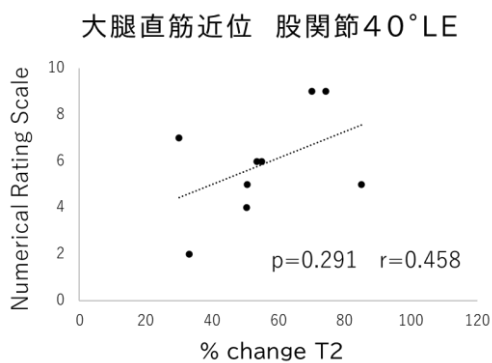


図 4-3：股関節角度 40° LE における大腿直筋近位の NRS と T2 値の相関関係

LE：レッグエクステンション

同股関節角度 LE における異なる大腿直筋領域間の NRS の比較

股関節角度 0° LE (p=0.035、partial $\eta^2=0.244$) と股関節角度 80° LE (p=0.007、partial $\eta^2=0.338$) で主効果が確認された。股関節角度 0° LE (p=0.039、r=0.588：図 4-4A) と股関節角度 80° LE (p=0.006、r=0.669：図 4-4C) において、大腿直筋遠位の NRS が大腿直筋近位と比較して有意に高値を示した。股関節角度 40° LE では NRS に有意差はなかった (p=0.166、partial $\eta^2=0.139$ 、図 4-4B)。

続いて、有意差が確認され高値を示した股関節角度 0° LE および股関節角度 80° LE の大腿直筋遠位において、NRS と半腱様筋遠位の相関関係を求めた。その結果、有意差はなかった (股関節角度 0°：p=0.188、r=0.483、図 4-5A、股関節角度 80°：p=0.126、r=0.547、

4-5B)。

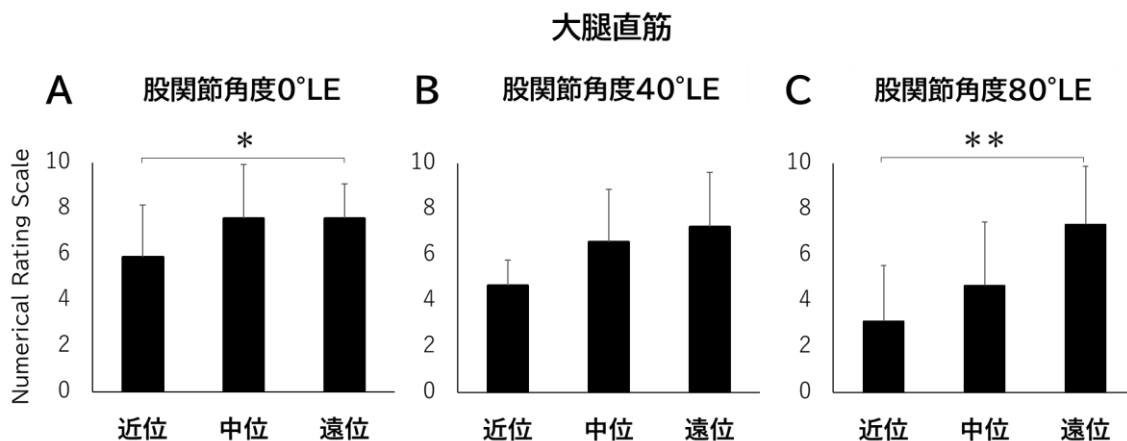


図 4-4：同股関節角度 LE における異なる大腿直筋領域間の NRS の比較

LE：レッグエクステンション、近位：大腿直筋近位、中位：大腿直筋中位、遠位：大腿直筋遠位、*： $p < 0.05$

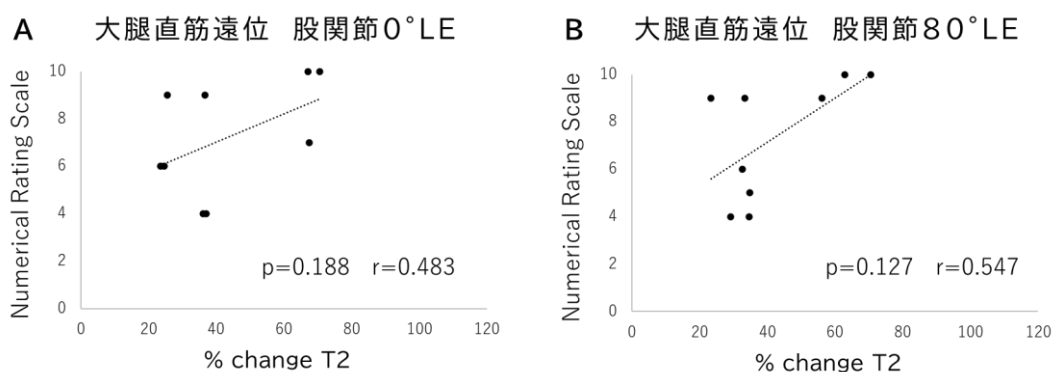


図 4-5：股関節角度 0° および股関節角度 80° における大腿直筋遠位の NRS と T2 値の相関関係

A：股関節角度 0° LE 条件、B：股関節角度 80° 条件、LE：レッグエクステンション

ハムストリングを構成する各筋の NRS の比較

表 4-2 に各股関節角度と領域における NRS を示す。筋活動の客観的指標である T2 値と比較するため、筋収縮の主観的感覚としてハムストリングの NRS スコアを比較した。ハムストリングを構成する各筋の NRS の比較では、大腿近位領域(股関節角度 0° LC: $p=0.799$, $r=0.065$ 、股関節角度 40° LC: $p=0.754$, $r=0.079$ 、股関節角度 80° LC: $p=0.927$, $r=0.023$)、

大腿中位領域（股関節角度 0° LC : p=0.927、r=0.021、股関節角度 40° LC : p=0.776、r=0.072、股関節角度 80° LC : p=0.163、r=0.343）、大腿遠位領域（股関節角度 0° LC : p=0.358、r=0.230、股関節角度 40° LC : p=0.778、r=0.072、股関節角度 80° LC : p=0.707、r=0.095）のいずれにおいても有意差はなかった。

表 4-2 : 各股関節角度と領域における LC 後の NRS

股関節角度	外側ハムストリング			内側ハムストリング		
	近位	中位	遠位	近位	中位	遠位
0° LC	5.4±2.2	5.7±1.7	3.4±2.6	5.8±3.2	7.8±1.2	4.7±2.9
40° LC	4.4±2.9	6.8±2.1	5.4±2.8	4.0±3.0	6.4±2.7	5.0±3.7
80° LC	3.2±2.5	4.7±1.9	5.9±2.5	3.3±2.5	5.8±1.2	6.3±2.4

LC : レッグカール、平均値±標準偏差

ハムストリングの同領域内における異なる股関節角度 LC 間の NRS の比較

一元配置分散分析の結果、外側ハムストリング（近位 : p=0.209、partial $\eta^2=0.122$ 、中位 : p=0.088、partial $\eta^2=0.183$ 、遠位 : p=0.131、partial $\eta^2=0.156$ ）および内側ハムストリング（近位 : p=0.202、partial $\eta^2=0.125$ 、中位 : p=0.088、partial $\eta^2=0.183$ 、遠位 : p=0.483、partial $\eta^2=0.059$ ）において主効果は確認されなかった。

同股関節角度 LC における異なるハムストリング領域間の NRS の比較

内側ハムストリングに主効果が確認された (p=0.015、partial $\eta^2=0.295$)。股関節角度 80° LC において、内側ハムストリング遠位は内側ハムストリング近位と比較して有意に高値を示した (p=0.020、r=0.541、図 4-6C)。股関節角度 0° LC (p=0.190、partial $\eta^2=0.129$ 、図 4-6A) および股関節角度 40° LC (p=0.094、partial $\eta^2=0.122$ 、図 4-6B) では有意差はなかった。また、外側ハムストリングにおいても有意差はなかった (股関節角度 0° LC : p=0.085、partial $\eta^2=0.185$ 、股関節角度 40° LC : p=0.071、partial $\eta^2=0.197$ 、股関節角度 80° LC : p=0.279、partial $\eta^2=0.101$)。

続いて、有意差が確認され高値を示した股関節角度 80° LC の内側ハムストリング遠位において、NRS と半腱様筋遠位の相関関係を求めた。その結果、有意差はなかった (p=0.896、r=0.391、図 4-7)。

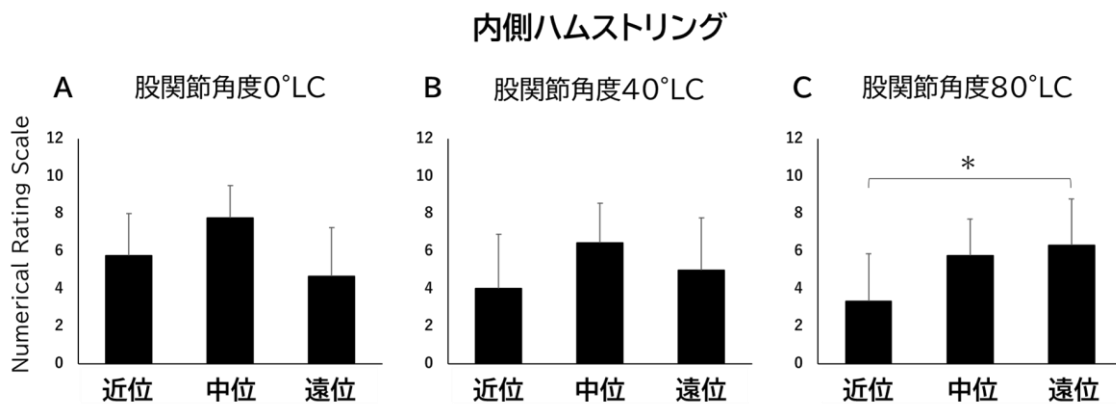


図 4-6：同股関節角度 LC における異なる内側ハムストリング領域間の NRS の比較
 LC：レッグカール、近位：内側ハムストリング近位、中位：内側ハムストリング中位、遠位：内側ハムストリング遠位、*： $p < 0.05$

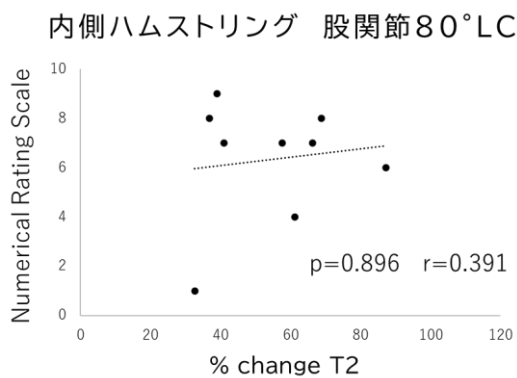


図 4-7：股関節角度 80° LC における内側ハムストリングの NRS と T2 値の相関関係
 LC：レッグカール

4.4 考察

遠心性に起こる筋活動と同時に、筋収縮感の求心性の感覚入力が起こる。これは知覚することができ、筋収縮の認知や調節に利用される。この主観的な筋収縮感覚を活かす MMC は筋肥大にとって有効な考え方であり、その MMC に関する報告は多くある一方(53-55, 103-105)、主観的な筋収縮感覚と客観的な筋活動との関連性に関する情報は少ない(39, 57, 58)。筋活動の両輪とも言える筋収縮感覚の知覚だが、その理解はいまだ不十分で、科学的に検討する余地が大いにある。そこで本研究では、下肢近位に存在する二関節筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動と、主観的な筋収縮感覚の知覚の関連性について検討した。そのために、主観的な筋収縮感覚を NRS によって定量評価し、MRI T2 値による客観的な筋活動と比較することでその整合性を確かめ、主観的な筋収縮感覚は領域特異的、長軸区画的に適応可能なのか、客観的な筋活動をもとに検証した。

その結果、大腿四頭筋では、股関節角度 40° LE における大腿直筋近位の NRS 平均値は股関節角度 80° LE より有意に高値を示した。また、股関節角度 0° LE と股関節角度 80° LE において、大腿直筋遠位の NRS 平均値は大腿直筋近位より有意に高値を示した。ハムストリングでは、股関節角度 80° LC において、内側ハムストリング遠位の NRS 平均値は内側ハムストリング近位より有意に高値を示した。上記の有意差が確認された結果において、客観的な筋活動の指標である T2 値と、NRS による主観的な筋収縮感覚の程度との相関関係を検討したが、すべての相関係数において有意差は確認されなかった。以上の結果より、主観的な筋収縮感覚と客観的な筋活動の関係について考察する。

大腿四頭筋における主観的な筋収縮感覚について、LE では遠位領域の筋収縮感覚を長軸区画的に知覚しやすい傾向となった。一方、股関節角度 40° LE のみ、大腿直筋遠位より近位の NRS 平均値が高値を示したことから、股関節角度の変化が大腿直筋の筋収縮感覚の知覚に影響を及ぼすことが明らかとなった。本論文第 3 章、客観的な筋活動の結果においても、股関節角度 40° LE では大腿直筋近位の T2 値が高値を示していることから、主観的な筋収縮感覚と客観的な筋活動の指標は同様の傾向であったと言える。そのため、レジスタンストレーニング実践の現場における大腿直筋近位の強化の際に、筋活動領域の判断基準として主観的な筋収縮感覚の知覚は有用であると考えられる。しかし、有意な相関係数は確認できなかったことから、筋活動の程度まで知覚できるとは言えない。また、筋頭ごとの NRS の比較では有意差が確認されなかった。本論文第 3 章、客観的な筋活動の結果では、股関節

角度 40° LE において広筋群と比較して大腿直筋の T2 値変化率が高値を示したにも関わらず、NRS では有意差が見られなかったことから、実際の筋活動を領域特異的および長軸区画的に正確に知覚することは難しいと言える。さらに、NRS 平均値の比較で有意差が確認された条件において T2 値と相関関係を検討した結果、有意な相関係数は確認されなかったことから、レジスタンストレーニング熟練者であっても客観的な筋活動の程度を知覚することは困難であることが示唆された。したがって、大腿四頭筋の筋頭ごとの領域特異的な筋収縮感覚の知覚を頼りにしたレジスタンストレーニングの実践には、効果保証の不確実性という懸念が残る。レジスタンストレーニングに熟練していない場合、筋収縮感覚の精度はさらに低い可能性があり、客観的な筋活動動態を理解した上でレジスタンストレーニングに取り組むことの重要性が示唆された。

次に、ハムストリングについて考察する。大腿二頭筋の長頭と短頭、また半腱様筋と半膜様筋の識別は被験者にとって困難であるため、大腿二頭筋長頭と短頭を外側ハムストリング、半腱様筋と半膜様筋を内側ハムストリングに包括し、主観的な筋収縮感覚の評価対象とした。その結果、股関節角度 80° LC において、内側ハムストリング近位より内側ハムストリング遠位の NRS 平均値が高値を示した。また、他の領域・関節角度では有意な差が見られなかったことから、ハムストリング内では、主観的な筋収縮感覚を領域特異的および長軸区画的に知覚することは困難であることが明らかとなった。本論文第 3 章、客観的な筋活動の測定では、ハムストリングにおける領域特異的、およびハムストリング近位における長軸区画的な筋活動が確認された一方、本章の NRS では同様の傾向は確認されなかったことから、ハムストリングにおいては筋収縮感覚の知覚によって実際に活動する領域を特定することは困難であることがわかった。さらに、T2 値と NRS の詳細な分析においても、有意な相関関係が確認できなかったことから、レジスタンストレーニングに熟練した者でもハムストリングにおける客観的な筋活動領域を主観的な筋収縮感覚から特定することは難しく、さらに筋活動の程度も認識できるものではないことが明らかとなった。

股関節角度 40° LE を除き、大腿四頭筋とハムストリングにおいて長軸区画的な筋収縮感覚が確認された結果では、近位より遠位の筋収縮感覚を強く知覚していた。これは、膝関節が主動関節であるという LE および LC の動作特性に関係している可能性がある。動作する関節に近い遠位領域、すなわち膝関節付近の筋収縮感覚を強く知覚しやすいが、関節が動作しない股関節周辺の近位領域の筋収縮感覚は知覚しにくいと考えることができる。そしてこの特性は、大腿前面および後面の共通点であると言える。一方、大腿直筋では股関節角度

40° LEにおいて、主観的な筋収縮感覚を長軸区画的に知覚できることが示唆されたが、ハムストリングでは客観的な筋活動との整合性が見られなかったことから、主観的な筋収縮感覚はハムストリングでは特に信頼性がない可能性が高い。この違いに関して、対象となる筋の動きを目視することが MMC を強める要因になると報告されており(107)、LE 時の大腿四頭筋は目視できた一方、LC 時のハムストリングの動きは目視できなかったことが理由として考えられる。本研究は、同じ下肢近位に位置する二関節筋でも、身体前面と後面では主観的な筋収縮感覚の共通点も相違点もあることを明らかにすることができた。また、特にハムストリングでは、レジスタンストレーニングを実施する際、主観的な筋収縮感覚に頼り切るのではなく、客観的な筋活動動態を理解したうえで臨むことが重要である。これらは、領域特異的、そして長軸区画的な分析をしたことで得られた新知見である。

さらに、主観的な筋収縮感覚を強く知覚した領域・股関節角度において、客観的な筋活動と相関関係を検討した結果、すべての相関係数において有意差が確認されなかった。これまで論じてきたとおり、NRS 平均値で有意な差を検出した項目において NRS と T2 値の相関関係を検討したが、これは筋収縮感覚を強く知覚できる項目において、主観的な筋収縮感覚の程度は、客観的な筋活動の程度を反映しているのか検討している。先行研究では、EMG による筋放電量から MMC を検討したものがあり、様々なレジスタンストレーニング種目において、対象筋の活動を意識して挙上する内部意識群と、ウェイトを挙上することに集中する外部意識群で比較をした(54, 55, 105)。その結果、発揮筋力は外部意識群が高値を示した一方、筋放電量は内部意識群が高値を示した。本研究では T2 値を用いることで、筋収縮感覚を強く知覚できても、客観的な筋活動の程度は知覚できていないということを明らかにすることができたことには学術的価値がある。しかしながら、T2 値を用いて検討した報告は本研究が初めてのものであり、今後さらなる検討が必要である。レジスタンストレーニング実践の現場では、筋活動と同時に起きる感覚入力に基づく主観的な筋収縮感覚を指標に動作を遂行し、効果を確保する試みがなされているが、感覚の知覚のみを判断基準としたレジスタンストレーニングでは目標が達成されない可能性が高い。

本研究の限界点として、NRS を用いて主観的な筋収縮感覚を評価する方法の妥当性が挙げられる。しかしながら本論文で使用した方法は、Holden らの報告に基づいたものであり(39)、学術的に認められている部分もある。また、レジスタンストレーニングの強度の増加と RPE は比例し(60)、RPE、NRS、VAS の結果はすべて比例するとも報告されている(61, 62)。さらに、NRS の有効性と再現性を示す 54 件の報告を要約したレビュー論文も存在す

ることから(59)、筋収縮感覚を評価する方法として、NRS には妥当性があると考えている。また、レジスタンストレーニング実践の現場において、目的とするトレーニング効果達成のために、筋活動時に同時に入力される主観的な筋収縮感覚を頼りに、領域特異的および長軸区画的に骨格筋を鍛えるレジスタンストレーニングに取り組んでいるという現状もある。これらのことから、主観的な筋収縮感覚と客観的な筋活動の情報の整合性を評価した本論文の知見は、特にレジスタンストレーニング実践の場に対しては重要な価値を内包していると考えられる。

4.5 結論

大腿四頭筋とハムストリングにおいて、近位領域より遠位領域の筋収縮感覚を長軸区画的に強く知覚した。また、股関節角度 40° LE の大腿直筋近位では、主観的な筋収縮感覚を長軸区画的に知覚できる傾向が見られたが、ハムストリングではこの傾向は見られなかった。さらに、主観的な筋収縮感覚の知覚と客観的な筋活動の程度は、大腿四頭筋とハムストリング共にすべての領域・股関節角度条件において相関しなかったため、レジスタンストレーニング実践の間では筋収縮感覚を過信せず、客観的な筋活動動態を理解した実践が必要である。

第5章 総合討論

5.1 本論文のまとめ

本論文は、下肢近位に位置する二関節筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動動態を明らかにすることを目的とした。特に、二関節筋の中枢にある関節の角度制御によって引き起こされる二関節筋の筋長変化が、筋頭ごとの領域特異的および長軸区画的な筋活動に与える影響を検討した。そして二関節筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動動態の理解をさらに深めるために、遠心性神経による筋活動という出力だけでなく、同時に起こる求心性神経による感覚入力である、主観的な筋収縮感覚を NRS によって定量化し、筋収縮感覚を領域特異的、特に長軸区画的に知覚することは可能なのか、また客観的な筋活動との整合性はあるのか検討した。

第2章では、等尺性 LE において、股関節角度の変化が大腿四頭筋の領域特異的、および長軸区画的な筋活動に及ぼす影響を EMG と SWE を用いて観測した。EMG ではすべての領域・関節角度で領域特異的および長軸区画的な筋活動を観測することができなかった一方、SWE ではそれを観測することができた。具体的には、等尺性 LE では外側広筋より大腿直筋が強く活動し、股関節を伸展した LE では大腿直筋近位の活動が増強した。以上より、股関節角度を変化させることで大腿四頭筋を領域特異的に、そして大腿直筋を長軸区画的に強化することが可能であると結論した。また、今回用いた等尺性収縮での検討に加え、実際のレジスタンストレーニング動作である等張性収縮を対象に、MRI による T2 値を用いた領域特異的および長軸区画的な筋活動を観測することが、二関節筋の長軸区画的な筋活動の理解を深めるために重要であると考察した。したがって、第3章では、T2 値を用いて等張性 LE における領域特異的および長軸区画的な筋活動を観測することとした。

第3章では、前章の結果を基に、実際のレジスタンストレーニング動作である等張性収縮を用いて領域特異的および長軸区画的な筋活動について検討を重ねた。そして、大腿四頭筋だけでなく拮抗筋のハムストリングも検討対象とすることで考察が深化し、下肢近位の二関節筋全体について深い理解に達すると考えたため、本章では大腿四頭筋とハムストリングを対象とした。大腿四頭筋では、股関節をやや伸展した 40° LE において、広筋群と比較して大腿直筋が強く活動した。また、大腿直筋遠位は股関節角度の変化に影響を受けなかったが、股関節を 0° から 40° に伸展することで大腿直筋近位の活動が増強した。LC では、股関節角度に関係なく半腱様筋が強く活動した。さらに、股関節を屈曲した LC ではハムス

トリング遠位の活動が増強する一方、股関節をやや伸展に近づけることでハムストリング近位の活動が増強された。大腿四頭筋とハムストリングは、筋の形状の違いから、筋力発揮に最適な股関節角度が異なる一方、それぞれの近位に関しては共通して股関節角度 40° が長軸区画的に活動しやすかった。したがって、股関節角度を変化させることで大腿四頭筋およびハムストリングを領域特異的に、そして大腿直筋およびハムストリングを長軸区画的に強化することが可能であると結論づけた。

筋活動が起きる際には、遠心性神経による筋活動という出力だけでなく、求心性神経による筋収縮の知覚という感覚入力も同時に起きている。これは筋発揮張力の調整に必要な情報となり、筋活動には必要不可欠な機能である。しかし、この筋収縮感覚の知覚についてはいまだ理解が不十分で、科学的に検討する余地が大いにあり、その理解は二関節筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動の理解を深めるために重要である。したがって、第 4 章では、下肢近位に存在する二関節筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動と、主観的な筋収縮感覚の知覚の関連性について検討することを目的とした。そのために、主観的な筋収縮感覚を NRS によって定量評価し、MRI T2 値による客観的な筋活動と比較し、その整合性を検討した。領域特異的、特に長軸区画的な筋収縮感覚の知覚は困難であり、客観的な筋活動と主観的な筋収縮感覚が一致する股関節角度は限定されると仮説を立て、主観的な筋収縮感覚は領域特異的、長軸区画的に適応可能なのか、客観的な筋活動をもとに検証した。その結果、大腿四頭筋とハムストリングともに、近位領域より遠位領域の筋収縮感覚を長軸区画的に強く知覚した。また、股関節角度 40° LE のみ、主観的な筋収縮感覚を長軸区画的に知覚する傾向が見られたが、ハムストリングではこの傾向は見られなかった。さらに、主観的な筋収縮感覚の知覚と客観的な筋活動の程度はすべての領域・股関節角度条件において相関しなかった。したがって、レジスタンストレーニング実践の場では筋収縮感覚を過信せず、客観的な筋活動動態を理解した実践が必要であると考察した。

5.2 実践への応用

本研究で得られた知見をトレーニング実践の場へと還元することで、領域特異的および長軸区画的に骨格筋を鍛え分けることを目的としたレジスタンストレーニングの精度を高めることが期待できる。特にレジスタンストレーニング実践を模倣してトレーニング試技を行った第3章、第4章の結果から、以下の応用が可能である。

第3章. 大腿直筋の近位の強化には、通常のLEよりも股関節を伸展させた屈曲40°で行うLEが有効であり、遠位の強化には通常のLEのように股関節屈曲80°で行うLEが有効である。LCは全般的に半腱様筋の強化に有効で、ハムストリング遠位の強化には股関節屈曲0°で行うLCが有効である。さらに、ハムストリング近位の強化には股関節屈曲40°で行うLCが有効である。

第4章. 大腿四頭筋およびハムストリングの遠位領域を強化したい場合、主観的な筋収縮感覚を筋活動の指標として利用することは有効である。また、股関節角度40°LEで大腿直筋近位の強化を目的とする場合も、主観的な筋収縮感覚の活用が有用だが、ハムストリングでは主観的な筋収縮感覚を過信するべきでない。しかし、主観的な筋収縮感覚の知覚は筋活動の程度までは反映できないため、客観的な筋活動動態を理解することが重要である。

このように、二関節筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動動態を理解したうえで、強化したい領域に合わせて最適な関節角度に設定し、合目的性の高いレジスタンストレーニングを実施することが緻密な強化戦略にとって重要である。また、主観的な筋収縮感覚を過信せず、客観的な筋活動動態を理解した実践が必要である。

5.3 本論文の限界点

第 2 章における限界点として、等尺性収縮は実際のレジスタンストレーニング実践の現場で行われているトレーニング動作である等張性収縮とは異なる運動様式であることがあげられる。等尺性収縮は EMG と SWE を用いて二関節筋の長軸区画的な筋活動を検討する上では適した収縮様式である一方、上記した通りの限界点でもあり、実際のレジスタンストレーニングの理解を深めるには等張性収縮における筋活動を観測する必要がある。先行研究でも、大腿四頭筋の等尺性収縮運動を継続して行くと、等張性収縮運動と比較して、筋力増加に対する筋肥大が小さく、また拮抗筋であるハムストリングにおいて遠心性収縮時の筋放電量が低下したと報告されていることから(35)、領域特異的、長軸区画的な筋活動動態にも影響を及ぼす可能性がある。

したがって、第 3 章では等張性収縮運動において、T2 値を用いて実際のレジスタンストレーニングと同様の収縮様式で実施をした。しかし、第 3 章において採用した単発のレジスタンストレーニングにおける筋活動を T2 値を用いて評価する方法もまた、限界点の一つでもある。レジスタンストレーニングは長期間継続することで、その主な効果である筋肥大を得るものであり、最も直接的な示唆を得る研究手法は長期的な介入研究である。一方、本研究で実施したレジスタンストレーニングを長期間継続することで、下肢近位の二関節筋の筋頭ごとの領域特異的および長軸区画的な筋肥大を引き起こすと考える。第 1 章 1.5 で記述したが、まず T2 値を指標に骨格筋の筋活動を推定する妥当性は証明されている(50-52)。さらに、骨格筋肥大を引き起こす要因の一つに筋のポンプがあり(108)、水分量変化を捉える T2 値の増加は筋のポンプを示すものであり、筋肥大につながる事が明らかとなっている(34)。また、単発のレジスタンストレーニングによる領域特異的および長軸区画的な T2 値変化率の増加と、レジスタンストレーニングを 12 週継続した後の領域特異的および長軸区画的な筋肥大が一致していたことから(10)、本研究で観測された領域特異的および長軸区画的な筋活動は長期的な筋肥大とも一致すると考えられる。したがって、T2 値を指標に単発レジスタンストレーニングの筋活動を観測することは、レジスタンストレーニング種目の筋肥大効果を容易に推測できるため有効な手法であると考えている。

第 4 章に関して、NRS を用いて主観的な筋収縮感覚を評価する方法の再現性は、本研究の限界点として議論すべきである。しかしながら、本研究で使用した NRS の聞き取り方法は、Holden らの報告に基づいて実施した(39)。また、レジスタンストレーニングの強度の

増加と RPE は比例することから、主観的に強度を設定するために有用な指標であるとされており(60)、また、RPE、NRS、VAS の結果はすべて比例すると報告されている(61, 62)。さらに、NRS の有効性と再現性を示す 54 件の報告を要約したレビュー論文も存在し(59)、筋収縮感覚を評価する方法としての NRS の再現性および妥当性があると考えている。また、レジスタンストレーニング実践の現場では即時的に筋活動をフィードバックすることは困難であり、目的とするトレーニング効果達成のために、遠心的な筋活動と同時に起きる主観的な筋収縮感覚を頼りに実践しなければならない現実がある。したがって、主観的な筋収縮感覚と客観的な筋活動の情報の整合性を評価した本研究の知見は、特にレジスタンストレーニング実践の場に対しては重要な価値を内包していると考ええる。

最後に、被験者の特殊性も限界点である。本論文では、鍛錬者を対象に研究を行った。動作と筋活動の関係についてより正確な情報を得るため、レジスタンストレーニング動作に習熟した鍛錬者によってトレーニング動作を正確に制御することが重要であった。したがって、日常的に高強度のレジスタンストレーニングを実践しているボディビルダーを対象にした。また、領域特異的および長軸区画的な筋活動および筋肥大を検討している先行研究は非鍛錬者を対象としており(9, 10, 12, 28)、レジスタンストレーニング動作に習熟したボディビルダーを対象とすることで新たな知見が得られたと考えている。したがって、この被験者の選定は限界点ではあるものの、本論文独自の価値とも言える。

5.4 今後の展望

今後の展望の 1 つ目として、本論文のレジスタンストレーニングを長期的に継続して、領域特異的および長軸区画的な筋肥大を評価することがあげられる。先行研究において領域特異的および長軸区画的な筋肥大は、単発レジスタンストレーニングにおける T2 値変化率を観測することで予測できると報告されているが(28)、これは全ての二関節筋において証明されているわけではない。したがって、長期的なレジスタンストレーニング介入後の筋肥大応答を実際に観測し、単発レジスタンストレーニングにおける T2 値変化率の結果と比較することで、実際のトレーニング効果、また筋活動と筋肥大の関係に関する新たな知見を提供できる可能性がある。

2 つ目に、レジスタンストレーニング経験のある鍛錬者と非鍛錬者との応答の違いを比較することで、レジスタンストレーニング経験あるいは習熟度の違いが筋活動動態に及ぼす影響を検討することが可能となる。さらに、本研究の対象者はトレーニング歴が 5 年程度であったが、よりトレーニング経験年数が長い熟練者との比較をすることで、トレーニング経験が筋活動動態に及ぼす影響をより詳細に検討できる。これは、様々な習熟段階の実践者が混在するレジスタンストレーニング実践の場における重要な情報となる。特にレジスタンストレーニング中の筋収縮を求心的に知覚する主観的な筋収縮感覚は、レジスタンストレーニングの熟練度に影響を受ける可能性があり、筋収縮感覚を知覚する解像度を詳細に解析することで、筋活動の理解をより一層深めることができると考えられる。さらに、トレーニング熟練者の筋収縮感覚の知覚や MMC に関する知見を、非鍛錬者やトレーニング初心者に還元することで、より早く熟練者の技術を身につけ、効率の良いトレーニングを早期から実施できるようになれる可能性もある。したがって、対象者の性質を広げて検討し、議論を深めることは、社会への還元上、極めて有意義な情報になる。

3 つ目は、多関節種目における領域特異的および長軸区画的な筋活動を検討することである。大腿直筋は、多関節種目のスクワットやレッグプレスでは広筋群より活動が弱くなる一方(11, 94)、単関節種目の LE では広筋群より高い活動を示す(12, 28)。しかし、LE における領域特異的および長軸区画的な筋活動は検討されているが(12, 28)、多関節種目において二関節筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動を検討した報告はない。また、種目の違いによる筋の反応の変化に関する報告は上肢の筋においてもされており、Wakahara らは多関節種目であるダンベルナローベンチプレスを行った際の上腕三頭筋の筋頭ごとの領域特異

のおよび長軸区画的な筋活動と筋肥大を観測した。その結果、上腕三頭筋長頭の筋活動が上腕三頭筋外側頭および内側頭より低値を示した(9)一方、単関節種目であるトライセップスエクステンションにおける検討も行っており(10)、ダンベルナローベンチプレスと比較をした結果、二関節筋である上腕三頭筋長頭の筋活動はダンベルナローベンチプレスで低かった。このことから、他の二関節筋においても種目間で筋活動動態が異なる可能性があるため、様々な種目を対象に検討を重ねることで二関節筋の理解を深めることが可能である。

4つ目は、さらに多くの骨格筋を対象に検討を行うことである。本論文では比較的大きな二関節筋を対象としたが、新たな知見が発見された。また上肢の二関節筋、腓腹筋や腹直筋においても筋頭ごとの領域特異的および長軸区画的な筋活動が確認されている(9, 10, 14, 16, 17, 75, 101)。したがって、その他の筋にも未解明な機能や新たな知見は残されており、今後発見できると確信している。未検討の骨格筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動動態を観測することで詳細な筋活動動態の理解を深めることは、学術的に普遍的な意義があり、レジスタンストレーニング実践の場に還元できる社会的意義のある重要な研究であると考えている。

5つ目は、主観的な筋収縮感覚に関する検討を重ねることである。本研究においては、レジスタンストレーニング時に求心的に知覚する筋の収縮感覚をNRSによって定量化したが、5.3でも示した通り、科学的にさらなる検証が可能である。したがって、様々な筋、対象者、強度など、多くの条件下において検証を重ねることで、新たな理解に達することができると考える。また、レジスタンストレーニング実践の現場では、この主観的な筋収縮感覚を頼りに、領域特異的および長軸区画的に骨格筋を鍛え分けるレジスタンストレーニングに取り組んでいる現状がある。したがって、主観的な筋収縮感覚の知見を蓄積することは、レジスタンストレーニング実践の現場において、より有効性が高い実施方法の提供につながる可能性がある。

第6章 結論

本論文は、下肢近位に位置する二関節筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動を明らかにすることを目的とした。特に、二関節筋の中枢にある関節の角度制御によって引き起こされる二関節筋の筋長変化が、筋頭ごとの領域特異的および長軸区画的な筋活動に与える影響を検討し、さらに筋収縮感覚の知覚との整合性を検討した。その結果、以下の示唆が得られた。

1. 等尺性 LE では、外側広筋より大腿直筋が強く活動した。また、股関節を伸展に近づけた LE では大腿直筋近位の活動が増強した。さらに、EMG では観測できなかった領域特異的および長軸区画的な筋活動を SWE では観測することができた。
2. 大腿四頭筋において、LE では大腿直筋が広筋群より強く活動した。また、股関節を屈曲して行う LE では大腿直筋遠位が強く活動する一方、股関節を伸展に近づけることで近位の活動が増強した。また、ハムストリングにおいて、LC 全般で半腱様筋が他の筋より強く活動した。また、股関節屈曲 0° の LC ではハムストリング遠位が強く活動する一方、股関節屈曲 40° LC ではハムストリング近位が強く活動した。
3. 大腿四頭筋とハムストリングにおいて、近位領域より遠位領域の筋収縮感覚を長軸区画的に強く知覚した。また、股関節角度 40° LE の大腿直筋近位のみ、主観的な筋収縮感覚を長軸区画的に知覚する傾向が見られたが、ハムストリングではこの傾向は見られなかった。さらに、主観的な筋収縮感覚の知覚と客観的な筋活動の程度はすべての領域・股関節角度条件において相関しなかった。

以上より、下肢近位の二関節筋の中枢にある関節角度を変化させることで、二関節筋の領域特異的および長軸区画的な筋活動を制御できると結論づけた。また、筋収縮感覚を長軸区画的に知覚することもできるが、筋活動の程度まで知覚することはできない。レジスタンストレーニング実践の場では、効果判定の指標として筋収縮感覚を過信せず、客観的な筋活動動態を理解した実践が必要である。これらの結果は、レジスタンストレーニング実践の場における関節角度設定と、主観的な筋収縮感覚の有用性と活用方法に関して、新たな知見を提

供することができるものである。

参考文献

1. **Fujiwara M, and Basmajian JV.** Electromyographic study of two-joint muscles. *Am J Phys Med* 54: 234-242, 1975.
2. **van Ingen Schenau GJ, Dorssers WM, Welter TG, Beelen A, de Groot G, and Jacobs R.** The control of mono-articular muscles in multijoint leg extensions in man. *J Physiol* 484 (Pt 1): 247-254, 1995.
3. **van Ingen Schenau GJ, Bobbert MF, and Rozendal RH.** The unique action of bi-articular muscles in complex movements. *J Anat* 155: 1-5, 1987.
4. **Cleland J.** On the Actions of Muscles passing over more than One Joint. *J Anat Physiol* 1: 85-93, 1867.
5. **Gregor RJ, Cavanagh PR, and LaFortune M.** Knee flexor moments during propulsion in cycling—a creative solution to Lombard’s Paradox. *J Biomech* 18: 307-316, 1985.
6. **Yang D, and Morris SF.** Neurovascular anatomy of the rectus femoris muscle related to functioning muscle transfer. *Plast Reconstr Surg* 104: 102-106, 1999.
7. **Stineman MG, Shea JA, Jette A, Tassoni CJ, Ottenbacher KJ, Fiedler R, and Granger CV.** The Functional Independence Measure: tests of scaling assumptions, structure, and reliability across 20 diverse impairment categories. *Arch Phys Med Rehabil* 77: 1101-1108, 1996.
8. **Watanabe K, Kouzaki M, and Moritani T.** Effect of Electrode Location on Task-Dependent Electromyography Responses Within the Human Biceps Femoris Muscle. *J Appl Biomech* 32: 97-100, 2016.
9. **Wakahara T, Fukutani A, Kawakami Y, and Yanai T.** Nonuniform muscle hypertrophy: its relation to muscle activation in training session. *Med Sci Sports Exerc* 45: 2158-2165, 2013.
10. **Wakahara T, Miyamoto N, Sugisaki N, Murata K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T, and Yanai T.** Association between regional differences in muscle activation in one session of resistance exercise and in muscle hypertrophy after resistance training. *Eur J Appl Physiol* 112: 1569-1576, 2012.
11. **Ema R, Sakaguchi M, Akagi R, and Kawakami Y.** Unique activation of the quadriceps femoris during single- and multi-joint exercises. *Eur J Appl Physiol* 116: 1031-1041, 2016.

12. **Narici MV HH, Kayser B, Landoni L, Claassen H, Gavardi C, Conti M, Cerretelli P.** Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training. *Acta Physiol Scand* 157: 175-186, 1996.
13. **Watanabe K, Kouzaki M, and Moritani T.** Task-dependent spatial distribution of neural activation pattern in human rectus femoris muscle. *J Electromyogr Kinesiol* 22: 251-258, 2012.
14. **Vieira TM, Merletti R, and Mesin L.** Automatic segmentation of surface EMG images: Improving the estimation of neuromuscular activity. *J Biomech* 43: 2149-2158, 2010.
15. **Hodson-Tole EF, Loram ID, and Vieira TM.** Myoelectric activity along human gastrocnemius medialis: different spatial distributions of postural and electrically elicited surface potentials. *J Electromyogr Kinesiol* 23: 43-50, 2013.
16. **Vieira TM, Loram ID, Muceli S, Merletti R, and Farina D.** Postural activation of the human medial gastrocnemius muscle: are the muscle units spatially localised? *J Physiol* 589: 431-443, 2011.
17. **Sarti MA, Monfort M, Fuster MA, and Villaplana LA.** Muscle activity in upper and lower rectus abdominus during abdominal exercises. *Arch Phys Med Rehabil* 77: 1293-1297, 1996.
18. **Kholinne E, Zulkarnain RF, Sun YC, Lim S, Chun JM, and Jeon IH.** The different role of each head of the triceps brachii muscle in elbow extension. *Acta Orthop Traumatol Turc* 52: 201-205, 2018.
19. **Chalmers PN, Cip J, Trombley R, Cole BJ, Wimmer MA, Romeo AA, and Verma NN.** Glenohumeral Function of the Long Head of the Biceps Muscle: An Electromyographic Analysis. *Orthop J Sports Med* 2: 2325967114523902, 2014.
20. **Watanabe K, Kouzaki M, and Moritani T.** Regional neuromuscular regulation within human rectus femoris muscle during gait. *J Biomech* 47: 3502-3508, 2014.
21. **Watanabe K, Kouzaki M, and Moritani T.** Relationship between regional neuromuscular regulation within human rectus femoris muscle and lower extremity kinematics during gait in elderly men. *J Electromyogr Kinesiol* 41: 103-108, 2018.
22. **Abe T DD, Pollock ML, Garzarella L.** Time course for strength and muscle thickness changes following upper and lower body resistance training in men and women. *Eur J Appl Physiol* 81: 174-180, 2000.

23. **Nicholas A. Ratamess, Brent A. Alvar, Tammy K. Evetoch, Terry J. Housh, W. Ben Kibler, William J. Kraemer, and N. Travis Triplett.** American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc* 41: 687-708, 2009.
24. **Schoenfeld B, Fisher J, Grgic J, Haun C, Helms E, Phillips S, Steele J, and Vigotsky A.** Resistance Training Recommendations to Maximize Muscle Hypertrophy in an Athletic Population: Position Stand of the IUSCA. *International Journal of Strength and Conditioning* 1: 2021.
25. **Willardson Jeffrey M, Norton L, and Wilson G.** Training to Failure and Beyond in Mainstream Resistance Exercise Programs. *Strength and Conditioning Journal* 32: 21-29, 2010.
26. **Ema R, Wakahara T, Yanaka T, Kanehisa H, and Kawakami Y.** Unique muscularity in cyclists' thigh and trunk: A cross-sectional and longitudinal study. *Scand J Med Sci Sports* 26: 782-793, 2016.
27. **Enocson AG, Berg HE, Vargas R, Jenner G, and Tesch PA.** Signal intensity of MR-images of thigh muscles following acute open- and closed chain kinetic knee extensor exercise — index of muscle use. *Eur J Appl Physiol* 94: 357-363, 2005.
28. **Wakahara T, Ema R, Miyamoto N, and Kawakami Y.** Inter - and intramuscular differences in training - induced hypertrophy of the quadriceps femoris: association with muscle activation during the first training session. *Clinical Physiology and Functional Imaging* 37: 405-412, 2015.
29. **Bourne MN, Timmins RG, Opar DA, Pizzari T, Ruddy JD, Sims C, Williams MD, and Shield AJ.** An Evidence-Based Framework for Strengthening Exercises to Prevent Hamstring Injury. *Sports Med* 48: 251-267, 2018.
30. **Maeo S, Huang M, Wu Y, Sakurai H, Kusagawa Y, Sugiyama T, Kanehisa H, and Isaka T.** Greater Hamstrings Muscle Hypertrophy but Similar Damage Protection after Training at Long versus Short Muscle Lengths. *Med Sci Sports Exerc* 53: 825-837, 2021.
31. **Watanabe K, Kouzaki M, and Moritani T.** Non-uniform surface electromyographic responses to change in joint angle within rectus femoris muscle. *Muscle Nerve* 50: 794-802, 2014.

32. **Goldberg AL, Etlinger JD, Goldspink DF, and Jablecki C.** Mechanism of work-induced hypertrophy of skeletal muscle. *Med Sci Sports* 7: 185-198, 1975.
33. **Häussinger D, Lang F, and Gerok W.** Regulation of cell function by the cellular hydration state. *Am J Physiol* 267: E343-355, 1994.
34. **Hirono T, Ikezoe T, Taniguchi M, Tanaka H, Saeki J, Yagi M, Umehara J, and Ichihashi N.** Relationship Between Muscle Swelling and Hypertrophy Induced by Resistance Training. *J Strength Cond Res* 36: 359-364, 2022.
35. **Carolan B, and Cafarelli E.** Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *J Appl Physiol (1985)* 73: 911-917, 1992.
36. **Häkkinen K, Newton RU, Gordon SE, McCormick M, Volek JS, Nindl BC, Gotshalk LA, Campbell WW, Evans WJ, Häkkinen A, Humphries BJ, and Kraemer WJ.** Changes in muscle morphology, electromyographic activity, and force production characteristics during progressive strength training in young and older men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 53: B415-423, 1998.
37. **Watanabe K, Kouzaki M, and Moritani T.** Spatial EMG potential distribution of biceps brachii muscle during resistance training and detraining. *Eur J Appl Physiol* 115: 2661-2670, 2015.
38. **Ribeiro AS, Avelar A, Schoenfeld BJ, Ritti Dias RM, Altimari LR, and Cyrino ES.** Resistance training promotes increase in intracellular hydration in men and women. *Eur J Sport Sci* 14: 578-585, 2014.
39. **Holden S, Lyng K, Graven-Nielsen T, Riel H, Olesen JL, Larsen LH, and Rathleff MS.** Isometric exercise and pain in patellar tendinopathy: A randomized crossover trial. *J Sci Med Sport* 23: 208-214, 2020.
40. **Farina D, Merletti R, and Enoka RM.** The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update. *J Appl Physiol (1985)* 117: 1215-1230, 2014.
41. **Nordez A, and Hug F.** Muscle shear elastic modulus measured using supersonic shear imaging is highly related to muscle activity level. *J Appl Physiol (1985)* 108: 1389-1394, 2010.

42. **Yoshitake Y, Takai Y, Kanehisa H, and Shinohara M.** Muscle shear modulus measured with ultrasound shear-wave elastography across a wide range of contraction intensity. *Muscle Nerve* 50: 103-113, 2014.
43. **Eby SF, Song P, Chen S, Chen Q, Greenleaf JF, and An KN.** Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. *J Biomech* 46: 2381-2387, 2013.
44. **Kim K, Hwang HJ, Kim SG, Lee JH, and Jeong WK.** Can Shoulder Muscle Activity Be Evaluated With Ultrasound Shear Wave Elastography? *Clin Orthop Relat Res* 476: 1276-1283, 2018.
45. **Kozinc Z, and Sarabon N.** Shear-wave elastography for assessment of trapezius muscle stiffness: Reliability and association with low-level muscle activity. *PLoS One* 15: e0234359, 2020.
46. **Tier L, Salomoni SE, Hug F, Besomi M, and Hodges PW.** Shear modulus of multifidus and longissimus muscles measured using shear wave elastography correlates with muscle activity, but depends on image quality. *J Electromyogr Kinesiol* 56: 102505, 2021.
47. **Bravo-Sanchez A, Abian P, Lucenteforte G, Jimenez F, and Abian-Vicen J.** The Applicability of Shear Wave Elastography to Assess Myotendinous Stiffness of Lower Limbs during an Incremental Isometric Strength Test. *Sensors (Basel)* 22: 2022.
48. **Behnke AR Jr, Welham WC.** THE SPECIFIC GRAVITY OF HEALTHY MEN BODY WEIGHT VOLUME AS AN INDEX OF OBESITY. 1942. *Obes Res* 3: 295-300, 1995.
49. **Fisher MJ, Meyer RA, Adams GR, Foley JM, and Potchen EJ.** Direct relationship between proton T2 and exercise intensity in skeletal muscle MR images. *Invest Radiol* 25: 480-485, 1990.
50. **Vandenborne K, Ploutz-Snyder L, Dudley G, Elliott MA, De Meirleir K.** Relationship between muscle T2* relaxation properties and metabolic state: a combined localized 31P-spectroscopy and 1H-imaging study. *Eur J Appl Physiol* 82: 76-82, 2000.
51. **Yue G, Alexander AL, Laidlaw DH, Gmitro AF, Unger EC, and Enoka RM.** Sensitivity of muscle proton spin-spin relaxation time as an index of muscle activation. *J Appl Physiol (1985)* 77: 84-92, 1994.
52. **Adams GR, Harris RT, Woodard D, and Dudley GA.** Mapping of electrical muscle stimulation using MRI. *J Appl Physiol (1985)* 74: 532-537, 1993.

53. **Andersen LL, and Calatayud J.** Mind-muscle connection revisited: do 100 studies about beanbag tossing, stick balancing, and dart throwing have any relevance for strength training? *Eur J Appl Physiol* 116: 865-866, 2016.
54. **Calatayud J, Vinstrup J, Jakobsen MD, Sundstrup E, Colado JC, and Andersen LL.** Mind-muscle connection training principle: influence of muscle strength and training experience during a pushing movement. *Eur J Appl Physiol* 117: 1445-1452, 2017.
55. **Fujita RA, Villalba MM, Silva NRS, Pacheco MM, and Gomes MM.** Mind-Muscle Connection: Verbal Instructions Alter Electromyographic Activity for Elbow Flexors and Extensors During Co-Contraction Training. *Percept Mot Skills* 128: 375-389, 2021.
56. **Halperin I, and Vigotsky AD.** The mind-muscle connection in resistance training: friend or foe? *Eur J Appl Physiol* 116: 863-864, 2016.
57. **Gandevia SC, McCloskey DI, and Burke D.** Kinaesthetic signals and muscle contraction. *Trends Neurosci* 15: 62-65, 1992.
58. **Proske U, and Gandevia SC.** The kinaesthetic senses. *J Physiol* 587: 4139-4146, 2009.
59. **Hjermstad MJ, Fayers PM, Haugen DF, Caraceni A, Hanks GW, Loge JH, Fainsinger R, Aass N, Kaasa S, and European Palliative Care Research C.** Studies comparing Numerical Rating Scales, Verbal Rating Scales, and Visual Analogue Scales for assessment of pain intensity in adults: a systematic literature review. *J Pain Symptom Manage* 41: 1073-1093, 2011.
60. **Suchomel TJ, Nimphius S, Bellon CR, Hornsby WG, and Stone MH.** Training for Muscular Strength: Methods for Monitoring and Adjusting Training Intensity. *Sports Med* 51: 2051-2066, 2021.
61. **Bielewicz J, Daniluk B, and Kamieniak P.** VAS and NRS, Same or Different? Are Visual Analog Scale Values and Numerical Rating Scale Equally Viable Tools for Assessing Patients after Microdiscectomy? *Pain Res Manag* 2022: 5337483, 2022.
62. **Vymyslický P, Pavlů D, and Pánek D.** Effect of Mental Task on Sex Differences in Muscle Fatigability: A Review. *Int J Environ Res Public Health* 19: 2022.
63. **Lexell J.** Human aging, muscle mass, and fiber type composition. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 50 Spec No: 11-16, 1995.

64. **Rydwik E, Frandin K, and Akner G.** Effects of physical training on physical performance in institutionalised elderly patients (70+) with multiple diagnoses. *Age Ageing* 33: 13-23, 2004.
65. **Ema R, Sakaguchi M, and Kawakami Y.** Thigh and Psoas Major Muscularity and Its Relation to Running Mechanics in Sprinters. *Med Sci Sports Exerc* 50: 2085-2091, 2018.
66. **Morin JB, Gimenez P, Edouard P, Arnal P, Jimenez-Reyes P, Samozino P, Brughelli M, and Mendiguchia J.** Sprint Acceleration Mechanics: The Major Role of Hamstrings in Horizontal Force Production. *Front Physiol* 6: 404, 2015.
67. **Ekstrand J, Bengtsson H, Walden M, Davison M, Khan KM, and Hagglund M.** Hamstring injury rates have increased during recent seasons and now constitute 24% of all injuries in men's professional football: the UEFA Elite Club Injury Study from 2001/02 to 2021/22. *Br J Sports Med* 57: 292-298, 2022.
68. **Mendiguchia J, Alentorn-Geli E, Idoate F, and Myer GD.** Rectus femoris muscle injuries in football: a clinically relevant review of mechanisms of injury, risk factors and preventive strategies. *Br J Sports Med* 47: 359-366, 2013.
69. **Kernozek TW, and Greer NL.** Quadriceps angle and rearfoot motion: relationships in walking. *Arch Phys Med Rehabil* 74: 407-410, 1993.
70. **Tubbs RS, Stetler W, Jr., Savage AJ, Shoja MM, Shakeri AB, Loukas M, Salter EG, and Oakes WJ.** Does a third head of the rectus femoris muscle exist? *Folia Morphol (Warsz)* 65: 377-380, 2006.
71. **Gyftopoulos S, Rosenberg ZS, Schweitzer ME, and Bordalo-Rodrigues M.** Normal anatomy and strains of the deep musculotendinous junction of the proximal rectus femoris: MRI features. *AJR Am J Roentgenol* 190: W182-186, 2008.
72. **Hasselmann CT, Best TM, Hughes Ct, Martinez S, and Garrett WE, Jr.** An explanation for various rectus femoris strain injuries using previously undescribed muscle architecture. *Am J Sports Med* 23: 493-499, 1995.
73. **Ates F, Hug F, Bouillard K, Jubeau M, Frappart T, Couade M, Bercoff J, and Nordez A.** Muscle shear elastic modulus is linearly related to muscle torque over the entire range of isometric contraction intensity. *J Electromyogr Kinesiol* 25: 703-708, 2015.

74. **Rickham PP.** HUMAN EXPERIMENTATION. CODE OF ETHICS OF THE WORLD MEDICAL ASSOCIATION. DECLARATION OF HELSINKI. *Br Med J* 18: 177, 1964.
75. **Zabaleta-Korta A, Latorre-Erezuma U, Fernández-Peña E, Torres-Unda J, and Santos-Concejero J.** Regional hypertrophy of muscle cannot be predicted by surface electromyography. *Isokinetics and Exercise Science* pre press: 2023.
76. **Earp JE, Newton RU, Cormie P, and Blazevich AJ.** Inhomogeneous Quadriceps Femoris Hypertrophy in Response to Strength and Power Training. *Med Sci Sports Exerc* 47: 2389-2397, 2015.
77. **Mangine GT, Redd MJ, Gonzalez AM, Townsend JR, Wells AJ, Jajtner AR, Beyer KS, Boone CH, La Monica MB, Stout JR, Fukuda DH, Ratamess NA, and Hoffman JR.** Resistance training does not induce uniform adaptations to quadriceps. *PloS One* 13: e0198304, 2018.
78. **Maeo S, Wu Y, Huang M, Sakurai H, Kusagawa Y, Sugiyama T, Kanehisa H, and Isaka T.** Triceps brachii hypertrophy is substantially greater after elbow extension training performed in the overhead versus neutral arm position. *Eur J Sport Sci* 23: 1240-1250, 2023.
79. **Kodesho T, Taniguchi K, Kato T, and Katayose M.** Intramuscular differences in shear modulus of the rectus femoris muscle during passive knee flexion. *Eur J Appl Physiol* 121: 1441-1449, 2021.
80. **Askling CM, Tengvar M, Tarassova O, and Thorstensson A.** Acute hamstring injuries in Swedish elite sprinters and jumpers: a prospective randomised controlled clinical trial comparing two rehabilitation protocols. *Br J Sports Med* 48: 532-539, 2014.
81. **Gronwald T, Klein C, Hoenig T, Pietzonka M, Bloch H, Edouard P, and Hollander K.** Hamstring injury patterns in professional male football (soccer): a systematic video analysis of 52 cases. *Br J Sports Med* 56: 165-171, 2022.
82. **Guex K, and Millet GP.** Conceptual framework for strengthening exercises to prevent hamstring strains. *Sports Med* 43: 1207-1215, 2013.
83. **Kamandulis S, Janusevicius D, Snieckus A, Satkunskiene D, Skurvydas A, and Degens H.** High-velocity elastic-band training improves hamstring muscle activation and strength in basketball players. *J Sports Med Phys Fitness* 60: 380-387, 2020.

84. **Askling C, Karlsson J, and Thorstensson A.** Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload. *Scand J Med Sci Sports* 13: 244-250, 2003.
85. **Bourne MN, Duhig SJ, Timmins RG, Williams MD, Opar DA, Al Najjar A, Kerr GK, and Shield AJ.** Impact of the Nordic hamstring and hip extension exercises on hamstring architecture and morphology: implications for injury prevention. *Br J Sports Med* 51: 469-477, 2017.
86. **van Dyk N, Behan FP, and Whiteley R.** Including the Nordic hamstring exercise in injury prevention programmes halves the rate of hamstring injuries: a systematic review and meta-analysis of 8459 athletes. *Br J Sports Med* 53: 1362-1370, 2019.
87. **Saxton JM, and Donnelly AE.** Length-specific impairment of skeletal muscle contractile function after eccentric muscle actions in man. *Clin Sci (Lond)* 90: 119-125, 1996.
88. **Whiting B.** Theoretical Models of Skeletal Muscle: Biological and Mathematical Considerations. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 31: 1084, 1999.
89. **Lieber RL, and Bodine-Fowler SC.** Skeletal muscle mechanics: implications for rehabilitation. *Phys Ther* 73: 844-856, 1993.
90. **Thelen DG, Chumanov ES, Hoerth DM, Best TM, Swanson SC, Li L, Young M, and Heiderscheit BC.** Hamstring muscle kinematics during treadmill sprinting. *Med Sci Sports Exerc* 37: 108-114, 2005.
91. **Buford WL, Jr., Ivey FM, Jr., Malone JD, Patterson RM, Peare GL, Nguyen DK, and Stewart AA.** Muscle balance at the knee—moment arms for the normal knee and the ACL-minus knee. *IEEE Trans Rehabil Eng* 5: 367-379, 1997.
92. **Kumazaki T, Ehara Y, and Sakai T.** Anatomy and physiology of hamstring injury. *Int J Sports Med* 33: 950-954, 2012.
93. **Makihara Y, Nishino A, Fukubayashi T, and Kanamori A.** Decrease of knee flexion torque in patients with ACL reconstruction: combined analysis of the architecture and function of the knee flexor muscles. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14: 310-317, 2006.
94. **Kubo K, Ikebukuro T, and Yata H.** Effects of squat training with different depths on lower limb muscle volumes. *Eur J Appl Physiol* 119: 1933-1942, 2019.

95. **Ena R, Nosaka K, Kawashima R, Kanda A, Ikeda K, and Akagi R.** Muscle length influence on rectus femoris damage and protective effect in knee extensor eccentric exercise. *Scand J Med Sci Sports* 31: 597-609, 2021.
96. **Wickiewicz TL.** Acromioclavicular and sternoclavicular joint injuries. *Clin Sports Med* 2: 429-438, 1983.
97. **Woodley SJ, and Mercer SR.** Hamstring muscles: architecture and innervation. *Cells Tissues Organs* 179: 125-141, 2005.
98. **Kellis E, Galanis N, Kapetanios G, and Natsis K.** Architectural differences between the hamstring muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 22: 520-526, 2012.
99. **Bogduk N.** Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum. *SA Journal of Physiotherapy* 56: 38, 2000.
100. **Weinert CR, Jr., McMaster JH, and Ferguson RJ.** Dynamic function of the human fibula. *Am J Anat* 138: 145-149, 1973.
101. **Zabaleta-Korta A, Fernandez-Pena E, Torres-Unda J, Frances M, Zubillaga A, and Santos-Concejero J.** Regional Hypertrophy: The Effect of Exercises at Long and Short Muscle Lengths in Recreationally Trained Women. *J Hum Kinet* 87: 259-270, 2023.
102. **Calatayud J, Vinstrup J, Jakobsen MD, Sundstrup E, Brandt M, Jay K, Colado JC, and Andersen LL.** Importance of mind-muscle connection during progressive resistance training. *Eur J Appl Physiol* 116: 527-533, 2016.
103. **Paoli A, Mancin L, Saoncella M, Grigoletto D, Pacelli FQ, Zamparo P, Schoenfeld BJ, and Marcolin G.** Mind-muscle connection: effects of verbal instructions on muscle activity during bench press exercise. *Eur J Transl Myol* 29: 8250, 2019.
104. **Schoenfeld BJ, Vigotsky A, Contreras B, Golden S, Alto A, Larson R, Winkelmann N, and Paoli A.** Differential effects of attentional focus strategies during long-term resistance training. *Eur J Sport Sci* 18: 705-712, 2018.
105. **Fujita RA, Silva NRS, Bedo BLS, Santiago PRP, Gentil PRV, and Gomes MM.** Mind-Muscle Connection: Limited Effect of Verbal Instructions on Muscle Activity in a Seated Row Exercise. *Percept Mot Skills* 127: 925-938, 2020.
106. **Fortier S, and Basset FA.** The effects of exercise on limb proprioceptive signals. *J Electromyogr Kinesiol* 22: 795-802, 2012.

107. **Marchant DC, Greig M, Scott C.** Attentional focusing instructions influence force production and muscular activity during isokinetic elbow flexions. *J Strength Cond Res.* Nov;23(8):2358-66. 2009
108. **Schoenfeld BJ.** The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. *J Strength Cond Res* 24: 2857-2872, 2010.

博士論文に関連する研究業績一覧

1. Hiroku Mitsuya, Koichi Nakazato, Takayoshi Hakkaku, Takashi Okada. Hip flexion angle affects longitudinal muscle activity of the rectus femoris in leg extension exercise. *Eur J Appl Physiol.* 2023 Jun;123 (6) :1299-1309.
2. 三矢 紘駆、中里 浩一、岡田 隆、膝・股関節角度の違いが大腿四頭筋の長軸区画的な筋活動に及ぼす影響：剪断波エラストグラフィを用いて、第 76 回 日本体力医学会大会、2021 年 9 月 17 日～9 月 19 日
3. 三矢 紘駆、中里 浩一、岡田 隆、股関節角度の違いは大腿直筋の長軸区画的な筋活動を変える、第 77 回 日本体力医学会大会、2022 年 9 月 21 日～9 月 22 日

謝辞

本論文の執筆するにあたり、多くの方々にご指導ご鞭撻を賜りました。

終始適切なお助言と熱心なご指導を賜りました指導教員の岡田隆教授に深謝の意を表します。

また、副査の中里浩一教授、岡本孝信教授には細部に渡る指導を頂きました。深謝の意を表します。

加えて、本研究の遂行にあたり、快く実験にご協力いただいた岡田研究室、ボディビル部の皆様に誠意の意を表します。

最後に、これまでの研究と本論文の執筆に惜しめない理解を示し、自らの不便や不都合を厭わずに協力し支えてくれた妻の幸郁と母、祖父母に心より感謝いたします。

ありがとうございました。