

区分	課程
----	----

(論文 様式)

股関節屈曲角度-トルク特性に基づいた
大腰筋の筋力トレーニング法開発
に関する基礎的研究

スポーツ科学研究科

スポーツ科学専攻

222D01

伊藤 和寛

研 究 指 導

前島 悦子 教授

目次

第1章	序論	1
	1. 研究の背景	1
	2. 大腰筋の特性	2
	(1) 大腰筋の形態学的, 組織化学的特徴	2
	(2) 大腰筋の姿勢制御への関与	2
	(3) 大腰筋の歩行への関与	2
	3. 最大筋力の向上と筋肥大のメカニズム	3
	(1) 最大筋力を決定する要因	3
	(2) 筋肥大が生じるメカニズム	3
	(3) 筋力増強, 筋肥大トレーニングの方法	4
	(4) 各種の筋力トレーニング方法における利点と欠点	4
	4. 関節角度-トルク特性	5
	(1) 四肢関節の角度-トルク特性と股関節屈曲角度-トルク特性	5
	(2) 股関節屈曲角度-トルク特性の先行研究報告および問題点	5
	5. 本研究の位置づけと概略	6
第2章	股関節屈曲角度-トルク特性の再検証 (課題 1)	7
	1. 目的	7
	2. 方法	7
	実験 1. 姿勢保持機能と代償運動の影響を排除した状態での最大等尺性股関節 屈曲トルク	
	(1) 被験者	7
	(2) 筋力計測	7
	(3) 股関節屈曲トルク算出方法	8
	(4) 統計処理	9
	実験 2. 計測姿勢の違いによる最大等尺性股関節屈曲トルク	
	(1) 被験者	9
	(2) 筋力計測	10
	(3) 股関節屈曲トルク算出方法	10
	(4) 統計処理	11
	3. 結果	11
	実験 1.	11
	実験 2.	11
	4. 考察	12
	5. まとめ	14

第3章	股関節屈曲角度-トルク特性に応じた負荷トルクパターンを用いた短期レジスタンストレーニング効果の検証 (課題2)	15
1.	目的	15
2.	方法	15
	(1) 被験者	15
	(2) トレーニングマシンの特徴	16
	(3) 筋力計測	17
	(4) 股関節屈曲トルク算出方法	17
	(5) トレーニングプロトコール	17
	(6) 統計処理	17
3.	結果	17
4.	考察	19
5.	まとめ	20
第4章	超音波画像診断装置を用いた大腰筋の筋肥大判定方法の確立 (課題3)	21
1.	目的	21
2.	方法	22
	実験 1. IMU の併用有無による大腰筋の筋厚計測における検者内および検者間信頼性の比較	
	(1) 被験者	22
	(2) 大腰筋の筋厚計測	22
	(3) 統計解析	23
	実験 2. 大腰筋の筋厚と解剖学的筋横断面積との関係	
	(1) 被験者	24
	(2) 大腰筋の筋厚計測	24
	(3) 大腰筋の解剖学的筋断面積計測	24
	(4) 統計処理	24
3.	結果	25
	実験 1.	25
	実験 2.	27
4.	考察	29
5.	まとめ	30
第5章	本研究の限界	31
第6章	臨床応用と将来展望	32
第7章	結論	33
文献	34
謝辞	43

第1章 序論

1-1. 研究の背景

日本の総人口は1億2,550万人（2021年10月1日）であり、そのうち65歳以上の人口は3,621万人で、総人口に占める割合（高齢化率）は28.9%である（内閣府 online1）。また、2020年時点の平均寿命は、男性81.6歳、女性87.7歳と、日本は世界で最も高齢化が進んだ社会であり、今後も平均寿命の延伸が予想されている。日常生活に支障のない期間を健康寿命といい、2019年時点では、男性が72.7歳、女性が75.4歳である（内閣府 online2）。この平均寿命と健康寿命との差を不健康期間といい、男性で約9年、女性で約12年である。今後も超高齢社会が継続する日本においては、不健康期間の高齢者への人的・経済的負担の増大が社会的課題であり、不健康期間を短縮するための方策が求められている。

高齢者は、生活機能や予備能力が低下し、健康状態に対する脆弱性が高まることで、フレイルと呼ばれる状態に陥りやすい。フレイルは、健康な状態と要介護状態の中間に位置し、身体的フレイル、精神・心理的フレイル、社会的フレイルなど、多面的な概念を含む（荒井 2014）。厚生労働省「2022年（令和4年）国民生活基礎調査」（厚生労働省 online）によると、介護が必要となる要因のうち、身体的フレイルに関連する骨折・転倒、高齢による衰弱、関節疾患などが約37%を占めており、要介護状態を予防するためには、歩行を基本とした移動能力の維持が重要である。

移動能力を維持するには、全身の筋力と筋量の維持が必要である。しかし、加齢に伴い骨格筋量が減少することは明らかであり、30代と比較して80代では約30%の減少が報告されている（久野ら 2005）。さらに、加齢に伴う筋量減少は、上肢よりも下肢で顕著であることが示されている（田辺ら 2010）。この加齢に伴う筋量減少および筋機能低下は、サルコペニアと定義される。サルコペニアは、ギリシャ語の「筋肉 (sarx: サルコ)」と「喪失 (penia: ペニア)」を組み合わせた造語であり、Rosenberg (1989) により「加齢による骨格筋量の減少」と定義された。2010年には、ヨーロッパサルコペニアワーキンググループが診断基準を発表し、「高齢者に見られる骨格筋量の減少と筋力または身体機能の低下」と定義した（Cruz-Jentoft et al. 2010）。さらに、地域や民族の違いが考慮され、世界各地域で診断基準が策定されており、アジア圏ではアジアサルコペニアワーキンググループが作成した診断基準（Chen et al. 2020）が用いられている。

Ikezoe ら (2011a) は、超音波画像診断装置を用いた研究において、下肢筋の筋厚を筋量の指標とした場合、大腰筋の加齢による筋量減少が最も顕著であると報告している。また、金ら (2000) は、大腰筋の減少が歩行能力の低下に大きく影響することを報告している。これらの研究結果から、高齢者の生活機能を維持するた

めには、大腰筋の筋量減少を抑制し、高い歩行能力を維持することが重要であると考えられる。つまり、高齢者の大腰筋の筋量を維持することは、身体的フレイルを予防し不健康期間を短縮させることができる一つの方策であると考えられる。

1-2. 大腰筋の特性

(1) 大腰筋の形態学的、組織化学的特徴

大腰筋は第12胸椎から第4-5腰椎の椎体側面から起始する浅頭と、全腰椎の肋骨突起から起始する深頭から成り、腸骨窩から起始する腸骨筋が合流し、強力な付着腱となって大腿骨の小転子に停止している。大腰筋は恥骨隆起を滑車状に走行していることで股関節において大きなモーメントアームを確保するとともに、発生する後方剪断力によって、骨盤と股関節を安定させることに有利に働く筋であると考えられている(名倉ら 1997)。

大腰筋の筋線維構成に関する報告では、筋線維の太さに関しては赤筋線維が大径で、白筋線維が小径となっており、白筋線維が大径で赤筋線維が小径という他の四肢筋のパターンとは異なる特異性が確認されている(木村 2000, 駒谷 1986, 長谷川 1987)。しかし、筋線維比率では、白筋線維の比率が赤筋線維に比べ高いという報告(木村 2000, 駒谷 1986, 長谷川 1987)と赤筋線維の比率の方が高いという報告(木村ら 1991)に分かれており、未だ一定の見解は得られていない。

(2) 大腰筋の姿勢制御への関与

前述した大腰筋の筋線維構成における特徴は機能的な特徴によるものであると考えられている。ヒトは直立二足姿勢で静止しているときには、常に等尺性筋収縮が求められる。この直立二足姿勢に対する適応の結果、常に持続的な緊張性筋収縮を発揮する赤筋線維が大径化したと考えられている(木村 2000, 木村 1991)。大腰筋は腰椎と下肢をつなぐ唯一の筋であり(Arbanas et al. 2009)、収縮によって腰椎前弯位、骨盤前傾位で脊柱を固定することができ(小澤 2006)、日常生活における様々な場面で安定した姿勢保持のために重要な役割を担う。

(3) 大腰筋の歩行への関与

股関節屈曲作用を持つ大腰筋は歩行、走行において重要な役割を担う筋である。歩行速度を規定するのは、歩幅と単位時間あたりの歩数で求められる歩行率である。歩行速度が増大すると歩幅と歩行率ともに増大するが、歩幅の増大が限界になると歩行率の増大に依存することになる(Murray et al. 1967, Andriacchi et al. 1977)。歩幅の増大には、足関節底屈筋力、膝関節伸展筋力が関

与し (Judge et al. 1996), 歩行率の増大には, 股関節屈曲筋群が主に関与すると考えられてきた(Andersson et al. 1997, Neptune et al. 2008). しかし, 治郎丸(2021)は, 大腰筋には, 立脚中期から後期にかけて活動することで遊脚期初期にすばやく脚を前方に振り出す役割と, 遊脚期後半に活動することで股関節屈曲角度を大きくして脚を前に運ぶことを可能にする役割があり, これらの役割によって歩幅と歩行率の両方が増大すると報告しており, 大腰筋は歩行能力を維持するために最も重要な筋のひとつであることが明らかになっている.

1-3. 最大筋力の向上と筋肥大のメカニズム

(1) 最大筋力を決定する要因

生体内で最大筋力を決定する要因は, 大きく3つに分類される. 1つ目は筋のサイズ(太さ), 2つ目は運動単位の動員能力, 3つ目は筋線維組成である. 主働筋のサイズと最大筋力は比例関係にあるため, 最大筋力を向上させるための第一の方法は筋肥大を促進することである. 運動単位とは, 1つの運動神経が支配する筋線維の集団を指し, より多くの運動単位を同時に動員する能力を高めることで, 最大筋力も向上する. また, 筋線維組成とは, 赤筋線維と白筋線維の割合を指す. 赤筋線維は収縮速度が遅く, 発揮する張力は小さいが, 疲労耐性が高い. 一方で, 白筋線維は収縮速度が速く, 発揮する張力は大きい, 疲労耐性が低い. このため, 同じ筋断面積を有する筋であっても白筋線維が多い場合は, より大きな最大筋力を発揮することができる(石井 1999). 最大筋力の向上を目指す際には, これら3つの要素をトレーニングによって高めていく必要がある.

(2) 筋肥大が生じるメカニズム

現在, 筋肥大には大きく分けて「タンパク質の代謝系(合成と分解)」と「筋線維の再生系」の2つのメカニズムが関与していると考えられている(石井 2022). 生体内では, 筋タンパク質は常に合成と分解を繰り返しており, その均衡により筋肉量が維持されている. この均衡状態から筋肥大を促進するためには, 筋タンパク質の合成が分解を上回る必要がある. この反応を引き起こす筋力トレーニングによる3つの主要メカニズムが, 機械的張力, 代謝ストレス, 筋損傷である(Schoenfeld 2010). 筋力トレーニングにより筋線維中のインスリン様成長因子-1 (insulin-like growth factor: IGF-1) の発現が増加し, 筋線維外に分泌される. 同時に, 下垂体から分泌される成長ホルモンにより血中のIGF-1も増加し, 力学的刺激に応答するメカニズムを持つラパマイシン標的タンパク質 (mechanistic (mammalian) target of rapamycin: mTOR) を刺激する. この刺激によって mTOR が活性化されると, リボソームが活性化し, 筋タンパク質の合成

が促進される。また、FOXO (forkhead box protein O) の抑制により、プロテアソームにおけるタンパク質の分解も抑制される(Sandri et al. 2004)。この2つのメカニズムにより、タンパク質の合成が高まり、同時に分解が抑制されるという合理的な仕組みが働く。筋線維の再生系において主に役割を果たすのは、幹細胞である筋衛星細胞(筋サテライト細胞)である。筋衛星細胞は新しい筋線維として分化するほか、既存の筋線維と融合して核を増やすことで筋線維の肥大に対応していると考えられている(Vierck et al. 2000)。近年、骨格筋から分泌されるさまざまなマイオカインが、他の臓器との相互作用を持つことが報告されている(藤井 2019)。この中で、ミオスタチンは骨格筋における筋衛星細胞の分化を抑制し、骨格筋量を負に調節するマイオカインとして知られている。筋力トレーニングによってミオスタチンの分泌が減少し、これにより筋衛星細胞の分化抑制が解除され、筋線維の再生を通じた筋肥大が促進されると考えられている(Mcpherron et al. 1997)。

(3) 筋力増強, 筋肥大トレーニングの方法

現在、筋力や筋肥大を目的としたトレーニングにおいて、重要な3つの要素は「強度(負荷重量)」、「量(回数およびセット数)」、「頻度(回/週)」である。バーベルなどの一定負荷を使用するトレーニングでは、強度と量を決定する指標として「最大反復回数(Repetition Maximum: RM)」が用いられ、1回しか持ち上げられない重量を1RMと表現する。全米ストレングス&コンディショニング協会は、筋肥大を目的とする場合の負荷強度を1RMの70~85%と推奨しており、高齢者であっても1RMの70%以上の強度で、10回の反復運動を3セット、週に2~3回行うことが推奨されている(Fragala et al. 2019)。この方法は、長年にわたり筋力トレーニングの標準法として認識されてきた。近年ではこれに加えて、セット間の休息时间、関節運動範囲、関節運動速度、筋収縮様式もトレーニング効果を最大化するための要因として重要視されている(石井 2022)。

(4) 各種の筋力トレーニング方法における利点と欠点

ダンベルやバーベルなどのフリーウェイトを用いたトレーニングでは、重力の影響により、トレーニング姿勢や関節角度が変わると、モーメントアームの変化によって関節にかかる負荷トルクが変動するという特徴がある。フリーウェイトでは、関節運動において負荷が最大となる位置と、筋力が最大に発揮される位置を一致させることが難しく、この点が欠点となる。さらに、トレーニングフォームが不適切である場合、効果が得られないだけでなく、怪我のリスクも高まる。

一方、ウェイトスタックマシンなどのアイソトニック（等張性）マシンを使用すると、トレーニング姿勢や関節角度に関係なく、負荷トルクが常に一定であるという特徴がある。しかし、アイソトニックマシンでは、関節運動の初期および最終域で発揮筋力が小さくなるため、これらの範囲で過剰な負荷トルクがかかる危険がある。そのため、関節運動の初期および最終域の負荷トルクを安全な大きさに設定すると、最大筋力が発揮される範囲の負荷トルクが低下し、トレーニング効果が減少する欠点がある。

このように、関節運動の全範囲において 1RM の 70%以上の負荷でトレーニングを行うことは難しい。

1-4. 関節角度-トルク特性

(1) 四肢関節の角度-トルク特性と股関節屈曲角度-トルク特性

筋収縮によって生じた張力は、筋膜や腱を介して骨に伝達され、関節を介し、梃子の作用により外部に力を発揮する。したがって、我々が種々の筋力計で計測している筋力は、筋収縮によって発生した張力そのものではなく、関節を介して発揮された関節トルクである。関節トルクは、筋が発揮する張力（筋張力）に、関節の回転中心から筋張力の作用線までの距離（モーメントアーム）を乗じた値で表される。したがって、同じ筋であっても関節角度が変わると、筋長の変化に伴い筋張力が変動し、モーメントアームも変化するため、関節トルクも変化する。この関節運動に伴う関節トルクの変化を「関節角度-トルク特性」と呼び、関節の構造や関節周囲の筋によって、全身の各関節で異なる(福永ら 2001)。関節角度-トルク特性は、さまざまな関節で調査されており、例えば肘関節では、屈曲トルクと伸展トルクの両方が肘関節屈曲 75°でピークとなるカーブを描くことが報告されている (Doheny et al. 2008)。また、膝関節では、伸展トルクが屈曲 75°でピークとなることが報告されている (市橋ら 1997)。

(2) 股関節屈曲角度-トルク特性の先行研究報告および問題点

先行研究において、股関節屈曲角度とトルク特性の関係は、股関節屈曲角度の増加に伴い発揮トルクが低下することが報告されている (Kulig et al. 1984, Elkins et al. 1951, Williams et al. 1959, Jensen et al. 1971, Clarke et al. 1950)。しかし、これらの報告では計測姿勢が側臥位やベッド端座位であり、姿勢保持機能を含んだトルクが計測されている可能性があり、最大等尺性股関節屈曲トルクが正確に計測されていない可能性がある。また、背臥位で計測された報告 (樋口ら 2010) では、腰部および骨盤がベルトで固定されており、股関節運動に伴う腰椎および骨盤の運動が制限されていたため、最大等尺性股関節屈曲トルクが正確に計測されていない可能性がある。

1-5. 本研究の位置づけと概略

本研究の位置づけは、股関節屈曲角度-トルク特性に応じた負荷トルクパターンでの筋力トレーニングが大腰筋の高い筋力増強、筋肥大効果を得られるか否かを検証するための基礎的研究である。そこで、以下の3つの課題に取り組んだ。

課題1では、股関節屈曲角度-トルク特性に関する先行研究結果に一貫性が確認できなかったため、先行研究では計測されていなかった股関節屈曲90°以降の深屈曲域でのトルクも実測し、股関節屈曲角度の増大に伴い可動域の大部分での発揮トルクは低下するか、一定か、増大するかについて再検証を行った。

課題2では、課題1で得られた股関節屈曲角度-トルク特性に基づく負荷パターンのトレーニングマシンを用い、短期トレーニング効果を検証した。

課題3では、筋力トレーニングによる大腰筋の筋肥大効果を評価するために、信頼性の高い非侵襲的な筋量計測法の確立を目的とし、超音波画像診断装置 (Ultrasound imaging System: US) と慣性センサ装置 (Inertial Measurement Unit: IMU) を併用した計測法の有用性について検討した。

第2章 股関節屈曲角度-トルク特性の再検証 (課題1)

2-1. 目的

近年、数学モデルを用いたシミュレーション研究結果(小栢ら 2011)や、骨格解剖学的標本に基づく形態学的データを用いた研究結果(Kumazaki et al. 2022)では、1900年代中期の先行研究結果とは異なり、股関節屈曲トルクが股関節の浅屈曲位よりも深屈曲位で小さくならないと予測されている。そこで本研究では、実験1にて姿勢保持機能や代償運動の影響を排除し、計測側の股関節角度のみを変更できる検査台を試作し、これを用いて最大等尺性股関節屈曲トルクを計測し、先行研究結果と比較検証した。さらに、実験2では、最大等尺性股関節屈曲トルクを股関節屈曲0°は背臥位で、深屈曲位の105°は端坐位と背臥位で計測し、1900年代中期の先行研究では最大等尺性股関節屈曲トルクが正確に計測されていないという我々の仮説が正しいか否かについても検証した。

2-2. 方法

実験1. 姿勢保持機能と代償運動の影響を排除した状態での最大等尺性股関節屈曲トルク

(1) 被験者

被験者は、某大学に在籍する学生のうち、本研究の目的および方法についての概要をまとめたリーフレットおよび口頭での公募に対して研究への協力の意思を示した者とした。除外基準は、①骨関節疾患および神経学的疾患の既往および手術歴を有する者、②日常的に下肢、体幹筋の筋力トレーニング習慣がある者とした。対象者は合計195名であり、男性113名、女性82名であった。年齢(平均±SD)は男性20.7±1.0歳、女性20.9±2.5歳、身長(平均±SD)は、男性171.3±4.8cm、女性158.2±5.6cm、体重(平均±SD)は男性64.1±8.1kg、女性50.5±5.9kgであった。なお、本研究はヘルシンキ宣言に基づき、事前に被験者に対して研究の目的および実験方法について十分に説明し文書で被験者となることについての同意を得るとともに、鈴鹿医療科学大学倫理審査委員会の承認を受け実施した(承認番号:384)。

(2) 筋力計測

先行研究で利き足と非利き足の筋力に差がないことが報告されているため(Andrew et al. 1996, Hageman et al. 1988, Perrin et al. 1987)、本研究ではすべての被験者の計測肢を右下肢に統一した。等尺性股関節屈曲筋力の計測には、Hand-Held-Dynamometer(以下、HHD) μ TasF-1;(アニメ社製、東京)を使用した。HHD中心部をおおよそ膝蓋骨上縁から5cm近位部の位置でベルトにて固定した。背部の支持板と下肢の支持板を蝶番でつなぎ合わせ、股関節角度変化に合わせて両部分が可動し、計測中常に右下肢を支持することで右下肢の重量トルクを取り除ける検査台を自作した。計測姿勢は、自作の検査台上に背臥位として、右膝関節90°屈曲位、左下肢で

検査台を押す代償を防止するために左股関節屈曲 0°及び膝関節 90°屈曲位とし床に両足底は接地しないようにした。また、両上肢は胸の前で交差させた。関節可動域の最終域では発揮筋力は最小になることから、股関節屈曲 0°, 30°, 60°, 90°, 105°での等尺性股関節屈曲筋力を計測した。なお、背臥位にて股関節屈曲 105°にすると重力によって右下肢重量トルクが混入する。よって、股関節屈曲 105°での計測は、股関節屈曲 90°の状態から背面を 15°傾斜させた状態とし、右下肢重量トルクを除いた等尺性股関節屈曲筋力を計測した(Fig.1).

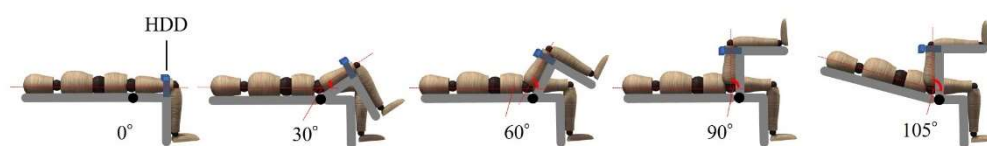


Fig 1: Schematic diagram of measurement setting of the right hip flexion muscle force.

HHD= Hand-Held-Dynamometer.

計測角度の順番による疲労の影響を勘案して 0°から計測を開始する被検者と 105°から開始する被検者にランダムに割り付けた。計測は、各角度で 3 回実施し、開始の合図から 5 秒後に最大筋力となるように力を入れ、その後徐々に脱力するように指示を与えた。また、被験者には代償動作（体幹側屈、骨盤回旋、過度の腰椎前弯、非計測肢の股関節伸展）に注意するように指示を与え、目視で明らかな代償動作が生じた場合は計測を中止した。先行研究の報告（Sisto et al. 2007, Martins et al. 2017）をもとに、毎回の発揮筋力を回復させるために計測間のインターバルを 90 秒に設定した。

(3) 股関節屈曲トルク算出方法

推定股関節中心は大転子と上前腸骨棘を同一平面状に投影し、2 点を結んだ線の大転子から 1/3 の点とした。推定股関節中心から HDD までの距離を計測し、これをモーメントアーム長とした。モーメントアーム長に HDD で計測された 3 回の筋力の平均値を乗じたものを等尺性股関節屈曲トルクとして算出し、体重と身長で正規化した(Fig.2).

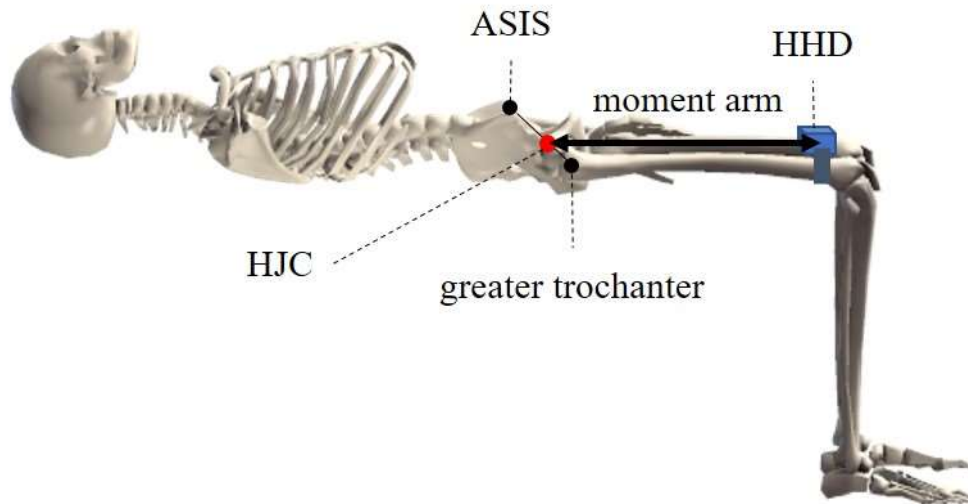


Fig 2: Moment arm length was the distance from the estimated hip center to the HHD. HHD= Hand-Held-Dynamometer, ASIS= anterior superior iliac spine, HJC= hip joint center.

(4) 統計処理

まず、男女における各股関節角度での等尺性股関節屈曲トルクの正規性を Shapiro-Wilk 検定にて確認した。次に、Mauchly の球形検定にて球形性を仮定できると確認した。次に、股関節角度の違いによって等尺性股関節屈曲トルクに差があるかを検証するため、独立変数を性別と股関節角度、従属変数を等尺性股関節屈曲トルクとする反復測定二元配置分散分析を行った。交互作用および主効果を確認し、交互作用が確認された場合は、単純主効果の検定を実施した。股関節角度に主効果を認めた場合は、Bonferroni 法にて多重比較を行った。いずれも有意水準は 5%未満とした。統計ソフトは SPSS Ver.26(IBM, 東京) を用いた。

実験 2. 計測姿勢の違いによる最大等尺性股関節屈曲トルク

(1) 被験者

被験者は、某大学に在籍する学生で本研究の目的および方法についての概要をまとめたリーフレットおよび口頭での公募に対して研究への協力の意思を示した者とした。除外基準は、①骨関節疾患および神経学的疾患の既往および手術歴を有する者、②日常的に下肢、体幹筋の筋力トレーニング習慣がある者とした。対象者は男性 33 名であった。年齢 (平均±SD) は 20.1±0.7 歳、身長 (平均±SD) は 171.5±5.6 cm、体重 (平均±SD) は 63.5±10.6 kg であった。なお、本研究はヘルシンキ宣言に基づき、事前に被験者に対して研究の目的および実験方法について十分に説明し文書で被験者となることについての同意を得るとともに、鈴鹿医療科学大学倫理審査委員会の

承認を受け実施した（承認番号:384）。

（2）筋力計測

本研究ではすべての被験者の計測肢を右下肢に統一し股関節屈曲 0°と 105°における等尺性股関節屈曲筋力を計測した。等尺性股関節屈曲筋力の計測には、HHD(μ TasF-1;アニマ社製, 東京)を使用し、HHD 中心部を膝蓋骨上縁から約 5 cm 近位部の位置にベルトで固定した。姿勢保持機能が影響しない被験者の計測体位の設定は、計測中は常に右下肢を支持することで右下肢の重量トルクを取り除ける自作した検査台上に背臥位とした。股関節屈曲 0°は背臥位姿勢で計測し、股関節屈曲 105°は、股関節屈曲 90°の状態から背面を 15°傾斜させた状態とし、等尺性股関節屈曲筋力を計測した。姿勢保持機能が影響する計測体位の設定として、股関節屈曲 105°はベッド端坐位姿勢にて右下肢を水平面から 15°傾斜させた支持台に乗せた状態とした(Fig.3)。

計測順序による疲労の影響を勘案して計測姿勢と角度はランダムに割り付けた。計測は、各角度で 3 回実施し、開始の合図から 5 秒後に最大筋力となるように力を入れ、その後徐々に脱力するように指示を与えた。また、被験者には代償動作(体幹側屈、骨盤回旋、過度の腰椎前弯、非計測肢の股関節伸展)に注意するように指示を与え、目視で明らかな代償動作が生じた場合は計測を中止した。Sisto ら(2007)や Martins ら(2017)の報告をもとに、毎回の発揮筋力を回復させるために計測間のインターバルを 90 秒に設定した。

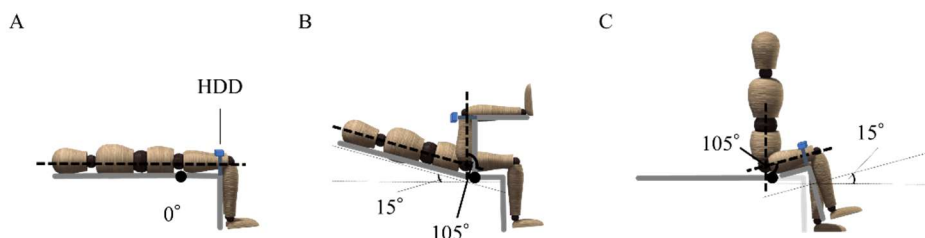


Fig 3: Schematic diagram of measurement setting of the right hip flexion muscle force.

A= Measurement setup that eliminates the postural retention function at 0° hip flexion, B= Measurement setup that eliminates the postural retention function at 105° hip flexion, C= Measurement setup including posture retention function at 105° hip flexion.

HHD= Hand-Held-Dynamometer.

（3）股関節屈曲トルク算出方法

実験 1 と同様の方法で算出した(Fig.2)。

(4) 統計処理

まず、計測姿勢の違いによる各股関節角度での等尺性股関節屈曲トルクの正規性を Shapiro-Wilk 検定にて確認した。次に、Mauchly の球形検定にて球形性を仮定できることを確認した。計測姿勢保持機能の違いによって等尺性股関節屈曲トルクに差があるかを検証するため、独立変数を計測条件、従属変数を等尺性股関節屈曲トルクとする反復測定一元配置分散分析を行った。有意差が確認された場合は Bonferroni 法にて多重比較を行った。いずれも有意水準は 5%未満とした。分析には統計ソフト SPSS Ver.26(IBM, 東京) を用いた。

2-3. 結果

実験 1. 姿勢保持機能と代償運動の影響を排除した状態での最大等尺性股関節屈曲トルク

等尺性股関節屈曲トルクは、性別と股関節角度に交互作用を認めなかった。性別には主効果は認めず、股関節角度に有意な主効果を認めた($p<0.01$)。股関節屈曲 0° はすべての計測角度と比べて屈曲トルクが小さかった($p<0.01$)。また、股関節屈曲 105° はすべての計測角度と比べて屈曲トルクが大きかった($p<0.01$)。股関節屈曲トルクは、男女ともに股関節屈曲初期の 0° が最小であり、深屈曲位の 105° で最大となることが確認できた(Table.1)。

Table 1. Isometric contraction torque value for hip flexion angle

	0° [Nm/kg/m]	30° [Nm/kg/m]	60° [Nm/kg/m]	90° [Nm/kg/m]	105° [Nm/kg/m]
Male (n=113)	2.10±0.65†	2.39±0.77 *†	2.48±0.76 *†	2.41±0.68 *†	2.64±0.63*
Female (n=82)	1.54±0.51†	1.75±0.56 *†	1.80±0.57 *†	1.77±0.53 *†	1.94±0.52*

Data are shown as mean ± standard deviation

* significantly different from hip joint flexion 0° ($p<0.01$)

† significantly different from hip joint flexion 105° ($p<0.01$)

実験 2. 計測姿勢の違いによる最大等尺性股関節屈曲トルク

等尺性股関節屈曲トルクは、背臥位 0° で 2.15 ± 0.68 Nm/kg/m, 背臥位 105° で 2.70 ± 0.67 Nm/kg/m, 端坐位 105° で 2.35 ± 0.80 Nm/kg/m であった。有意差を認め($p<0.01$)、Bonferroni 法による多重比較の結果、背臥位姿勢での股関節屈曲 105° での股関節最大等尺性トルクは背臥位姿勢での股関節屈曲 0° ($p<0.01$) , ベッド端坐位姿勢での

105°(p<0.01)より有意に大きかった。しかし、背臥位姿勢での股関節屈曲0°とベッド端坐位姿勢での105°には有意な差を認めなかった (Fig.4).

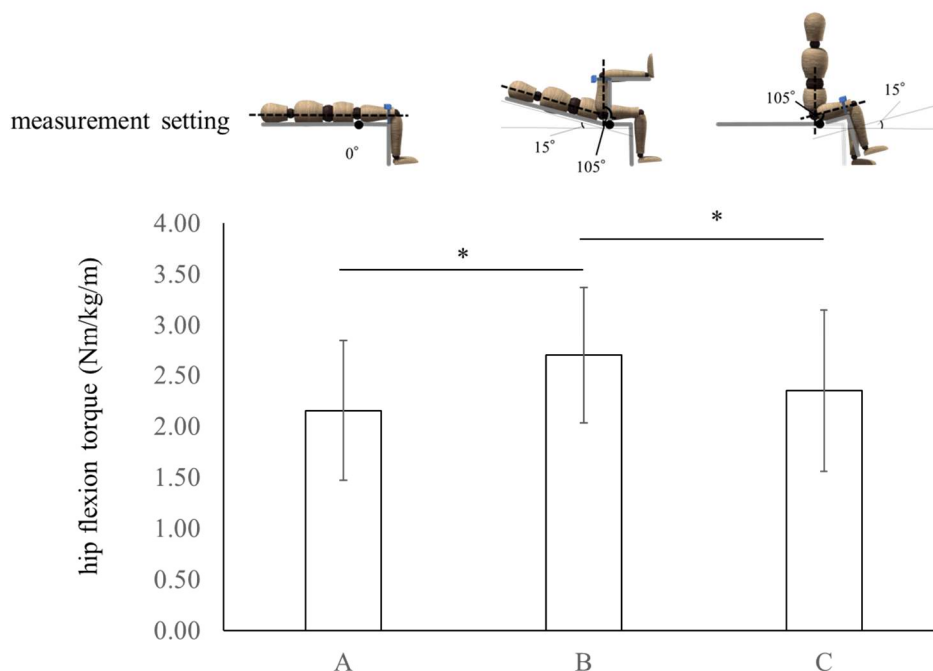


Fig 4: Maximal isometric moment change in hip flexion angle.

A= Measurement setup that eliminates the postural retention function at 0° hip flexion, B= Measurement setup that eliminates the postural retention function at 105° hip flexion, C= Measurement setup including posture retention function at 105° hip flexion.

* p < 0.01

2-4. 考察

実験1では姿勢保持能力や代償運動の影響を除外した背臥位で、股関節屈曲0°、30°、60°、90°、105°での等尺性股関節屈曲筋力を計測し、その結果、等尺性股関節屈曲トルクは股関節0°で最も小さく、深屈曲位の105°で最も大きいという結果を得た。また、実験2では計測姿勢保持機能の影響を受けない背臥位姿勢での最大等尺性股関節屈曲トルクは股関節屈曲0°よりも105°で大きく、計測姿勢保持機能の影響を受けるベッド端坐位姿勢での股関節屈曲105°よりも背臥位姿勢での105°で大きいという結果を得た。これらの結果は、近年の数学モデルを用いたシミュレーション研究と矛盾せず、股関節屈曲トルクは深屈曲位で最大になる特性を示すことが明らかになり、股関節深屈曲位になると股関節屈曲トルクは低下すると述べている先行研究(Kulig et al. 1984, Elkins et al. 1951, Williams et al. 1959, Jensen et al. 1971, Clarke et al. 1950)とは異なる結果であった。

本研究結果と先行研究結果に違いが生じた要因は、以下の2つが考えられる。まず、1つ目の要因として股関節の屈曲に骨盤と腰椎の運動が連動して生じる骨盤大腿リズムの影響

が挙げられる。股関節屈曲運動においては、自動、他動運動ともに股関節全可動域を通じてほぼ一定の割合で骨盤の後傾と腰椎の屈曲運動が伴うとされている(Bohannon et al 1985, Murray et al. 2002)。先行研究における背臥位で計測した報告(樋口ら 2010)では、腰部骨盤がベルトで固定されており、股関節運動に付随する骨盤と腰椎の運動が制限されていたために正確な股関節屈曲トルクが計測されていなかった可能性があると考えられた。つぎに、2つ目の要因として計測姿勢を保持する能力が発揮トルクに及ぼす影響が挙げられる。単関節の最大等尺性発揮トルクを計測するためには、姿勢を安定させて他関節の影響を排除する必要がある。しかし、先行研究における端坐位での股関節屈曲トルクの計測(Elkins et al. 1951, Williams et al. 1959, Clarke et al. 1950)では、股関節屈曲角度増大に伴い骨盤と腰椎アライメントが変化し後方へ倒れそうになるため、背面や座面の調整にて姿勢を安定させておく必要があるが、この対策が不十分であったため最大発揮トルクが計測されなかった可能性があると考えられた。また、側臥位での計測 (Jensen et al. 1971) においても支持側となる下側の上下肢および体幹が固定されておらず、姿勢の安定が不十分であったため、正確な股関節屈曲角度-トルク特性が計測されていなかった可能性が考えられる。本研究では、計測側の股関節角度のみが変化する検査台を使用することで、すべての計測条件において骨盤と腰椎の運動を制限せず、姿勢保持機能の影響と代償運動を排除した最大等尺性股関節屈曲トルクを計測できたと考えている。

Regev ら (2011)は、股関節屈曲 10°と 55°にて大腰筋の筋生検を行い、サルコメア長を計測している。その結果、大腰筋のサルコメア長は、股関節屈曲 10°で $3.18 \pm 0.3 \mu\text{m}$ 、股関節屈曲 55°で $3.03 \pm 0.22 \mu\text{m}$ であったと報告している。このことから、生体内において大腰筋は股関節屈曲角度の増大とともにサルコメア長は短縮し、股関節屈曲 120°付近が最も至適長に近づくことと推定している。また、モーメントアームは、関節運動によって筋の作用線と関節中心の位置が変化することで変化する。大腰筋のモーメントアームは股関節面および関節包付近を走行するという構造上の特徴によって、股関節屈曲全域に渡って一定に維持されるとされている(Arnold et al. 2000, Blemker et al. 2005, Audenaert et al. 2019)。よって、大腰筋の発揮トルクは屈曲角度増大に伴う骨盤大腿リズムによって骨盤が後傾、腰椎が屈曲し、大腰筋のサルコメア長が至適長に近づくことで増大すると考えられる。また、Kumazaki ら (2022)の骨格解剖学的標本の形態学的データを用いた研究結果と、小栢ら (2011)の数学モデルを用いたシミュレーション研究結果も含めて考えると、大腰筋以外の筋は股関節屈曲角度増大に伴い発揮トルクは減少するが、大腰筋の発揮トルクの増大が他筋の減少を上回ることにより股関節深屈曲域での股関節屈曲トルクが最大となると考えられる。よって、股関節屈曲トルクが股関節浅屈曲位よりも深屈曲位で大きいという本研究結果は、健常成人における股関節屈曲角度-トルク特性として妥当であると考えられる。

本研究結果から、股関節屈曲筋群の筋力トレーニングでは、股関節屈曲初期で負荷を最小とし深屈曲位で最大の負荷トルクとすると、関節運動全域にわたって発揮できる力と負荷が適合した状態になるため、高い筋力増大および筋肥大効果が得られると考えられた。この

負荷パターンは等速運動マシンを用いれば実現可能であるが、高額な機器であり設置施設が限定的で、多くの人の利用は困難である。また、トレーニング者が等速運動マシンの設定速度に追従して運動できなければ十分な負荷は得られず負荷量は変動してしまう。そして、マシンには加速期と減速期が必要であるため運動範囲の終末域では最大負荷にはできないという弱点がある。このため、今回の股関節屈曲のようにピークトルクが可動域の中央辺りでない関節運動においては有益ではない可能性がある。さらに、重錘やセラバンド、既存のウェイトスタックマシン等ではトレーニング姿勢と重力の影響により股関節深屈曲位で負荷トルクが最大となる負荷パターンを実現することは困難である。今後、幅広い年代の被験者において、本研究成果を応用した筋力トレーニングが有用であるかを検証する必要がある。そのために、股関節屈曲角度の増大とともに負荷トルクを増大させられる機構を有した新たなトレーニングマシンの開発が必要である。

2-5. まとめ

健常成人の男女における等尺性股関節屈曲トルクは、股関節浅屈曲域に最小、深屈曲域で最大という股関節屈曲角度-トルク特性が示された。よって、股関節屈曲筋群の筋力トレーニングでは、股関節屈曲角度の増大とともに負荷が漸増するパターンでの股関節屈曲運動が有用であると考えられた。

第3章 股関節屈曲角度-トルク特性に応じた負荷トルクパターンを用いた短期レジスタンストレーニング効果の検証（課題2）

3-1. 目的

課題1において、安定した背臥位姿勢における複数の股関節角度における最大等尺性股関節屈曲トルクの計測を行い、股関節屈曲角度-トルク特性は浅い股関節屈曲位で最小、深屈曲で最大になるということを明らかにした。

代表的な股関節屈曲筋のレジスタンストレーニングでは、トレーニング方法にいくつかの問題点が挙げられる。ウェイトスタック式のレジスタンスマシンは等張性の負荷トルクになるため、股関節屈曲角度-トルク特性に応じた負荷トルクの生成は不可能である。また、片脚立位姿勢を安定させることが出来なければ関節可動域全域で十分な負荷トルクでのトレーニングを行えない。等速運動マシンでは、トレーニング者が等速運動マシンの設定速度に追従して運動できなければ十分な負荷は得られず負荷量は変動してしまい、加速期と減速期が必要であるため運動範囲の終末域では最大負荷にはできないという弱点がある。そのため、等速運動マシンでは、股関節屈曲のようにピークトルクが可動域の中央付近でない関節運動においては十分な負荷トルクが与えられない可能性がある。重錘やゴムバンド等を用いた場合では、トレーニング姿勢を立位、背臥位にすると重力の影響により股関節深屈曲位での負荷トルクが減衰してしまうため、理想的な股関節屈曲角度-トルク特性に応じた負荷パターン下でのトレーニングは困難である。これらの問題点を解決するために、①股関節屈曲角度-トルク特性に応じた負荷トルクを生成できること、②トレーニング姿勢保持能力に低下がある高齢者や障害者であっても使用できるようにするため背臥位で股関節屈曲運動が行えること、③モーターや電子制御を使用しないシンプルな機構で、材料費、維持管理費をできる限り低く抑えることの3点を満たすマシンを試作した。本研究目的は、試作機を用いたトレーニングが既存のウェイトスタック式のレジスタンスマシンを用いたトレーニングよりも高い筋力増強効果が得られるか否かを検証することとした。

3-2. 方法

(1) 被験者

被験者は、大学生で、本研究の目的および方法についての概要をまとめたリーフレットおよび口頭での公募に対して研究への協力の意思を示した者とした。除外基準は、①骨関節疾患および神経学的疾患の既往および整形外科的手術歴を有する者、②四肢、体幹筋の筋力トレーニング習慣がある者とした。被験者は合計17名であり、試作機でのトレーニング群(以下、Prototype Machine: PM group)とウェイトスタック式のレジスタンスマシンでのトレーニング群(以下、Weight Stack resistance Machine: WSM group)に振り分けた。振り分けは、性別、身長、体重、BMIが同等になるように行った。PM groupは9名(男性2名、女性7名)、WSM

group は 8 名(男性 3 名, 女性 5 名)で, 年齢は (平均 \pm SD), PM group 20.4 \pm 0.5 歳, WSM group 21.0 \pm 0.5 歳であった.

なお, 本研究はヘルシンキ宣言に基づき, 事前に被験者に対して研究の目的および実験方法について十分に説明し文書で被験者となることについての同意を得るとともに, 鈴鹿医療科学大学倫理審査委員会の承認を受け実施した(承認番号:384).

(2) トレーニングマシンの特徴

今回使用したウェイトスタック式のレジスタンスマシン(マルチヒップ, 竹井機器工業社製, 新潟)は, 片脚立位姿勢で使用し, 姿勢を安定させるために前方のバーを両上肢で把持して股関節屈曲運動を行う. 関節運動によってウェイトプレートに連結したワイヤーケーブルが滑車を介して引かれるため常に等張性(アイソトニック)な負荷パターンとなるマシンである. 被験者ごとの負荷調整は, マシンのプレート(1枚 10kg)と分銅(1個 500g)を用いて行った(Fig.5-A).

被験者はベッド上背臥位で試作機(IH-01, イハラ鋼業社製, 愛知)を使用することとし, 被験者に姿勢を安定させるために体側のバーを両上肢で把持して股関節屈曲運動を行うよう指示した. 股関節屈曲に伴い回転する回転板が, 上部のねじりバネを押し上げることによる弾性力で負荷トルクを生成する機構である. 股関節屈曲に伴い回転板の半径が漸増する設計により負荷トルクが増大する仕様とした. 被験者の負荷設定は初期のねじりバネ圧縮量で調整した. 関節運動に伴う負荷トルクの増大量は, 健常成人の股関節屈曲角度-トルク特性についての研究結果(課題 1)をもとに 0.14Nm/deg で増大する設計とした(Fig.5-B).

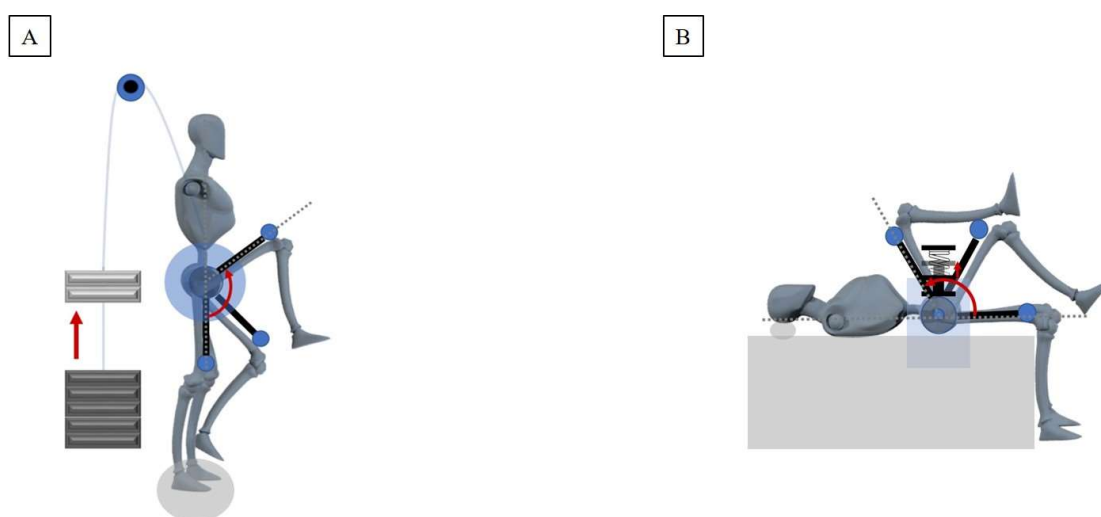


Fig 5: Type of resistance machine.

A= Multi-Hip, Takei Scientific Instruments Co., Ltd, Niigata, Japan.

B= IH-01, IHARA KOGYO CO., Ltd, Aichi, Japan.

(3) 筋力計測

第2章実験1と同様の方法にて計測した(Fig.1).

(4) 股関節屈曲トルク算出方法

第2章実験1, 2と同様の方法で算出し(Fig.2), 体重で正規化した.

(5) トレーニングプロトコール

トレーニング内容は, 股関節屈曲 0°から 105°までの短縮性収縮を角速度 30°/秒で行うこととした. トレーニング強度は, Singh ら(1966)の報告をもとに股関節屈曲 0°における最大等尺性トルクの 80%を推定 1RM とし, この 70%を開始時負荷トルクとして最近似値を両マシンで設定した. トレーニングの容量は, 10 回/セットで 3 セットを 1 セッションとし, セット間休息時間は 90 秒とした. 頻度は週 2 セッションを 4 週間行い合計 8 セッションのトレーニングとした.

(6) 統計処理

各群の属性比較はカイ二乗検定, 独立 2 群の t 検定にて実施した. トレーニング前後での各股関節計測角度における等尺性股関節屈曲トルクの正規性を Shapiro-Wilk 検定にて確認した. 次に, Mauchly の球形検定にて球形性を仮定できることを確認した. トレーニング効果の分析はマシン種, トレーニング前後の 2 要因による 2 元配置分散分析を実施した. 交互作用と主効果を確認し, 交互作用が認められた場合には単純主効果の検討を行った. いずれも有意水準は 5%未満とした. さらに, Cohen's d にてトレーニングの効果量を分析した. 効果量の基準は $d \geq 0.2$ で small, $d \geq 0.5$ で medium, $d \geq 0.8$ で large である. 統計ソフトは SPSS Ver.26(IBM, 東京)を用いた.

3-3. 結果

両群で性別, 身長, 体重, BMI に有意差を認めなかった(Table 2). 股関節屈曲 105°での最大等尺性股関節屈曲トルクは, トレーニング前後要因, マシン種要因ともに主効果を認めた ($p < 0.01$). さらに, トレーニング前後要因とマシン種要因に交互作用を認め ($p < 0.01$) た. マシン種要因に単純主効果を認め ($p < 0.01$), トレーニング後で WSM group より PM group が有意に高値であった. 股関節屈曲 105°以外の角度における最大等尺性股関節屈曲トルクでは, マシン種要因に主効果を認めず, トレーニング前後要因に主効果を認めた ($p < 0.01$). また, トレーニング前後要因とマシン種要因には交互作用を認めなかった(Fig. 6). WSM group の効果量は, 股関節屈曲 105°でのみ medium $d = 0.7$ であり, 0°は large $d = 1.38$, 30°は large $d = 1.35$, 60°は large $d = 1.26$, 90°は large $d = 1.41$ であった. PM group の効果量は全てで large $d > 0.8$ であり, 0°は large $d = 1.78$, 30°は large $d = 1.45$, 60°は large $d = 1.48$, 90°は large $d = 1.54$,

105°は large $d=1.47$ であった.

Table 2. Descriptive data of the participant

	PM Group (n=9)	WSM Group (n=8)	p-value
Sex (male/female)	2/7	3/5	0.287 ^b
Body height (m)	159.0±6.9	162.9±8.1	0.332 ^a
Body weight (kg)	49.9±9.9	55.8±1.7	0.196 ^a
BMI (kg/m ²)	19.5±2.3	21.0±1.7	0.183 ^a

Data are shown as mean ± standard deviation.

a= Independent-samples t-tests; b= chi-square test.

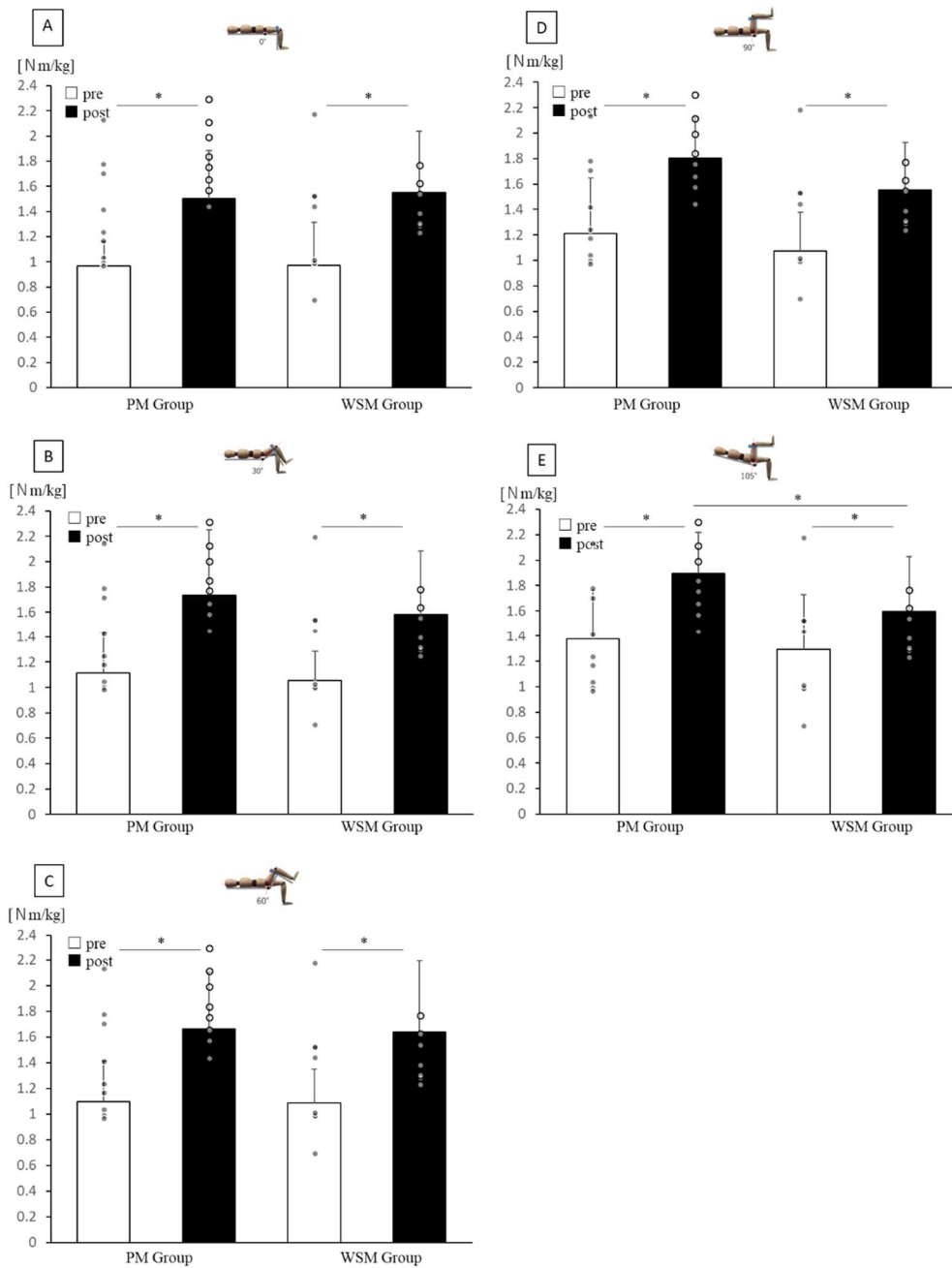


Fig 6: Maximal isometric torque change in hip flexion before and after training.

A=hip flexion 0°; B= hip flexion 30°; C= hip flexion 60°; D= hip flexion 90°; E= hip flexion 105°.

* p < 0.01

3-4. 考察

本研究目的は、4週間の股関節屈曲筋力トレーニングにおいて prototype machine を用いたグループが、ウェイトスタック式のレジスタンスマシンを用いたトレーニングよりも高い筋力増大効果が得られるかを検証することであった。両群ともに計測した全ての股関節屈

曲角度において、トレーニング後に最大等尺性屈曲トルクの増大を認めた。また、股関節屈曲 105°における最大等尺性屈曲トルクは、WSM group に比べ PM group で有意な増大を認めた。今回試作した prototype machine は、我々が明らかにした股関節屈曲角度-トルク特性に基づき、股関節屈曲 0°から負荷トルクが漸増し 105°で最大になるように設計した。一方で、ウェイトスタック式のレジスタンスマシンは運動開始から等張性の負荷トルクであるため、運動中の負荷トルクは一定である。このようにウェイトスタック式のレジスタンスマシンでは困難であった深屈曲域での負荷トルクの最適化を prototype machine では実現することができたため、ウェイトスタック式のレジスタンスマシンよりも大きなトレーニング効果を得ることができたと考えられる。

股関節屈曲トルクを生成する主要な筋のうち長内転筋は、股関節屈曲角度の増大に伴い股関節屈曲モーメントアームが減少し、股関節屈曲 60°以降は伸展作用へ逆転することで屈曲トルクは生成できなくなる。大腿直筋は、股関節伸展域では股関節屈曲モーメントアームが減少し、深屈曲域では筋長が短縮するため発揮トルクは減少する。このように大腰筋以外の筋は股関節屈曲角度増大に伴い発揮トルクは減少するため、主に股関節深屈曲域での股関節屈曲トルクを生成しているのは大腰筋であると考えられる。よって、prototype machine で得られた股関節屈曲 105°における等尺性最大筋力増大効果は主に大腰筋の発揮筋力の増大によるものであると考えられる。

本研究では、4週間で合計8回の短期トレーニング効果について比較検討した。一般的に4週程度の短期間に生じる筋力増大の要因は、①運動単位の動員能向上、②神経発火頻度の増加等の神経適応が主とされている。効率的な筋肥大効果を得るためには、可動域全域での運動を用いた長期トレーニングが有益であるといわれている(Pinto et al. 2012, Bloomquist et al. 2013, Baroni et al. 2017)。よって、prototype machine は股関節屈曲 0°から 105°の広範囲で関節角度-トルク特性に基づく負荷トルクの運動が実施できる設計とした。今後、prototype machine を用いた長期トレーニングは、他のトレーニング方法に比べて有意な筋肥大効果を得ることができるかについての検証が課題である。

3-5. まとめ

股関節屈曲 0°から負荷トルクが漸増し 105°で最大になる prototype machine を用いたトレーニング群で WSM group よりも股関節屈曲 105°における最大等尺性股関節屈曲トルクの有意な増大を認めた。prototype machine は他のトレーニングマシンよりも選択的な大腰筋のレジスタンストレーニングにおいて有用である可能性があり、長期トレーニングにおける筋肥大効果も含めた検証が今後の課題である。

第4章 超音波画像診断装置を用いた大腰筋の筋肥大判定方法の確立 (課題3)

4-1. 目的

筋量計測には、磁気共鳴画像装置(Magnetic Resonance Imaging: MRI)、コンピュータ断層撮影装置(Computerized Tomography: CT)、超音波画像診断装置(Ultrasound Imaging System: US)による画像法(Mitsiopoulos et al. 1998)や、二重エネルギーX線吸収計測法(Dual Energy X-ray Absorptiometry: DXA) (Newman et al. 2006)、生体電気インピーダンス法(Bioelectrical Impedance Analysis: BIA) (Chen et al. 2020)がある。MRI、CT、DXAは高価で大がかりな計測環境が必要であり、CTやDXAでは放射線被曝の欠点がある。また、BIA法は末梢の水分量や体温、環境温度、姿勢、運動による影響を受けやすい。USはMRI、CTに比べ安価で可搬性があり、非侵襲であるため、個々の骨格筋の形態をリアルタイムに何度でも観察できる点で筋量計測のツールとして非常に有用である。しかし、USには小さな筋でなければ筋横断面積の計測が難しいこと、検者の習熟度が筋厚計測の信頼性に大きく影響することが欠点である(Tosato et al. 2017)。USによる筋厚計測において、計測誤差を生む要因は、適切なプローブ選択、描出したい組織に対するプローブの位置と方向、プローブを皮膚に接触させる際の圧の変化である(Nikolaos et al. 2020)。現在、US計測の信頼性を確保するために、熟練した複数の検者による複数回の計測値を平均する方法が用いられている(Kumar et al. 2019, Mechelli et al. 2019)。しかし、熟練した検者が計測したことだけでは、計測誤差を完全に排除し信頼性が高いとは言い難い。したがって、計測誤差を最小限にしたという客観的な裏付けを持ったUSによる筋厚計測方法を確立する必要がある。

慣性空間における物体の位置や姿勢情報を得る技術には、全球測位衛星システム(Global Navigation Satellite System: GNSS)や慣性センサシステム(Inertial Navigation system: INS)がある。GNSSは、衛星から発信した信号を受信機で受信する時間を用いて測位する方法である。アメリカの全地球測位システム(Global Positioning System: GPS)やロシアの全球衛星測位システム(GLObal NAVigation Satellite System: GLONASS)、日本の準天頂衛星システム(Quasi-Zenith Satellite System: QZSS)などがあり、複数の受信機で同時に観測し相対的な位置関係を求める技術で高精度化を実現している(Miwa et al. 2021)。しかし、屋内や建築物の間など、衛星からの信号が届き難い場所では利用が制限されるという問題がある(Chen et al. 2022)。INSは、慣性センサ装置(Inertial Measurement Unit: IMU)の計測情報を用いてセンサの位置や姿勢を測位する方法である。主要なIMUは3軸加速度センサ、3軸角速度センサ、3軸地磁気センサモジュールで構成され、Bluetooth通信モジュールを搭載することでセンサの3次元姿勢角を計測空間の制約なくリアルタイムに取得できる。近年、微小電子機械システム(Micro Electro Mechanical Systems: MEMS)技術の発展によりセンサの小型化、低価格化、性能向上が進み、生体の運動学的研究に広く利用されるようになってきた(Hoang et al. 2023, Voisard et al. 2023)。また、センサ・フュージョン技術の発展により計測において生じる種々の誤差が補正可能となり、正確な位置、姿勢を測位できるようになってきた。

今回、US計測においてプローブの姿勢角の定位にINS技術を用いることで、誤差を最小限に抑えた計測が可能になると考えた。本研究では、まずIMUによって得られる姿勢角情報を用いて超音波ビームの入射角度・方向を定めることで、大腰筋の筋厚計測における検者内および検者間の信頼性が向上するかを検証した。さらに、IMUを併用した計測によって得られた大腰筋の筋厚値から解剖学的筋横断面積が推定できるかを検証した。

4-2. 方法

実験 1. IMU の併用有無による大腰筋の筋厚計測における検者内および検者間信頼性の比較

(1) 被験者

被験者は、大学生で本研究の目的および方法についての概要をまとめたリーフレットおよび口頭での公募に対して研究への協力の意思を示した男性 10 名とした。年齢(平均±SD)は 20.1±0.3 歳、身長(平均±SD)は 173.4±5.4 cm、体重(平均±SD)は 63.1±9.5 kg、Body Mass Index(BMI) (平均±SD)は 20.9±2.5 kg/m²であった。なお、本研究はヘルシンキ宣言に基づき、事前に被験者に対して研究の目的および実験方法について十分に説明し文書で被験者となることについての同意を得るとともに、鈴鹿医療科学大学倫理審査委員会の承認を受け実施した(承認番号:563)。

(2) 大腰筋の筋厚計測

超音波画像診断装置は Xario100 (Canon, 東京)を使用した。大腰筋の解剖学的断面積は第 4 腰椎レベルで最大とされている(Anderson et al. 2012)ため、撮像部位は第 4 腰椎レベルとした。大腰筋の筋厚計測に関する先行研究では、計測姿勢は腹臥位にて腰背部から撮像していた(Takai et al. 2011)。我々も同様の方法で撮像を試みたが、筋膜直下の高輝度領域を捉えることが困難であった。また、高齢者を対象とした場合、腹臥位の計測姿勢がとれない場合も想定された。そこで今回、撮像側を上にした側臥位姿勢にて腹側からの撮像を試みた。腰背部からの撮像に比べ、プローブから大腰筋までの距離が長く高周波数ではビームの減衰により、筋膜境界を明瞭に捉えることが困難であり、3.5MHz のコンベックスプローブを用いることとした。計測側は右として、計測肢位は左下の側臥位、両股関節約 30°屈曲位とした。ヤコビー線を目安として、第 4 腰椎レベルの側腹部からプローブを当てた(Fig.7-A)。呼吸筋群の影響を最小限にするために、呼気相の最後に短軸像を撮像した。また、大腰筋、腹大動脈、下大静脈、肋骨突起、椎体のすべてが確認できた状態で撮像した。

検者は 2 名(検者 A:US 操作熟練者、検者 B:US 操作非熟練者)とし数回のプローブ操作練習を行った後に計測を行った。IMU(Xsens DOT, XSENS, NL)の併用により検者内、検者間の信頼性が向上するかを検証するため、IMUをプローブに設置した場合と IMU なしの 2 条件で各検者は 2 回ずつ筋厚計測を実施した(Fig.7-B)。各

検者の計測は同一日に実施した。IMUを併用した場合、初回撮像時のプローブの3次元姿勢角を計測し、2回目は初回撮像時のプローブ姿勢角に合わせて撮像した。筋厚計測は、Image J (National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA)を使用し、高輝度(筋膜)直下間の距離を計測した(Fig.7-C)。

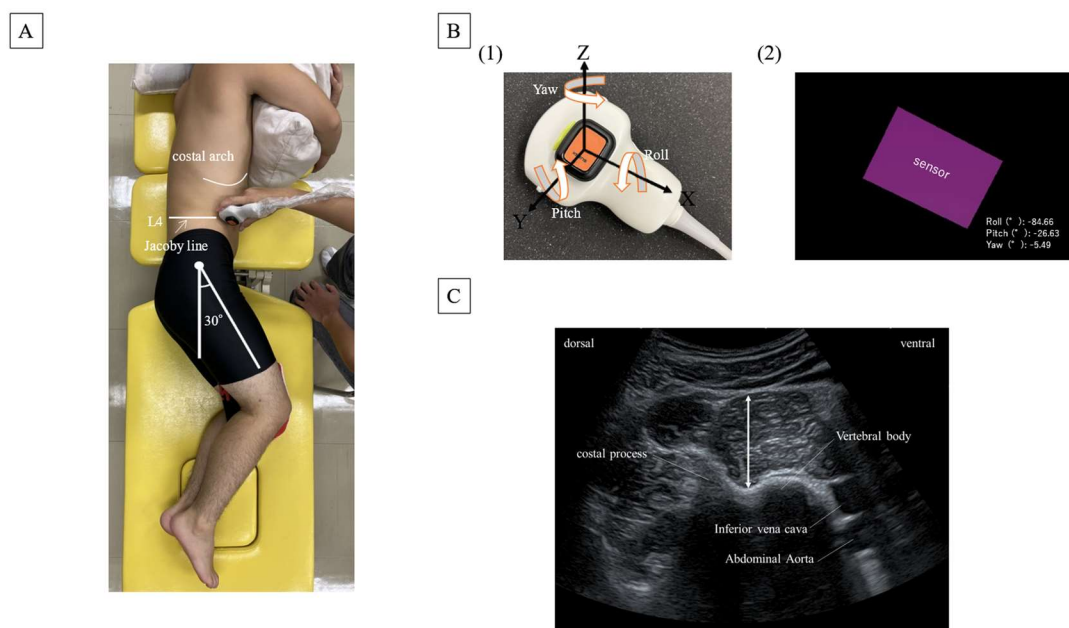


Figure 7: Experimental setup for US measurement.

A= The subject positioned in a left lateral decubitus position and both hip joints flexed at approximately 30°. B-1= The position where the IMU is attached on the probe. B-2= The three-dimensional posture angles (Roll, Pitch, and Yaw) of the probe (purple square), as measured by the IMU, are displayed on the PC screen. C= Ultrasound image of the psoas major. Arrow= muscle thickness of the psoas major.

(3) 統計解析

統計解析には SPSS Ver.28 (IBM, 東京) を用いた。まず、Shapiro-Wilk 検定にてデータの正規性を確認した。その後、IMU 併用の有無による筋厚計測における検者内・検者間相対信頼性を、級内相関係数 (Intraclass Correlation Coefficient: 以下、ICC) にて検討した。検者内信頼性については、検者 A および B の 1, 2 回目の計測値に対する ICC(1,1) と、検者 A および B の 2 回の平均値に対する ICC(1,2) をそれぞれ算出した。検者間信頼性については、検者 A および B の 2 回の平均値に対する ICC(2,2) を算出した。Landis ら(1977)の基準に基づき、0.41-0.60 を moderate, 0.61-0.80 を substantial, 0.81-1.00 を almost perfect と判定した。加えて、絶対的信頼性を確認するために Bland-Altman 分析にて加算誤差および比例誤差の有無を検討した。

また、絶対信頼性の指標である標準誤差(Standard Error of Measurement : 以下,SEM)を求めた。さらに、95%信頼区間における最小可検変化量(Minimal Detectable Change 95 : 以下,MDC₉₅)を算出した。MDC₉₅はSEM×1.96にて求めた。

実験 2. 大腰筋の筋厚と解剖学的筋横断面積との関係

(1) 被験者

被験者は、大学生で本研究の目的および方法についての概要をまとめたリーフレットおよび口頭での公募に対して研究への協力の意思を示し、骨関節疾患および神経学的疾患の既往および整形外科的手術歴を有しない者とした。被験者は男性 31 名、年齢(平均±SD)は 21.4±0.8 歳、身長(平均±SD)は 171.6±6.5 cm、体重(平均±SD)は 62.8±9.5 kg、BMI(平均±SD)は 21.3±2.5 kg/m²であった。なお、本研究はヘルシンキ宣言に基づき、事前に被験者に対して研究の目的および実験方法について十分に説明し文書で被験者となることについての同意を得るとともに、鈴鹿医療科学大学倫理審査委員会の承認を受け実施した(承認番号:563)。

(2) 大腰筋の筋厚計測

実験 1 と同様の IMU を併用した方法で、検者 2 名(検者 C, D=US 操作非熟練者)が計測した。検者 2 名は、US 計測未経験者であり実験開始前に数回のプローブ操作の練習を行った。

(3) 大腰筋の解剖学的筋断面積計測

撮影肢位はエコー撮像時と同様に左下側臥位、両股関約 30°屈曲位とした。撮影はすべて 1.5T 超電導型 MRI 装置 (ECHELON Veg, FUJIFILM Healthcare Corporation, 東京) を用い、8ch 軀幹部用受信コイルを使用した。高速スピネコー法を用いて筋形態学的特徴を取得し、以下のパラメータを設定した：繰り返し時間(repetition time: TR)450ms, エコー時間(echo time: TE)10ms, フリップ角 90°, スライス厚 7mm, マトリクス数 352×352, 撮影視野 352mm(面内分解能 1.00×1.00mm), エコートレイン数 3, 加算回数(Numbers of Signal Averages : NSA)2, 受信帯域幅 68.5kHz, 撮影時間 1 分 20 秒。見かけの拡散係数(Apparent Diffusion Coefficient: ADC)を取得するために、拡散強調画像はエコープラナー法を使用し以下のようにした；TR,4000ms; TE,65ms; フリップ角,90°; スライス厚,7mm;マトリクス数, 192×192; 撮影視野, 352 mm(面内分解能, 1.83×1.83 mm); パラレルイメージングファクター, 2.0; NSA, 6; 受信機帯域幅, 384.7 kHz; 撮影時間, 1 分 40 秒。大腰筋の計測部位は第 4 腰椎下端レベルとした。MR 画像上で右大腰筋の外周をトレースし解剖学的筋横断面積を求めた。

(4) 統計処理

統計解析は SPSS Ver.28 (IBM, 東京) を用いた。課題 3 の実験 1 と同様に, Shapiro-Wilk 検定にてデータの正規性を確認した後に, 検者内信頼性 ICC(1,1), ICC(1,2) と検者間信頼性 ICC(2,2)を算出した。また, 絶対的信頼性を確認するために Bland-Altman 分析にて加算誤差および比例誤差の有無を検討し, 標準誤差 SEM を求めた。さらに, 95%信頼区間における最小可検変化量(minimal detectable change 95 : 以下,MDC95)を算出した。

また, US による筋厚計測値と MRI による解剖学的筋横断面積との関連をピアソンの相関係数を用いて検討した。さらに, 筋厚計測値から解剖学的筋横断面積の推定が可能であるかを検証するために, 解剖学的筋横断面積を目的変数, 筋厚を説明変数とした単回帰分析を行った。有意水準は 5%とした。

4-3. 結果

実験 1. IMU の併用有無による大腰筋の筋厚計測における検者内および検者間信頼性の比較

得られた全ての計測値は Shapiro-Wilk 検定にて正規性が確認された。検者 A および B の大腰筋厚計測結果を Table 3 に示す。

Table 3. Muscle thickness of psoas major

Examiner	without IMU		with IMU	
	First (mm)	Second (mm)	First (mm)	Second (mm)
A (experienced)	37.58±4.04	37.57±4.04	37.21±4.39	36.87±4.44
B (inexperienced)	37.14±3.55	37.09±4.36	36.63±4.51	36.62±4.73

Data are shown as mean ± standard deviation.

IMU= inertial measurement unit.

IMU の併用なしの場合と併用ありの場合の検者内信頼性は, 熟練者である検者 A では

ICC(1,1)が 0.989 から 0.994, ICC(1,2)が 0.994 から 0.997 となり, 大きな差はみられなかった. 一方, 非熟練者である検者 B では, ICC(1,1)が 0.883 から 0.995, ICC(1,2)が 0.938 から 0.998 と大きく向上した. Bland-Altman 分析では検者 A, B とともに加算誤差および比例誤差は認めず, 検者 A では SEM は 0.47 から 0.29, MDC₉₅ は 1.30mm から 0.79mm に減少した. 検者 B では, SEM は 1.51 から 0.35, MDC₉₅ は 4.17mm から 0.97mm に大きく減少した (Table 4).

Table 4. Intra-rater reliability of psoas major muscle thickness measurements without and with IMU

IMU	Examiner	ICC (1,1)	ICC (1,2)	Bland-Altman analysis			SEM	MDC ₉₅	
				Fixed bias		Proportional bias			
				95%CI	Y/N	regression coefficient			Y/N
Without	A (experienced)	0.989 0.959-0.997	0.994 0.979-0.999	-0.47-0.48	N	0.007	N	0.47	1.30
	B (inexperienced)	0.883 0.619-0.969	0.938 0.765-0.984	-1.47-1.57	N	0.411	N	1.51	4.17
With	A (experienced)	0.994 0.977-0.998	0.997 0.988-0.999	-0.25-0.53	N	0.16	N	0.29	0.79
	B (inexperienced)	0.995 0.982-0.999	0.998 0.991-0.999	-0.34-0.37	N	0.47	N	0.35	0.97

95%CI= 95% confidence interval; SEM= standard error of measurement; MDC₉₅= minimal detectable change 95; IMU= inertial measurement unit; ICC= intraclass correlation coefficients; Y= yes; N= none.

IMU の併用なしの場合と併用ありの場合の検者間信頼性は, ICC(2,2)が 0.973 から 0.988 と向上した. Bland-Altman 分析ではともに加算誤差および比例誤差は認めず, SEM は 0.94 から 0.54, MDC₉₅ は 2.60mm から 1.50mm に減少した (Table 5).

Table 5. Inter-rater reliability of psoas major muscle thickness measurements without and with IMU

IMU	ICC (2,2)	Bland-Altman analysis				SEM	MDC ₉₅
		Fixed bias		Proportional bias			
	95%CI	95%CI	Y/N	regression coefficient	Y/N		
Without	$\frac{0.973}{0.898-0.993}$	-0.48~1.42	N	0.15	N	0.94	2.60
With	$\frac{0.988}{0.968-0.997}$	-0.13~0.97	N	0.29	N	0.54	1.50

95%CI= 95% confidence interval; SEM= standard error of measurement; MDC95= minimal detectable change 95; IMU= inertial measurement unit; ICC= intraclass correlation coefficients; Y= yes; N= none.

実験 2. 大腰筋の筋厚と解剖学的筋横断面積との関係

得られた全ての計測値は Shapiro-Wilk 検定にて正規性が確認された。検者 C および D の大腰筋の筋厚計測結果を Table 6 に示す。

Table 6. Muscle thickness of psoas major

examiner	First (mm)	Second (mm)
C	40.65±3.47	40.59±3.50
D	40.57±3.78	40.54±3.80

Data are shown as mean ± standard deviation.

検者内信頼性の結果は、ICC(1,1)が検者 C で 0.974、検者 D で 0.979、ICC(1,2)は検者 C で 0.987、検者 D で 0.989 であった。Bland-Altman 分析では加算誤差および比例誤差は認めず、SEM は検者 C で 0.57mm、検者 D で 0.58mm、MDC₉₅ は検者 C、D とともに 1.59mm であった(Table 7).

Table 7. Intra-rater reliability in the measurement of psoas major muscle thickness

examiner	ICC	ICC	Bland-Altman analysis				SEM	MDC ₉₅
	(1,1)	(1,2)	Fixed bias		Proportional bias			
	95%CI		95%CI	Y/N	regression coefficient	Y/N		
C (inexperienced)	0.974	0.987	-0.23~0.36	N	0.04	N	0.58	1.59
	0.948~0.987	0.973~0.994						
D (inexperienced)	0.979	0.989	-0.27~0.32	N	0.02	N	0.57	1.59
	0.956~0.990	0.978~0.995						

95%CI= 95% confidence interval; SEM= standard error of measurement; MDC₉₅= minimal detectable change 95; IMU= inertial measurement unit; ICC= intraclass correlation coefficients; Y= yes; N= none.

検者間信頼性の結果 ICC(2,2)は、0.985であった。Bland-Altman 分析では加算誤差および比例誤差は認めず、SEM は 0.64mm、MDC₉₅ は 1.76mm であった(Table 8).

Table 8. Inter-rater reliability in the measurement of psoas major muscle thickness.

ICC (2,2)	Bland-Altman analysis				SEM	MDC ₉₅
	Fixed bias		Proportional bias			
	95%CI	Y/N	regression coefficient	Y/N		
0.985 0.969~0.993	-0.26~0.40	N	0.35	N	0.64	1.76

95%CI= 95% confidence interval; SEM= standard error of measurement; MDC₉₅= minimal detectable change 95; ICC= intraclass correlation coefficients; Y= yes; N= none.

大腰筋の筋厚と解剖学的筋横断面積の相関分析の結果、有意な相関($r=0.84$, $p<0.01$)が認められた。単回帰分析の結果、得られた回帰式は解剖学的筋横断面積 = $60.2 \times$ 筋厚 - 798.4 であり、決定係数 r^2 は 0.71 で有意であった($p<0.01$) (Fig.8).

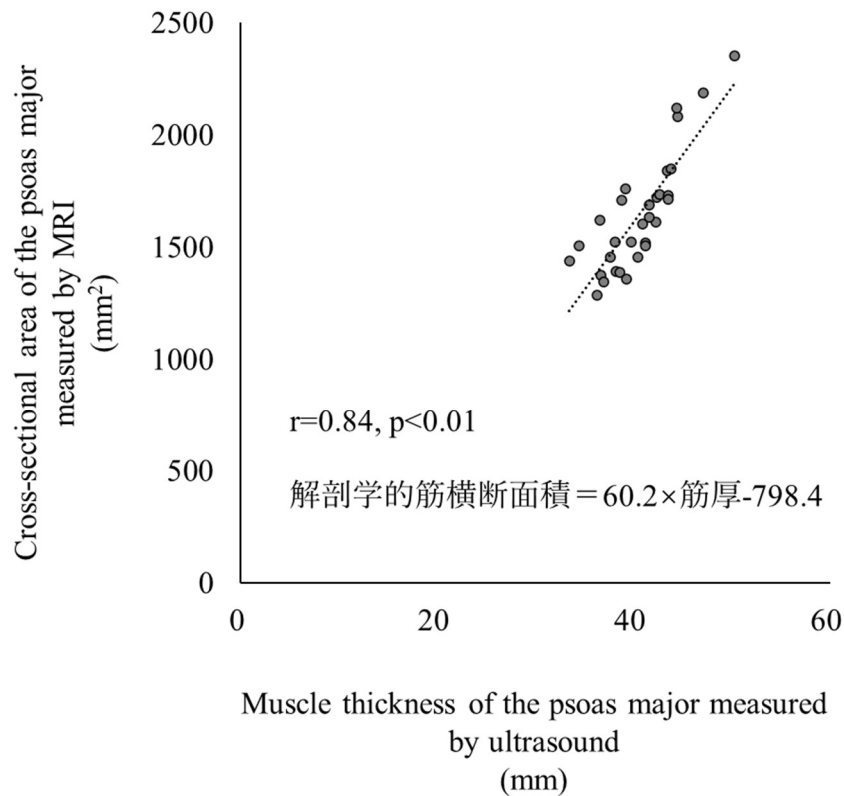


Figure 8: The relationship between muscle cross-sectional area and muscle thickness of the psoas major.

4-4. 考察

実験 1 では、大腰筋の US 計測において IMU を併用することによって、検者内、検者間信頼性が向上することが確認できた。特に非熟練者における検者内信頼性の向上が大きかったことから、IMU の併用は US 計測におけるプローブの姿勢角を一定にできないことにより生じる計測誤差を熟練度に依存せず解消可能であると考えられた。四肢、体幹筋の US による筋厚計測における検者内信頼性と検者間信頼性については、先行研究において高い信頼性が確認されている(Abe et al. 2014, Koppenhaver et al. 2009, Van den Broeck et al. 2023) 。実験 2 では検者が US 計測非熟練者 2 名による計測であっても、これらの先行研究結果と同等の検者内、検者間信頼性が得られた。また、検者 2 名それぞれ 2 回計測値の平均値を用いた場合の MDC₉₅ が 1.76 であったことから、大腰筋の筋厚を本法で計測した場合は、1.76mm 以上の違いがあれば変化ありと判断して良いと考えられた。また、検者内、検者間信頼性ともに Bland-Altman 分析の結果、系統誤差が認められなかったことから、2 名の検者による 2 回の計測の平均値を採用する本法であれば、系統誤差の発生リスクを抑えることができるため臨床での利用が可能と考えられた。

US による解剖学的筋横断面積の計測は、筋全体が撮像されていなければならないため、比較的表層で小さく細い筋でなければ正確な計測は困難である。したがって、US で筋量変

化を捉えるためには、筋厚計測値から解剖学的筋横断面積を推定できるかを確かめる必要がある。先行研究では、大腿四頭筋で($r = 0.91, n = 52$) (Abe et al. 1997), 股関節内転筋で($r = 0.92, n = 20$) (Ogawa et al. 2012), 前脛骨筋で($r = 0.90, n = 17$) (Martinson et al. 1991), 腓腹筋で($r = 0.91, n = 6$) (Smith et al. 2017), 大胸筋で ($r = 0.92, n = 20$) (Yasuda et al. 2017), 前腕尺側筋群で($r = 0.94, n = 10$), 前腕橈側筋群で($r = 0.88, n = 10$) (Abe et al. 2018), などと報告されている。今回対象とした大腰筋については、Takai ら(2011)が($r=0.95, n=11$), Ikezoe ら(2011b)が($r=0.97, n=16$)と報告している。本研究では検者が非熟練者であったにもかかわらず、高い相関関係($r=0.84, n=31$)が得られており、大腰筋やその他の筋を対象とした先行研究の結果と同等であった。単回帰分析の結果からも非熟練検者であっても筋横断面積の推定が可能であることが証明された点で、本研究結果は価値が高いといえる。本法による US 計測は、低コスト、非侵襲的でありながら、高い信頼性で大腰筋の筋量変化を推定できるため定期的な評価に利用可能である。よって、将来的に高齢者のサルコペニアの早期発見や予防の指標として使用することも期待できる。また、大腰筋の筋力増強トレーニングによる筋量変化の経時的評価が簡便に可能になり、トレーニングの継続やプログラム変更の客観的な判断基準としての活用も期待できる。

US による筋量評価には筋厚計測の他に、羽状角、筋束長から生理学的横断面積、解剖学的横断面積、筋体積を推定する方法がある(Jorgenson et al. 2020)。また、筋の質的評価には筋内の筋内脂肪や結合組織の非収縮要素の量を反映する筋輝度計測がある(Stock et al. 2021)。これらの計測においても、超音波ビームの入射方向の変化が計測結果を大きく左右する。よって、IMU を併用しプローブの姿勢角を定めることができる本法は、これらの計測手法においても計測誤差を最小限にするために応用できると考えられる。しかし、本研究の被験者は男子大学生であり、今後は女性や高齢者を対象とした計測における有用性の確認が課題である。

4-5. まとめ

大腰筋の US 計測時において IMU を併用すると、検者が非熟練検者であっても検者内・検者間信頼性が向上することが確認された。また、本法によって計測された筋厚を用いて解剖学的筋横断面積を推定できることから、トレーニング効果を評価する指標としての活用、サルコペニアの発見や予防への応用が期待できる。

第 5 章 本研究の限界

本研究の限界として、以下の点が挙げられる。まず、課題 1 において体節重力トルクの推定計算による誤差発生を防ぐため、股関節 105°でのトルク計測はベッド背面を 15°傾斜させた状態から右股関節屈曲 90°位にて計測した。これにより、非計測肢である左股関節は 15°屈曲位となる。今回計測した、股関節 0°、30°、60°、90°では左股関節は屈曲 0°であり、この左股関節の屈曲角度の違いが結果に影響した可能性を排除できない。今後、対側下肢の股関節角度の影響をも含めた検証が課題である。

研究課題 2 では、長期トレーニングによる筋力増強、筋肥大効果を検証するための予備的実験であったため、サンプル数が少ない。今後の長期トレーニング研究においては、適切なサンプルサイズ設計による無作為化比較対照試験の実施が課題である。

本研究において着目している大腰筋は、生体の深層に位置するため、筋電図等を用いた活動状態を直接確認することは困難である。よって、筋力や筋量の量的変化のみでなく、運動学、運動力学的なパラメータを用い、多角的なトレーニング効果の検証が今後の課題である。

第6章 臨床応用と将来展望

課題1で、健常成人の等尺性股関節屈曲トルクは、男女ともに股関節浅屈曲域に最小、深屈曲域で最大という股関節屈曲角度-トルク特性が得られた。よって、股関節屈曲角度の増大とともに負荷が漸増するパターンでの股関節屈曲運動は、運動中の広範囲において発揮できる筋力と負荷が適合した状態にできるため、1回の筋力トレーニングによって高い筋力増大および筋肥大効果が期待できると考えられた。

課題2では、課題1で明らかにした股関節屈曲角度-トルク特性に応じた負荷を提供できる方法は特殊な等速性マシンに限られることから、高齢者や障害者であっても使用でき、モーターや電子制御を使用しないシンプルな機構のマシンを試作し、既存のウェイトスタック式のレジスタンスマシンを用いたトレーニングよりも高い筋力増強効果が得られるか否かを検証した。試作したマシンでの筋力トレーニングが既存のマシンに比べ、股関節深屈曲域において最大等尺性股関節屈曲トルクの有意な増大が得られた。このことから、股関節深屈曲域において主要な屈曲トルクを生成する大腰筋に、他のトレーニング方法よりも筋力増大および筋肥大効果が得られる可能性があると考えられた。

課題3では、USを用いた大腰筋の筋厚計測においてIMUをプローブに装着することで、非計測熟練者であっても高い検者内信頼性と検者間信頼性を得ることができた。また、US計測の非熟練検者であっても大腰筋の筋厚とMRIによる解剖学的筋断面積の間に高い相関関係を認めたことから、USを用いた筋横断面積の推定が可能であることが証明された。今後、この手法を用いた大腰筋のUS計測は、大腰筋の筋力トレーニングの筋肥大効果の評価に利用できると考えられる。

高齢者のレジスタンストレーニングは、全米ストレングス&コンディショニング協会によって、1 repetition maximum (1RM)の70-85%の強度で1~2セット、週に2~3回行うことが推奨されている (Fragala et al. 2019)。しかし、この推奨方法には、時間的制約や運動負荷量が大きく、不快感を伴うことが多いなどの問題から、トレーニング継続の障壁があると指摘されている (Schutzer et al. 2004, Lees et al. 2005, Justine et al. 2013)。したがって、高齢者が無理なく継続できる最小用量でのレジスタンストレーニング方法の確立が求められている (Byrne et al. 2016, Fisher et al. 2017)。今回試作したマシンは、股関節屈曲角度-トルク特性に基づいた負荷トルクを生成する設計となっており、関節運動の広範で筋力と負荷が適合した状態を維持できると期待される。これにより、高齢者に対して試作マシンを用いることは、最小用量で最大効果を得られるレジスタンストレーニングの有効な手段となり得ると考えられる。さらに、ヨーロッパサルコペニアワーキンググループが、サルコペニアの指標として大腰筋を含む腰部の筋量が将来的に有用な指標となる可能性を示唆している (Cruz-Jentoft et al. 2019)。今回考案したIMUを併用したUSを用いた大腰筋の筋厚計測方法は、筋量を推定する方法としてのみでなく、サルコペニアの早期発見や予防にも応用できる可能性があると考えられる。

第7章 結論

本研究は、股関節屈曲角度-トルク特性に応じた負荷トルクパターンによる筋力トレーニングが大腰筋の高い筋力増強、筋肥大効果を得られるか否かを検証するための基礎的研究として位置づけ、以下の知見を得た。

1. 健常成人の等尺性股関節屈曲トルクは、これまでの定説に反し、男女ともに股関節浅屈曲域で最小、深屈曲域で最大となる股関節屈曲角度-トルク特性を示すことを明らかにした。
2. 本研究で明らかにした股関節屈曲角度-トルク特性に基づく短期筋力トレーニングは、股関節深屈曲域における筋力増強に有効であることを確認した。
3. US を用いた非侵襲的かつ高い信頼性を有する新たな大腰筋の筋量評価方法を確立した。

本研究の新規性・独創性は、(1) 定説に反する股関節屈曲角度-トルク特性を明らかにした点、(2) この股関節屈曲角度-トルク特性に応じたトレーニングによって股関節深屈曲域で高い筋力増強効果を得た点、(3) US 計測において非熟練検者においても高い信頼性をもって大腰筋の筋厚を測定可能とした点にある。

本研究の成果は、スポーツ分野のみならず、健康増進の現場にも応用可能であり、その意義は大きいと考えられる。

文献

Abe, T., Kawakami, Y., Suzuki, Y., Gunji, A., and Fukunaga, T. (1997) Effects of 20 days bed rest on muscle morphology. *Journal of Gravitational Physiology*, 4(1): S10-S14.

Abe, T., Loenneke, J. P., Thiebaud, R. S., and Fukunaga, T. (2014) Age-related site-specific muscle wasting of upper and lower extremities and trunk in Japanese men and women. *Age*, 36(2): 813-821.

Abe, T., Nakatani, M., and Loenneke, J. P. (2018) Relationship between ultrasound muscle thickness and MRI-measured muscle cross-sectional area in the forearm: a pilot study. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 38(4): 652-655.

荒井秀典. (2014) フレイルの意義. *日本老年医学会雑誌*, 51(6) : 497-501.

Anderson, D. E., D'Agostino, J. M., Bruno, A. G., Manoharan, R. K., and Buxsein, M. L. (2012) Regressions for estimating muscle parameters in the thoracic and lumbar trunk for use in musculoskeletal modeling. *Journal of Biomechanics*, 45(1): 66-75.

Andersson, E. A., Nilsson, J., and Thorstensson, A. (1997) Intramuscular EMG from the hip flexor muscles during human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, 161(3): 361-370.

Andrew, A. W., Thomas, M. W., and Bohannon, R. W. (1996) Normative values for isometric muscle force measurements obtained with hand-held dynamometers. *Physical therapy*, 76(3): 248-259.

Andriacchi, T. P., Ogle, J. A., and Galante, J. O. (1977) Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *Journal of Biomechanics*, 10(4): 261-268.

Arbanas, J., Klasan, G. S., Nikolic, M., Jerkovic, R., Miljanovic, I., and Malnar, D. (2009) Fibre type composition of the human psoas major muscle with regard to the level of its origin. *Journal of anatomy*, 215(6): 636-641.

Arnold, A. S., Salinas, S., Asakawa, D. J., and Delp, S. L. (2000) Accuracy of muscle moment arms estimated from MRI-based musculoskeletal models of the lower extremity. *Computer aided surgery*, 5(2): 108-119.

Audenaert, E. A., Khanduja, V., Bauwens, C., Van Hoof, T., Pattyn, C., and Steenackers, G. (2019) A

discrete element model to predict anatomy of the psoas muscle and path of the tendon: Design implications for total hip arthroplasty. *Clinical biomechanics*, 70: 186-191.

Baroni, B. M., Pompermayer, M. G., Amanda, A. C., Peruzzolo, S., Radaelli, R., Brusco, C. M., and Pinto, R. S. (2017) Full range of motion induces greater muscle damage than partial range of motion in elbow flexion exercise with free weights. *Journal of strength and conditioning research*, 31(8): 2223-2230.

Blemker, S. S. and Delp, S. L. (2005) Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries. *Annals of biomedical engineering*, 33(5): 661-673.

Bloomquist, K., Langberg, H., Karlsen, S., Madsgaard, S., Boesen, M., and Raastad, T. (2013) Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations. *European journal of applied physiology*, 113(8): 2133-2142.

Bohannon, R. W., Gajdosik, R. L., and Leveau, B. F. (1985) Relationship of pelvic and thigh motions during unilateral and bilateral hip flexion. *Physical therapy*, 65(10): 1501-1504.

Byrne, C., Faure, C., Keene, D. J., and Lamb, S. E. (2016) Ageing, muscle power and physical function: a systematic review and implications for pragmatic training interventions. *Sports medicine*, 46(9): 1311-1332.

Chen, L. K., Woo, J., Assantachai, P., Auyeung, T. W., Chou, M. Y., Iijima, K., Jang, H. C., Kang, L., Kim, M., Kim, S., Kojima, T., Kuzuya, M., Lee, J. S. W., Lee, S. Y., Lee, W. J., Lee, Y., Liang, C. K., Lim, J. Y., Lim, W. S., Peng, L. N., Sugimoto, K., Tanaka, T., Won, C. W., Yamada, M., Zhang, T., Akishita, M., and Arai, H. (2020) Asian Working Group for Sarcopenia: 2019 consensus update on sarcopenia diagnosis and treatment. *Journal of the American Medical Directors Association*, 21(3): 300-307.

Chen, M., Yin, D., Niu, Y. (2022) A Survey of Robot Swarms' Relative Localization Method. *Sensors*, 22(12): 4424.

Clarke, H. H., Elkins, E. C., Martin, G. M., and Wakim, K. H. (1950) Relationship between body position and the application of muscle power to movements of the joints. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 31(2): 81-89.

Cruz-Jentoft, A. J., Baeyens, J. P., Bauer, J. M., Boirie, Y., Cederholm, T., Landi, F., Martin, F. C., Michel, J. P., Rolland, Y., Schneider, S. M., Topinková, E., Vandewoude, M., and Zamboni, M. (2010) Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age Ageing*, 39(4): 412-423.

Cruz-Jentoft, A.J., Bahat, G., Bauer, J., Boirie, Y., Bruyère, O., Cederholm, T., Cooper, C., Landi, F., Rolland, Y., Sayer, A.A., Scheider, M. S., Sieber, C.C., Topinkova, E., Vandewoude, M., Visser, M., Zamboni, M. (2019) Sarcopenia: revised European consensus on definition and diagnosis. *Age and Ageing*, 48(4): 16-31.

Doheny, E. P., Lowery, M. M., Fitzpatrick, D. P., and O'Malley, M. J. (2008) Effect of elbow joint angle on force-EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles. *Journal of electromyography and kinesiology*, 18(5): 760-770.

Dostal, W. F., Soderberg, G. L., and Andrews, J. G. (1986) Actions of hip muscles. *Physical therapy*, 66(3): 351-361.

Elkins, E. C., Leden, U. M., and Wakim, K. G. (1951) Objective recording of the strength of normal muscles. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 32(10): 639-647.

Fisher, J. P., Steele, J., Gentil, P., Giessing, J., and Westcott, W. L. (2017) A minimal dose approach to resistance training for the older adult; the prophylactic for aging. *Experimental gerontology*, 99: 80-86.

藤井宣晴. (2019) 身体運動による健康効果にマイオカインが果たす役割. 上原記念生命科学財団研究報告集, 33 : 1-4.

福永哲夫・川上康夫. (2001) 身体運動の成績に影響する筋腱複合体の振る舞い-21世紀のバイオメカニクス研究の方向を探る. *体育の科学*, 51(1): 12-20.

Fragala, M. S., Cadore, E. L., Dorgo, S., Izquierdo, M., Kraemer, W. J., Peterson, M. D., Ryan, E. D. (2019) Resistance training for older adults: Position statement from the national strength and conditioning association. *Journal of strength and conditioning research*, 33(8): 2019-2052.

Hageman, P. A., Gillaspie, D. M., and Hill, L. D. (1988) Effects of speed and limb Dominance on eccentric and concentric isokinetic testing of the knee. *The Journal of orthopaedic and sports physical*

therapy, 10(2): 59-65.

長谷川真紀子 (1987) ヒト腸腰筋（大腰筋，腸骨筋）の筋線維構成について. 昭和医学会雑誌, 47: 833-842.

樋口雅俊・岡田明・久本誠一・宮野道雄. (2010) 四肢の関節角度－関節トルク特性に関する性差・世代差について. 日本生理人類学会誌, 15: 23-32.

Hoang, T. and Shiao, Y. (2023) New Method for Reduced-Number IMU Estimation in Observing Human Joint Motion. Sensors, 23(12): 5712.

市橋則明・日高正己・浦野由紀子・吉田正樹・伊藤浩充・森永敏博. (1997) 脚伸展動作と膝伸展動作の運動学的分析. 理学療法学, 24(6): 341-346.

Ikezoe, T., Mori, N., Nakamura, M., and Ichihashi, N. (2011a) Age-related muscle atrophy in the lower extremities and daily physical activity in elderly women. Archives of gerontology and geriatrics, 53(2): e153-e157.

Ikezoe, T., Mori, N., Nakamura, M., and Ichihashi, N. (2011b) Atrophy of the lower limbs in elderly women: is it related to walking ability? European journal of applied physiology, 111(6): 989-995.

石井直方. (1999) レジスタンストレーニング. Book House HD: 東京, pp31-33.

石井直方. (2022) 石井直方のさらに深い筋肉の科学 2.0. ベースボールマガジン社: 東京, pp198-201.

Jensen, R. H., Smidt, G. L., and Johnston, R. C. (1971) A technique for obtaining measurements of force generated by hip muscles. Archives of physical medicine and rehabilitation, 52(5): 207-215.

治郎丸卓三. 歩行と走行に着目した腸腰筋の役割. (2021) PT ジャーナル, 55(6): 666-671.

Jorgenson, K. W., Phillips, S. M., and Hornberger, T. A. (2020) Identifying the structural adaptations that drive the mechanical load-induced growth of skeletal muscle: a scoping review. Cells, 9(7): 1658.

Justine, M., Azizan, A., Hassan, V., Salleh, Z., and Manaf, H. (2013) Barriers to participation in physical activity and exercise among middle-aged and elderly individuals. Singapore medical journal,

54(10): 581-586.

Judge, J. O., Davis, B., and Öunpuu, S. (1996) Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 51(6): 303-312.

木村忠直・甲田基夫・石田美由紀・深道修一. (1991) 大腰筋筋線維構成の比較解剖学的研究. *昭和医学会雑誌*, 51(5): 509-513.

木村忠直. (2000) 数種霊長類における大腰筋の筋線維構築と組織化学的特徴. *バイオメカニズム学会誌*, 24(3): 141-147.

金俊東・久野譜也・相馬りか・増田和実・足立和隆・西嶋尚彦・石津政雄・岡田守彦. (2000) 加齢による下肢筋量の低下が歩行能力に及ぼす影響. *体力科学*, 49(5): 589-596.

厚生労働省, <https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa22/dl/05.pdf>

駒谷壽一. (1986) ヒト大腰筋の筋線維構成について. *昭和医学会雑誌*, 46(5): 677-685.

Kopenhagen, S. L., Hebert, J. J., Fritz, J. M., Parent, E. C., Teyhen, D. S., and Magel, J. S. (2009) Reliability of rehabilitative ultrasound imaging of the transversus abdominis and lumbar multifidus muscles. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(1): 87-94.

Kulig, K., Andrews, J. G., and Hay, J. G. (1984) Human strength curves. *Exercise and sport sciences reviews*, 12: 438-447.

Kumazaki, T., Takahashi, T., Nakano, T., and Sakai, T. (2022) Action and Contribution of the Iliopsoas and Rectus Femoris as Hip Flexor Agonists Examined with Anatomical Analysis. *Juntendo Medical Journal*, 68(4): 352-362.

Kumar, R., Shah, T. H., Hadda, V., Tiwari, P., Mittal, S., Madan, K., Khan, M. A., and Mohan, A. (2019) Assessment of quadriceps muscle thickness using bedside ultrasonography by nurses and physicians in the intensive care unit: Intra- and inter-operator agreement. *World Journal of Critical Care Medicine*, 8(7): 127-134.

久野譜也. (2005) 高齢者の生活機能の維持・増進と社会参加を促進する地域システムに関

する研究. 平成 16 年度科学技術振興調整費 生活・社会基盤研究のうちの生活者ニーズ対応研究成果報告書, 1-27.

Landis, J. R. and Koch, G. G. (1977) The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 33(1): 159-174.

Lees, F. D., Clark, P. G., Nigg, C. R., and Newman, P. (2005) Barriers to exercise behavior among older adults: a focus-group study. *Journal of aging and physical activity*, 13(1): 23-33.

Martins, J., Silva, J. R. D., Silva, D. R. B. D., and Bevilaqua-Grossi, D. (2017) Reliability and Validity of the belt-stabilized handheld dynamometer in hip- and knee-strength tests. *Journal of athletic training*, 52(9): 809-819.

Martinson, H. and Stokes, M. J. (1991) Measurement of anterior tibial muscle size using real-time ultrasound imaging. *European Journal of Applied Physiology*, 63(3-4): 250-254.

Mcpherron, A. C., Lawler, A. M., Lee, S. J. (1997) Regulation of skeletal muscle mass in mice by a new TGF-beta superfamily member. *Nature*, 387(6628): 83-90.

Mechelli, F., Arendt-Nielsen, L., Stokes, M., and Agyapong-Badu, S. (2019) Inter-rater and intra-rater reliability of ultrasound imaging for measuring quadriceps muscle and non-contractile tissue thickness of the anterior thigh. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 5(3): 037002.

Mitsiopoulos, N., Baumgartner, R. N., Heymsfield, S. B., Lyons, W., Gallagher, D., and Ross, R. (1998) Cadaver validation of skeletal muscle measurement by magnetic resonance imaging and computerized tomography. *Journal of Applied Physiology*, 85(1): 115-122.

Miwa, M. and Ushiroda, T. (2021) Precision Flight Drones with RTK-GNSS. *Journal of Robotics and Mechatronics*. 33(2): 371-378.

Murray, M. P. (1967) Gait as a total pattern of movement: Including a bibliography on gait. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 46(1): 290-333.

Murray, R., Bohannon, R., Tiberio, D., Dewberry, M., and Zanetti, C. (2002) Pelvifemoral rhythm during unilateral hip flexion in standing. *Clinical biomechanics*, 17(2): 147-151.

内閣府，令和4年版高齢社会白書，第1章第1節高齢化の現状，
https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2022/html/zenbun/s1_1_1.html

内閣府，令和4年版高齢社会白書，第1章第2節高齢期の暮らしの動向（2），
https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2022/html/zenbun/s1_2_2.html

名倉武雄・矢部裕・若野紘一・山崎信寿. (1997) MR画像を用いた大腰筋の3次元モデル解析. 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 18: 131-135.

Newman, A. B., Kupelian, V., Visser, M., Simonsick, E. M., Goodpaster, B. H., Kritchevsky, S. B., Tyllavsky, F. A., Rubin, S. M., and Harri, T. B. (2006) Strength, but not muscle mass, is associated with mortality in the health, aging and body composition study cohort. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical*, 61(1): 72-77.

Neptune, R. R., Sasaki, K., and Kautz, S. A. (2008) The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait & Posture*, 28(1): 135-143.

Nikolaos, B., Angeliki, G., Anastasia, H., and George, P. (2020) The ultrasonographic measurement of muscle thickness in sarcopenia. A prediction study. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 56(4): 427-437.

小栢進也・建内宏重・高島慎吾・市橋則明. (2011) 関節角度の違いによる股関節周囲筋の発揮筋力の変化-数学的モデルを用いた解析-. *理学療法学*, 38(2): 97-104.

Ogawa, M., Mitsukawa, N., Bembem, M. G., and Abe, T. (2012) Ultrasound assessment of adductor muscle size using muscle thickness. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(3): 244-248.

小澤拓也・竹口裕成・柳田泰義・前川聡・加納繁照. (2006) 姿勢制御における大腰筋の役割に関する実験研究. *The Journal of Clinical Physical Therapy*, 9, 23-29.

Perrin, D. H., Robertson, R. J., and Ray, RL. (1987) Bilateral isokinetic peak torque, torque acceleration energy, power, and work relationships in athletes and nonathletes. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 9(5): 184-189.

Pinto, R. S., Gomes, N., Radaelli, R., Botton, C., Brown, L. E., and Bottaro, M. (2012) Effect of range of motion on muscle strength and thickness. *Journal of strength and conditioning research*, 26(8):

2140-2145.

Regev, G. J., Kim, C. W., Tomiya, A., Lee, Y. P., Ghofrani, H., Garfin, S. R., Lieber, R. L., and Ward, S. R. (2011) Psoas muscle architectural design, in vivo sarcomere length range, and passive tensile properties support its role as a lumbar spine stabilizer. *Spine*. 36(26): e1666-e1674.

Rosenberg, I. R. (1989) Summary comments. *The American journal of clinical nutrition*, 50(5): 1231-1233.

Sandri, M., Sandri, C., Gilbert, A., Skurk, C., Calabria, E., Picard, A., Walsh, K., Schiaffino, S., Lecker, S. H., and Goldberg, A. L. (2004) Foxo transcription factors induce the atrophy-related ubiquitin ligase atrogin-1 and cause skeletal muscle atrophy. *Cell*, 117(3): 399-412.

Shigh, M. and Karpovich, P. V. (1966) Isotonic and isometric forces of forearm flexors and extensors. *Journal of applied physiology*, 21(4):1435-1437.

Schoenfeld, B. J. (2010) The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. *Journal of strength and conditioning research*, 24(10): 2857-2872.

Schutzer, K. A. and Graves, B. S. (2004) Barriers and motivations to exercise in older adults. *Preventive medicine*, 39(5): 1056-1061.

Sisto, S. A. and Dyson-Hudson, T. (2007) Dynamometry testing in spinal cord injury. *Journal of rehabilitation research and development*, 44(1): 123-136.

Smith, A. C., Jakubowski, K., Wasielewski, M., Lee, S. S., and Elliott, J. M. (2017) Lower extremity muscle structure in incomplete spinal cord injury: a comparison between ultrasonography and magnetic resonance imaging. *Spinal Cord Series and Cases*. 3: 17004.

Stock, M. S. and Thompson, B. J. (2021) Echo intensity as an indicator of skeletal muscle quality: applications, methodology, and future directions. *European Journal of Applied Physiology*. 121(2): 369-380.

田辺解・久野譜也。(2010) 筋肉, 筋量, 筋力. 診断と治療, 98 : 37-42.

Takai, Y., Katsumata, Y., Kawakami, Y., Kanehisa, H., and Fukunaga, T. (2011) Ultrasound method

for estimating the cross-sectional area of the psoas major muscle. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 43(10): 2000-2004.

Tosato, M., Marzetti, E., Cesari, M., Saveria, G., Miller, R. R., Bernabei, R., Landi, F., and Calvani, R. (2017) Measurement of muscle mass in sarcopenia: from imaging to biochemical markers. *Aging Clinical and Experimental Research*. 29(1): 19-27.

Van den Broeck, J., Héréus, S., Cattrysse, E., Raeymaekers, H., De Maeseneer, M., and Scafoglieri, A. (2023) Reliability of muscle quantity and quality measured with extended-field-of-view ultrasound at nine body sites. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 49(7): 1544-1549.

Vierck, J., O'Reilly, B., Hossner, K., Antonio, J., Byrne, K., Bucci, L., and Dodson, M. (2000) Satellite cell regulation following myotrauma caused by resistance exercise. *Cell biology international*, 24(5): 263-272.

Voisard, C., De l'Escalopier, N., Vienne-Jumeau, A., Moreau, A., Quijoux, F., Bompaire, F., Sallansonnet, M., Brechemier, M. L., Taifas, I., Tafani, C., Drouard, E., Vayatis, N., Ricard, D., and Oudre, L. (2023) Innovative multidimensional gait evaluation using IMU in multiple sclerosis: introducing the semiogram. *Frontiers in Neurology*, 15: 1237162.

Williams, M. and Stutzman, L. (1959) Strength variation through the range of joint motion. *The Physical therapy review*, 39(3): 145-152.

Yasuda, T., Fujita, S., Ogasawara, R., Sato, Y., and Abe, T. (2010) Effects of low-intensity bench press training with restricted arm muscle blood flow on chest muscle hypertrophy: a pilot study. *Clinical Physiology and Functional Imaging*. 30(5): 338-343.

謝辞

本博士論文の執筆にあたり、多くの方々からご指導、ご支援を賜りましたことに深く感謝申し上げます。

指導教授の前島悦子先生には、常に丁寧かつ的確なご指導を賜りました。投稿論文が不採択となるたびに、その都度、適切な修正点をご教示いただき、論文の完成度を高めることができました。深く感謝申し上げます。また、助手の小芝裕也先生には、毎回、前島先生とともに温かく的確なご指導を賜り、多くの貴重な気づきを得ることができました。お二人のご指導のもと、ここまで至ることができたことに、心より感謝申し上げます。

副査の橋本祐介教授、浜田拓教授には、発表資料や博士論文の作成に際し、多くの貴重なご助言を賜りました。そのおかげで、論文をより分かりやすく仕上げることができました。心より感謝申し上げます。

大阪体育大学准教授の熊崎敏真先生には、ご多忙の中、本論文の作成にあたり、腸腰筋の解剖学的知見やバイオメカニクスについて多くのご教示を賜り、大変参考にさせていただきました。厚く御礼申し上げます。

大学院事務室の岩本明子様をはじめ、事務室の皆様には大変お世話になりました。温かい励ましのお言葉が大きな支えとなりました。心より感謝申し上げます。

鈴鹿医療科学大学教授の畠中泰彦先生には、学部時代から現在に至るまで、研究者および臨床家としての基礎、姿勢、喜びを学ばせていただきました。深く感謝申し上げます。また、齋藤恒一先生（鈴鹿医療科学大学助教）、前川遼太先生（医療法人恒仁会近江温泉病院総合リハビリテーションセンター課長）、橋本裕一先生（中島整形外科）、山口和輝先生（鈴鹿医療科学大学助手）、中俣孝昭先生（鈴鹿医療科学大学准教授）には、研究のみならず、これまで多くの面でご指導とご支援を賜りました。この場を借りて厚く御礼申し上げます。

私が勤務してきた医療法人恒仁会近江温泉病院で協働した多くのスタッフの方々をはじめ、ここには書ききれない多くの方々のご支援とご縁により、今日に至ることができました。これまで私に関わってくださったすべての皆様に、深く感謝申し上げます。