

博士学位論文

ハムストリングの伸張性収縮運動が
伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルク発揮角度
におよぼす影響

平成 30 年度

筑波大学大学院人間総合科学研究科スポーツ医学専攻

西田 智

目次

表のタイトル一覧.....	I
図のタイトル一覧.....	II
研究業績.....	V
略語と用語の定義.....	VI

第1章 緒言

1-1. 研究背景.....	1
1-1-1. 最大トルク発揮角度について.....	1
1-1-2. APT 測定の意義.....	1
1-1-3. APT-KF に関連する因子.....	3
1-1-4. APT-KF と運動.....	5
1-2. 本研究の目的.....	7

第2章 本研究で用いた測定方法と測定項目の解釈

2-1. 伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルク、APT-KF.....	9
2-2. 股関節屈曲可動域.....	13
2-3. 膝関節伸展可動域、パッシブトルク、ステイフネス.....	13
2-4. 大腿二頭筋長頭の筋束長.....	16

第3章 検討課題1

伸張性収縮時の APT-KF と関節可動域、ハムストリングのステイフネスおよび筋束長の関連

3-1. 緒言	18
3-2. 方法	18
3-3. 結果	21
3-4. 考察	29

第4章 検討課題2

Stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチングが伸張性収縮時の APT-KF とハムストリングの筋特性に及ぼす影響

4-1. 検討課題 2-1

自体重負荷での stiff-leg deadlift が伸張性収縮時の APT-KF に及ぼす影響

4-1-1. 緒言	32
4-1-2. 方法	33
4-1-3. 結果	36
4-1-4. 考察	37

4-2. 検討課題 2-2

20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチングが伸張性収縮時の APT-KF とハムストリングの筋特性に及ぼす影響

4-2-1. 緒言	38
4-2-2. 方法	38
4-2-3. 結果	43
4-2-4. 考察	47

4-3. 検討課題 2-3

20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチ前後における伸張性収縮時の APT-KF の変化に影響を及ぼす因子の検討

4-3-1. 緒言.....	50
4-3-2. 方法.....	50
4-3-3. 結果.....	52
4-3-4. 考察.....	60

第 5 章 総合討論

5-1. 本研究の目的.....	65
5-2. 本研究で得られた成果.....	65
5-3. 総合考察および今後の課題と展望.....	68

第 6 章 結論 74

謝辞..... 75

引用文献..... 76

表のタイトル一覧

第 3 章 検討課題 1

Table 3-1. 測定結果

Table 3-2. 項目間の相関関係

第 4 章 検討課題 2

Table 4-1. 各条件における運動前後の測定項目の変化

Table 4-2. 各測定項目の変化の群間比較

図のタイトル一覧

第 1 章 緒言

Figure 1-1. 筋節の長さ-張力関係

Figure 1-2. 関節の角度-トルク関係 (筋組織全体の長さ-張力関係)

第 2 章 本研究で用いた測定方法と測定項目の解釈

Figure 2-1. 伸張性収縮時の被験者肢位

Figure 2-2. 上図：3 回分の角度-トルク曲線、下図：デシメーション処理後の角度-トルク曲線

Figure 2-3. 上図：3 回分の角度-トルク曲線、下図：Average angle-torque profile

Figure 2-4. APT-KF の解釈

Figure 2-5. 他動的膝関節伸展時の被験者肢位

Figure 2-6. 他動的膝関節伸展時の角度-トルク曲線

Figure 2-7. 超音波画像の測定点

Figure 2-8. 筋束長の算出方法

第 3 章 検討課題 1

Figure 3-1. 伸張性収縮時の APT-KF と膝関節最大屈曲トルクの関係

Figure 3-2. 伸張性収縮時の APT-KF とパッシブトルクの関係

Figure 3-3. 伸張性収縮時の APT-KF とスティフネスの関係

- Figure 3-4. 伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルクとパッシブトルクの関係
- Figure 3-5. 伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルクとスティフネスの関係
- Figure 3-6. 15°ごとの平均膝関節屈曲トルクとパッシブトルク、スティフネスおよび筋厚の関係 (1)
- Figure 3-7. 15°ごとの平均膝関節屈曲トルクとパッシブトルク、スティフネスおよび筋厚の関係 (2)

第4章 検討課題2

- Figure 4-1. 自体重負荷での stiff-leg deadlift
- Figure 4-2. 各群における自体重負荷での stiff-leg deadlift 前後の APT-KF の変化
- Figure 4-3. 運動後のパッシブトルク、スティフネスの算出方法
- Figure 4-4. 20kg 負荷での stiff-leg deadlift
- Figure 4-5. 運動前後の膝関節最大屈曲トルクの変化
- Figure 4-6. 運動前後の股関節屈曲可動域の変化
- Figure 4-7. 運動前後の膝関節伸展可動域の変化
- Figure 4-8. 運動前後のスティフネスの変化
- Figure 4-9. 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後のパッシブトルクの変化 (APT-KF の増減による群分け)
- Figure 4-10. 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後のスティフネスの変化 (APT-KF の増減による群分け)
- Figure 4-11. スタティックストレッチング後のパッシブトルクの変化 (APT-KF の増減による群分け)

- Figure 4-12. スタティックストレッチング後のステイフネスの変化 (APT-KF の増減による群分け)
- Figure 4-13. ベースラインの股関節屈曲可動域と 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 前後における APT-KF の変化の関係
- Figure 4-14. ベースラインの股関節屈曲可動域と 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 前後における膝関節伸展可動域の変化の関係
- Figure 4-15. ベースラインの股関節屈曲可動域と 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 前後におけるパッシブトルクの変化の関係
- Figure 4-16. ベースラインの股関節屈曲可動域と 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 前後におけるステイフネスの変化の関係
- Figure 4-17. ベースラインの股関節屈曲可動域と 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 前後における筋束長の変化の関係

研究業績

本博士論文は、下記の原著論文に未公表データを追加しまとめたものである。

【原著論文】

Satoru Nishida, Tsubasa Tomoto, Kiyoshi Maehara, Syumpei Miyakawa: Acute effect of low-intensity eccentric exercise on angle of peak torque in subjects with decreased hamstring flexibility. International Journal of Sports Physical Therapy 13(5):890–895, 2018.

Satoru Nishida, Tsubasa Tomoto, Shun Kunugi, Shumpei Miyakawa. Effect of change in passive stiffness following low-intensity eccentric hamstring exercise on peak torque angle. Journal of Physical Therapy Science 30(12):1434–1439, 2018.

略語と用語の定義

APT

最大トルク発揮角度 (Angle of peak torque) の略語である。関節の筋力測定を行った際に、最大トルクが発揮された関節角度のことを指す。

APT-KF

膝関節最大屈曲トルク発揮角度 (Angle of peak torque during knee flexion: APT-KF) の略語である。APT-KF は値が小さいほど、筋伸長位で膝関節最大屈曲トルクが発揮されたことを意味する。

SLR test

Straight Leg Raise test の略語である。

SLDL

Stiff-leg deadlift の略語である。

SST

スタティックストレッチング (Static stretching) の略語である。

粘性

「運動している流体において外力が作用した場合、速度をならして一様にする性質」であり、剪断や流れを生み出すような負荷に対する流体の抵抗力の大きさを指す。

弾性

「外力によって変形を受けた物体が元の形に戻ろうとする性質」であり、物体そのものの抵抗力の大きさを指す。

粘弾性

筋腱複合体は細胞基質や血液などの流体と収縮タンパク質などの固体から構成されるため、粘性と弾性を足し合わせた性質（粘弾性）に基づく特性を有する。粘弾性の高い筋腱複合体ほど伸張に対する抵抗力が大きく、伸ばされにくい組織であることを意味する。

関節可動域

四肢および体幹の関節を他動的または自動的に運動させたときの可動範囲のことである。

股関節屈曲可動域

SLR test 時における股関節中間位（屈曲／伸展 0°）から最大屈曲角度までの範囲のことである。

膝関節伸展可動域

膝関節 90°屈曲・股関節 120°屈曲位から対象者が痛みを感じたポイントまで他動的に膝関節を伸展させた際の範囲のことをいう。

パッシブトルク

一定の角速度で関節を他動的に動かす過程で生じた抵抗のことである。筋腱複合体の伸張に伴って、腱をはじめとする結合組織が発揮する受動張力を反映しており、筋腱複合体の弾性を表す指標となる。したがって、パッシブトルクが大きいほど、伸張に対する抵抗力が大きく、伸ばされにくい組織であることを意味する。

スティフネス

筋腱複合体の長さを変化させるのに必要な力の割合を示している。関節においては、角度変化に対するパッシブトルクの割合として表され、一定の角速度で関節を他動的に動かす過程で生じたパッシブトルクを元に描出される「角度-トルク曲線」の傾きをスティフネスと定義する。スティフネスは筋腱複合体の粘弾性の指標であり、スティフネスが高いほど伸張に対する抵抗力が大きく、伸ばされにくい組織であることを意味する。

羽状角

羽状筋特有の筋形状であり、一本の筋束と深層の筋膜とがなす角度と定義される。

筋束長

筋束の単位当たりの長さを表す。ヒトの羽状筋においては筋線維が筋束の全長にわたるものが多いため、筋束長は「機能的筋線維長」として捉えることができる。

第1章 緒言

1-1. 研究背景

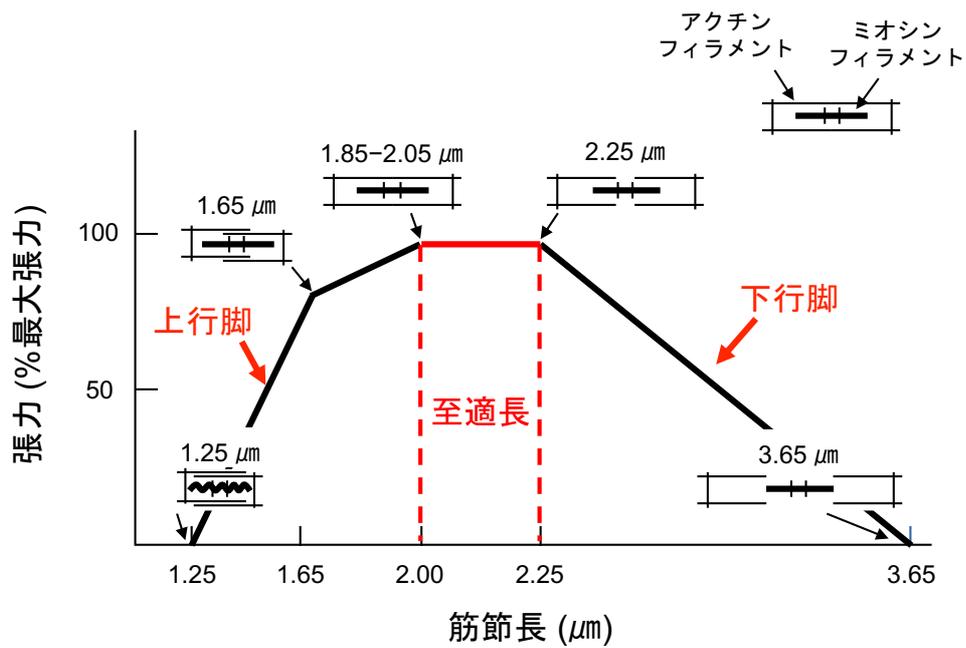
1-1-1. 最大トルク発揮角度について

関節における筋力測定時の発揮トルクは関節角度に依存する^{1,2}。その関係は角度-トルク関係として描出され、最も力（トルク）を発揮しやすい角度のことを最大トルク発揮角度（angle of peak torque: APT）とよぶ。APTは、等速性筋力測定装置を用いて筋力測定を行った際のデータを元に算出されることが一般的であり、ヒトを対象とした先行研究において、様々な筋（上腕二頭筋、大腿四頭筋、ハムストリング、腓腹筋）²⁻⁶および収縮様式（等尺性収縮、短縮性収縮、伸張性収縮）^{4,7,8}で測定されている。

筋には筋長に依存して発揮張力が変化するという性質（筋の長さ-張力関係）が存在し、最も大きな張力が発揮される筋長を至適長とよぶ（Figure 1-1）。筋長は関節角度の増減に伴って変化することから、APTは筋の長さ-張力関係における至適長に相当する指標であると考えられている。筋の長さ-張力関係は、1966年にGordonらがカエル骨格筋の筋線維における筋節長と等尺性最大張力との関係を示したのが始まりである⁹。筋節の発揮張力は筋節内に存在するアクチン・ミオシンフィラメントが重なり合う範囲の大きさに依存するため、筋節長が至適長より短い領域（上行脚）では、筋節長の短縮によって細いフィラメント同士が重なり合ってしまうことや、太いフィラメントが弛緩してしまうことで発揮張力が低くなる（Figure 1-1）¹。一方、筋節長が至適長より長い領域（下行脚）では、フィラメントが重なり合う範囲の減少に伴って発揮張力が減少する。

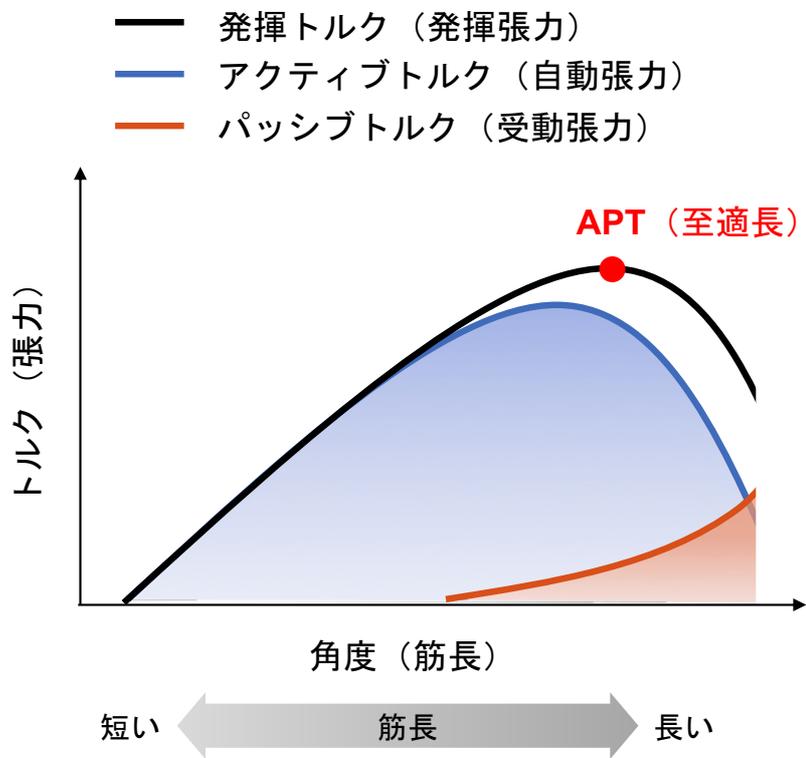
実際の関節運動には結合組織を含む筋組織全体が作用していることから、角度-トルク関係における発揮トルクには、収縮張力だけでなく結合組織の伸張によって生じる受動張

力も影響を及ぼすと考えられる。筋組織全体における長さ-張力関係においては、受動張力は筋長が長くなるにつれて増加し、徐々に発揮張力へ及ぼす影響が大きくなっていく^{1,2,10} ことから、関節における筋力測定時の発揮トルクは自動張力を反映するアクティブトルクと、受動張力を反映するパッシブトルクを足し合わせたものとして表され²、筋長が長くなる角度になるほどパッシブトルクが発揮トルクに及ぼす影響は大きくなると考えられる (Figure 1-2)。したがって、関節の角度-トルク関係においては、下行脚におけるアクティブトルク (自動張力) の低下をパッシブトルク (受動張力) が補填するような関係性が成り立つことが示唆される。これらのことから、APT は筋の収縮力だけでなく腱をはじめとする結合組織の伸展性による影響も受けることが考えられる。



(Gordon et al. *The Journal of physiology*. 1966 改変)

Figure 1-1. 筋節の長さ-張力関係



(Gajdosik et al. *Clinical Biomechanics*. 2001 改変)

Figure 1-2. 関節の角度-トルク関係 (筋組織全体の長さ-張力関係)

1-1-2. APT 測定の意味

本研究ではスポーツパフォーマンスにおいて重要な役割を果たし、スポーツ外傷の発生頻度も高いハムストリングに着目し、伸張性収縮時における膝関節最大屈曲トルク発揮角度（Angle of peak torque during knee flexion: APT-KF）を測定することとした。

APT はスポーツパフォーマンスに影響を及ぼす可能性が考えられる。多くのスポーツ動作では、筋が伸張された状態で腱に蓄積した弾性エネルギーを利用した反動動作（伸張-短縮サイクル）を用いているが、APT が筋伸長位で出現することは、より大きな弾性エネルギーの蓄積、ひいては大きなパワー発揮につながることを示唆される²。また、ランニング動作時のスイングフェーズ終盤では、下肢の前方へのスイングから接地にかけての局面で生じる下腿の前方への振り出しを制御するために、ハムストリングは筋伸長位で大きな伸張性収縮筋力の発揮を求められる^{11,12}。このことから、伸張性収縮時の APT-KF が筋伸長位で出現することが、ランニングパフォーマンスに影響を及ぼす可能性も考えられる。

APT は伸張性収縮後に生じる筋損傷にも影響を及ぼす。伸張性収縮後に生じる筋節や筋原線維レベルの微細な筋損傷は、筋の長さ-張力関係の下行脚に相当する筋長（過度に筋が伸張された状態）で伸張性収縮を行った際に生じやすい^{13,14}。また、Nosaka らは、ヒト上腕二頭筋の伸張性収縮を肘関節 50-130°の範囲で行った場合と、100-180°の範囲で行った場合では、後者でより大きな筋損傷が生じたことを報告した¹⁵。これらのことは、下行脚の範囲の増減が伸張性収縮後に生じる筋損傷の程度と関連することを示唆している。下行脚は筋長が至適長を超えた領域を指し、至適長の短縮・伸長によって範囲が増減することから、至適長に相当する指標である APT のシフトは下行脚の増減に関与し、伸張性収縮後に生じる筋損傷の程度に影響を及ぼす可能性がある。APT と伸張性収縮後の筋損傷の関係は、ハムストリングを対象とした複数の先行研究^{4,5,16}によって報告されており、APT-KF が

筋短縮位で出現する（膝関節最大屈曲トルク発揮時のハムストリングの筋長が短い）状態で伸張性収縮を行った場合の筋損傷は、APT-KF が筋伸長位で出現する（膝関節最大屈曲トルク発揮時のハムストリングの筋長が長い）状態で伸張性収縮を行った時の筋損傷よりも程度が激しかった。このことから、伸張性収縮時の APT-KF に着目することの重要性が示唆される。

1-1-3. APT-KF に関連する因子

先行研究において、SLR-test を用いて測定した股関節屈曲可動域と APT-KF との関連が横断的に検討されており、股関節屈曲可動域が 60°以下と小さい群は股関節屈曲可動域が 80°以上の正常な群と比較して等尺性収縮時の APT-KF が筋短縮位で出現したこと¹⁷、股関節屈曲可動域が大きいほど短縮性収縮時の APT-KF が筋伸長位で出現したことが報告されている¹⁸。また、ハムストリングのストレッチング実施後には等尺性収縮時の APT-KF が筋伸長位にシフトする^{7,19,20}。これらのことから、股関節屈曲可動域の増加（減少）は APT-KF が筋伸長位（筋短縮位）へシフトすることと関連する可能性が考えられる。一方、ハムストリングの柔軟性を関節可動域で評価する際には、股関節屈曲位から膝関節を伸展させた際の膝関節伸展可動域²¹ もしばしば用いられるが、膝関節伸展可動域と APT-KF との関連を報告した研究は見当たらない。

他動的に関節を動かした際に発生するパッシブトルクを元に算出されるスティフネス^{10,22,23} は筋腱複合体の粘弾性の指標であり、APT-KF と関連することが示唆されている。先行研究によると、習慣的にハムストリングのストレッチングを実施している体操選手はストレッチング習慣のない他競技の選手と比較してスティフネスが低く、短縮性収縮時の APT-KF が筋伸長位で出現した²⁴。このことから、粘弾性が低く伸ばされやすいハムストリングほど、APT-KF が筋伸長位で出現しやすいことが考えられる。筋腱複合体の弾性の指標であるパッシブトルクに関しても、APT-KF との間にスティフネスと同様の関係が認められる可能性があるが、パッシブトルクと APT-KF との関連は不明である。

筋束が長い筋ほど多くの筋節が直列に並んでいるため、筋の長さ-張力関係の範囲も広くなり至適長が伸長する²⁵。APT は至適長に相当する指標であるため、筋束長は APT にも影響を及ぼすことが考えられる。筋束長と APT との関連を報告した先行研究は 1 編のみで

あり、外側広筋の筋束長が長い対象者は、筋束長の短い対象者と比較して短縮性膝関節伸展時における APT が筋伸長位で出現したことを報告している²⁶。ハムストリング各筋の筋束長と APT-KF との関連は不明であるが、外側広筋と同様に羽状筋である大腿二頭筋や半膜様筋においては、同様の関係性が認められる可能性が考えられる。

このように、股関節屈曲可動域やハムストリングのスティフネスおよび筋束長は等尺性および短縮性収縮時の APT-KF と関連する可能性がある。しかし、これらの因子と伸張性収縮時の APT-KF との関連は不明である。伸張性収縮は微細な筋損傷のみならず肉ばなれのような大きな筋損傷の契機となる^{3,16}ことから、伸張性収縮時の APT-KF に着目しこれらの因子との関連を検討することが重要であると考えられる。

1-1-4. APT-KF と運動

複数の先行研究によって一過性のハムストリングのスタティックストレッチング後に等尺性収縮時の APT-KF が筋伸長位へシフトした^{7,19,20}ことが示されている一方で、短縮性および伸張性収縮時の APT-KF はストレッチング後に変化しなかったという報告も散見される²⁷⁻²⁹。このように、ハムストリングのストレッチングが APT-KF に及ぼす影響は収縮様式によって異なる可能性がある。また、一過性のハムストリングの伸張性収縮運動後には短縮性収縮時の APT-KF が筋伸長位にシフトする^{4,5}が、伸張性収縮運動が伸張性収縮時の APT-KF に及ぼす影響を検討した研究は見当たらない。

一過性の伸張性収縮運動後には、APT の筋伸長位へのシフトに加え、筋損傷に伴う筋力の低下、関節可動域の減少といった変化も生じる^{30,31}ことから、安全に APT を筋伸長位にシフトさせるためには運動強度に配慮する必要がある。しかし、APT は伸張性収縮運動の強度が高いほど筋伸長位へシフトしやすい^{2,6}ため、運動強度を下げることによって、APT は筋伸長位にシフトしにくくなる可能性がある。一方で、伸張性収縮運動を筋伸長位になる角度で行うほど、APT は筋伸長位にシフトしやすくなることも報告されている^{2,32}。したがって、低い強度であっても、筋伸長位になる角度で伸張性収縮させられる運動を選択することによって、APT を筋伸長位にシフトさせられる可能性がある。Stiff-leg deadlift は膝関節を僅かに屈曲させた状態で股関節を可能な限り屈曲させる運動³³であり、運動中にはよりハムストリングが伸長した肢位で伸張性収縮していることが考えられる。実際に、3週間の stiff-leg deadlift トレーニング後に APT-KF は 20°膝関節伸展位（筋伸長位）にシフトしたことが報告されており³⁴、この変化は同様に 3 週間のレッグカールマシンを使った伸張性収縮運動介入後の変化（9°膝関節伸展位にシフト）³²よりも大きかった。このことか

らも、APT-KF を筋伸長位にシフトさせることに対する、stiff-leg deadlift の有用性が示唆される。しかし、一過性の stiff-leg deadlift が APT-KF に及ぼす影響は不明である。

1-2. 本研究の目的

本研究では、伸張性収縮時の APT-KF に関連する因子および運動が伸張性収縮時の APT-KF に及ぼす影響を検討することを目的とし、以下の 2 つの検討課題を設定した。

【検討課題 1】

伸張性収縮時の APT-KF と関節可動域、ハムストリングのスティフネスおよび筋束長の関連

関節可動域、ハムストリングのスティフネスおよび筋束長は APT-KF と関連する可能性がある。しかし、伸張性収縮時の APT-KF とこれらの項目との関連は不明である。そこで、検討課題 1 では、伸張性収縮時の APT-KF と関節可動域、ハムストリングのスティフネスおよび筋束長の関連を検討した。検討課題 1 における仮説は「股関節屈曲可動域および膝関節伸展可動域が大きいこと、ハムストリングのスティフネスが低いことおよび筋束長が長いことは伸張性収縮時の APT-KF が筋伸長位で出現することと関連する」である。

【検討課題 2】

Stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチングが伸張性収縮時の APT-KF とハムストリングの筋特性に及ぼす影響

ハムストリングのスタティックストレッチングおよび伸張性収縮運動は APT-KF を筋伸長位にシフトさせる。しかし、両運動が伸張性収縮時の APT-KF に及ぼす影響は不明である。また、伸張性収縮運動後には筋損傷に伴う筋力の低下、関節可動域の減少といった変化が生じる。したがって、安全に APT-KF を筋伸長位にシフトさせるためには、運動強度に配慮する必要がある。さらに、その際はより筋が伸長する肢位で伸張性収縮ができる運

動を選択する必要があると考えられる。そこで、検討課題 2 では、よりハムストリングが伸長する肢位で伸張性収縮運動が可能と考えられる stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチングが伸張性収縮時の APT-KF とハムストリングの筋特性に及ぼす影響を検討した。検討課題 2 における仮説は「①stiff-leg deadlift は筋力の低下、関節可動域の減少を最小限におさえつつ、伸張性収縮時の APT-KF を筋伸長位にシフトさせる。②スタティックストレッチング後には、伸張性収縮時の APT-KF は変化しない」である。

第 2 章 本研究で用いた測定方法と測定項目の解釈

2-1. 伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルク、APT-KF

測定方法

等速性筋力測定装置 (BIODEX SYSTEM 4; BIODEX 社製) を用いて、伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルクおよび APT-KF を測定した。測定は先行研究の方法⁸に準拠し実施した。対象者肢位はシート上腹臥位とし、測定中の挙動を最小限にするために上肢および股関節を付属のベルトで固定した (Figure 2-1)。ダイナモメーターの運動軸は大腿骨外側上顆の位置に合わせ、運動範囲は膝関節 90° – 0° (0° : 膝関節中間位 [屈曲/伸展 0°]) に設定した。角速度 $60^{\circ}/s$ での伸張性膝関節屈曲筋力の低下とハムストリング肉ばなれの発生リスクとの関連が示唆されている³⁵⁻³⁷ことから、本研究においても角速度を $60^{\circ}/s$ に設定し測定を行った。ウォーミングアップとして最大下 (50%程度) で 4 回、最大努力で 2 回伸張性収縮を行った後、3 分間の休息を挟み最大努力での伸張性収縮を 3 回行った。3 回のうち膝関節最大屈曲トルクの 85%を記録したもののみを用い次の 2 つのデータ解析を行った。



Figure 2-1. 伸張性収縮時の被験者肢位

1) デシメーション処理

先行研究^{4,38} で用いられた方法を一部改変しデータ解析を行った。得られたデータを重ね合わせ、連続する 10 個のデータを平均化するデシメーション処理 (Figure 2-2) を実施した後、最終的に描出された角度-トルク曲線から膝関節最大屈曲トルクおよび APT-KF を算出した。膝関節最大屈曲トルクは体重で補正した値で示した

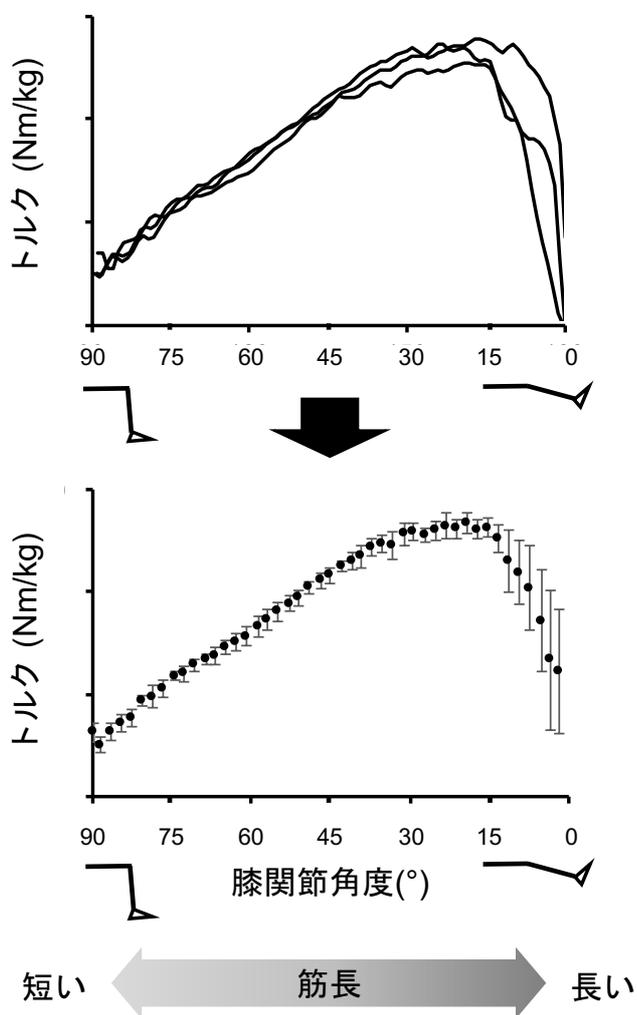


Figure 2-2. 上図：3 回分の角度-トルク曲線、
下図：デシメーション処理後の角度-トルク曲線

2) Average angle-torque profile

先行研究³⁹で用いられた方法に準拠し、得られたデータを基に15°ごと(75-90°, 60-75°, 45-60°, 30-45°, 15-30°, 0-15°)の平均膝関節屈曲トルクを算出した(Figure 2-3)。15°ごとの平均膝関節屈曲トルクは体重で補正した値で示した。

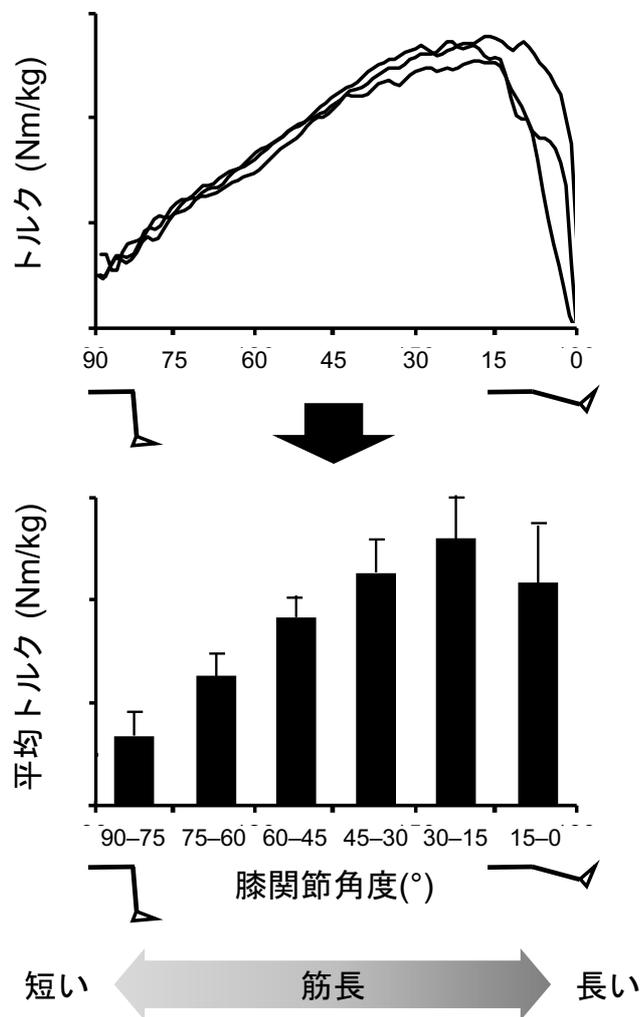


Figure 2-3. 上図：3回分の角度-トルク曲線、

下図：Average angle-torque profile

APT-KF の解釈

APT-KF が小さいほど、ハムストリングが伸長した肢位で膝関節最大屈曲トルクが発揮されることを意味する (Figure 2-4, 青色の曲線)。また、APT-KF が大きいほど、ハムストリングが短縮した肢位で膝関節最大屈曲トルクが発揮されることを意味する (Figure 2-4, 赤色の曲線)。

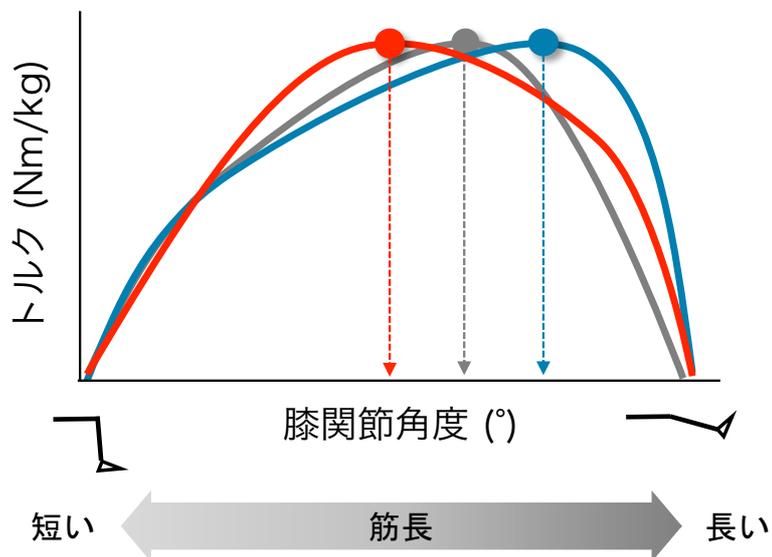


Figure 2-4. APT-KF の解釈

2-2. 股関節屈曲可動域

SLR test を用いて測定した。対象者肢位はベッド上仰臥位とし、骨盤および非測定脚の大腿部をベルトで固定した。測定は2人の検者で行った。1人の検者が測定脚の膝関節を他動的に伸展させたまま対象者が痛みを感じたポイントまで股関節を屈曲させ、もう1人の検者がゴニオメーターを用いてそのポイントにおける股関節屈曲角度を測定した。開始肢位（股関節中間位 [屈曲/伸展 0°]）からその角度までの範囲を股関節屈曲可動域と定義した。測定は3回実施しその平均値を記録した。

2-3. 膝関節伸展可動域、パッシブトルク、ステイフネス

関節可動域の変化の主たる要因は非測定者自身が感じる痛みや伸張への耐性（ストレッチトレランス）の変化であり、関節可動域と筋腱複合体の粘弾性とは関連がないとする報告が多い^{40,41}。そこで、関節可動域測定に代わる筋腱複合体の粘弾性の評価方法として、他動的に関節を動かした際に発生するパッシブトルクを基に筋腱複合体全体のステイフネスを算出方法が考案されている^{10,22,23}。

評価方法

膝関節伸展可動域、パッシブトルク、ステイフネスは、等速性筋力測定装置（BIODEX SYSTEM 3; BIODEX 社製）を用いて測定した。対象者肢位は BIODEX シート上座位とし、体幹部が水平面に対して 90°になるように背部に木製のフレームを介在させ、股関節屈曲角度が 120°となるように両側の大腿部を固定用アタッチメント上に固定した（Figure 2-5）。ダイナモメーターの運動軸は大腿骨外側上顆の位置に合わせた。膝関節 90°屈曲位 を開始肢位とし、そこから角速度 5°/s で対象者が痛みを感じた角度まで他動的に膝関節を伸展

させた際の角度-トルク曲線を描出した (Figure 2-6)。測定の際は対象者に腕を胸の前で交差させ、目を閉じリラックスした状態を保つよう指示した。

膝関節伸展可動域、パッシブトルク、ステイフネスは描出した角度-トルク曲線を基に算出した。開始肢位から痛みを感じた角度までの範囲を膝関節伸展可動域と定義し、パッシブトルクは痛みを感じた角度において記録されたものを採用した^{21,42}。また最小二乗法を用いて、得られた角度-トルク曲線の後半 50%の範囲における曲線の傾きをステイフネスと定義した^{21,42} (Figure 2-6)。



Figure 2-5. 他動的膝関節伸展時の被験者肢位

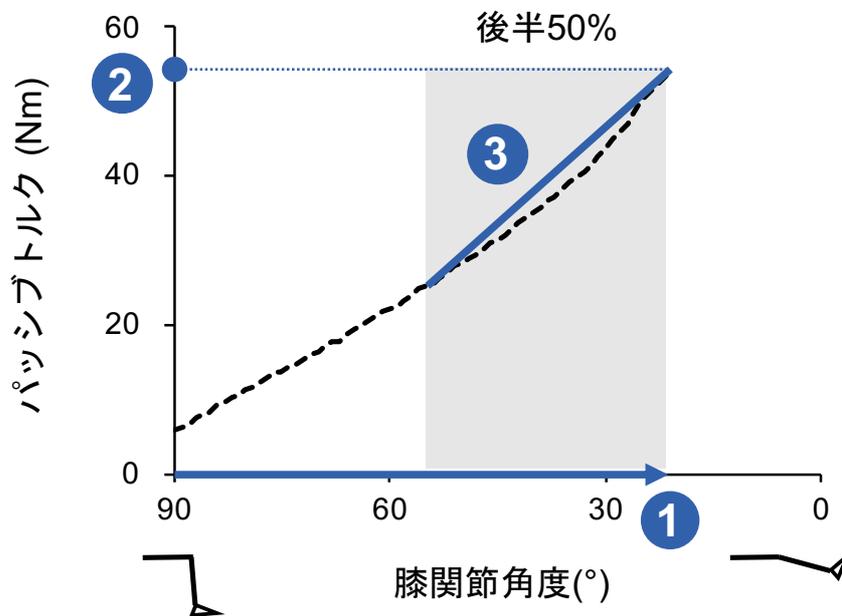


Figure 2-6. 他動的膝関節伸展時の角度-トルク曲線

- ① 膝関節伸展可動域 : 開始肢位から痛みを感じた角度までの範囲
- ② パッシブトルク : 痛みを感じた角度で記録されたパッシブトルク
- ③ スティフネス : 後半 50%の範囲における曲線の傾き

2-4. 大腿二頭筋長頭の筋束長

筋束長の測定には超音波画像が用いられるが、超音波画像上にその全長を捉えることが難しいことから、筋厚や羽状角を基に推定されることが一般的である⁴³⁻⁴⁵。筋厚は浅層の筋膜と深層の筋膜の間の距離、羽状角は一本の筋束と深層の筋膜とがなす角度と定義される⁴³⁻⁴⁵。

ハムストリング肉ばなれは大腿二頭筋長頭で発生しやすい^{46,47}ことから、本検討では大腿二頭筋の筋束長を評価した。被験者肢位はベッド上腹臥位とし、坐骨結節と大腿骨外側上顆を結ぶ線の中点 (Figure 2-7) に超音波プローブ (7.5 MHz, EUP-L5, 日立製作所社製) をあて、超音波画像診断装置 (HI VISION Preirus; 日立製作所社製) を用いて大腿二頭筋長頭の縦断面 B モード画像を 3 枚撮像した。撮像後、先行研究^{44,45} で用いられた解析方法に準拠し、画像解析ソフト (Image J; National Institute of Health) を用いて超音波画像から筋厚、羽状角を算出し、それらの項目を元に筋束長を推定した (Figure 2-8)。

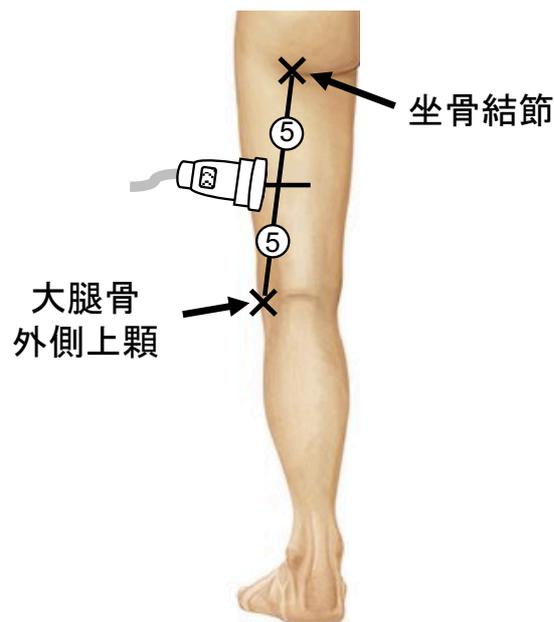
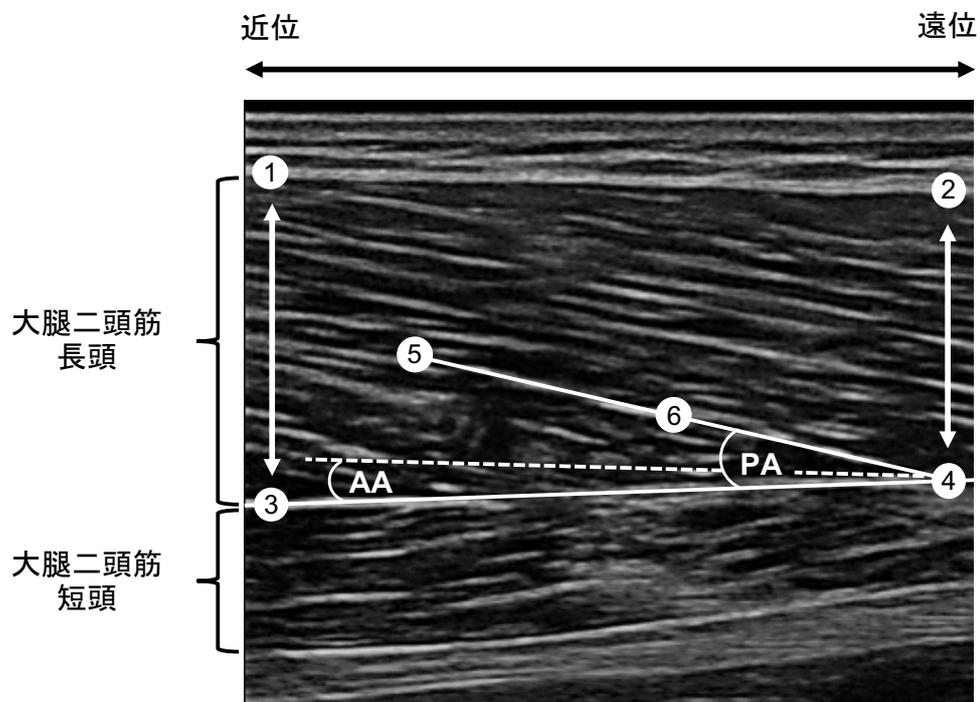


Figure 2-7. 超音波画像の測定点



(Kellis et al. *Journal of Biomechanics*. 2009 改変)

Figure 2-8. 筋束長の算出方法

・ 深層および浅層の筋膜の両端に計 4 点、筋束上に 2 点

ポイントし、以下の通り各指標を算出

筋厚 (MT) = ((1 と 3 を結ぶ線) の長さ + (2 と 4 を結ぶ線) の長さ) / 2

羽状角 (PA) = (2 と 4 を結ぶ線) と (5 と 6 を結ぶ線) のなす角度

深層と浅層の筋膜のなす角度 (AA) = (1 と 2 を結ぶ線) と (3 と 4 を結ぶ線) のなす角度

筋束長 (FL) = $\sin (AA+90^\circ) \times MT / \sin (180^\circ - (AA+180^\circ - PA))$

第3章 検討課題1

伸張性収縮時の APT-KF と関節可動域、ハムストリングのステイフネスおよび筋束長の関連

3-1. 緒言

股関節屈曲可動域が大きいこと^{17,18}やハムストリングのステイフネスが低いこと²⁴あるいは筋束長が長いこと^{25,26}は、等尺性収縮および短縮性収縮時の APT-KF が筋伸長位で出現することと関連することが示唆されているが、伸張性収縮時の APT-KF との関連は不明である。そこで、検討課題1では伸張性収縮時の APT-KF と関節可動域、ハムストリングのステイフネスおよび筋束長との関連を横断的に検討することを目的とした。

3-2. 方法

対象

過去1年以内に定期的なレジスタンストレーニングを実施しておらず、ハムストリング肉ばなれの既往を有していない健常男性18名（年齢：24.7±2.5歳、体重67.0±7.1kg）の両脚を対象とした。研究を開始するにあたり、事前に全ての対象者に対し研究の目的および測定内容を十分に説明し、書面にて研究協力への同意を得た。なお、本研究は筑波大学に帰属する倫理委員会の承認（承認番号：体28-59）を得て行った。

実験プロトコル

本検討は測定練習日、本測定日の2日間に分けて行った。測定練習日には各項目の測定方法の確認および練習を行うとともに、本測定の日滑化および正確性向上のために対象者

ごとに測定の際の機器の細かな設定を記録した。測定の練習が本測定の結果に影響を及ぼす可能性を考慮し、先行研究を踏まえ本測定は測定練習日から2日以上間隔を空けて行った⁸。また、対象者には本測定日の24時間前からの激しい運動を控えるよう指示した。

測定項目

測定前にステーションナリーバイク (M3 INDDOR BIKE; Keiser 社製) を用いて5分間 (50 w, 60–70 rpm) ウォーミングアップを行った後各項目の測定を実施した。

1) 伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルク、APT-KF

等速性筋力測定装置を用いて、伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルクおよび APT-KF を測定した。角速度は 60°/s、運動範囲は膝関節 90°–0° (0°: 膝関節中間位 [屈曲/伸展 0°]) に設定し測定を行った。ウォーミングアップとして最大下 (50%程度) で4回、最大努力で2回伸張性収縮を行った後、3分間の休息を挟み最大努力での伸張性収縮を3回行った。3回のうち膝関節最大屈曲トルクの85%を記録したもののみを用いデシメーション処理および average angle-torque profile の解析を行った。

2) 股関節屈曲可動域

SLR test を用いて測定した。測定脚の膝関節を他動的に伸展させたまま対象者が痛みを感じたポイントまで股関節を屈曲させ、そのポイントにおける股関節屈曲角度を測定した。開始肢位 (股関節中間位 [屈曲/伸展 0°]) からその角度までの範囲を股関節屈曲可動域と定義した。測定は3回実施しその平均値を記録した。

3) 膝関節伸展可動域、パッシブトルク、ステイフネス

膝関節伸展可動域、パッシブトルク、ステイフネスは、等速性筋力測定装置を用いて測定した。対象者は BIODEX のシート上に体幹部が水平面に対して 90°となるように座り、股関節 120°屈曲位・膝関節 90°屈曲位から角速度 5°/s で対象者が痛みを感じた角度まで他動的に膝関節を伸展させた際の角度-トルク曲線を描出した。膝関節伸展可動域、パッシブトルク、ステイフネスは角度-トルク曲線を元に算出した。

4) 大腿二頭筋の筋厚、羽状角、筋束長

超音波プローブ (7.5 MHz, EUP-L5, 日立製作所社製) および超音波画像診断装置 (HIVISION Preirus; 日立製作所社製) を用いて大腿二頭筋長頭の縦断面 B モード画像を 3 枚撮像し、画像解析ソフト (Image J; National Institute of Health) を用いて筋厚、羽状角を算出し、それらを元に筋束長を推定した。

統計処理

各測定データは、平均値 ± 標準偏差で示した。各項目と伸張性収縮時の APT-KF および average angle-torque profile における 15°ごとの平均膝関節屈曲トルクとの関連については Pearson の積率相関係数を用いて検討した。統計ソフトは IBM SPSS Statics ver. 24.0 を使用し、有意水準はいずれも 5%未満とした。

3-3. 結果

各項目の測定結果を Table 3-1 に、項目間の相関関係を Table 3-2 に示す。項目間の相関関係を検討した結果、APT-KF と膝関節最大屈曲トルク ($r = -0.711, P < 0.001$) (Figure 3-1)、パッシブトルク ($r = -0.484, P = 0.003$) (Figure 3-2)、ステイフネス ($r = -0.509, P = 0.002$) (Figure 3-3) の間に有意な負の相関が認められた。また、膝関節最大屈曲トルクとパッシブトルク ($r = 0.445, P = 0.007$) (Figure 3-4) およびステイフネス ($r = 0.447, P = 0.006$) (Figure 3-5) の間にも有意な正の相関が認められた。

Average angle-torque profile における 15°ごとの平均膝関節屈曲トルクと各測定項目との相関関係を検討した結果を Figure 3-6 および Figure 3-7 に示す。パッシブトルクと 30–45° ($r = 0.381, P = 0.022$)、15–30° ($r = 0.481, P = 0.003$) および 0–15°の平均膝関節屈曲トルク ($r = 0.483, P = 0.003$) の間、ステイフネスと 30–45° ($r = 0.356, P = 0.033$)、15–30° ($r = 0.469, P = 0.004$) および 0–15°の平均膝関節屈曲トルク ($r = 0.482, P = 0.003$) の間に有意な正の相関が認められた。また筋厚と 75–90° ($r = 0.503, P = 0.002$)、60–75° ($r = 0.474, P = 0.004$)、45–60° ($r = 0.417, P = 0.011$) および 30–45°の平均膝関節屈曲トルク ($r = 0.362, P = 0.030$) の間にも有意な正の相関が認められた。

Table 3-1. 測定結果

膝関節最大屈曲トルク (Nm/kg)	1.3 ± 0.4
APT-KF (°)	26.1 ± 9.5
股関節屈曲可動域 (°)	80.9 ± 10.4
膝関節伸展可動域 (°)	78.2 ± 8.5
パッシブトルク (Nm)	57.9 ± 11.1
スティフネス (Nm/deg)	0.9 ± 0.2
筋厚 (cm)	2.3 ± 0.4
羽状角 (°)	12.7 ± 2.2
筋束長 (cm)	13.1 ± 3.1

平均値 ± 標準偏差

Table 3-2. 項目間の相関関係

		1	2	3	4	5	6	7	8	9
1. 膝関節最大屈曲トルク	<i>r</i>	1								
	<i>P</i>									
2. APT-KF	<i>r</i>	-0.771	1							
	<i>P</i>	< 0.001								
3. 股関節屈曲可動域	<i>r</i>	0.197	-0.021							
	<i>P</i>	0.249	0.903	1						
4. 膝関節伸展可動域	<i>r</i>	0.121	-0.066	0.512	1					
	<i>P</i>	0.482	0.704	0.001						
5. パッシブトルク	<i>r</i>	0.447	-0.484	-0.063	0.403	1				
	<i>P</i>	0.006	0.003	0.717	0.015					
6. スティフネス	<i>r</i>	0.445	-0.509	-0.245	-0.015	0.836	1			
	<i>P</i>	0.007	0.002	0.15	0.931	< 0.001				
7. 筋厚	<i>r</i>	0.262	-0.088	0.018	-0.169	-0.088	0.385	1		
	<i>P</i>	0.122	0.608	0.916	0.324	0.609	0.02			
8. 羽状角	<i>r</i>	0.186	-0.133	-0.091	-0.022	0.041	0.214	0.535	1	
	<i>P</i>	0.278	0.439	0.596	0.9	0.812	0.211	0.001		
9. 筋束長	<i>r</i>	0.044	-0.06	-0.132	-0.111	-0.098	-0.133	0.127	-0.369	1
	<i>P</i>	0.798	0.729	0.441	0.518	0.571	0.44	0.127	0.027	

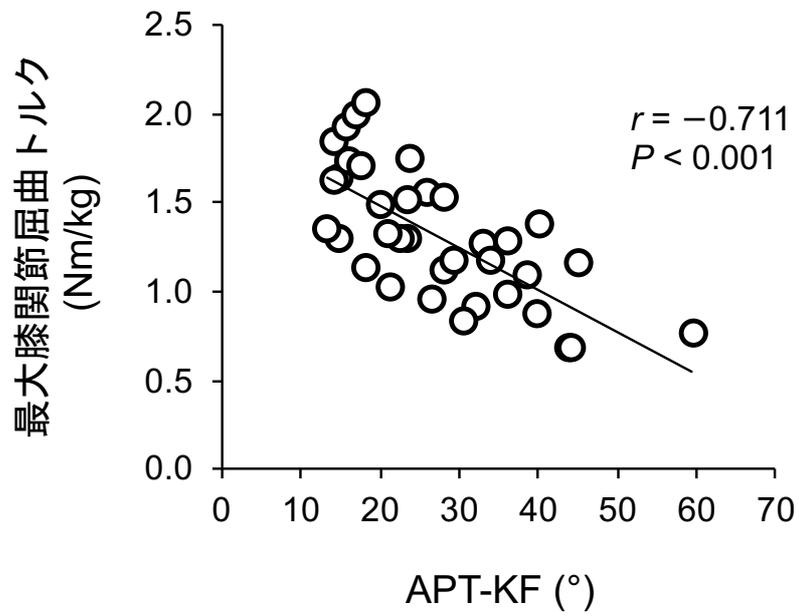


Figure 3-1. 伸張性収縮時の APT-KF と膝関節最大屈曲トルクの関係

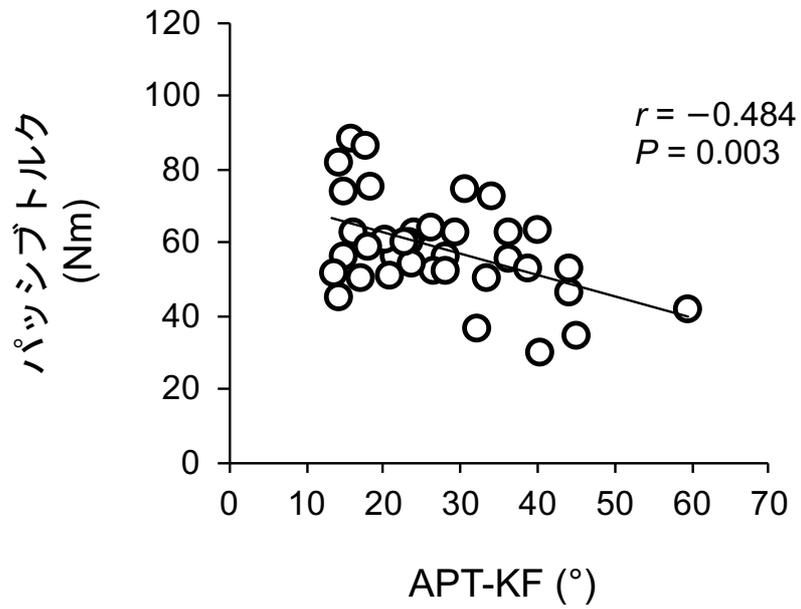


Figure 3-2. 伸張性収縮時の APT-KF とパッシブトルクの関係

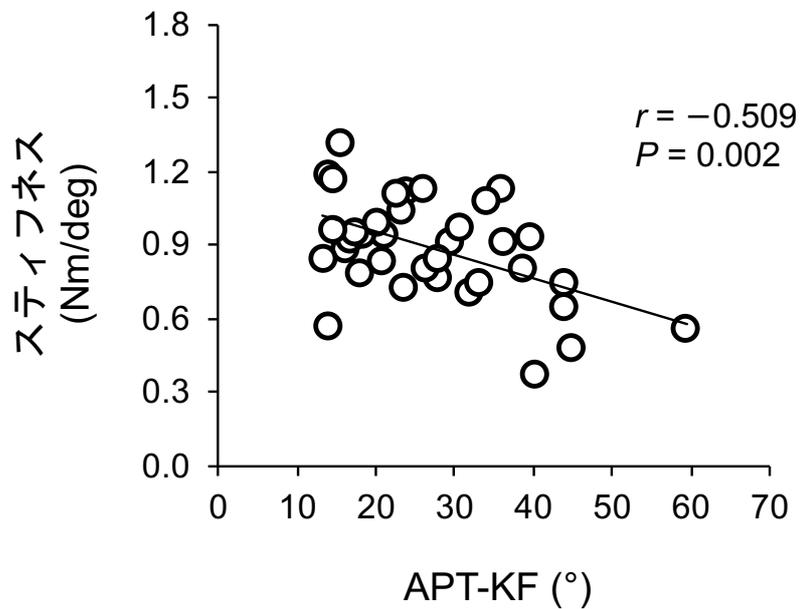


Figure 3-3. 伸張性収縮時の APT-KF とスティフネスの関係

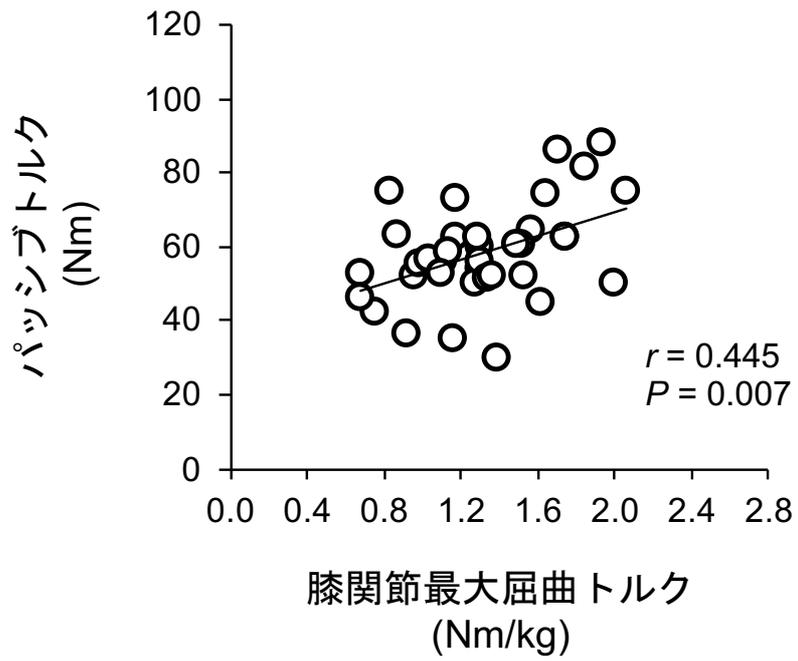


Figure 3-4. 伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルクとパッシブトルクの関係

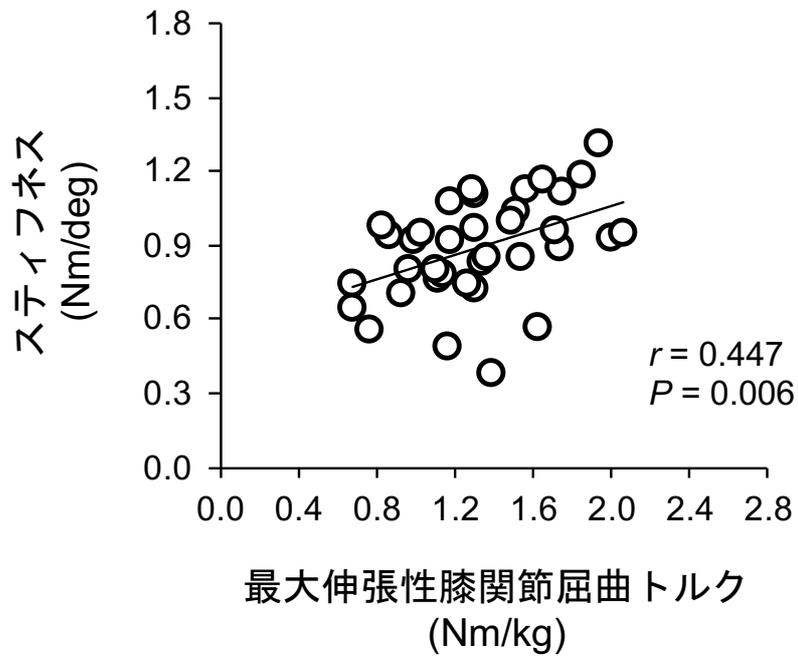


Figure 3-5. 伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルクとスティフネスの関係

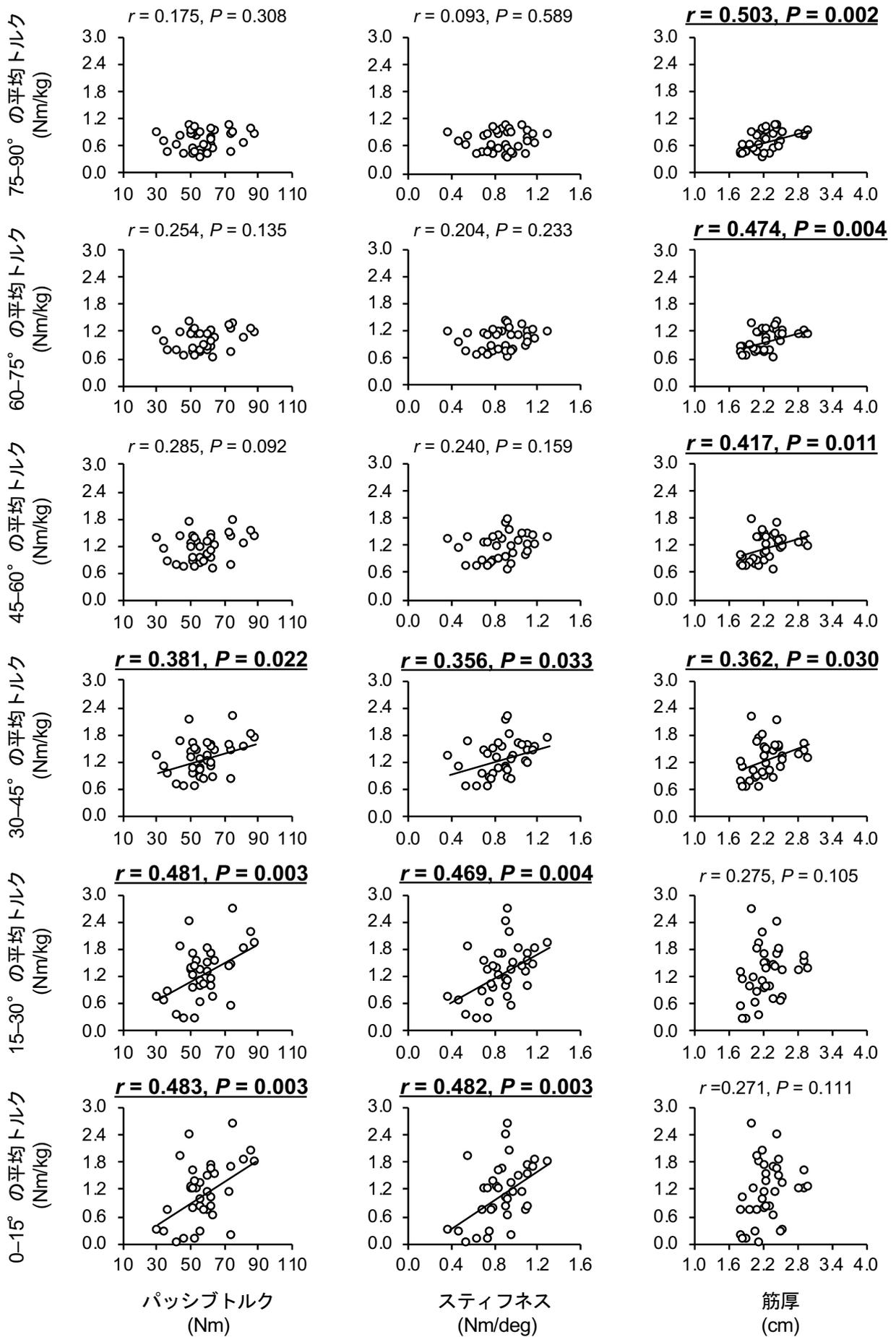


Figure 3-6. 15°ごとの平均膝関節屈曲トルクとパッシブトルク、ステイフネスおよび筋厚の関係 (1)

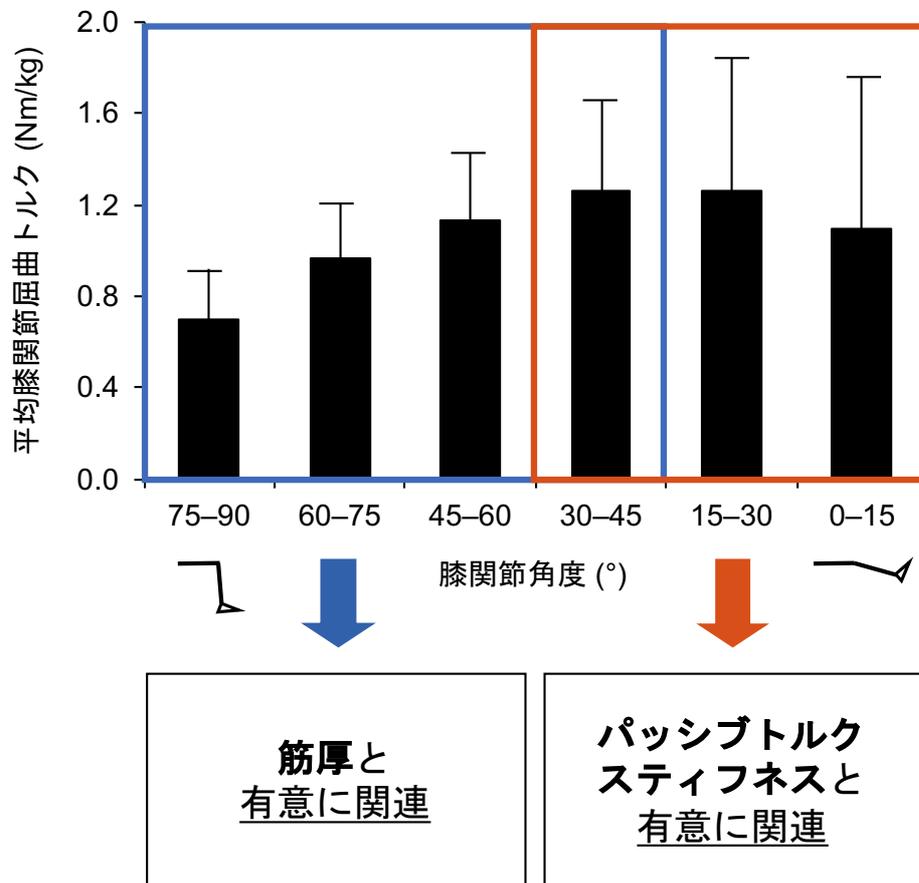


Figure 3-7. 15°ごとの平均膝関節屈曲トルクとパッシブトルク、ステイフネスおよび筋厚の関係 (2)

3-4. 考察

検討課題 1 では、伸張性収縮時の APT-KF と関節可動域、ハムストリングのステイフネスおよび筋束長の関連を横断的に検討した。その結果、APT-KF と膝関節最大屈曲トルク、パッシブトルク、ステイフネスの間に有意な負の相関が認められた。また、15°ごとの平均膝関節屈曲トルクと各測定項目との相関関係を検討した結果、パッシブトルクおよびステイフネスと 30–45°、15–30°、0–15°の平均膝関節屈曲トルクの間には有意な正の相関が認められた。これらの結果から、パッシブトルク・ステイフネスの高さが、筋伸長位で大きな伸張性膝関節屈曲トルクが発揮されることに関連することが示された。

先行研究において関節可動域が大きいこと^{17,18}、ステイフネスが低いこと²⁴、筋束長が長いこと^{25,26}が等尺性および短縮性収縮時の APT が筋伸長位で出現することに関連する可能性が示されている。しかし、本検討では、股関節屈曲可動域、膝関節伸展可動域および筋束長と伸張性収縮時の APT-KF との間に有意な関連は認められず、ハムストリングのステイフネスと APT-KF の関連においては先行研究と逆の関係を示した。このように、同じ APT という指標であっても、測定時の収縮様式によって関連する因子に違いがみられたことから、APT は測定時の収縮様式によって異なる意味を持つことが示唆される。

Moltubakk らは、ステイフネスの低いハムストリングを有する対象者において短縮性収縮時の APT-KF が筋伸長位で出現したことを示し、その理由としてステイフネスの低いハムストリングにおける結合組織の伸展性の高さが関与していることを示唆した²⁴。同様の関係性は大腿四頭筋を対象とした先行研究においても検討されており、腱の伸展性が高いほど等尺性および短縮性膝関節伸展時の APT が筋伸長位で出現したことが明らかにされている^{48,49}。一方、本検討においてハムストリングのステイフネスと伸張性収縮時の APT-KF との関連を検討した結果、先行研究で示された筋腱複合体のステイフネスと等尺性お

よび短縮性収縮時の APT との関係とは逆の結果が示された。伸張性収縮は筋が伸張されながら収縮する収縮様式であることから、発揮筋力に対する結合組織の貢献度が高いことが示唆されており^{50,51}、このことが結果に影響したと考えられる。筋腱複合体が発揮する全張力は、筋が能動的に発揮する収縮張力と腱組織をはじめとする結合組織の伸張に伴って生じる受動張力によって構成され、筋長の増加に伴って受動張力が全張力に及ぼす影響は大きくなる^{10,52}。この関係性は関節の角度-トルク関係においても同様であると考えられる。また、スティフネスはパッシブトルクを反映する粘弾性の指標であり、高い値を示すほど筋腱複合体の伸張に伴って生じるパッシブトルクが大きいことを意味する。したがって、スティフネスが高い筋腱複合体ほど発揮トルク（特に筋伸長位における発揮トルク）が大きくなることが考えられる。実際に、本検討結果からスティフネスの高さと伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルクの大きさが関連すること、またスティフネスの高さと膝関節 0-45°（ハムストリングの筋長が長くなる角度）の範囲における 15°ごとの発揮トルクの大きさが関連し、その関連の強さは 0-30°の範囲でより大きかったことが示された。これらのことから、スティフネスが高く筋伸張に伴って大きなパッシブトルクが生じるハムストリングほど、筋伸長位でより大きな伸張性膝関節屈曲トルクが発揮され、結果として APT-KF が筋伸長位で出現したと考えられる。

筋厚は膝関節 30-90°の範囲における 15°ごとの発揮トルクの大きさと有意に関連したが、膝関節 0-30°の範囲における発揮トルクとの間に関連は認められなかった。筋厚は等尺性収縮筋力の大きさと有意に関連する^{53,54} ことから、本研究結果は筋長の変化に伴う収縮張力の変化を反映しているものと考えられる。

本検討にはいくつかの限界点が存在する。まず、本研究ではパッシブトルクおよびスティフネス測定時と膝関節屈曲筋力測定時で測定肢位が異なるため、ある角度で発揮された

膝関節屈曲トルクに対してパッシブトルクがどれほど貢献していたかは説明できない。本研究で認められた、パッシブトルク・ステイフネスと伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルクおよび APT-KF との関連をより詳細に説明するためには、両項目の測定肢位を統一し発揮トルクに対するパッシブトルクの貢献度を直接的に評価する必要があると考える。また、本検討ではハムストリング各筋の機能的差異を考慮していない。ハムストリングは大腿二頭筋長頭・短頭、半腱様筋および半膜様筋から構成され、伸張性収縮時の筋活動に関して各筋で角度依存的な違いが存在すること⁵⁵や股関節・膝関節屈曲位からハムストリングを他動的に伸張した際の各筋のステイフネスが異なること^{56,57}が明らかにされている。したがって、本検討で認められた伸張性収縮時の APT-KF と膝関節最大屈曲トルクおよびステイフネスとの関連性においても各筋の貢献度が異なる可能性がある。また、これらの関連性における各筋の貢献度を明らかにすることは、大腿二頭筋長頭における肉ばなれの生じやすさ^{46,47}の要因を解明する一助となる可能性があり、今後の検討課題と考える。

検討課題 1 では、伸張性収縮時の APT-KF と関節可動域、ハムストリングのステイフネスおよび筋束長の関連を横断的に検討した。その結果、APT-KF と膝関節最大屈曲トルク、パッシブトルクおよびステイフネスの間に有意な負の相関が認められた。また、膝関節伸展域 (0-45°) において、伸張性収縮時の 15°ごとの平均膝関節屈曲トルクとパッシブトルクおよびステイフネスの間に有意な正の相関が認められた。これらの結果から、ステイフネスが高く筋伸張に伴って大きなパッシブトルクが発揮されるハムストリングほど、筋伸長位で発揮される伸張性膝関節屈曲トルクが大きく、APT-KF が筋伸長位で出現しやすい可能性が示された。

第4章 検討課題2

Stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチングが伸張性収縮時の APT-KF とハムストリングの筋特性に及ぼす影響

4-1. 検討課題 2-1

自体重負荷での stiff-leg deadlift が伸張性収縮時の APT-KF に及ぼす影響

4-1-1. 緒言

ハムストリングの伸張性収縮運動は APT-KF を筋伸長位にシフトさせるが、筋損傷に伴う筋力の低下や関節可動域の減少といった変化も生じるため、運動実施に際しては運動強度への配慮が必要である。しかし、運動強度を下げることによって APT は筋伸長位にシフトしにくくなる可能性がある²⁶。一方、伸張性収縮運動後の APT の筋伸長位へのシフトは、筋伸長位となる角度で運動を行うことで生じやすくなる²³²。したがって、低い強度であっても、筋伸長位となる角度で伸張性収縮運動を行うことによって、APT を筋伸長位にシフトさせられる可能性がある。Stiff-leg deadlift 実施中は、ハムストリングの伸長量が大きくなることが考えられるため、stiff-leg deadlift は APT-KF を筋伸長位へシフトさせるのに有用な伸張性収縮運動であることが示唆されるが、一過性の stiff-leg deadlift が伸張性収縮時の APT-KF に及ぼす影響は明らかになっていない。そこで、本検討では自体重負荷での stiff-leg deadlift が伸張性収縮時の APT-KF に及ぼす影響を検討することを目的とした。

4-1-2. 方法

対象

過去 1 年以内に定期的なレジスタンストレーニングを実施しておらず、ハムストリング肉ばなれの既往を有していない健常男性 12 名（年齢：24.4±2.4 歳、体重 66.8±6.9 kg）の両脚を対象とした。

実験プロトコル

本検討は測定練習日、本測定日の 2 日間に分けて行った。測定練習日には各項目の測定方法の確認および練習を行うとともに、本測定の円滑化および正確性向上のために対象者ごとに測定の際の機器の細かな設定を記録した。測定の練習が本測定の結果に影響を及ぼす可能性を考慮し、先行研究を踏まえ本測定は測定練習日から 2 日以上間隔を空けて行った⁸。本測定前にはステーションナリーバイク（M3 INDDOR BIKE; Keiser 社製）を用いて 5 分間（50 w, 60–70 rpm）ウォーミングアップを実施した。

測定項目

自体重負荷での stiff-leg deadlift 前後に、検討課題 1 と同様の方法を用いて伸張性収縮時の APT-KF および股関節屈曲可動域を測定した。

Stiff-leg deadlift

対象者には、(1) 肩幅より少し広い程度の間隔でプラスチックのバーを掴み、(2) 脊柱をニュートラルポジションに保ちながら 5 秒間かけて股関節を可能な限り屈曲させ、(3) 2 秒で開始位置まで戻るよう指示した (Figure 4-1)。1 セット 8 回とし、セット間に 3 分間の休息を挟み 3 セット実施した。

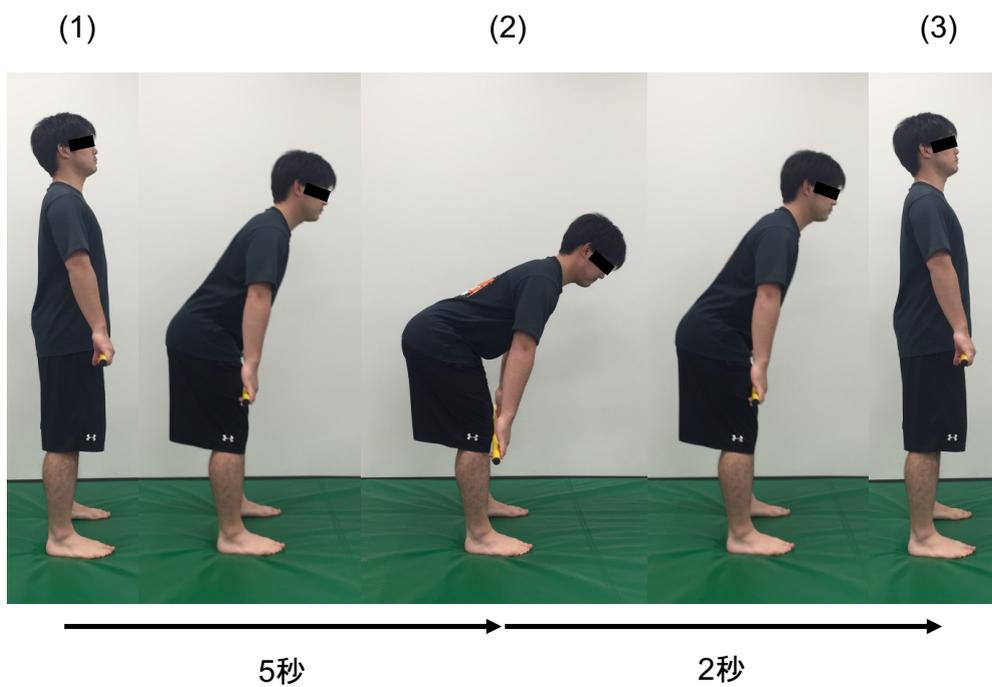


Figure 4-1. 自体重負荷での stiff-leg deadlift

統計処理

各測定データは、平均値 ± 標準偏差で示した。Wilcoxon の符号付順位和検定を用いて stiff-leg deadlift 前後の APT-KF および股関節屈曲可動域の比較を行った。また、運動前に測定した股関節屈曲可動域の中央値 (80.8°) を基準に対象者を股関節屈曲可動域が大きい群 [Large 群, n = 6 (12 脚)] と股関節屈曲可動域が小さい群 [Small 群, = 6 (12 脚)] に分類し、繰り返しのある二元配置分散分析を用いて各群で伸張性収縮運動前後の APT-KF の比較を行った。事後検定には Bonferroni 法を用いた。統計ソフトは IBM SPSS Statics ver. 24.0 を使用し、有意水準はいずれも 5%未満とした。

4-1-3. 結果

股関節屈曲可動域は stiff-leg deadlift 後に有意に増加した ($80.8 \pm 10.1^\circ$ vs $88.8 \pm 10.9^\circ$, $P < 0.05$)。APT-KF は stiff-leg deadlift 前後で変化しなかった ($25.8 \pm 11.9^\circ$ vs $22.9 \pm 12.6^\circ$) が、運動前に測定した股関節屈曲可動域の中央値を基準に対象者を 2 群に分けた結果、small 群において stiff-leg deadlift 後に APT-KF は有意に筋伸長位にシフトした (Figure 4-2)。

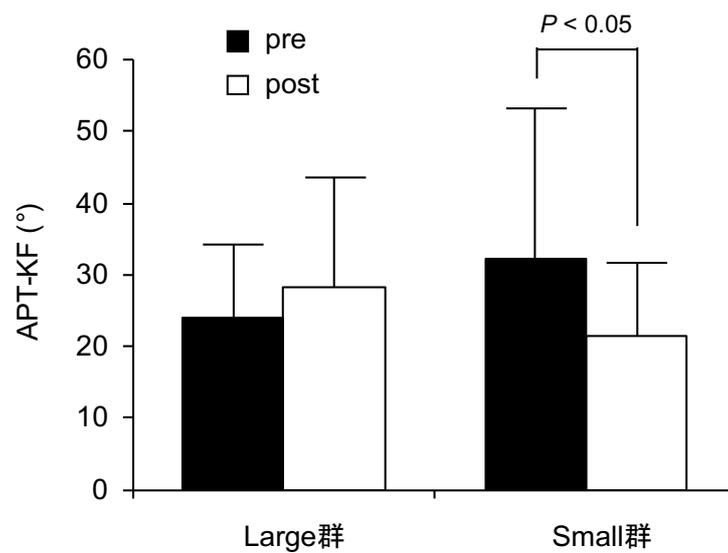


Figure 4-2. 各群における自体重負荷での stiff-leg deadlift 前後の APT-KF の変化

4-1-4. 考察

本検討では自体重負荷での stiff-leg deadlift が伸張性収縮時の APT-KF に及ぼす影響を検討した。その結果、対象者全体では stiff-leg deadlift 前後で伸張性収縮時の APT-KF は変化しなかったが、ベースラインの股関節屈曲可動域が小さい群で、stiff-leg deadlift 後に伸張性収縮時の APT-KF が有意に筋伸長位にシフトした。

本研究結果から、stiff-leg deadlift によって伸張性収縮時の APT-KF を筋伸長位にシフトさせるには、自体重という運動強度では不十分であったことが考えられる。したがって、今後はより stiff-leg deadlift の運動強度を上げ、stiff-leg deadlift が伸張性収縮時の APT-KF に及ぼす影響を検討する必要がある。また、stiff-leg deadlift 後で股関節屈曲可動域が増加したものの、伸張性収縮時の APT-KF に変化は認められなかった。このことから、股関節屈曲可動域の増加は伸張性収縮時の APT-KF の変化に影響を及ぼさないことが示唆された。本検討では、APT-KF に関連する可能性のあるその他の項目（ハムストリングのスティフネスや筋束長）を測定していないため、今後は stiff-leg deadlift 後のこれらの項目の変化と伸張性収縮時の APT-KF の変化との関連を検討する必要がある。

一方、ベースラインの股関節屈曲可動域を基準に対象者を2群に分類した結果、股関節屈曲可動域が小さい群において stiff-leg deadlift 後に APT-KF が筋伸長位にシフトした。この結果から、対象者の股関節屈曲可動域が stiff-leg deadlift 後の APT-KF の変化に影響を及ぼすことが示唆された。したがって、今後は対象者の選定にあたり、股関節屈曲可動域に関する採用基準を設定する必要がある。

本検討では自体重負荷での stiff-leg deadlift が伸張性収縮時の APT-KF に及ぼす影響を検討した。その結果、ベースラインの股関節屈曲可動域が小さい群において自体重負荷での stiff-leg deadlift 後に伸張性収縮時の APT-KF が筋伸長位にシフトすることが示唆された。

4-2. 検討課題 2-2

20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチが伸張性収縮時の APT-KF とハムストリングの筋特性に及ぼす影響

4-2-1. 緒言

検討課題 2-1 の結果から、stiff-leg deadlift によって伸張性収縮時の APT-KF を筋伸長位にシフトさせるには、stiff-leg deadlift の運動強度を上げる必要があることが示唆された。また、スタティックストレッチは伸張性収縮時の APT-KF を変化させないことが報告されている²⁹が、まとまった見解は得られておらず、さらなる検討が必要であると考え。そこで、検討課題 2-2 では、20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチが伸張性収縮時の APT-KF とハムストリングの筋特性に及ぼす影響を検討することを目的とした。

4-2-2. 方法

本検討では、検討課題 2-1 の結果から得られた課題を方法に反映させた。

対象

過去 1 年以内に定期的なレジスタンストレーニングを実施しておらず、ハムストリング肉ばなれの既往を有していない健常男性 14 名（年齢：24.4±2.3 歳、身長：169.3±5.3cm、体重 65.6±7.1 kg）の利き脚を対象とした。利き脚はボールを蹴る脚と定義した。検討課題 2-1 の結果から、対象者の股関節屈曲可動域が stiff-leg deadlift 後の APT-KF の変化に影響を及ぼす可能性が示されたため、先行研究の分類方法⁵⁸ (tight: < 60°, normal: 60–90°, loose:

>90°) を基に、3 条件の運動前の股関節屈曲可動域の平均が 90°を超えるものを研究対象から除外した。研究を開始するにあたり、事前に全ての対象者に対し研究の目的および測定内容を十分に説明し、書面にて研究協力への同意を得た。なお、本研究は筑波大学に帰属する倫理委員会の承認（承認番号：体 28-59）を得て行った。

実験プロトコル

本検討は測定練習日、3 日間の本測定日の計 4 日間に分けて行った。測定練習日には測定方法の練習、運動方法の確認を行うとともに、本測定の円滑化および正確性向上のために対象者ごとに測定時の機器の細かな設定を記録した。測定値への影響を考慮し、初回の本測定は測定練習日から 3 日以上間隔を空けて行った。対象者には本測定日の 24 時間前から激しい運動を控えるよう指示した。本測定前にはステーションナリーバイク（M3 INDDOR BIKE; Keiser 社製）を用いて 5 分間（50 w, 60–70 rpm）ウォーミングアップを実施した。本検討では以下の 3 条件を設定し、10 日以上間隔を空けてランダムに実施した。

1) Stiff-leg deadlift 条件（SLDL）

後述する方法で stiff-leg deadlift を実施。

2) スタティックストレッチング条件（SST）

後述する方法でスタティックストレッチングを実施。

3) コントロール条件（CON）

6 分間の座位安静をとる。

測定項目

Stiff-leg deadlift、スタティックストレッチング、座位安静前後に、検討課題1と同様の方法を用いて伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルクおよびAPT-KF、股関節屈曲可動域、他動的膝関節伸展時の膝関節伸展可動域、パッシブトルクおよびスティフネス、大腿二頭筋長頭の羽状角、筋束長を測定した。

運動後のパッシブトルクおよびスティフネス算出に際しては運動前の角度-トルク曲線における範囲を基準に算出した (Figure 4-3)⁴²。また、膝関節伸展可動域が運動後で減少した場合は、運動前の角度-トルク曲線における範囲を基準に運動前のパッシブトルクおよびスティフネスを算出した。

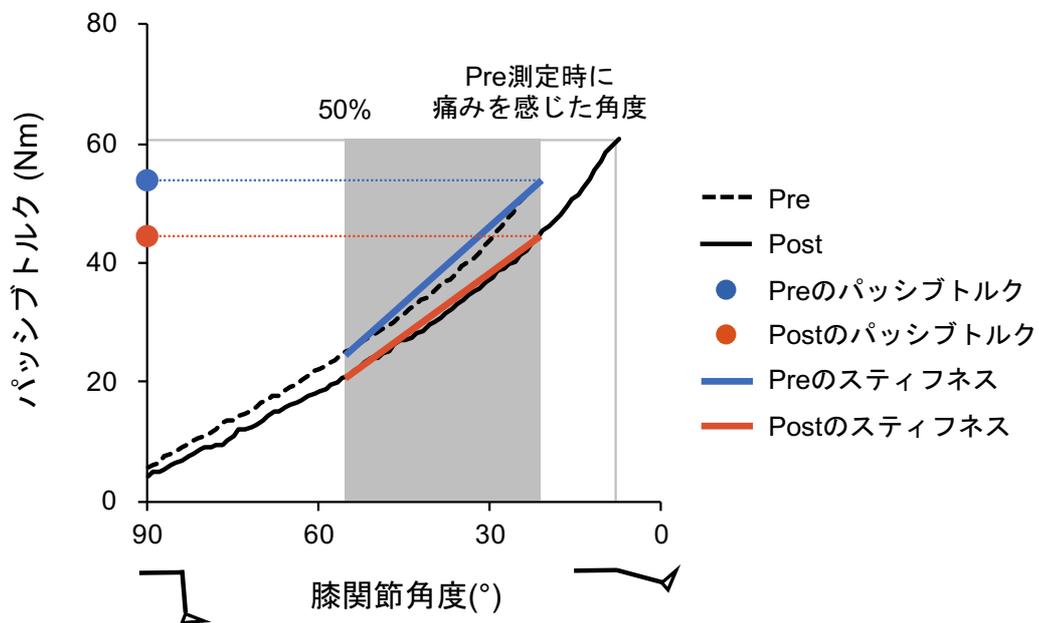


Figure 4-3. 運動後のパッシブトルク、スティフネスの算出方法

運動方法

1) 20kg 負荷での stiff-leg deadlift

本検討では、検討課題 2-1 の結果を踏まえ、20kg のバーベルを用いて stiff-leg deadlift を実施した (Figure 4-4)。対象者は、(1) 肩幅より少し広い程度の間隔でバーベルを掴み、(2) 殿部を壁に当てた状態で、脊柱をニュートラルポジションに保ちながら 5 秒間かけて股関節を可能な限り屈曲させ、(3) ハムストリングに対して伸張性の負荷のみをかけるために最下点にてバーベルを離し、補助者に開始肢位までバーベルを持ち上げてもらうようにした。1 セット 8 回とし、セット間に 3 分間の休息を挟み 2 セット実施した。また、運動実施に際しては予め十分な練習を積むとともに、動作を規定するために対象者個々で動作を行いやすい位置を確認し、壁から踵部までの距離および殿部を壁に当てる位置を記録した。運動中は検者が側面より動作を確認し、修正点があればその都度口頭で指示した。

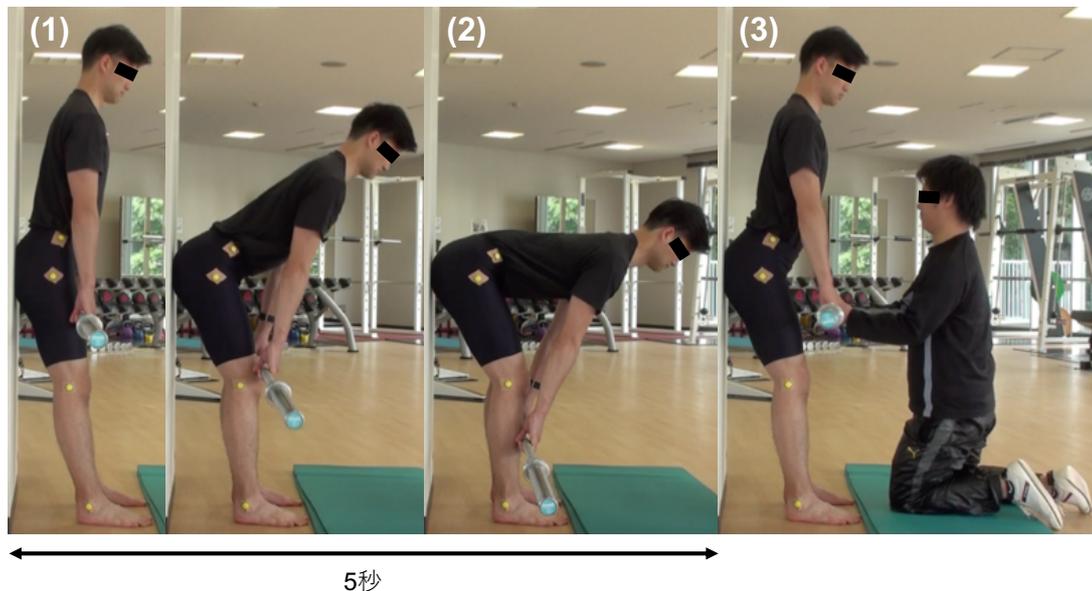


Figure 4-4. 20kg 負荷での stiff-leg deadlift

2) スタティックストレッチング

本検討では、stiff-leg deadlift の最下点 (Figure 4-4, (2)) で姿勢をキープする形のスタティックストレッチングを実施した。ハムストリングのストレッチングには、SLR test のように膝関節伸展位で股関節を伸展させる方法と、ステイフネス測定時のように股関節屈曲位で膝関節を伸展させる方法があるが、2つの方法でストレッチング後の筋腱複合体への影響に違いがある⁵⁷。Stiff-leg deadlift は膝関節を僅かに屈曲させた状態で股関節を屈曲させる動作であることから、ハムストリングの伸張方法を統一する目的で今回の方法を選択した。また、姿勢を規定しやすくするために、対象者はプラスチックバーを掴んだ状態でストレッチングを実施した。ストレッチング時間は十分な関節可動域の向上に必要とされている30秒間⁵⁹を基準とし、stiff-leg deadlift の実施時間に合わせ、3セット実施した。セット間の休息は30秒とした。

統計処理

各測定データは、平均値 ± 標準偏差で示した。20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチングの効果を検討するために、繰り返しのある二元配置分散分析を用いた。事後検定には Bonferroni 法を用いた。また、臨床的妥当性を検証するため Cohen's d を用いて効果量 (Effect size: ES) を検討した。ES の目安は小 ($d = 0.2$)、中 ($d = 0.5$)、大 ($d = 0.8$) とした⁶⁰。統計ソフトは IBM SPSS Statics ver. 24.0 を使用した。また、有意水準は5%未満とし、10%未満を傾向ありとした。

4-2-3. 結果

各項目について、運動前の値に条件間で差は認められなかった。運動前後で変化が認められなかった項目を Table 4-1 に示す。伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルクは stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング後に有意に減少した (Figure 4-5)。股関節屈曲可動域および膝関節伸展可動域は stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング後に有意に増加した (Figure 4-6, 4-7)。ステイフネスは stiff-leg deadlift 後に有意に減少した (Figure 4-8)。APT-KF は stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング前後で変化しなかった。

Table 4-1. 各条件における運動前後の測定項目の変化

		Before	After	ES (d)	ANOVA <i>P</i> -value		
					主効果 条件	交互 時間	交互 作用
APT-KF (°)	CON	17.3±14.0	15.9±13.9	0.1			
	SLDL	11.4±10.2	11.8±8.6	0.04	0.19	0.55	0.40
	SST	15.9±11.6	18.1±16.4	0.2			
パッシブトルク (Nm)	CON	54.3±11.0	55.3±9.2	0.1			
	SLDL	53.5±10.4	51.3±12.2	0.2	0.27	0.11	0.11
	SST	53.9±10.7	52.1±8.7	0.2			
羽状角 (°)	CON	13.2±1.9	13.5±2.2	0.2			
	SLDL	13.2±2.1	13.6±2.0	0.2	0.99	0.52	0.18
	SST	13.6±2.1	13.3±2.7	0.1			
筋束長 (cm)	CON	10.1±1.2	10.3±1.3	0.2			
	SLDL	10.4±0.9	10.4±1.0	0.02	0.87	0.22	0.35
	SST	10.1±1.2	10.6±1.8	0.3			

平均値±標準偏差.

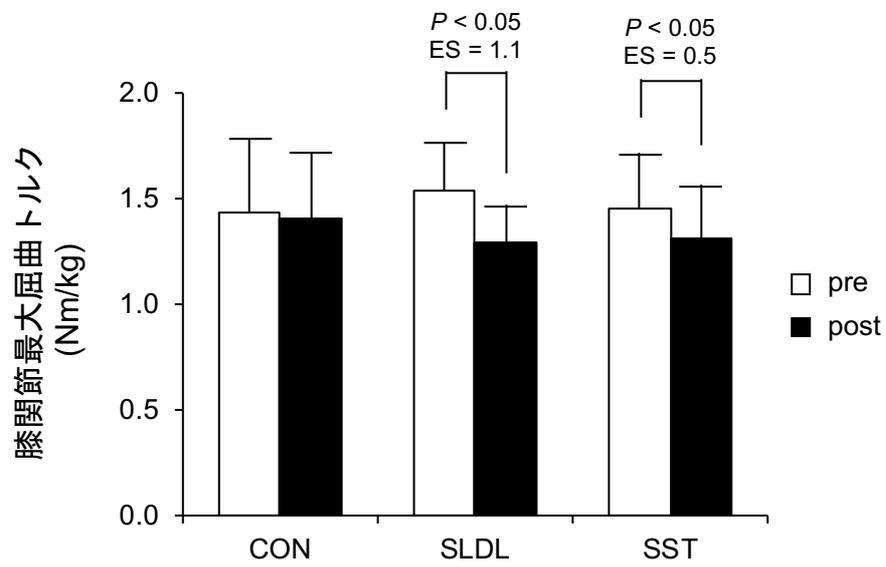


Figure 4-5. 運動前後の膝関節最大屈曲トルクの変化

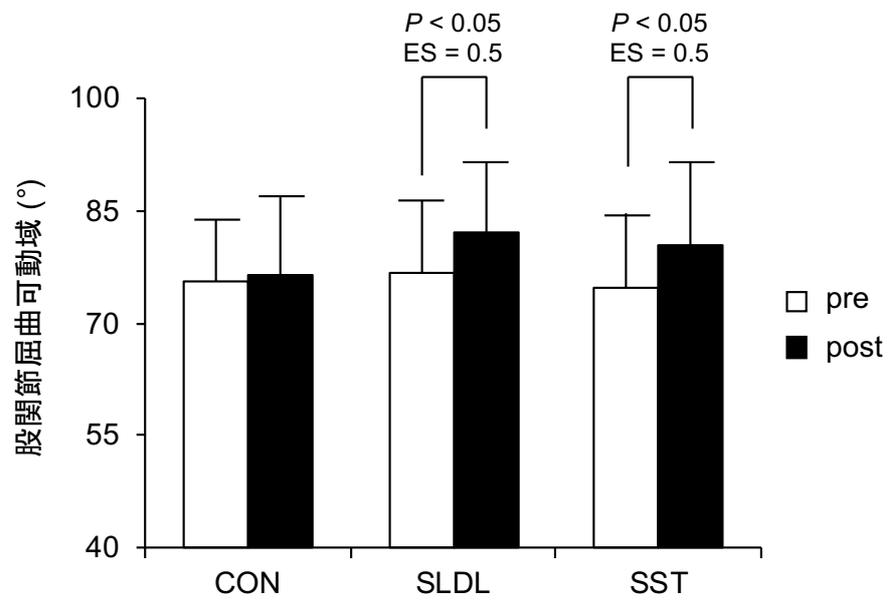


Figure 4-6. 運動前後の股関節屈曲可動域の変化

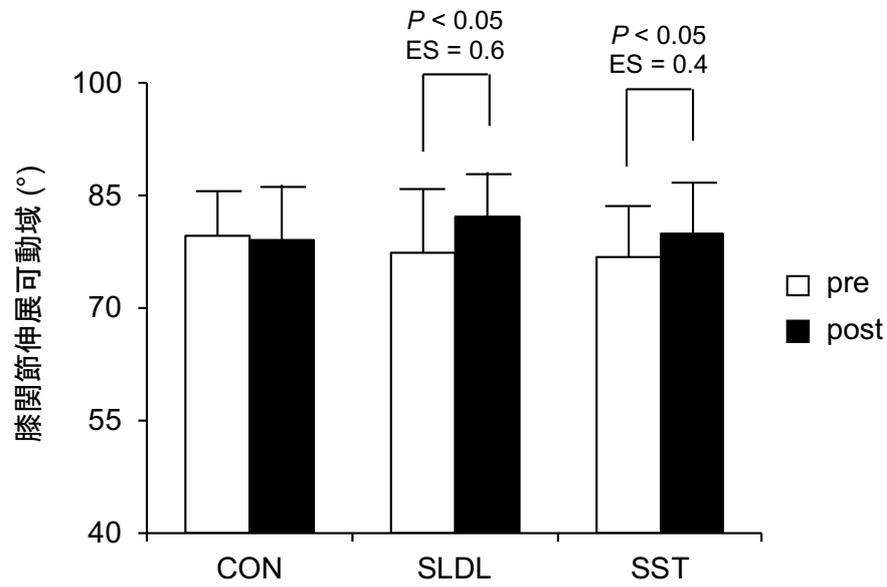


Figure 4-7. 運動前後の膝関節伸展可動域の変化

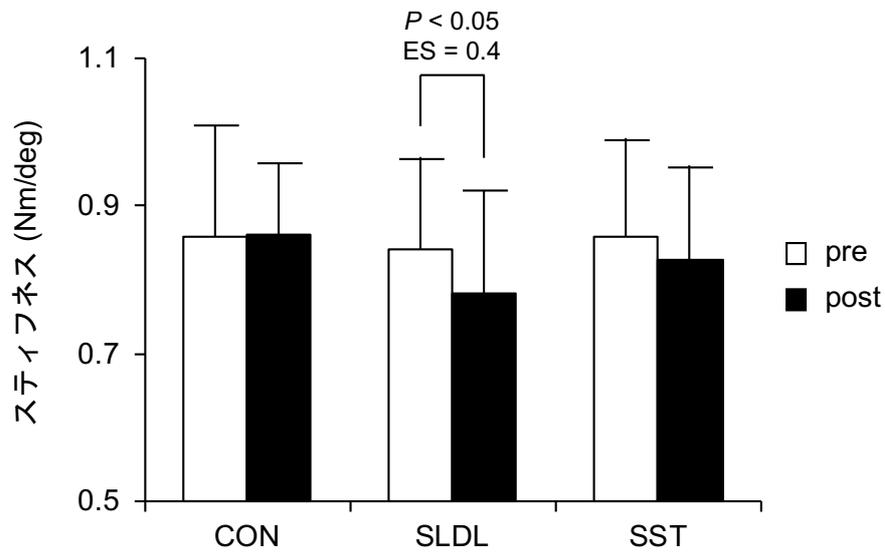


Figure 4-8. 運動前後のスティフネスの変化

4-2-4. 考察

本検討では 20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチングが伸張性収縮時の APT-KF とハムストリングの筋特性に及ぼす影響を検討した。その結果、両運動後に股関節屈曲可動域、膝関節伸展可動域の有意な増加および伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルクの有意な減少が認められた。また、20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後にはステイフネスの有意な減少も認められた。一方、20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後に APT-KF に変化は認められず、仮説通りの結果は示されなかった。これらの結果から 20kg 負荷での stiff-leg deadlift は関節可動域の増加およびステイフネスの減少に有用であることが示唆された。

本検討では合計 90 秒間の最大強度でのスタティックストレッチング後に膝関節伸展可動域および股関節屈曲可動域が有意に増加したが、ステイフネスに変化は認められなかった。先行研究によって、60–90 秒間の最大強度でのスタティックストレッチング後では、関節可動域は増加するがステイフネスは変化しないことが報告されており^{61,62}、本検討結果はこれらの先行研究と同様の結果となった。一方で stiff-leg deadlift 後には股関節屈曲可動域および膝関節伸展可動域の増加に加え、ステイフネスの減少も認められた。Stiff-leg deadlift は膝関節を僅かに屈曲させた状態で股関節を可能な限り屈曲させる運動であるため、運動中にハムストリングが大きく伸張されることが考えられる。この stiff-leg deadlift に伴う大きなハムストリングの伸張はゴルジ腱器官を介した筋収縮の調節に影響を及ぼすと考えられる。ゴルジ腱器官は腱に存在する感覚受容器であり、筋が発生させる張力に反応し求心性の Ib 神経と中枢神経を介して筋収縮を抑制し、筋緊張を低下させる（自原抑制）。ゴルジ腱器官は筋が大きく伸張された際の受動張力に対してより鋭敏に反応し⁶³、さらに筋が能動的に発揮する収縮張力に最も鋭敏に反応する⁶⁴。また、stiff-leg deadlift は gluteus-hamstring raise や prone leg curl といったその他のハムストリングの伸張性収縮運動

と比較して、伸張性収縮時に高いハムストリングの筋活動を示す⁶⁵ことから、stiff-leg deadlift 時の筋伸長位における大きな収縮張力の発揮がゴルジ腱器官の反応を高め、その結果ハムストリングの緊張が低下しスティフネスが減少したことが示唆される。一方、先行研究では一過性の伸張性運動が腱内のコラーゲン線維の再配列を促した⁶⁶ことを報告しており、本検討においても、一過性の stiff-leg deadlift 後にコラーゲン線維の再配列に伴う結合組織の滑走性の変化が生じその結果スティフネスが減少した可能性が考えられる。

Stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング後に伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルクが減少したことには、ゴルジ腱器官を介した筋収縮の抑制が影響していると考えられる。両運動間で膝関節最大屈曲トルクの変化に違いは認められなかったが、stiff-leg deadlift 前後の比較では大きな効果量 (ES = 1.1) を示した。前述の通り、stiff-leg deadlift はスタティックストレッチングと比較してゴルジ腱器官による筋収縮抑制が生じやすいと考えられ、そのことが運動後の膝関節最大屈曲筋力の減少の程度に影響した可能性がある。

Stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング前後で伸張性収縮時の APT-KF は変化しなかったが、運動前後の変化にバラつきが認められた。本検討では習慣的なレジスタンストレーニングを実施していない者を対象としたため、最大挙上重量の測定にはリスクが伴うと判断し、対象者ごとの最大挙上重量を基準に運動強度を正規化する手順を踏まず全対象者の運動強度を 20kg に統一した。その結果、対象者によって運動強度が異なり、stiff-leg deadlift 実施前後の APT-KF および筋束長の変化にバラつきが生じた可能性が考えられる。また、検討課題 1 において、対象者の股関節屈曲可動域が stiff-leg deadlift 後の伸張性収縮時の APT-KF の変化に影響を及ぼしたことから、今後は対象者の股関節屈曲可動域も含め、スタティックストレッチングおよび stiff-leg deadlift 後の伸張性収縮時 APT-KF の変化に影響を及ぼす因子について検討を進める必要があると考える。

本検討にはいくつかの限界点が存在する。まず、運動後の筋痛の有無や血中の筋損傷マーカーの変化を観察していないため、本検討で用いた stiff-leg deadlift が筋損傷を伴わない運動であったかどうかを断言できない。しかしながら、筋損傷を伴うような強度の伸張性収縮運動実施後にしばしば観察される関節可動域の減少やスティフネスの増加が、stiff-leg deadlift 前後では認められなかった。したがって、間接的にはあるが、本研究で用いた stiff-leg deadlift は筋損傷を伴わない運動であったことが説明できると考える。また、stiff-leg deadlift と伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルク、APT-KF およびスティフネス測定時では、ハムストリングの伸張方法が異なる。ハムストリングの伸張方法の違いは、筋の伸張量⁵⁷や神経の移動方向⁶⁷に影響を及ぼすことから、運動時と測定時の肢位が異なることによって、運動の影響が測定項目に十分に反映されない可能性がある。しかし、stiff-leg deadlift 後には股関節屈曲可動域と膝関節伸展可動域の双方が増加した。したがって、本検討においては、運動時と測定時のハムストリングの伸張方法の違いは結果に影響しなかった可能性が考えられる。

本検討では、20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチングが伸張性収縮時の APT-KF とハムストリングの筋特性に及ぼす影響を検討した。その結果、両運動後に股関節屈曲可動域および膝関節伸展可動域が有意に増加し、伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルクは有意に減少した。一方、スティフネスは 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後のみ有意に減少した。これらの結果から、20kg 負荷での stiff-leg deadlift は関節可動域の増加およびスティフネスの減少に有用であることが示唆された。

4-3. 検討課題 2-3

20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチ前後における伸張性収縮時の APT-KF の変化に影響を及ぼす因子の検討

4-3-1. 緒言

検討課題 2-1 では 20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチ前後で伸張性収縮時の APT-KF に変化が認められなかった。その理由として、運動後の APT-KF の変化にバラつきが認められたことが関係していると考えられる。そこで、本検討では 20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチ後の伸張性収縮時の APT-KF の変化のバラつきに影響を及ぼした因子を検討した。

4-3-2. 方法

本検討では、検討課題 2-2 の測定結果を用い 2 つの解析を行った。

解析方法および統計処理

1) 20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチ前後における伸張性収縮時の APT-KF の変化に影響をおよぼす因子を検討するために、運動後に APT-KF が筋伸長位にシフトした群と筋短縮位にシフトした群に分け、対応のある t 検定もしくは Wilcoxon の符号付き順位和検定を用いて、各測定項目における運動前後の変化について群間で比較した。

2) 対象者の股関節屈曲可動域が 20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング後における伸張性収縮時の APT-KF の変化に及ぼす影響を検討するために、Spearman の順位相関係数を用いて、ベースラインの股関節屈曲可動域と 20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング前後における各測定項目の変化との関連を検討した。また、対象者をベースラインの股関節屈曲可動域の中央値 (76.7°) を基準に股関節屈曲可動域の大きい群 (Large 群, $n = 7$) と股関節屈曲可動域の小さい群 (Small 群, $n = 7$) に分け、対応のある t 検定もしくは Wilcoxon の符号付き順位和検定を用いて、運動前後の各測定項目の変化に関して群間で比較を行った。

本検討では、臨床的妥当性を検証するため Cohen's d を用いて効果量 (Effect size: ES) を検討した。ES の目安は小 ($d = 0.2$)、中 ($d = 0.5$)、大 ($d = 0.8$) とした⁶⁰。統計ソフトは IBM SPSS Statics ver. 24.0 を使用した。また、有意水準は 5%未満とし、10%未満を傾向ありとした。

4-3-3. 結果

20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後に APT-KF が筋伸長位にシフトしたのは 5 名 (-22.3° – -0.1°)、筋短縮位にシフトしたのは 9 名 (0.2° – 10°) であった。Stiff-leg deadlift 前後の変化については、ステイフネスで群間に有意差が認められる傾向が示され、大きな効果量が認められた ($P=0.06$, $ES=1.3$) (Figure 4-10)。パッシブトルクの変化に関しては群間で有意差は認められなかったが、大きな効果量が認められた ($ES=1.0$) (Figure 4-9)。

スタティックストレッチング後に ATP-KF が筋伸長位にシフトしたのは 5 名 (-7.3° – -1.5°)、筋短縮位にシフトしたのは 9 名 (0° – 30°) であった。スタティックストレッチング前後のパッシブトルクおよびステイフネスの変化に群間で有意差が認められる傾向が示され、大きな効果量が認められた (パッシブトルク: $P=0.07$, $ES=1.2$; ステイフネス: $P=0.07$, $ES=1.1$) (Figure 4-11,12)。

ベースラインの股関節屈曲可動域とスタティックストレッチング前後における各測定項目の変化の間に有意な関連は認められなかった。一方、ベースラインの股関節屈曲可動域と stiff-leg deadlift 前後における APT-KF の変化 ($r_s=-0.586$, $P=0.028$) (Figure 4-13)、膝関節伸展可動域の変化 ($r_s=-0.627$, $P=0.016$) (Figure 4-14)、パッシブトルクの変化 ($r_s=0.707$, $P=0.005$) (Figure 4-15) との間に有意な相関関係が認められ、ステイフネス ($r_s=0.498$, $P=0.07$) (Figure 4-16)、筋束長 ($r_s=0.511$, $P=0.062$) (Figure 4-17) との間に相関関係を示す傾向が認められた。

対象者をベースラインの股関節屈曲可動域の中央値を基準に 2 群に分類し、Stiff-leg deadlift 前後における各項目の変化について群間で比較した結果を Table 4-2 に示す。Stiff-leg deadlift 前後における膝関節伸展可動域およびパッシブトルクの変化については群間で有意差が認められた。また、APT-KF およびステイフネスの変化については群間に差が認

められる傾向が示され、大きな効果量が認められた。(APT-KF: $P = 0.097$, $ES = 1.2$; ステイ
フネス: $P = 0.061$, $ES = 1.1$)。筋束長の変化については群間に有意差はなかったが、中程度
の効果量 ($ES = 0.5$) が認められた。

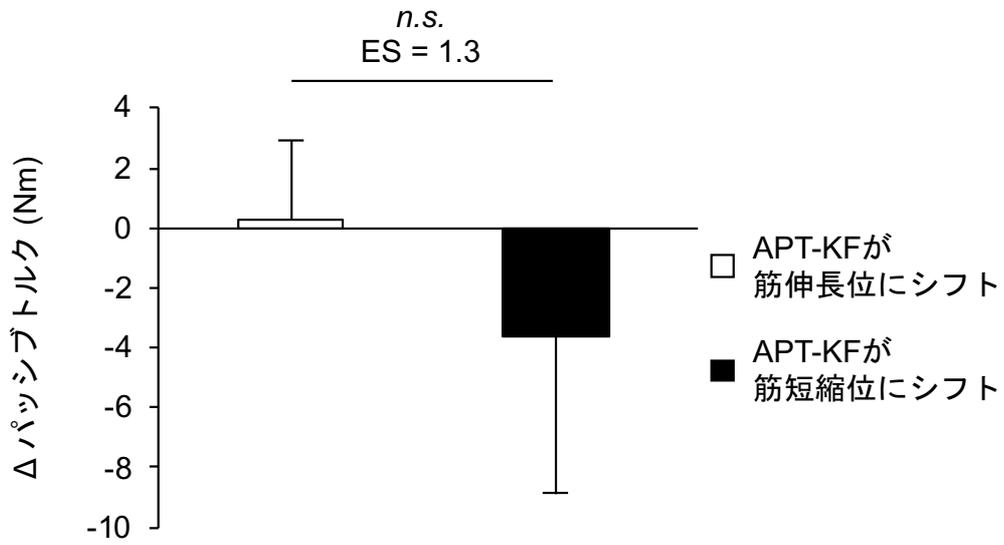


Figure 4-9. 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後のパッシブトルクの変化
(APT-KF の増減による群分け)

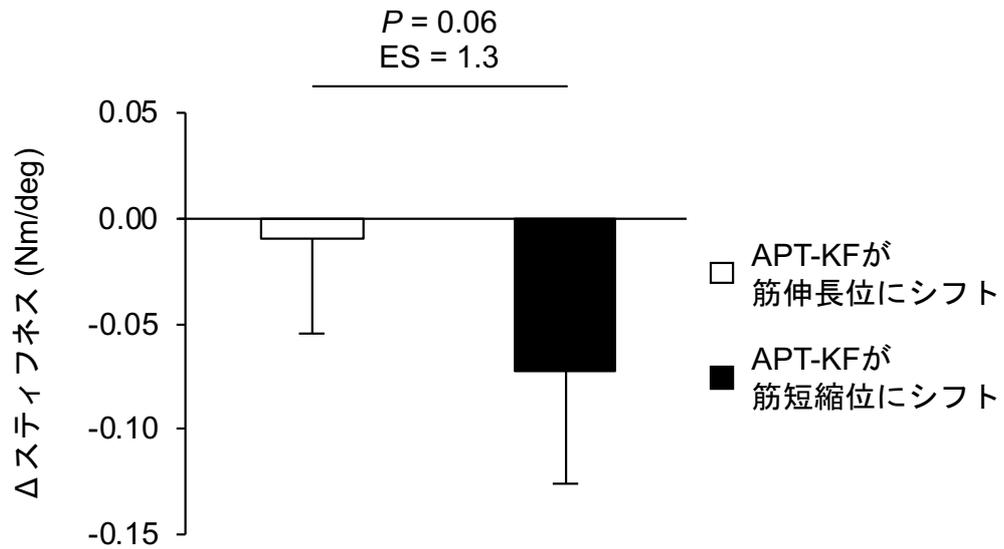


Figure 4-10. 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後のステイフネスの変化
(APT-KF の増減による群分け)

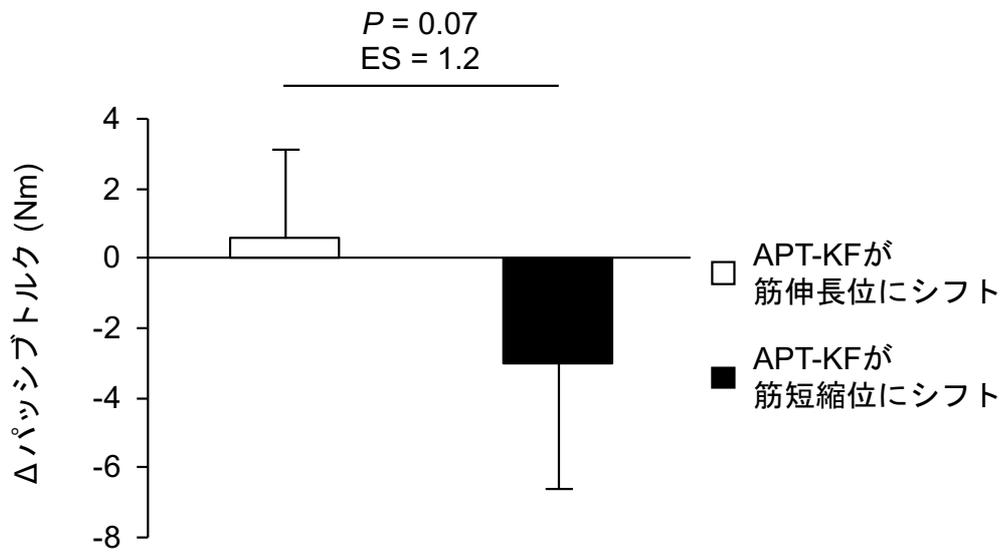


Figure 4-11 スタティックストレッチ後のパッシブトルクの変化
(APT-KF の増減による群分け)

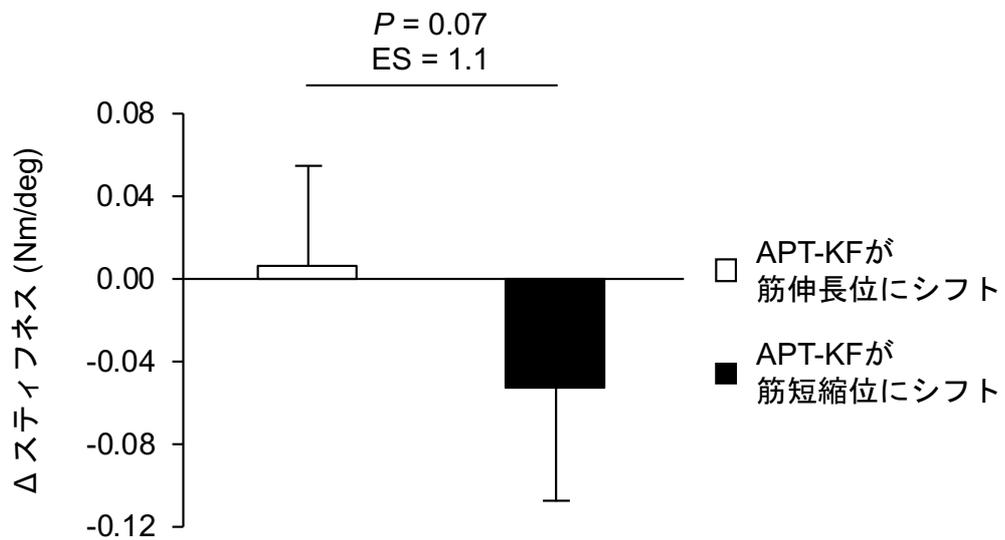


Figure 4-12. スタティックストレッチ後のスティフネスの変化
(APT-KF の増減による群分け)

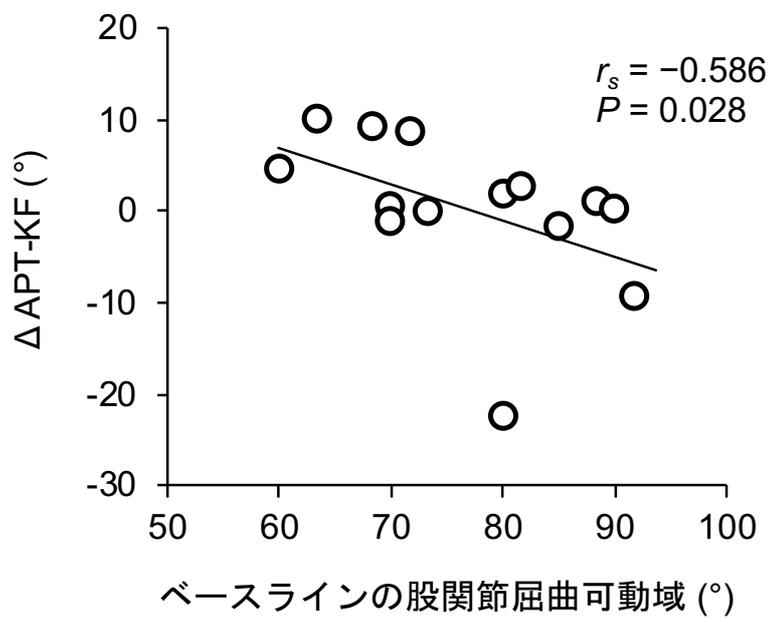


Figure 4-13. ベースラインの股関節屈曲可動域と 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 前後
 における APT-KF の変化の関係

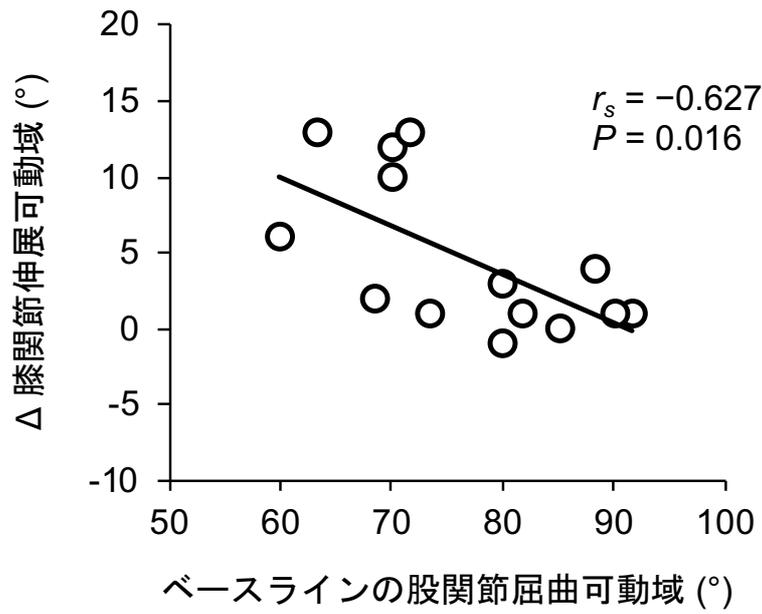


Figure 4-14. ベースラインの股関節屈曲可動域と 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 前後における膝関節伸展可動域の変化の関係

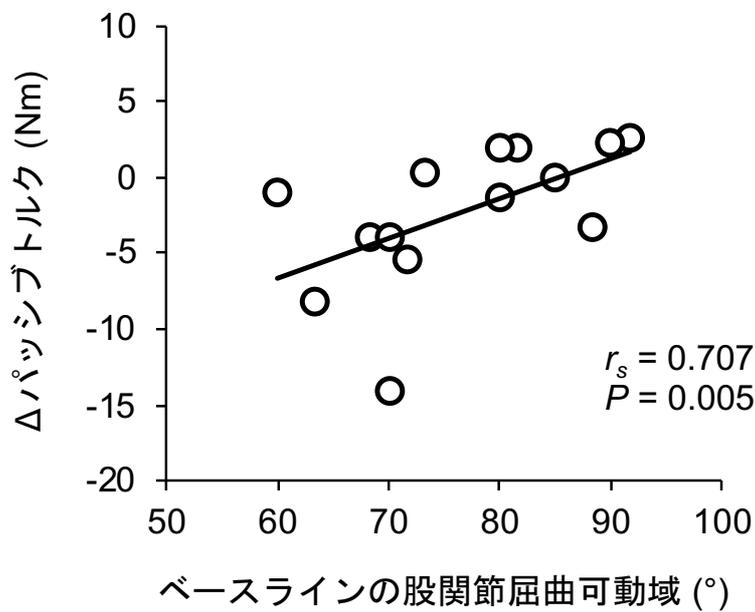


Figure 4-15. ベースラインの股関節屈曲可動域と 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 前後におけるパッシブトルクの変化の関係

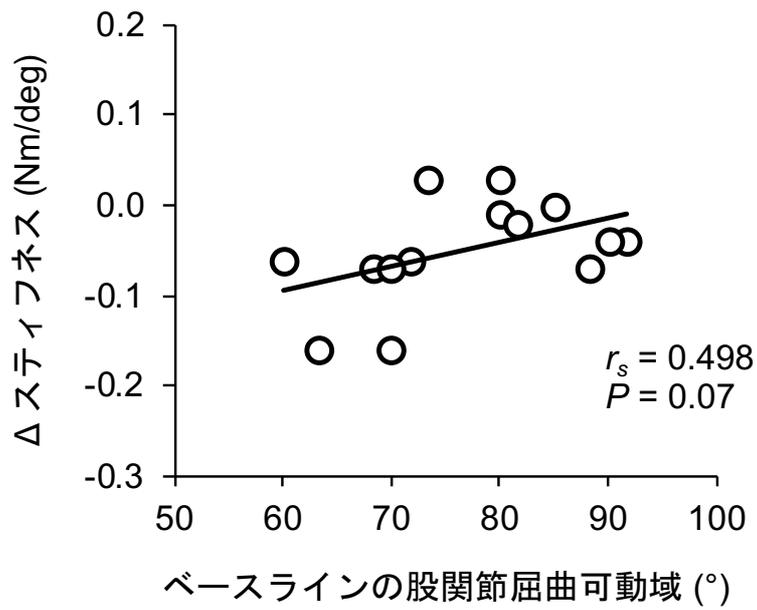


Figure 4-16. ベースラインの股関節屈曲可動域と

20kg 負荷での stiff-leg deadlift 前後におけるステイフネスの変化の関係

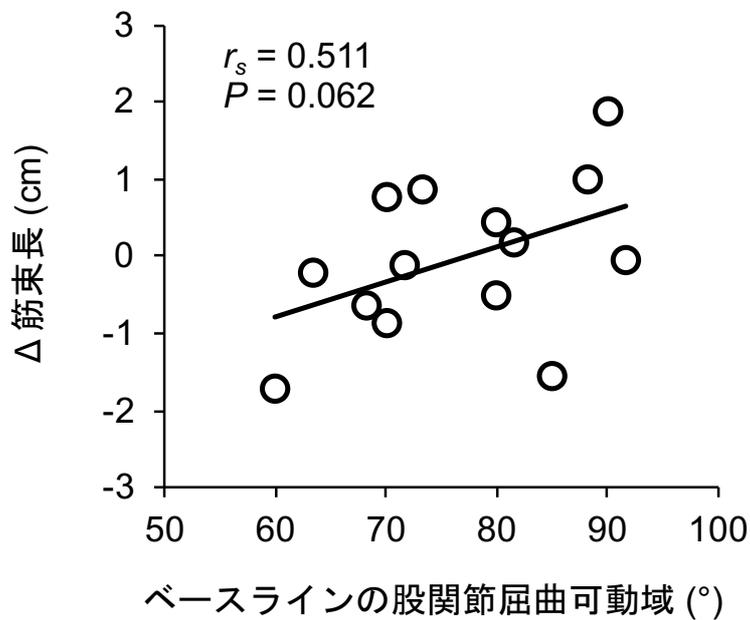


Figure 4-17. ベースラインの股関節屈曲可動域と

20kg 負荷での stiff-leg deadlift 前後における筋束長の変化の関係

Table 4-2. 各測定項目の変化の群間比較

	Large 群	Small 群	ES
膝関節最大屈曲トルク (Nm/kg)	-0.24 ± 0.14	-0.25 ± 0.14	0.03
APT-KF (°)	-3.9 ± 9.1	4.5 ± 4.8 †	1.2
股関節屈曲可動域 (°)	3.3 ± 5.3	7.2 ± 2.3	0.9
膝関節伸展可動域 (°)	1.3 ± 1.7	8.1 ± 5.2 *	1.8
パッシブトルク (Nm)	0.7 ± 2.2	-5.1 ± 4.8 *	1.5
スティフネス (Nm/deg)	-0.02 ± 0.03	-0.08 ± 0.07 †	1.1
羽状角 (°)	0.13 ± 1.36	0.69 ± 1.58	0.4
筋束長 (cm)	0.22 ± 1.10	-0.26 ± 0.91	0.5

平均値 ± 標準偏差. * $P < 0.05$; † $P < 0.1$.

4-3-4. 考察

本検討では 20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチ後の伸張性収縮時の APT-KF の変化のバラつきに影響を及ぼした因子を検討するために 2 つの解析を行った。その結果、20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチ後に APT-KF が筋伸長位にシフトした群と筋短縮位にシフトした群でパッシブトルクおよびステイフネスの変化に群間で差が認められた。また、ベースラインの股関節屈曲可動域と stiff-leg deadlift 前後における APT-KF、膝関節伸展可動域の変化との間に負の相関関係が、パッシブトルク、ステイフネス、筋束長の変化との間に正の相関関係が認められた。さらに、ベースラインの股関節屈曲可動域の大きい群と股関節屈曲可動域の小さい群の間で、stiff-leg deadlift 前後の APT-KF、膝関節伸展可動域、パッシブトルク、ステイフネスおよび筋束長の変化に差が認められた。これらの結果から、20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチ後の伸張性収縮時の APT-KF の変化には、運動後のパッシブトルクおよびステイフネスの変化ならびに対象者の股関節屈曲可動域が影響していることが示唆された。

20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチ後に APT-KF が筋伸長位にシフトした群と筋短縮位にシフトした群の間でパッシブトルクおよびステイフネスの変化に差が認められたことは、検討課題 1 の横断的検討で認められた関係と類似する結果である。すなわち、stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチ後にステイフネス（筋伸張に伴うパッシブトルク）が変化したことが筋伸長位での発揮トルクに影響を及ぼし、そのことが運動後の APT のシフトと関連した可能性が考えられる。

本検討結果から、股関節屈曲可動域の大きい対象者は stiff-leg deadlift 後に APT-KF の筋伸長位へのシフトおよび筋束長の増加が生じやすい可能性が示された。Brughelli らは

伸張性収縮運動を筋伸長位となる角度で行うほど、伸張性収縮運動後に APT が筋伸長位へシフトしやすいことを示唆している²。また、相対的に筋伸長位となる角度範囲で伸張性収縮運動を行うと、相対的に筋短縮位となる角度範囲で同じ強度、回数の伸張性収縮運動を行った場合と比較して、伸張性収縮運動後に APT が筋伸長位へシフトしやすく³²、筋束長も増加しやすかった^{32,68}。Stiff-leg deadlift は膝関節を僅かに屈曲させた状態で股関節を可能な限り屈曲させる運動であることから、股関節屈曲可動域の大きい対象者はよりハムストリングが伸長される角度で運動が行え、その結果が APT-KF の筋伸長位へのシフトが生じやすかったことが示唆される。筋束長は APT と関連する可能性があり^{25,26}、本検討でも股関節屈曲可動域の大きい対象者において stiff-leg deadlift 後の APT-KF の筋伸長位へのシフトおよび筋束長の増加が生じやすかったことから、筋束長の増加が APT-KF の筋伸長位へのシフトに影響を及ぼした可能性が考えられる。しかし、先行研究において筋伸長位で伸張性収縮運動を行った後に筋束長の増加と伸張性収縮時の APT-KF の筋伸長位へのシフトの間に関連はなかったことが報告されている³²。一方、繰り返しの伸張性収縮によって至適長の短い筋節の構造が破綻し、至適長の長い筋節のみが残ることで筋組織全体の至適長が長くなることが示唆されている²⁴。このことから、筋伸長位で伸張性収縮運動を行うことにより、至適長の長い筋節が選択的に残りやすかったことが APT-KF の筋伸長位へのシフトに影響を及ぼした可能性も考えられる。

股関節屈曲可動域の小さい対象者においては、stiff-leg deadlift 後に APT-KF が筋短縮位にシフトしやすい可能性が示された。股関節屈曲可動域の小さい対象者は、stiff-leg deadlift 後にパッシブトルクおよびスティフネスが大きく減少したことから、スティフ

ネスの減少が筋伸長位で発揮されるパッシブトルクの減少ひいては筋伸長位での発揮トルクの低下を招き、結果的に APT-KF が筋短縮位にシフトしたことが考えられる。

先行研究では、スタティックストレッチング実施後の関節可動域の増加に関して、対象者の関節可動域による違いは認められなかったことが報告されており⁶⁹、本検討においても同様の結果が示された。一方、stiff-leg deadlift 後では股関節屈曲可動域の小さい対象者ほど関節可動域の増加や、パッシブトルクおよびスティフネスの減少が生じやすい可能性が示された。先行研究によると、他動的なストレッチング中の伸張強度はストレッチング後の関節可動域の増加、パッシブトルク・スティフネスの減少に影響を及ぼした⁷⁰。Stiff-leg deadlift は膝関節を僅かに屈曲させた状態で股関節を可能な限り屈曲させる運動であることから、股関節屈曲可動域の小さい対象者は股関節屈曲可動域の大きい対象者と比較して stiff-leg deadlift 中のハムストリングの伸張強度が大きくなることが推察される。また、ゴルジ腱器官は、筋の収縮による張力に対してより鋭敏に反応する⁶⁴。これらのことから、stiff-leg deadlift 後に股関節屈曲可動域の小さい対象者における関節可動域の増加およびパッシブトルク・スティフネスの減少が生じやすかったことには、stiff-leg deadlift 中のハムストリングの伸張強度が大きかったことに加え、伸張性収縮に伴って生じる収縮張力がゴルジ腱器官の反応を高め、ハムストリングの緊張が低下したことが関係していると考えられる。

検討課題 2-1 では、自体重負荷での stiff-leg deadlift は股関節屈曲可動域が小さい対象者の APT-KF を筋伸長位にシフトさせることが示された。一方、本検討において 20kg 負荷での stiff-leg deadlift は股関節屈曲可動域の大きい対象者の APT-KF を筋伸長位にシフトさせた。これらのことから、APT-KF を筋伸長位にシフトさせることを目的に stiff-

leg deadlift を実施する際には、運動実施前の股関節屈曲可動域を考慮した運動強度の選択が重要であると考えられる。

本検討で認められたベースラインの股関節屈曲可動域と stiff-leg deadlift 後の各測定項目の変化との関係性は限定された股関節屈曲可動域の範囲内におけるものであり、どの程度の股関節屈曲可動域を有していれば、stiff-leg deadlift 後に各項目の変化が生じるのかについて明らかにできていない。本検討では対象が少なく、ベースラインの股関節屈曲可動域が stiff-leg deadlift 前後における各項目の変化をどの程度予測できるのか十分に検討できなかった。したがって、今後は対象者数を増やし、ROC 解析を用いてベースラインの股関節屈曲可動域が 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後の各項目の変化を予測しうるかどうか、またその際のカットオフ値となる股関節屈曲可動域はどの程度かについて詳細に検討する必要があると考える。

本検討では 20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング後の伸張性収縮時の APT-KF の変化のバラつきに影響を及ぼした因子を検討した。その結果、20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング後に APT-KF が筋伸長位にシフトした群と筋短縮位にシフトした群でパッシブトルクおよびスティフネスの変化に群間で差が認められた。また、ベースラインの股関節屈曲可動域と stiff-leg deadlift 前後における APT-KF、膝関節伸展可動域の変化との間に負の相関関係が、パッシブトルク、スティフネス、筋束長の変化との間に正の相関関係が認められ、さらに、ベースラインの股関節屈曲可動域の大きい群と股関節屈曲可動域の小さい群の間で、stiff-leg deadlift 前後の APT-KF、膝関節伸展可動域、パッシブトルク、スティフネスおよび筋束長の変化に差が認められた。これらの結果から、20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング後の伸張性収縮時の APT-KF の変化には、運動後の

パッシブトルクおよびステイフネスの変化ならびに対象者の股関節屈曲可動域が影響していることが示唆された。

第 5 章 総合討論

5-1. 本研究の目的

本研究では、伸張性収縮時の APT-KF に関連する因子および運動が伸張性収縮時の APT-KF に及ぼす影響を検討することを目的とし、目的を達成するために 2 つの検討課題を設定した。

5-2. 本研究で得られた成果

【検討課題 1】

伸張性収縮時の APT-KF と関節可動域、ハムストリングのスティフネスおよび筋束長の関連

検討課題 1 では、伸張性収縮時の APT-KF と関節可動域、ハムストリングのスティフネスおよび筋束長の関連を横断的に検討した。その結果、APT-KF とパッシブトルク、スティフネスの間に有意な負の相関が認められた。また、膝関節伸展域 (0–45°) において、伸張性収縮時の 15°ごとの平均膝関節屈曲トルクとパッシブトルクおよびスティフネスの間に有意な正の相関が認められた。これらの結果から、スティフネスが高く筋伸張に伴って大きなパッシブトルクが発揮されるハムストリングほど、筋伸長位で発揮される伸張性膝関節屈曲トルクが大きく、APT-KF が筋伸長位で出現しやすい可能性が示された。

【検討課題 2】

Stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチングが伸張性収縮時の APT-KF とハムストリングの筋特性に及ぼす影響

検討課題 2-1

自体重負荷での stiff-leg deadlift が伸張性収縮時の APT-KF に及ぼす影響

検討課題 2-1 では、自体重負荷での stiff-leg deadlift が伸張性収縮時の APT-KF に及ぼす影響を検討した。その結果、対象者全体では stiff-leg deadlift 前後で伸張性収縮時の APT-KF に変化は認められなかったが、ベースラインの股関節屈曲可動域が小さい群において stiff-leg deadlift 後に伸張性収縮時の APT-KF が有意に筋伸長位にシフトした。このことから、対象者の股関節屈曲可動域は自体重負荷での stiff-leg deadlift 後の伸張性収縮時の APT-KF の変化に影響を及ぼすことが示唆された。

検討課題 2-2

20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチングが伸張性収縮時の APT-KF とハムストリングの筋特性に及ぼす影響

検討課題 2-1 の結果から、stiff-leg deadlift によって伸張性収縮時の APT-KF を筋伸長位にシフトさせるには、stiff-leg deadlift の運動強度を上げる必要があると考えられた。また、スタティックストレッチングは伸張性収縮時の APT-KF を変化させないことが報告されているが、まとまった見解は得られていない。そこで、検討課題 2-2 では、20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチングが伸張性収縮時の APT-KF とハムストリングの筋特性に及ぼす影響を検討した。その結果、両運動後に股関節屈曲可動域および膝関節伸展可動域が有意に増加し、伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルクは有意に減少した。一方、スティフネスは 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後にのみ有意に減少した。APT-KF は両運動後で変化は認められなかった。これらの結果から、20kg

負荷での stiff-leg deadlift は関節可動域の増加およびスティフネスの減少に有用であることが示唆された。

検討課題 2-3

20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング前後における伸張性収縮時の APT-KF の変化に影響を及ぼす因子の検討

本検討では 20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング後の伸張性収縮時の APT-KF の変化のバラつきに影響を及ぼした因子を検討した。その結果、20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング後に APT-KF が筋伸長位にシフトした群と筋短縮位にシフトした群でパッシブトルクおよびスティフネスの変化に群間で差が認められた。また、ベースラインの股関節屈曲可動域と stiff-leg deadlift 前後における APT-KF、膝関節伸展可動域の変化との間に負の相関関係が、パッシブトルク、スティフネス、筋束長の変化との間に正の相関関係が認められ、さらに、ベースラインの股関節屈曲可動域の大きい群と股関節屈曲可動域の小さい群の間で、stiff-leg deadlift 前後の APT-KF、膝関節伸展可動域、パッシブトルク、スティフネスおよび筋束長の変化に差が認められた。これらの結果から、20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング後の伸張性収縮時の APT-KF の変化には、運動後のパッシブトルクおよびスティフネスの変化ならびに対象者の股関節屈曲可動域が影響していることが示唆された。

5-3. 総合考察および今後の課題と展望

検討課題1ではパッシブトルクおよびスティフネスと伸張性収縮時のAPT-KFとの間に負の相関が認められ、検討課題2-3においても、20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング後にAPT-KFが筋伸長位にシフトした群と筋短縮位にシフトした群でパッシブトルクおよびスティフネスの変化に差が認められた。これらの結果は、スティフネス（筋伸張に伴って生じるパッシブトルク）の増加／減少と、伸張性収縮時のAPT-KFの筋伸長位／筋短縮位へのシフトが関連することを示唆している。実際に、検討課題2-3の結果から、20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング後に伸張性収縮時のAPT-KFが筋短縮位にシフトした群ではパッシブトルク、スティフネスが減少したこと、さらには股関節屈曲可動域の小さい対象者は20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後に伸張性収縮時のAPT-KFの筋短縮位へのシフトおよびパッシブトルク・スティフネスの減少が生じやすかったことが示されており、スティフネスの減少（筋伸張に伴って生じるパッシブトルクの減少）が伸張性収縮時のAPT-KFの筋短縮位へのシフトに関与したことが示唆される。一方、20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング後に伸張性収縮時のAPT-KFが筋伸長位にシフトした群ではパッシブトルク、スティフネスはほとんど変化せず、また股関節屈曲可動域の大きい対象者は20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後に伸張性収縮時のAPT-KFが筋伸長位へシフトしやすかったものの、パッシブトルクおよびスティフネスはほとんど変化しなかった。これらのことから、本研究で生じた伸張性収縮時のAPT-KFの筋伸長位へのシフトには、パッシブトルクおよびスティフネス以外の因子が関与したことが考えられる。先行研究において、筋力発揮時の力の立ち上がりが速いこと（神経的な要因）や速筋線維が多いこと（筋線維組成）が、APTが筋伸長位で出現することに関与する可能性が示されている。

る³。したがって、今後はこれらの因子と伸張性収縮時の APT-KF との関連について横断的・縦断的に検討を進める必要があると考える。

APT が筋短縮位で出現することは、伸張性収縮に伴って生じる筋損傷の大きさに影響を及ぼす^{4-6,16}。また、繰り返しの伸張性収縮による筋節や筋原線維レベルの筋損傷の積み重ねが、大きな筋損傷を引き起こす可能性がある^{3,16}ことから、APT が筋短縮位で出現することは、肉ばなれの発生リスクとも関連することが示唆される。APT と肉ばなれとの関連は未だ明らかにされていないが、ハムストリング肉ばなれのリスクファクターである既往歴を有する脚は既往歴を有さない脚と比べて、APT-KF が筋短縮位で出現すること^{38,71,72}や、ハムストリング肉ばなれを再受傷したアスリートは、競技復帰時の受傷脚における筋伸長位での発揮筋力が非受傷脚と比較して有意に低かったこと⁷³が報告されている。これらのことから、APT-KF の筋伸長位へのシフトは、ハムストリング肉ばなれの発生リスク軽減に影響を及ぼすと考えられている。したがって、先行研究と本検討結果を踏まえると、スティフネスの増加（筋伸張に伴って生じるパッシブトルクの増加）によって伸張性収縮時の APT-KF が筋伸長位にシフトすることは、ハムストリングの伸張性収縮後に生じる筋損傷、ひいてはハムストリング肉ばなれの予防に繋がる可能性が考えられる。

一方、先行研究によって股関節屈曲関節可動域や膝関節伸展可動域が小さいことがハムストリング肉ばなれの発生リスク⁷⁴⁻⁷⁶と関連することが明らかにされている。スティフネスおよびパッシブトルクは腱をはじめとする結合組織由来の受動張力を反映する筋腱複合体の粘弾性（伸張に対する抵抗力）の指標であることから、スティフネスの増加（筋伸張に伴って生じるパッシブトルクの増加）は関節可動域減少の一要因となる可能性も考えられる。しかし、本検討の結果からはスティフネスあるいはパッシブトルク

が高いことは関節可動域が小さいことと関連しなかった (Table 3-2 参照)。したがって、スティフネスの増加 (筋伸張に伴って生じるパッシブトルクの増加) は関節可動域の減少に伴うハムストリング肉ばなれのリスク増加に影響しないと考えられる。むしろ、スティフネスが高く伸張に対する抵抗性の高いハムストリングは肉ばなれの発生リスクが軽減するかもしれない。ハムストリング肉ばなれはランニング時に頻発する^{47,77}。その理由として、ランニング中のスイングフェーズ終盤で生じる脚の前方へのスイング動作 (膝関節の伸展動作) を制御する際にハムストリングに大きな伸張負荷がかかる^{12,72,78,79} ことが関係していると考えられる。また、ランニング中にハムストリング肉ばなれを受傷した場面を分析した先行研究によると、受傷局面はスイングフェーズ終盤であり受傷時には同局面で生じる膝関節伸展動作を制御させる力が著しく低下していた⁷⁸。Van Hooren らは、ランニング中のスイングフェーズにおけるハムストリングの動態について、筋が至適長付近で等尺性収縮しながら腱が伸張されるようなふるまいをする可能性を指摘しており^{80,81}、このことは腱の特性がランニング中のスイングフェーズ終盤における肉ばなれの発生リスクと関連することを示唆している。本研究では、スティフネスが高いほど、筋伸長位における伸張性膝関節屈曲筋力が大きくなる可能性が示された。したがって、スティフネスが高いハムストリングほど、ランニング中のスイングフェーズ終盤で生じる膝関節伸展動作を制御でき、肉ばなれの発生リスクが軽減する可能性が考えられる。近年では、関節可動域がハムストリング肉ばなれの発生リスクと関連しないことを示唆する報告^{82,83}も散見されるため、今後はスティフネスに着目しハムストリング肉ばなれとの関連について検討を進める必要があると考える。

検討課題 2-3 において、対象者の股関節屈曲可動域が 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後の伸張性収縮時の APT-KF およびハムストリングの筋特性の変化に影響を及ぼすこと

が示唆された。股関節屈曲可動域が大きい対象者は、20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後に APT-KF の筋伸長位へのシフトおよび筋束長の増加が生じやすい可能性が示された。一方、股関節屈曲可動域が小さい対象者は、20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後に関節可動域の増加やスティフネスの減少が生じやすいものの、APT-KF の筋短縮位へのシフトや筋束長の短縮が生じやすい可能性が示された。このように、20kg 負荷での stiff-leg deadlift が及ぼす影響は、対象者の股関節屈曲可動域によって全く異なる可能性がある。APT-KF が筋短縮位で生じること^{4,16,38,73} および筋束長が短いこと^{46,84,85} は、ハムストリング肉ばなれの受傷リスク増加に繋がる可能性があるため、特にハムストリング肉離れ予防を目的とし、20kg 負荷での stiff-leg deadlift を実施する際には、予め股関節屈曲可動域を確認し、目的に応じた運動の効果を獲得できるよう配慮する必要がある。

運動が関節可動域やパッシブトルクおよびスティフネスの変化に及ぼす影響については興味深い結果が得られた。検討課題 2-2 では、股関節屈曲可動域および膝関節伸展可動域が 20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング後で増加したのに対し、スティフネスは 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後にのみ減少した。また検討課題 2-3 では、スタティックストレッチング後の関節可動域やパッシブトルク・スティフネスの変化に関して対象者の股関節屈曲関節可動域による違いは認められなかったが、20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後では股関節屈曲可動域が小さい対象者において膝関節伸展可動域の増加やパッシブトルクおよびスティフネスの減少が生じやすい可能性が示された。これらの結果から、20kg 負荷での stiff-leg deadlift はスタティックストレッチングよりも、筋腱複合体の粘弾性低下および股関節屈曲可動域の小さい対象者における関節可動域増加や筋腱複合体の粘弾性低下を目的とした運動として有用である可能性が示された。

本研究における限界点は以下の通りである。第一に、本研究で認められた伸張性収縮時の APT-KF と伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルク、パッシブトルクおよびスティフネスとの関連性における各筋の貢献度に関しては検討を行っていないことが挙げられる。ハムストリング各筋には筋活動⁵⁵やスティフネス^{56,57}に関する差異が存在することから、本研究で明らかになった項目間の関連においてもハムストリング各筋で貢献度が異なる可能性が考えられ、今後の検討が必要であると考え。第二に、本研究で用いたスティフネスの測定肢位と伸張性収縮時の測定肢位が異なるため、実際に膝関節屈曲トルクが発揮された肢位でパッシブトルクが発揮トルクに対してどれほど貢献していたかについては説明できない。したがって、パッシブトルクおよびスティフネスの伸張性膝関節屈曲トルクに対する貢献度に関しては、測定肢位を統一し検討する必要があると考える。第三に、本研究では stiff-leg deadlift と伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルク、APT-KF およびスティフネス測定時では、ハムストリングの伸張方法が異なることが挙げられる。ハムストリングの伸張方法の違いは、筋の伸張量⁵⁷や神経の移動方向⁶⁷に影響を及ぼすことから、運動時と測定時の肢位が異なることによって、運動の影響が測定項目に十分に反映されない可能性がある。したがって、今後は運動時と測定時の肢位を統一し、伸張性収縮運動が伸張性収縮時の膝関節最大屈曲トルク、APT-KF およびスティフネスに及ぼす影響を検討する必要がある。最後に、本研究では stiff-leg deadlift 時に対象者の最大挙上重量を基準に運動強度を正規化するなどの手順を踏まず、全対象者の運動強度を 20kg に統一した。なぜなら、本研究では習慣的なレジスタンストレーニングを実施していない者を対象としており、最大挙上重量の測定にリスクが伴うからである。その結果、対象者によって相対的な運動強度が異なり、運動前後の APT-KF および筋束長の変化にバラつきが生じたことが考えられる。したがって、今後はレジスタンス

トレーニング習慣のある者を対象とし、最大挙上重量を基準に運動強度を正規化したうえで stiff-leg deadlift が伸張性収縮時の APT-KF に及ぼす影響を検討する必要がある。

第6章 結論

本研究における各検討課題の結果から以下の結論を得た。

1. 伸張性収縮時の APT-KF に関連する因子を検討した結果、パッシブトルク・ステイフネスが伸張性収縮時の APT-KF と有意に関連することが示された。また、運動が伸張性収縮時の APT-KF に及ぼす影響を検討した結果、20kg 負荷での stiff-leg deadlift およびスタティックストレッチング前後における運動前後のパッシブトルクおよびステイフネスの変化が伸張性収縮時の APT-KF の変化に影響を及ぼすことが示唆された。これらのことから、パッシブトルク・ステイフネスの増加が APT-KF の筋伸長位へのシフトと関連することが示唆された。
2. 運動が伸張性収縮時の APT-KF に及ぼす影響を検討した結果、20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後の伸張性収縮時の APT-KF の変化には対象者の股関節屈曲可動域が影響を及ぼし、股関節屈曲可動域が大きい対象者は 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後に APT-KF が筋伸長位へシフトしやすい、股関節屈曲可動域が小さい対象者は 20kg 負荷での stiff-leg deadlift 後に APT-KF が筋短縮位へシフトしやすいことが示唆された。

謝辞

本博士論文作成にあたり、多くの皆様のご指導とご助言を賜りました。筑波大学体育系・宮川俊平教授には指導教員として、論文作成全般にわたり親切丁寧なご指導を賜りました。副指導教員である、筑波大学体育系・向井直樹准教授、筑波大学体育系・竹村雅裕准教授ならびに筑波大学体育系・福田崇助教には、博士論文作成にあたり多くの示唆に富んだご助言を賜りました。また、筑波大学体育系・西嶋尚彦教授には本審査における副査をお引き受け頂き貴重なご意見を賜りました。ご指導・ご助言を賜りました諸先生方に、この場をお借りしまして心より御礼申し上げます。

アメリカ合衆国 the Institute for Exercise and Environmental Medicine の東本翼氏には、アスレティックトレーナーとして研究に向き合うことの重要性について情熱を持って伝えていただき、英文誌への投稿に際し論文執筆のイロハから英文校正に至るまで、遠く離れた地から多大なるご支援を頂きました。また、筑波大学体育系久野研究室・功刀峻研究員には、最も身近な研究室の先輩として多大なるご指導を賜り、投稿論文・博士論文作成にあたり多くのご助言と励ましのお言葉をいただきました。さらに、筑波大学宮川研究室・前原淳氏には本研究のアイデアに着想するきっかけを頂きました。そして、筑波大学宮川研究室の学生をはじめとする筑波大学スポーツ医学研究室の学生の皆様には、実験を遂行するうえで多大なるご協力をいただきました。本博士論文にご協力・ご支援頂きました皆様に改めて深く感謝申し上げます。

最後になりますが、博士前期課程から数えて足掛け7年間、学業に従事できるよう多くのサポートをいただいたことを、人間の身体に興味を持つきっかけを与えてくれた父と常に優しく見守ってくれた母に心から感謝いたします。

引用文献

1. 福永哲夫 編. 筋の科学事典. 初版, 朝倉書店, 東京, 2002.
2. Brughelli M, Cronin J. Altering the Length-Tension Relationship with Eccentric Exercise. *Sport Med.* 2007;37(9):807-826. doi:10.2165/00007256-200737090-00004.
3. Timmins RG, Shield AJ, Williams MD, Opar DA. Is There Evidence to Support the Use of the Angle of Peak Torque as a Marker of Hamstring Injury and Re-Injury Risk? *Sport Med.* 2016;46(1):7-13. doi:10.1007/s40279-015-0378-8.
4. Brockett CL, Morgan DL, Proske U. Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33(5):783-790. doi:10.1097/00005768-200105000-00017.
5. Chen CH, Nosaka K, Chen HL, Lin MJ, Tseng KW, Chen TC. Effects of flexibility training on eccentric exercise-induced muscle damage. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43(3):491-500. doi:10.1249/MSS.0b013e3181f315ad.
6. Chen TC, Nosaka K, Sacco P. Intensity of eccentric exercise, shift of optimum angle, and the magnitude of repeated-bout effect. *J Appl Physiol.* 2007;102(3):992-999. doi:10.1152/jappphysiol.00425.2006.
7. McHugh MP, Tallent J, Johnson CD. The Role of Neural Tension in Stretch-Induced Strength Loss. *J Strength Cond Res.* 2013;27(5):1327-1332. doi:10.1519/JSC.0b013e31828a1e73.
8. Ayala F, De Ste Croix M, Sainz de Baranda P, Santonja F. Absolute reliability of isokinetic knee flexion and extension measurements adopting a prone position. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2013;33(1):45-54. doi:10.1111/j.1475-097X.2012.01162.x.

9. Gordon AM, Huxley AF, Julian FJ. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol*. 1966;184(1):170-192.
10. Gajdosik RL. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001;16(2):87-101. doi:10.1016/S0268-0033(00)00061-9.
11. Chumanov ES, Heiderscheit BC, Thelen DG. The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *J Biomech*. 2007;40(16):3555-3562. doi:10.1016/J.JBIOMECH.2007.05.026.
12. Schache AG, Dorn TW, Blanch PD, Brown NAT, Pandy MG. Mechanics of the human hamstring muscles during sprinting. *Med Sci Sports Exerc*. 2012;44(4):647-658. doi:10.1249/MSS.0b013e318236a3d2.
13. Morgan DL. New insights into the behavior of muscle during active lengthening. *Biophys J*. 1990;57(2):209-221. doi:10.1016/S0006-3495(90)82524-8.
14. Lieber RL, Fridén J. Mechanisms of muscle injury after eccentric contraction. *J Sci Med Sport*. 1999;2(3):253-265. doi:10.1016/S1440-2440(99)80177-7.
15. Nosaka K, Sakamoto K, Newton M, Sacco P. The repeated bout effect of reduced-load eccentric exercise on elbow flexor muscle damage. *Eur J Appl Physiol*. 2001;85(1-2):34-40. doi:10.1007/s004210100430.
16. Proske U, Morgan DL, Brockett CL, Percival P. Identifying athletes at risk of hamstring strains and how to protect them. *Clin Exp Pharmacol Physiol*. 2004;31(8):546-550. doi:10.1111/j.1440-1681.2004.04028.x.

17. Alonso J, McHugh MP, Mullaney MJ, Tyler TF. Effect of hamstring flexibility on isometric knee flexion angle-torque relationship. *Scand J Med Sci Sport*. 2009;19(2):252-256. doi:10.1111/j.1600-0838.2008.00792.x.
18. Wan X, Qu F, Garrett WE, Liu H, Yu B. Relationships among hamstring muscle optimal length and hamstring flexibility and strength. *J Sport Heal Sci*. 2017;6(3):275-282. doi:10.1016/j.jshs.2016.04.009.
19. Herda TJT, Cramer JTJ, Ryan EED, McHugh MPM, Stout JJR. Acute effects of static versus dynamic stretching on isometric peak torque, electromyography, and mechanomyography of the biceps femoris muscle. *J Strength Cond Res*. 2008;22(3):809-817. doi:10.1519/JSC.0b013e31816a82ec.
20. Balle SS, Magnusson SP, Mchugh MP. Effects of contract-relax vs static stretching on stretch-induced strength loss and length-tension relationship. *Scand J Med Sci Sport*. 2015;25(6):764-769. doi:10.1111/sms.12399.
21. Matsuo S, Suzuki S, Iwata M, et al. Acute Effects of Different Stretching Durations on Passive Torque, Mobility, and Isometric Muscle Force. *J Strength Cond Res*. 2013;27(12):3367-3376. doi:10.1519/JSC.0b013e318290c26f.
22. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Kjaer M. Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *Am J Sports Med*. 1996;24(5):622-628. doi:10.1177/036354659602400510.
23. Morse CI, Degens H, Seynnes OR, Maganaris CN, Jones DA. The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *J Physiol*. 2008;586(1):97-106. doi:10.1113/jphysiol.2007.140434.

24. Moltubakk MM, Eriksrud O, Paulsen G, Seynnes OR, Bojsen-Møller J. Hamstrings functional properties in athletes with high musculo-skeletal flexibility. *Scand J Med Sci Sports*. 2016;26(6):659-665. doi:10.1111/sms.12488.
25. Lieber RL, Fridén J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve*. 2000;23(11):1647-1666. doi:10.1002/1097-4598(200011)23:11<1647::AID-MUS1>3.0.CO;2-M.
26. Brughelli M, Cronin J, Nosaka K. Muscle architecture and optimum angle of the knee flexors and extensors: a comparison between cyclists and Australian Rules football players. *J strength Cond Res*. 2010;24(3):717-721. doi:10.1519/JSC.0b013e318197009a.
27. Cramer JT, Beck TW, Housh TJ, et al. Acute effects of static stretching on characteristics of the isokinetic angle - torque relationship, surface electromyography, and mechanomyography. *J Sports Sci*. 2007;25(6):687-698. doi:10.1080/02640410600818416.
28. Cramer JT, Housh TJ, Weir JP, Johnson GO, Coburn JW, Beck TW. The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. *Eur J Appl Physiol*. 2005;93(5-6):530-539. doi:10.1007/s00421-004-1199-x.
29. Ayala F, De Ste Croix M, Sainz De Baranda P, Santonja F. Acute effects of static and dynamic stretching on hamstring eccentric isokinetic strength and unilateral hamstring to quadriceps strength ratios. *J Sports Sci*. 2013;31(8):831-839. doi:10.1080/02640414.2012.751119.
30. Nosaka K, Clarkson PM. Muscle damage following repeated bouts of high force eccentric exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 1995;27(9):1263-1269.

31. Clarkson PM, Nosaka K, Braun B. Muscle function after exercise-induced muscle damage and rapid adaptation. *Med Sci Sports Exerc.* 1992;24(5):512-520.
32. Gux K, Degache F, Morisod C, Saily M, Millet GP. Hamstring Architectural and Functional Adaptations Following Long vs. Short Muscle Length Eccentric Training. *Front Physiol.* 2016;7:340. doi:10.3389/fphys.2016.00340.
33. Graham JF. Exercise: Stiff-Leg Deadlift. *Strength Cond J.* 2001;23(4):70.
34. Kilgallon M, Donnelly AE, Shafat A. Progressive resistance training temporarily alters hamstring torque-angle relationship. *Scand J Med Sci Sport.* 2007;17(1):18-24. doi:10.1111/j.1600-0838.2005.00491.x.
35. Green B, Bourne MN, Pizzari T. Isokinetic strength assessment offers limited predictive validity for detecting risk of future hamstring strain in sport: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2018;52(5):329-336. doi:10.1136/bjsports-2017-098101.
36. Sugiura Y, Saito T, Sakuraba K, Sakuma K, Suzuki E. Strength deficits identified with concentric action of the hip extensors and eccentric action of the hamstrings predispose to hamstring injury in elite sprinters. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38(8):457-464. doi:10.2519/jospt.2008.2575.
37. van Dyk N, Bahr R, Whiteley R, et al. Hamstring and Quadriceps Isokinetic Strength Deficits Are Weak Risk Factors for Hamstring Strain Injuries. *Am J Sports Med.* 2016;44(7):1789-1795. doi:10.1177/0363546516632526.
38. Brockett CL, Morgan DL, Proske U. Predicting Hamstring Injury in Elite Athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(3):379-387. doi:10.1249/01.MSS.0000117165.75832.05.

39. Lovell R, Knox M, Weston M, Siegler JC, Brennan S, Marshall PWM. Hamstring injury prevention in soccer: Before or after training? *Scand J Med Sci Sports*. 2018;28(2):658-666. doi:10.1111/sms.12925.
40. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Sørensen H, Kjaer M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiol*. 1996;497(Pt 1):291.
41. Mizuno T, Matsumoto M, Umemura Y. Viscoelasticity of the muscle-tendon unit is returned more rapidly than range of motion after stretching. *Scand J Med Sci Sports*. 2013;23(1):23-30. doi:10.1111/j.1600-0838.2011.01329.x.
42. Matsuo S, Suzuki S, Iwata M, Hatano G, Nosaka K. Changes in force and stiffness after static stretching of eccentrically-damaged hamstrings. *Eur J Appl Physiol*. 2015;115(5):981-991. doi:10.1007/s00421-014-3079-3.
43. Finni T, Ikegaw S, Lepola V, Komi P. In vivo behavior of vastus lateralis muscle during dynamic performances. *Eur J Sport Sci*. 2001;1(1):1-13. doi:10.1080/17461390100071101.
44. Blazeovich AJ, Gill ND, Zhou S. Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. *J Anat*. 2006;209(3):289-310. doi:10.1111/j.1469-7580.2006.00619.x.
45. Kellis E, Galanis N, Natsis K, Kapetanios G. Validity of architectural properties of the hamstring muscles: Correlation of ultrasound findings with cadaveric dissection. *J Biomech*. 2009;42(15):2549-2554. doi:10.1016/J.JBIOMECH.2009.07.011.
46. Timmins RG, Bourne MN, Shield AJ, Williams MD, Lorenzen C, Opar DA. Short biceps femoris fascicles and eccentric knee flexor weakness increase the risk of hamstring injury in

- elite football (soccer): a prospective cohort study. *Br J Sports Med.* 2016;50(24):1524-1535.
doi:10.1136/bjsports-2015-095362.
47. Woods C, Hawkins RD, Maltby S, et al. The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football--analysis of hamstring injuries. *Br J Sports Med.* 2004;38(1):36-41. doi:10.1136/bjism.2002.002352.
48. Kawakami Y, Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effect of series elasticity on isokinetic torque-angle relationship in humans. *Eur J Appl Physiol.* 2002;87(4-5):381-387.
doi:10.1007/s00421-002-0657-6.
49. Kubo K, Ohgo K, Takeishi R, et al. Effects of series elasticity on the human knee extension torque-angle relationship in vivo. *Res Q Exerc Sport.* 2006;77(4):408-416.
doi:10.1080/02701367.2006.10599376.
50. Hessel AL, Lindstedt SL, Nishikawa KC. Physiological Mechanisms of Eccentric Contraction and Its Applications: A Role for the Giant Titin Protein. *Front Physiol.* 2017;8:70. doi:10.3389/fphys.2017.00070.
51. Nishikawa K. Eccentric contraction: unraveling mechanisms of force enhancement and energy conservation. *J Exp Biol.* 2016;219(Pt 2):189-196. doi:10.1242/jeb.124057.
52. Donald A. Neumann ed. *Kinesiology of the Musculoskeletal System Foundations for Rehabilitation.* 2nd ed, Elsevier Ltd, Atalamta, GA, 2009.
53. Freilich RJ, Kirsner RLG, Byrne E. Isometric strength and thickness relationships in human quadriceps muscle. *Neuromuscul Disord.* 1995;5(5):415-422. doi:10.1016/0960-8966(94)00078-N.

54. Akagi R, Takai Y, Kato E, et al. Relationships Between Muscle Strength and Indices of Muscle Cross-Sectional Area Determined During Maximal Voluntary Contraction in Middle-Aged and Elderly Individuals. *J Strength Cond Res*. 2009;23(4):1258-1262. doi:10.1519/JSC.0b013e3181918a9b.
55. Higashihara A, Ono T, Kubota J, Fukubayashi T. Differences in the electromyographic activity of the hamstring muscles during maximal eccentric knee flexion. *Eur J Appl Physiol*. 2010;108(2):355-362. doi:10.1007/s00421-009-1242-z.
56. Nakamura M, Hasegawa S, Umegaki H, et al. The difference in passive tension applied to the muscles composing the hamstrings – Comparison among muscles using ultrasound shear wave elastography. *Man Ther*. 2016;24:1-6. doi:10.1016/J.MATH.2016.03.012.
57. Miyamoto N, Hirata K, Kanehisa H. Effects of hamstring stretching on passive muscle stiffness vary between hip flexion and knee extension maneuvers. *Scand J Med Sci Sports*. 2017;27(1):99-106. doi:10.1111/sms.12620.
58. Gleim GW, Stachenfeld NS, Nicholas JA. The influence of flexibility on the economy of walking and jogging. *J Orthop Res*. 1990;8(6):814-823. doi:10.1002/jor.1100080606.
59. Garber CE, Blissmer B, Deschenes MR, et al. American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 2011;43(7):1334-1359. doi:10.1249/MSS.0b013e318213fefb.
60. Cohen J. Statistical Power Analysis. *Curr Dir Psychol Sci*. 1992;1(3):98-101. doi:10.1111/1467-8721.ep10768783.

61. Magnusson S, Aagard P, Simonsen E, Bojsen-Møller F. A Biomechanical Evaluation of Cyclic and Static Stretch in Human Skeletal Muscle. *Int J Sports Med.* 1998;19(05):310-316. doi:10.1055/s-2007-971923.
62. McNair PJ, Dombroski EW, Hewson DJ, Stanley SN. Stretching at the ankle joint: viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33(3):354-358.
63. Gregory JE, Brockett CL, Morgan DL, Whitehead NP, Proske U. Effect of eccentric muscle contractions on Golgi tendon organ responses to passive and active tension in the cat. *J Physiol.* 2002;538(Pt 1):209-218.
64. Alter MJ. *Science of Flexibility.* 3rd ed, Human Kinetics, champaign, IL, 2004.
65. McAllister MJ, Hammond KG, Schilling BK, Ferreria LC, Reed JP, Weiss LW. Muscle Activation During Various Hamstring Exercises. *J Strength Cond Res.* 2014;28(6):1573-1580. doi:10.1519/JSC.0000000000000302.
66. Ishigaki T, Ikebukuro T, Kubo K. Effects of repeated eccentric contractions with different loads on blood circulation and collagen fiber orientation in the human Achilles tendon. *J Phys Fit Sport Med.* 2018;7(1):57-64. doi:10.7600/jpfsm.7.57.
67. David J. Magee (陶山哲夫 編). 運動器リハビリテーションの機能評価Ⅱ. 第4版, エルゼビア・ジャパン, 東京, 2006.
68. Blazevich AJ, Cannavan D, Coleman DR, Horne S. Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *J Appl Physiol.* 2007;103(5):1565-1575. doi:10.1152/jappphysiol.00578.2007.

69. Ayala F, Sainz de Baranda P, De Ste Croix M, Santonja F. Comparison of active stretching technique in males with normal and limited hamstring flexibility. *Phys Ther Sport*. 2013;14(2):98-104. doi:10.1016/J.PTSP.2012.03.013.
70. Kataura S, Suzuki S, Matsuo S, et al. Acute effects of the different intensity of static stretching on flexibility and isometric muscle force. *J strength Cond Res*. 2017;31(12):3403-3410. doi:10.1519/JSC.0000000000001752.
71. Sole G, Milosavljevic S, Nicholson HD, Sullivan SJ. Selective strength loss and decreased muscle activity in hamstring injury. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2011;41(5):354-363. doi:10.2519/jospt.2011.3268.
72. Lee MJC, Reid SL, Elliott BC, Lloyd DG. Running biomechanics and lower limb strength associated with prior hamstring injury. *Med Sci Sports Exerc*. 2009;41(10):1942-1951. doi:10.1249/MSS.0b013e3181a55200.
73. Tyler TF, Schmitt BM, Nicholas SJ, McHugh MP. Rehabilitation After Hamstring-Strain Injury Emphasizing Eccentric Strengthening at Long Muscle Lengths: Results of Long-Term Follow-Up. *J Sport Rehabil*. 2017;26(2):131-140. doi:10.1123/jsr.2015-0099.
74. Witvrouw E, Danneels L, Asselman P, D'Have T, Cambier D. Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study. *Am J Sports Med*. 2003;31(1):41-46. doi:10.1177/03635465030310011801.
75. Henderson G, Barnes CA, Portas MD. Factors associated with increased propensity for hamstring injury in English Premier League soccer players. *J Sci Med Sport*. 2010;13(4):397-402. doi:10.1016/j.jsams.2009.08.003.

76. O'Connor S, McCaffrey N, Whyte EF, Fop M, Murphy B, Moran KA. Is Poor Hamstring Flexibility A Risk Factor for Hamstring Injury in Gaelic Games? *J Sport Rehabil*. July 2018;1-18. doi:10.1123/jsr.2017-0304.
77. Brooks JHM, Fuller CW, Kemp SPT, Reddin DB. Incidence, Risk, and Prevention of Hamstring Muscle Injuries in Professional Rugby Union. *Am J Sport Med*. 2006;34(8):1297-1306. doi:10.1177/0363546505286022.
78. Schache AG, Wrigley T V., Baker R, Pandy MG. Biomechanical response to hamstring muscle strain injury. *Gait Posture*. 2009;29(2):332-338. doi:10.1016/J.GAITPOST.2008.10.054.
79. Sun Y, Wei S, Zhong Y, Fu W, Li L, Liu Y. How joint torques affect hamstring injury risk in sprinting swing-stance transition. *Med Sci Sports Exerc*. 2015;47(2):373-380. doi:10.1249/MSS.0000000000000404.
80. Van Hooren B, Bosch F. Is there really an eccentric action of the hamstrings during the swing phase of high-speed running? Part II: Implications for exercise. *J Sports Sci*. 2017;35(23):2322-2333. doi:10.1080/02640414.2016.1266019.
81. Van Hooren B, Bosch F. Is there really an eccentric action of the hamstrings during the swing phase of high-speed running? part I: A critical review of the literature. *J Sports Sci*. 2017;35(23):2313-2321. doi:10.1080/02640414.2016.1266018.
82. Opar DA, Williams MD, Shield AJ. Hamstring Strain Injuries. *Sport Med*. 2012;42(3):209-226. doi:10.2165/11594800-000000000-00000.

83. van Beijsterveldt AMC, van de Port IGL, Vereijken AJ, Backx FJG. Risk Factors for Hamstring Injuries in Male Soccer Players: A Systematic Review of Prospective Studies. *Scand J Med Sci Sport*. 2013;23(3):253-262. doi:10.1111/j.1600-0838.2012.01487.x.
84. Timmins RG, Bourne MN, Hickey JT, et al. Effect of prior injury on changes to biceps femoris architecture across an australian football league season. *Med Sci Sports Exerc*. 2017;49(10):2102-2109. doi:10.1249/MSS.0000000000001333.
85. Timmins RG, Shield AJ, Williams MD, Lorenzen C, Opar DA. Biceps femoris long head architecture: A reliability and retrospective injury study. *Med Sci Sports Exerc*. 2015;47(5):905-913. doi:10.1249/MSS.0000000000000507.