

2008年度 修士論文

ハムストリングス肉離れに関する研究
伸張性収縮とハムストリングスの機能

A Study for Hamstrings Strain Injury

-The Function of Hamstrings during the Eccentric Contraction-

早稲田大学大学院スポーツ科学研究科

スポーツ科学専攻 スポーツ医科学研究領域

5007A052 - 7

東原 綾子

Higashihara, Ayako

研究指導教員： 福林 徹 教授

ハムストリングス肉離れに関する研究

伸張性収縮とハムストリングスの機能

A Study for Hamstrings Strain Injury

-The Function of Hamstrings during the Eccentric Contraction-

スポーツ医科学研究領域

5007A052-7 東原 綾子

研究指導教員：福林 徹 教授

【緒言】 ハムストリングス肉離れは、スポーツ外傷の中でも発生率が高い。また、非接触型受傷例の多くが大腿二頭筋長頭(BF)に発生し、その受傷機転はランニング時であることが競技種目を問わず共通した傾向であるといえる。肉離れの発生メカニズムは多岐にわたり、多くの研究がなされているにも関わらず、未だ不明な点が多いのが現状である。肉離れの予防を考えるにあたって、その発生メカニズムの解明は非常に重要である。

ハムストリングスは共働筋といえども構成筋の解剖学的差異およびそれに起因する機能的特性の差異が存在し、これは肉離れ受傷要因として大きく影響すると考えられている。このことから、肉離れの受傷機転である伸張性収縮活動におけるハムストリングスの筋活動動態も各筋で異なることが推測される。さらに、伸張性負荷が増大する動作速度の上昇によってもその活動様式が変化する可能性も考えられる。本研究では、肉離れの受傷機転である伸張性収縮時のハムストリングス構成筋の活動動態を検討することから、肉離れの発生メカニズムの解明を目的とし、実験1では異なる伸張性収縮速度におけるハムストリングス各筋の筋活動動態の検討を行い、実験2では異なる速度におけるランニング時のハムストリングスの筋活動動態の検討を行った。

【方法】 [実験1] 健康な男子大学生10名を対象とし、BIODEX System3(BIODEX Medical Systems)を用いて、腹臥位、股関節屈曲0度、膝関節屈曲105度から膝関節完全伸展位(膝関節屈曲0度)までの伸張性膝関節屈曲を10deg/sec、60deg/sec、180deg/sec、300deg/secの異なる4種類の角速度において行った。膝屈曲90度から0度までの伸張性膝関節屈曲運動中の膝関節角度、膝屈曲トルク、さらにBF、半腱様筋(ST)、半膜様筋(SM)、および薄筋(G)の表面筋電位の測定を行った。膝屈曲トルクは対象者の体重で正規化し膝関節屈曲角度15度毎(90-75、75-60、60-45、45-30、30-15、15-0)の平均値を算出した。筋電図データは試技毎に単位時間当たりの筋放電量(Average Rectified Value: ARV)を算出し、膝屈曲90度から完全伸展位までの平均値ARVと膝関節屈曲角度15度毎の平均ARVを算出し、筋

毎のARVの最大値を基準値として相対値化した。
[実験2] 男子陸上短距離選手8名を対象とした。対象者は、高速トレッドミル(XELG 2,Woodway, Weil am Rhein,Germany)上で測定した最大ランニング速度の50%、75%、85%、95%(以下50%max、75%max、85%max、95%max)の異なる4種類の速度でランニングを行い、規定速度に達した後10ストライドの動作計測および左脚の大腿直筋(RF)、外側広筋(VL)、BF、ST、大殿筋(GM)の表面筋電位を測定した。動作計測はハイスピードカメラ(Nac Image Technology, Inc. Japan)を用いて左矢状面から撮影を行った。データ解析は、測定した10ストライドのうち中央の連続した3ストライドを対象に行った。左脚接地から次の左脚接地までを1ストライドと定義し、4相(Stance Phase;接地から離地まで、Early Swing Phase;離地から膝関節最大屈曲となる時点、Middle Swing Phase;膝関節最大屈曲から股関節最大屈曲となる時点、Late Swing Phase;股関節最大屈曲から膝関節が伸展し、再び接地する時点)に分類した。1ストライドにおける股関節角度および膝関節角度の時系列変化を算出し、股関節最大屈曲・伸展角度、最大股関節屈曲・伸展角速度、膝関節最大・最小屈曲角度、最大膝関節屈曲・伸展角速度、および接地時の股関節屈曲角度、膝関節屈曲角度を算出した。さらに、Middle Swing PhaseとLate Swing Phaseに関して、股関節角度および膝関節角度の変位量を算出した。筋電図データは%MVC化し、分類した4相それぞれにおける各筋の単位時間あたりの平均筋活動量を算出した。また、BFとSTの筋電位に関して、1ストライドのうち最大値出現時間の平均値を算出した。すべての結果は3ストライドの平均値として求めた。

【結果】 [実験1] 膝屈曲トルクに関して、二元配置分散分析(角速度×膝関節角度)を行った結果、角速度と膝関節角度の間に有意な交互作用が認められた($p<0.05$)。すべての速度において膝屈曲30-15度のトルクが有意に高値となったが($p<0.05$)、60deg/sec、180deg/sec、および300deg/secの膝屈曲15-0では膝屈曲トルクが低下する傾向であった。筋活動量はいずれの筋にお

いても角速度の変化による有意な差はみられなかった。膝屈曲 15 度毎の平均 ARV に関して、三元配置分散分析(筋×角速度×膝関節角度)を行った結果、筋と膝関節角度、角速度と膝関節角度の間に有意な交互作用が確認された($p<0.001$, $p<0.001$)。BF および G に関して、膝屈曲 15-0 度の筋活動量が他の膝角度における筋活動量に比較して有意に低下した($p<0.05$)。一方、ST および SM に関して、膝関節角度の変化による有意な差異は認められなかった。

[実験 2] 股関節屈曲角度、股関節屈曲角速度および膝伸展角速度はランニング速度の上昇に伴い有意に上昇したが、85%max と 95%max はほぼ同値で有意な差がみられなかった。膝関節屈曲角度は走速度の上昇に伴い大きくなる傾向であった。一方で、筋活動量に関しては全ての筋で走速度の上昇に伴い有意に増大した。ハムストリングスの筋活動について、Middle Swing Phase の 75%max, 85%max, 95%max において ST の筋活動量が BF に比べ有意に高値を示した($p<0.001$, $p<0.01$, $p<0.05$)が、Late Swing Phase にかけて 2 筋共に有意に増大し、筋活動量に有意な差はみられなかった(Fig.1) 最大値出現時間は Stance Phase および Late Swing Phase 共に 95%max においてのみ BF-ST 間に有意差が認められた($p<0.05$, $p<0.01$;Fig.2)。

【考察】 [実験 1] 伸張性膝関節屈曲運動におけるハムストリングスの筋活動は、角速度の上昇の影響を受けず、協調して活動する傾向であったが、膝伸展位付近で BF の筋活動量の低下が有意であった。速い角速度での伸張性膝関節屈曲では膝関節 15 度以下の完全伸展位付近でトルクが低下する傾向がみられ、これは BF の筋活動低下が影響していると考えられた。この活動様式の違いには、ハムストリングスの解剖学的形態特性の差異、および神経的要因が影響していると考えられた。 [実験 2] 最大速度付近のある一定以上の速度における動作特性に関しては走速度の上昇に伴った変化はみられなかったのに対し、下肢の筋活動量は速度の上昇に伴い漸増的に、有意な増大を示した。このことから、特に 85%max から 95%max へ走速度が上昇することで自家筋活動による筋への負荷は有意に高くなることが推測された。また、スプリント動作における Late Swing Phase の強力な伸張性の膝関節屈曲運動および股関節伸展運動においてはパワー発揮の機能要求が大きい BF の活動が増加しており、重要な役割を担っていると考えられ、伸張性負荷と自身の強力な筋活動による肉離れのリスクが高いことが示唆された。ST は Middle Swing Phase での股関節

屈曲時の伸張性収縮および Late Swing Phase での膝関節伸展時の伸張性収縮、双方に相対的に大きく貢献し、最大スピード付近でのスプリントにおいては、股関節屈曲動作に続く下腿の振り出し動作の強い伸張性収縮に対して活動時期を早めている、あるいはハムストリングス内の神経筋反応機構の相異が影響している可能性が示唆された。本結果より、最大スピード付近のスプリント動作において、ハムストリングス内の筋活動貢献度の変化や最大活動時間の差異が確認されたことから、ハムストリングスの機能分担が存在する可能性が示唆された。

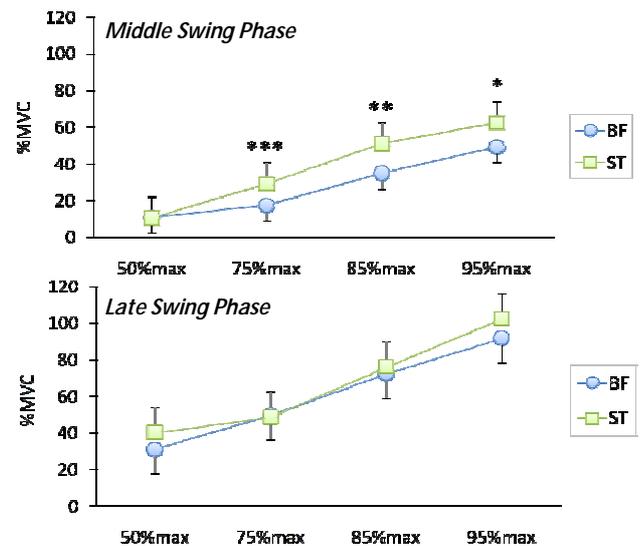


Fig.1 BF および ST の筋活動量の比較

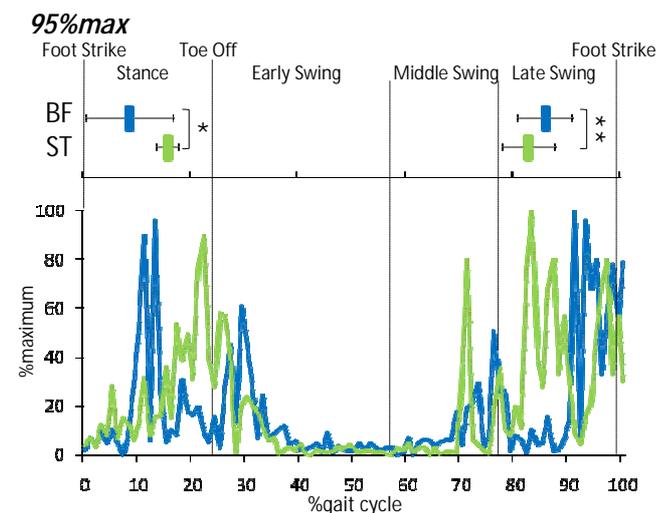


Fig.2 95%max スプリントにおける BF(青)および ST(緑)の筋活動の最大値出現時間の比較

【結論】 本研究で確認された、伸張性膝関節屈曲運動およびスプリント動作時のハムストリングス構成筋の筋活動動態の特性は、構成筋の解剖学的差異やそれに起因する機能的特性の差異の影響を大きく受けていると考えられた。

目次

第1章 緒言	1
1-1 序論.....	2
1-2 研究小史.....	3
1-2-1 ハムストリングス肉離れに関する疫学的調査・症例報告.....	3
1-2-2 ハムストリングス肉離れの発生危険因子.....	5
1-2-3 ハムストリングス肉離れの発生機序.....	12
1-3 本研究の目的.....	15
第2章	
実験 1. 異なる伸張性収縮速度におけるハムストリングス各筋の筋活動動態の検討	16
2-1 緒言および目的.....	17
2-2 方法.....	19
2-2-1 対象.....	19
2-2-2 測定方法.....	19
2-2-3 データ解析.....	22
2-2-4 統計学的処理.....	22
2-3 結果.....	23
2-3-1 膝関節屈曲トルク.....	23
2-3-2 筋活動動態.....	24
2-4 考察.....	30
第3章	
実験 2. 異なる速度におけるランニング時のハムストリングスの筋活動動態の検討	36
3-1 緒言および目的.....	37
3-2 方法.....	39
3-2-1 対象.....	39
3-2-2 測定方法.....	39
3-2-3 データ解析.....	42
3-2-4 統計学的処理.....	44
3-3 結果.....	45
3-3-1 動作分析結果.....	45
3-3-2 筋活動動態分析結果.....	50
3-4 考察.....	60
第4章 総合考察	68
第5章 結論	73
参考文献.....	75
謝辞.....	87

第 1 章

諸言

1-1 序論

スポーツ外傷の中で最も一般的な怪我として、足関節捻挫、前十字靭帯損傷、肉離れなどが挙げられる。中でも肉離れは、スポーツ競技を問わず好発することが知られている。その多くが保存療法で治癒するが、受傷前の競技レベルまで復帰するには時間を要すること、そして高い再発率が競技力の低下に繋がることから、肉離れは足関節捻挫、前十字靭帯損傷に並んで予防の必要性が強く提唱される外傷である。

スポーツ外傷予防に対する取り組みとして、基本的な概念とされる4段階のステップがある[1, 2]。つまり、1) 外傷に関する調査によりその問題点を認識すること、2) 外傷の受傷メカニズムやリスクファクターを検討し、外傷の原因を明らかにすること、それを基に3) 外傷発生原因に対し予防法を考え、4) その効果検証を行うというステップである(Figure1-1-1)。しかし、肉離れに関してはその発生メカニズムが多岐にわたり、多くの研究がなされているにもかかわらず、未だ不明確な点が多いのが現状である。したがって、肉離れの予防を考えるにあたって、その発生メカニズムの解明は非常に重要であると考えられる。

本章では、肉離れ研究に関する基礎的見解として、現在までの研究報告をまとめた。

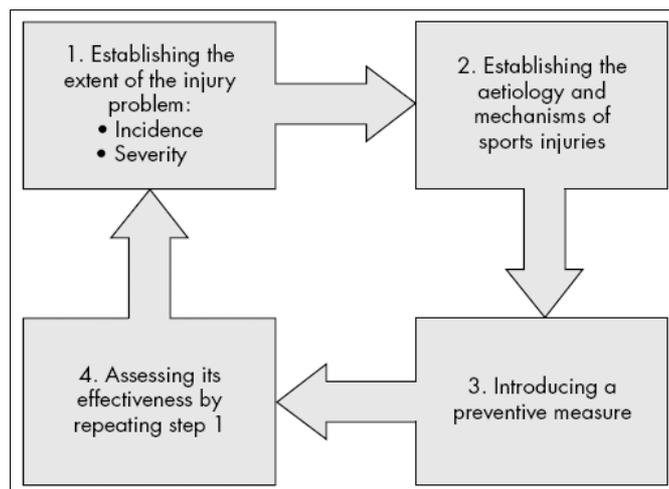


Figure1-1-1 Four step sequence of injury prevention research. (Modified from Bahr R et al. 2005)

1-2 研究小史

1-2-1 ハムストリングス肉離れに関する疫学的調査・症例報告

. 疫学的調査報告

肉離れは，ハムストリングスにおいて多く発生することが多くの疫学的調査によって報告されており，全スポーツ外傷の中でも発生率が高い[3-14]．さらに，ハムストリングス肉離れの多くが大腿二頭筋長頭(Biceps Femoris long head: BF long)に発生し[8, 13-15]，その受傷機転はランニング時であることが，競技種目を問わず共通した傾向であるといえる(Table1-2-1)．また，再発率が高いことも多くの調査で報告されている[16]．

Table1-2-1 The epidemiological researches of hamstrings strain injuries. [3-14]

Author, Year	Event	Incidence (% of all injuries)	Location of hamstrings strain	Mechanisms	Recurrent
Bennell K L and Crossley K 1996 [4]	Track and Field	14.2%	-	(sprint/hurdles:37%)	-
Hawkins R D et al. 2001 [9]	Football	67%	-	-	-
Orchard J and Seward H 2002 [12]	Australian Rules Football	6.2%	-	-	34%
Orchard J et al. 2002 [11]	Cricket	11%	-	-	-
Meeuwisse W H et al. 2003 [10]	Basketball	6%	-	-	-
Arason A et al. 2004 [3]	Australian Rules Football	16%	-	-	14%
Woods C et al. 2004 [13]	Football	12%	BF 53% ST 16% SM 13%	Running: 57%	12%
Brooks J H et al. 2005 [5]-[7]	Rugby	6-15%	-	-	-
Brooks J H et al. 2006 [8]	Rugby	-	BF 42% Med Ham 18% ? 41%	Running: 68%	23%
Okuwaki T 2008 [14]	-	41%	BF 61% ST 6% SM 29%	-	-

% of thigh muscle strain injuries

BF: Biceps Femoris, ST: Semitendinosus, SM: Semimembranosus, Med Ham: Medial Hamstrings, ?: not identified

. MRI 画像診断による症例報告

近年は MRI 画像診断技術の進歩により，肉離れの病態が明らかになってきている．損傷部位は筋が弛緩状態にあるか収縮状態にあるかによって異なり，筋弛緩時には筋線維の Z 帯部を中心に損傷し，筋収縮時には筋線維内の結合力が弛緩時の倍となり，筋腱移行部の

結合力を上回るため、筋腱移行部での損傷が生じやすくなると考えられている[17, 18] .
また、筋腱移行部の中でも特に透明層(lamina lucida)で損傷していることも報告されている[19] . さらに、自家筋力による肉離れでは筋腱移行部が、介達外力による過伸展損傷では筋腱の付着部が損傷することも MRI の所見から報告されている[20] .

ハムストリングス肉離れの MRI 画像所見に関する報告は多くあり[15, 21-26] , これらの報告は、ハムストリングス肉離れ発生要因を探る上で重要である . De Smet ら[15]は、MRI 診断したハムストリングス肉離れ症例において、全ての損傷は筋内外の筋腱移行部にて起きており、遠位部の損傷が全体の 40%と報告している . また、15 例中 6 例(40%)が BF long の単独損傷であり、次いで 5 例(33%)は近位の BF long と半腱様筋(Semitendinosus: ST)の融合部にて損傷していると報告している . Gibbs ら[24]も BF long の損傷がハムストリングス肉離れ症例全体の 76%を占め、うち 47%が BF long の単独損傷であり、BF long と ST の近位融合部の損傷が 29%であったと報告している . このことから、BF long は付着部の構造上、力学的に弱い部分で損傷が起こりやすいと考えられている[27] . Askling ら[22]は、短距離選手におけるハムストリングス肉離れ症例を検討した結果、全例が BF long の損傷であったと報告しているが、その後の報告[23]において、球技、ダンス競技を含む多数の競技で発生したハムストリングス肉離れを検討しており、股関節過屈曲・膝関節過伸展肢位で受傷した症例のうち、83%が半膜様筋(Semimembranosus: SM)の近位筋腱移行部における受傷であると報告している . 肉離れには、スプリント中に起こる非接触型受傷、またはサッカーなど相手選手とのコンタクトプレーによって起こる外部介達力による損傷、また、柔道やレスリングなどにみられる介外力による受傷など、受傷場面は競技種目によって様々なケースがある . このことから、競技種目による動作の違いもハムストリングス内の受傷率の違いに影響することが示唆される .

1-2-2 ハムストリングス肉離れの発生危険因子

・ハムストリングス肉離れ発生危険因子

ハムストリングス肉離れの発生危険因子に関しては多くの研究報告があり、内的危険因子として、筋力の低下および筋力のアンバランス、ウォーミングアップ不足、疲労の蓄積、柔軟性の欠如、および既往歴が挙げられている[28]。これらの因子に関する研究報告については後述する。また、競技種目に特化した動きあるいはランニングフォームの不良といった技術的な要因も挙げられている[27, 29]。その他、天候(温度・湿度)、サーフェス、シューズといった外的因子も受傷要因として大きく影響する[30]。これらの因子が複雑に影響を及ぼし合うことでハムストリングスの肉離れは発生すると考えられている[27, 31]。そのため、予防のためのコンディショニングに関してはこれらのリスクファクターに対する包括的な対処が必要である。

筋力低下・筋力のアンバランス ハムストリングスの筋力不足、またはハムストリングスと大腿四頭筋の筋力比(H/Q 比)の低下が肉離れ受傷に関与すると考えられており[32-35]、多くの研究によって肉離れ予防に相当とされる H/Q 比の提唱がなされている[36]。一方で Hoskins ら[27]は、筋力比の異常が筋損傷の結果によるものなのか、受傷の原因なのか、それともその両方なのかは明らかでないと指摘しているが、現在の肉離れ予防のコンディショニングにおいては、競技種目に見合った適正な筋力比の確保、運動動作に適応した伸張性収縮筋力の強化、さらにはハムストリングスと大腿四頭筋の収縮・弛緩の協調性、股関節・膝関節周囲筋の運動連鎖など、神経筋協調性の向上が必要とされている[30]。

ウォーミングアップ ウォーミングアップ不足は、筋力の発揮不足や、筋協調性の失調によるハムストリングス肉離れの受傷に繋がる可能性がある。しかし、ウォーミングアップは筋損傷予防に効果的であるという報告[17]がある一方で、ハムストリングス肉離れは入念なウォーミングアップ後においても発生するという報告[37]もあり、統一された見解は得られていない。これを受けて Hoskins ら[27]は、ウォーミングアップは傷害予防に効果的であると考えられるが、根拠となる報告が不足していることから、ベストな実施方法に関する

る言及は難しいとしている。

疲労 筋疲労はハムストリングス肉離れと深い関連があると考えられる[33, 37, 38]。Nummela ら[39]は、スプリント時の筋活動が筋疲労によって増大することを報告している。また、Pinniger ら[40]は、繰り返しの全力疾走により生じたハムストリングスの疲労によってランニングフォームが変化すると報告している。このことはハムストリングス損傷に繋がると推測されており、さらに、疲労状態にある筋は筋出力が小さくなる[41]ために、伸張性収縮による筋損傷の危険が高くなると考えられる。Woods ら[13]のサッカーの英国プレミアリーグにおける傷害調査報告によると、試合の前半・後半の終了間にハムストリングス損傷が多く発生したと報告している。また、Dadebo ら[42]のプロサッカーチームにおける調査報告によると、ハムストリングス肉離れの 3 分の 2 が練習や試合の後半で発生している。これらの報告から、疲労はハムストリングス肉離れの危険因子となり得ることが示唆される。

柔軟性 柔軟性の欠如がハムストリングス損傷に影響を及ぼすこと示唆した報告[43]、また、ハムストリングス肉離れ既往歴を有する選手の柔軟性を検討し、柔軟性の欠如と肉離れとの関連を示唆した報告[44, 45]がある一方で、柔軟性の影響を否定した報告[46, 47]も多数あり、柔軟性の欠如がハムストリングス肉離れの決定的な危険因子とはいえない。しかし、Alonso ら[48]は、ハムストリングスの柔軟性が低下すると膝関節屈曲角度 トルク関係が左にシフトし、ピークトルク発揮時の筋長が短くなると報告しており、ハムストリングスの柔軟性の獲得が、ダイナミックな運動時の伸張性負荷に対する耐性を高めると推測している。Arnason ら[49]は、柔軟性トレーニングのみ実施した場合に比べ、ハムストリングスの伸張性トレーニングと柔軟性トレーニングを組み合わせることで、肉離れ発生率が減少したと報告している。また、Hartig ら[50]は、通常のトレーニングメニューに加えてストレッチングメニューを実施した結果、ハムストリングス損傷が有意に減少したと報告しており、Dadebo ら[42]は、ストレッチングを頻繁に実施させたサッカー選手において、ハムストリングス肉離れ発生率が有意に減少したと報告している。

これらの報告から、柔軟性トレーニングのみの実施ではなく、他のトレーニングに加えて柔軟性トレーニングを実施することが肉離れ予防に効果的である可能性がある。柔軟性とハムストリングス肉離れの関連に関しては、今後より多くの研究報告が望まれる。

既往歴 ハムストリングス肉離れは再発率が高い[3, 8, 12, 13]ことから、既往歴の有無もまた肉離れ受傷の大きな危険因子であると報告されている[16]。前回の受傷後に形成された癒痕組織の存在による筋長や筋収縮機能が変化すること[44, 51]、および不十分なリハビリテーションによる筋機能低下が原因であるとされている[27, 28]。また、ハムストリングス損傷による神経適応が起こり、ハムストリングスおよび大殿筋の筋活動の発火パターンに変化を起こす[52]ことが再受傷のリスクとなる可能性を示唆した報告もある[53]。Jonhagen ら[44]は、ハムストリングス肉離れ既往歴のある陸上短距離選手は、健常な選手に比べてハムストリングスのタイトネスが有意に高く、また、既往歴のある選手は、伸張性収縮筋力および低速度での短縮性収縮筋力が弱いと報告している。Brockett ら[51]は、ハムストリングス肉離れ既往歴を有する選手の患側と健側の至適筋長を比較したところ、伸張性収縮および短縮性収縮時の両側の筋張力に両脚間で差が無いのに対し、患側におけるピーク張力発揮時の至適筋線維長が短いと報告している。筋の長さ - 張力関係[54]における下降域(descending limb)では外的伸張力による筋損傷が発生しやすい[55]。至適長に達する時の筋線維長が短いことは、張力発揮に利用される筋線維の多くが descending limb に含まれることとなり、より伸張性負荷に弱い状態となると考えられる。また、至適筋長が短い選手は筋損傷を起こしやすいという報告[8, 56, 57]もある。このことから、Brockett ら[51]の報告では、ピーク筋張力発揮時の至適筋長が短いことは、筋力差よりもハムストリングス肉離れの大きな発生危険因子であると結論付けられている。

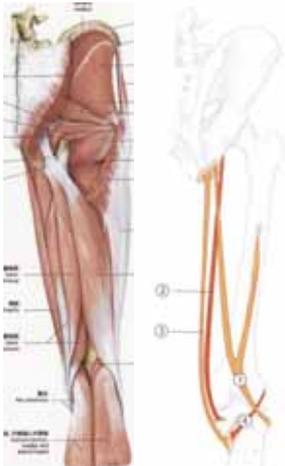
このような健側・患側間の筋力の差や至適筋長の短縮化が、ハムストリングス肉離れ受傷を起因とする変化なのか、元々受傷リスクの高い選手の持つ危険因子なのか特定は難しい。いずれにせよ、ハムストリングス肉離れの再発率が高いことから、ハムストリングスの既往歴が肉離れ発生を誘発する大きなリスクファクターであるといえる。

.肉離れ発生危険因子としてのハムストリングスの構造・機能

前述の複数の危険因子に加えて、ハムストリングス構成筋の解剖学的・機能的特性の差異も肉離れ受傷要因として強く関与していると考えられる。本項では、ランニング時に多く発生する[4, 8, 13, 17, 44]ハムストリングス肉離れに関して、多くが BF long に発生している[8, 13-15]ことを踏まえ、ハムストリングスの解剖学的特性および機能的特性から、肉離れ発生危険因子を考える。

ハムストリングスは大腿二頭筋長頭(Biceps Femoris long head: BF long)、大腿二頭筋短頭(Biceps Femoris Short head: BF short)、半腱様筋(Semitendinosus: ST)、半膜様筋(Semimembranosus: SM)から構成される(Figure1-2-1)。解剖学的形態の特徴として、BF short を除く 3 筋が二関節筋であり、Brockett ら[56]は、二関節筋である故にハムストリングスは強い伸張性収縮時に損傷しやすいと報告している。また、Garrett ら[17, 18, 58]は、股関節と膝関節双方で伸張されることによる外的な力と二関節筋自身の強靱な収縮力による内的な力が負荷の増大に関与するとしている。ハムストリングスは坐骨結節を共通の起始とするが、起始部の構造は複雑である。BF と ST は近位で融合しており(Figure1-2-2; 赤矢印部)、さらに SM がその下に薄い腱膜となって融合し、総頭となり坐骨結節に付着している(Figure1-2-2)。停止部は内外側に別れ、BF long は腓骨頭に停止し、長腓骨筋の腱と繋がっているため足関節および足部の動きの影響を受ける[59]。また ST は浅鷲足となり、SM は深鷲足となって脛骨内側にそれぞれ停止する(Figure1-2-1)。ハムストリングス各筋の moment arm はそれぞれ異なり[60-62]、BF long の moment arm は ST および SM に比べ小さく、SM の moment arm は膝が伸展するに伴い大きくなり膝伸展位でピークとなる一方で、BF long の moment arm は膝伸展位で小さくなることが報告されている[61]。以上のような解剖学的構造の差異から、Woods ら[13]は近位脛腓関節の動きがハムストリングス損傷に関与していると推測している。さらに、BF、ST が融合する部位での損傷例も多く報告されている[15, 24]ことを考慮すると、近位部の複雑な構造もハムストリングス損傷の一要因となっている可能性も考えられる。また、BF long と BF short はそれぞれが異な

る神経支配を受けており[63]，同一筋内での二重神経支配が損傷リスクとなり得ると考えられている[32, 64]．しかし，このスペキュレーションの科学的根拠となる報告は無い．BF long は仙結節靭帯の下部を起始としているため，三関節筋の構造ともいえる[65]ことから，他の筋に比べてその構造が複雑なために損傷しやすいという報告もある[44]．また，ハムストリングスは速筋である type 線維の含有率が高く[58](Table1-2-1)，大きい筋張力の産生が可能である[17, 58, 66]．スプリント動作のような強い伸張性収縮後に起こる筋損傷は，主に type 線維の強い活動の影響により発生するという報告[67, 68]もあることから，ハムストリングスは筋線維組成上，損傷を受けやすい可能性も考えられる．



	大腿二頭筋(長頭)	大腿二頭筋(短頭)	半腱様筋	半膜様筋
筋形態	半羽状筋 二関節筋	紡錘状筋 単関節筋	紡錘状筋 二関節筋	半羽状筋 二関節筋
起始	坐骨結節, 仙結節靭帯(半腱様筋の起始と合体して総頭となる)	大腿骨粗線: 粗線中央1/3の外側唇	坐骨結節, 仙結節靭帯(大腿二頭筋長頭の起始と合体して総頭となる)	坐骨結節
停止	腓骨頭	腓骨頭	脛骨粗面内側に鷲足(浅鷲足)となり付着(薄筋および縫工筋の停止腱と合体)	脛骨内側顆, 斜膝窩靭帯, 膝窩筋の筋膜(深鷲足)
神経支配	腓骨神経 L5-S2	総腓骨神経 L5-S2	総腓骨神経 L5-S2	脛骨神経 L5-S2

Figure 1-2-1 The anatomical feathers of Hamstrings. [63]

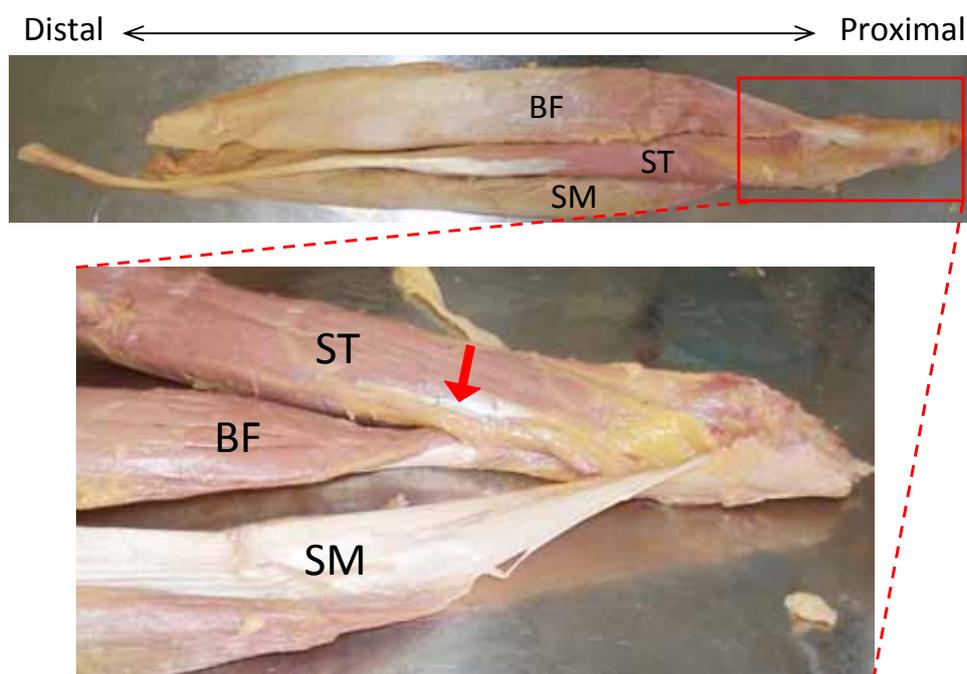


Figure 1-2-2 Proximal insertion of the Hamstrings. BF and ST are continuous at proximal (red thick arrow). BF: Biceps Femoris, ST: Semitendinosus, SM: Semimembranosus

その他に、筋体積、筋長、筋線維長、および生理的筋横断面積なども各筋で異なる [69-72] (Table 1-2-1)。また、BF long および SM が羽状筋であるのに対して、ST および BF short は紡錘状筋である。羽状筋である BF long と SM は、筋線維長が短いため筋長 / 筋線維長 [%] が低く、筋線維数が多いのが特徴である。一方、紡錘状筋である ST と BF short は筋束が筋の長軸方向に対して平行に配列しており、筋線維数が少ないのが特徴である。最大筋力は生理学的筋横断面積に比例し、単位横断面積あたりの筋線維張力は筋によらず一定である [55] ことから、羽状筋は筋の力発揮に有利であるといえる。紡錘状筋は筋線維長が長いことから、収縮速度が速く、収縮範囲が長い。

ハムストリングスは協働筋といえどもその活動比率は課題依存的に異なり、機能的な違いが存在することも多く報告されている。股関節および膝関節屈曲角度に応じて、すなわち筋長に応じてハムストリングス個々の筋活動の度合いが異なること [70, 73, 74]、膝深屈曲位での等尺性膝関節屈曲には ST の活動が大きく貢献すること [70, 75] が報告されている。また、伸張性収縮時のハムストリングスの筋活動動態に関する報告では、高強度の伸

張性収縮運動後の MRI 画像の T2 値の上昇が半腱様筋において顕著であり，伸張性収縮時に ST の活動が特異的に高いことが報告されている [76] .ハムストリングス肉離れの多くは BF long に発生している [8, 13-15]ことから，奥脇[77]は，羽状筋は生理学的断面積が大きく，強い収縮を行うのに有利である反面，スポーツ活動中に大きな負荷がかかりやすく，そのため肉離れの機会も多いと推測している． Garrett ら[78]や Hoskins ら[27]もまた，大腿二頭筋の特殊な解剖学的特徴およびハムストリングス構成筋の解剖学的・機能的特性の差異も肉離れ受傷要因として大きく影響していると推測している．したがって，解剖学的構造の差異に起因する機能の違いは，ハムストリングス肉離れ発生の危険因子となり得ると考えられる．

Table 1-2-1 Morphology of the Hamstring muscles. [58, 69-72]

		大腿二頭筋 (長頭)	大腿二頭筋 (短頭)	半腱様筋	半膜様筋
筋量[g]	<i>Wickiswicz et al. 1983 [71]</i>	128.3	-	76.9	119.4
筋体積[ml]	<i>Friederich and Brand 1990 [69]</i>	138.5	76.0	128.5	211.0
筋長[cm]	<i>Wickiswicz et al. 1983 [71]</i>	34.2	27.1	31.7	26.2
	<i>Friederich and Brand 1990 [69]</i>	27.4	22.3	28.3	20.8
	<i>Woodley and Mercer 2005 [72]</i>	28.1	25.8	31.6	26.4
	<i>Makihara et al. 2006 [70]</i>	31.2	-	26.8	28.5
	Ave.	30.2	25.1	29.6	25.5
筋線維長[cm]	<i>Wickiswicz et al. 1983 [71]</i>	8.5	13.9	15.7	6.3
	<i>Friederich and Brand 1990 [69]</i>	7.3	11.7	9.0	6.4
	<i>Woodley and Mercer 2005 [72]</i>	7.0	12.4	9.0	5.0
	<i>Makihara et al. 2006 [70]</i>	7.3	-	23.8	6.0
	Ave.	7.5	12.6	14.4	5.9
筋線維長/筋長[%]	<i>Wickiswicz et al. 1983 [71]</i>	25.0	52.0	50.0	24.0
	<i>Friederich and Brand 1990 [69]</i>	26.5	53.0	41.5	31.0
	Ave.	25.8	52.5	45.8	27.5
羽状角[degree]	<i>Wickiswicz et al. 1983 [71]</i>	0.0	23.3	5.0	15.0
	<i>Friederich and Brand 1990 [69]</i>	7.0	15.0	6.0	16.0
	<i>Makihara et al. 2006 [70]</i>	28.0	-	0.0	31.0
	Ave.	11.6	19.2	5.5	20.7
生理的筋横断面積 [cm²]	<i>Wickiswicz et al. 1983 [71]</i>	12.8	-	5.4	16.9
	<i>Friederich and Brand 1990 [69]</i>	18.2	6.4	13.2	30.2
	<i>Woodley and Mercer 2005 [72]</i>	10.1	3.0	8.1	15.8
	Ave.	13.7	4.7	8.9	21.0
type 線維含有率 [%]	<i>Garrett et al. 1984 [58]</i>	Proximal : 55.2 Distal : 53.8	Center : 59.2	Proximal : 54.6 Distal : 60.4	Proximal : 51.0 Distal : 50.5

1-2-3 ハムストリングス肉離れの発生機序

・伸張性負荷と肉離れ

肉離れは、活動中の筋が通常の長さ以上に引き伸ばされたときに発生し、筋活動を伴わない筋の伸張、または、伸張を伴わない筋活動では筋損傷は起こらないとされる[18]。つまり、過剰な筋活動に加えて伸張性負荷がかかることで力学的な緊張が生じ、筋損傷が起こるのである[79]。Chapmanら[80]は、高速度(210 deg/sec)と低速度(30 deg/sec)の伸張性肘関節屈曲運動を行った際の筋損傷程度を比較した結果、同じ伸張性負荷であっても、高速度の伸張性収縮の方が筋損傷の程度が大きいことを報告している。さらに Nosakaら[81]は、上腕屈筋群の伸張性収縮運動を肘関節角度 50-130 度の範囲で行った場合に比べ、100-180 度のより伸展位で行った場合の方が筋損傷の程度が大きかったと報告していることから、最大負荷の伸張性収縮後の筋損傷の程度は、筋長に依存しており、筋がより引き伸ばされた状態で伸張性負荷がかかると筋損傷の程度も高くなると考えられる。これらの報告より、筋が引き伸ばされた状態で高速度の伸張性負荷が加わると筋へのダメージはより大きいものとなるといえる。したがって、肉離れの発生機序にはスポーツ動作中の伸張性収縮が深く関与していると考えられる。

・スプリント動作におけるハムストリングス肉離れ

ハムストリングス肉離れの受傷機序はランニング時であることが多く報告されている[4, 8, 13, 17, 44]。また、加速期あるいは最大速度でのランニング時に起こり[13, 82]、股関節屈曲、膝関節伸展が同時に起こる遊脚期後半に生じるといわれている[83-85]。遊脚期後半においてハムストリングは膝関節の伸展を制限・調整するためのブレーキ動作として働き[18, 86]、この伸張性収縮によるブレーキ動作は運動速度が速いほど大きくなる[87]。また、ハムストリングスの活動が大きくなる接地直後[88-90]や接地期後半の蹴りだし期[91]に肉離れが生じるという報告もある。ランニング中、最も膝関節が伸展した瞬間から接地までの一瞬にハムストリングは伸張性収縮から短縮性収縮に転じ、さらに接地期では地面からの反力により股関節には屈曲モーメントが、膝関節には伸展モーメントが加わる

ため、強い伸張性の負荷を受ける[86]。この短い時間の中でハムストリングを含む股関節伸筋群と膝関節屈筋群が協調して活動することが要求され[77, 87]、接地のタイミングが微妙にずれることでハムストリングへの負荷が増幅すると考えられている[90]。また、接地時における損傷は、股関節伸筋である大殿筋の活動が弱い、あるいはその活動に問題があることが影響すると考えられている[92]。ハムストリングスはランニング動作において、膝関節と股関節の力の伝達に働き、股関節伸展にも貢献する[93]。Hoskinsら[27]は、スプリント中に大殿筋の活動が抑制された場合、ハムストリングスは膝関節 - 股関節間の力の伝達の役割よりも股関節の伸筋として筋張力を発揮し、こういった活動による負荷が筋損傷を誘発すると推測している。

ハムストリングス肉離れ受傷場面のビデオ解析を行った報告[89, 94]によると、最大疾走スピード付近でのスプリント動作において急速な加速によるストライドの増大、また、疾走速度の維持を意識した体幹の前傾等がハムストリングスに過度の伸張性負荷を与えることされており、ハムストリングス肉離れ発生リスクを増大させると考えられている。Orchard[89]は、スプリント時のハムストリングス肉離れ受傷リスクが高くなる場面は、最大速度でストライドを広げようとする時であり、その危険肢位として、体幹の前傾、股関節屈曲、および膝関節伸展位としている。また、ハムストリングスが最も伸張されるのは遊脚期後半であり、最大負荷がかかるのは接地直後であると報告している(Figure1-2-3)。奥脇[14]は、疾走中のハムストリングス肉離れの危険因子として、体幹の傾き、下肢の振り上げ動作による股関節屈曲角度、下腿が前方に振り出される際の膝関節伸展角度、ストライドの長さ、さらに、骨盤の傾斜および骨盤の回旋を挙げている。さらに、肉離れ受傷の症例報告[14]において、ハムストリングス肉離れには、股関節および膝関節の動きが強く関与していると報告している。すなわち、接地直前で股関節屈曲角度が大きいまま膝伸展が急激に行われた場合には、ハムストリングスの遠位部に損傷が起こり、また、接地時には膝関節伸展位で固定された状態で股関節が屈曲すると、ハムストリングス近位部での損傷が起こりやすいと推測している。さらに、これらの動きに股関節および膝関節の回旋

が加わることによって、内側あるいは外側のハムストリングスに伸張性収縮が強制される
 としている。

<i>Parameters at High risk for Hamstrings strain injury</i>		
<i>Highest Risk Movement</i>		
<u><i>Overstriding during Maximum Velocity</i></u>		
<i>Body Position</i>	<i>Upper Joint Position</i>	<i>Lower Joint Position</i>
<u><i>Forward Lean</i></u>	<u><i>Flexed Hip</i></u>	<u><i>Extended Knee</i></u>
<i>Maximal Strain/Stretch Occurs</i>		<i>Maximal Tension/Stress Occurs</i>
<u><i>Late Swing Phase</i></u>		<u><i>Early Ground Contact Phase</i></u>

Figure 1-2-3 Parameters influencing during movements at high risk for hamstrings injury.
 (Modified from Orchard et al. 2002)

ハムストリングス肉離れはスプリント動作中に多く発生すること[4, 17, 44]から、肉離れ発生機序の解明を目的としたスプリント動作解析に関する研究報告は多くみられ、ハムストリングスが最も伸張されるのは遊脚期後半であり、最大負荷がかかるのは接地直後であると報告されている [83, 92]。Thelen ら [95, 96] および Chumanov ら [97] は、三次元動作解析を用いたシミュレーションにより、異なるスピード(80-100%Max)でのトレッドミルスプリント時のハムストリングス(BF long, ST, および SM)の筋腱長の推定を行っている。彼らは共通して、ハムストリングスの筋腱長は接地前の下腿の振り出し期に最も伸張すると報告しており、さらに、筋腱の伸張度は ST・SM に比べて BF long において大きく、ハムストリングス構成筋の間で異なるが、この伸張度の変化は疾走速度の増大による影響は受けないと報告している [96]。これらの報告から、スプリント動作において、ハムストリングスの中で特に BF long に対する伸張負荷が大きいことが推測できる。加えて Heiderscheit ら [98] は、トレッドミルランニングで実際に発生した右側 BF long の肉離れの瞬間を分析・報告しており、接地直前の下腿振り出し期の伸張性収縮時において受傷したと推測している。これはハムストリングス肉離れ発生の瞬間を詳細に捉えた興味深い報告であり、遊脚期後半の接地直前に起こる肉離れの受傷機転の推察を実証する報告である。

1-3 本研究の目的

ハムストリングス肉離れの発生機転にはスポーツ動作中の伸張性収縮が深く関与しており、急激な動作スピードの上昇によって伸張性負荷は上昇すると考えられる[80]。また、肉離れは伸張性負荷に加えて過剰な筋活動が起こることで生じる[18, 79]ことから、急激な伸張負荷の増大に加えて筋活動量が高まることが筋損傷のリスクとなると考えられる。ハムストリングス肉離れの非接触型受傷例の多くが BF long に発生しており[8, 13-15]、ハムストリングス構成筋の解剖学的差異[69-72]とそれに起因する機能的特性の差異[70, 73-75]も肉離れ受傷要因として大きく影響すると考えられている[27, 78]。このことから、肉離れの受傷機転である伸張性収縮活動におけるハムストリングスの筋活動動態も各筋で異なることが推測され、さらに動作スピードの変化によってもその活動様式が変化する可能性も考えられる。スプリント等のスポーツ動作において協調して下肢のトルク発揮に貢献するハムストリングスだが、急激な下肢の動作スピードの上昇等によりハムストリングスに対する伸張性負荷が増大した時、あるいは、何らかの原因でハムストリングスの筋活動制御機構に異常を来した時、ハムストリングスの中でも筋の伸張量が大きく[95-97]、パワー発揮に優位であり、形態上負荷が集中しやすいとされる BF long[77]が過剰収縮し、その結果肉離れが発生する可能性も考えられる。この仮説を実証するためには、肉離れが最も発生しやすい伸張性収縮時のハムストリングスの活動動態に関する研究が必要である。しかし、先行研究において肉離れ発生機序の解明を目的とし、ハムストリングスを構成する各筋の伸張性収縮時の活動動態を検討した研究は少ない。

そこで本研究は、肉離れの受傷機転である伸張性収縮時のハムストリングス構成筋の活動動態の検討を行い、さらに動作スピードとの関連を検討することから、ハムストリングス肉離れの発生機序に示唆を与えることを目的とし、2つの実験を行った。実験1では、異なる伸張性収縮速度におけるハムストリングス各筋の基礎的な筋活動動態の検討を行った。実験2では、実際のスプリント動作時の検討として、異なる速度におけるランニング時のハムストリングスの筋活動動態の検討を行った。

第 2 章

実験 1. 異なる伸張性収縮速度における

ハムストリングス各筋の筋活動動態の検討

2-1 諸言および目的

ハムストリングスは代表的なスポーツ傷害の一つである肉離れの好発部位である[3-14]。肉離れの発生機転である伸張性収縮に関して、Chapmanら[80]は、同じ伸張性負荷であっても、高速度の伸張性収縮の方が筋損傷の程度が大きいことを報告しており、このことから、急激な動作スピードの上昇によって伸張性負荷は増大すると考えられる。肉離れは伸張性負荷に加えて過剰な筋活動が起こることで生じる[18, 79]ことから、急激な伸張負荷の増大に加えて筋活動量が高まることが筋損傷のリスクとなると考えられる。

ハムストリングスは大腿二頭筋長頭、大腿二頭筋短頭、半腱様筋、半膜様筋から構成され、近年個々の筋の解剖学的形態・構造の差異[69-72]や機能の違い[70, 73-75]が明らかとなってきている。また、ハムストリングス構成筋の解剖学的・機能的特性の差異も肉離れ受傷要因として大きく影響する[27, 78]と考えられている。このことから肉離れの受傷機転である伸張性収縮活動におけるハムストリングスの筋活動動態も各筋で異なることが推測され、さらに、動作スピードの変化によってもその活動様式が変化する可能性も考えられる。伸張性収縮時のハムストリングスの筋活動動態に関する報告[76]では、高強度の伸張性収縮運動後のMRI画像のT2値の上昇が半腱様筋において顕著であり、伸張性収縮時に半腱様筋の活動が特異的に高いことが報告されている。しかし、肉離れ受傷の多くは羽状筋である大腿二頭筋長頭に発生している[8, 13-15]。奥脇[77]は、損傷筋の多くが羽状筋であるという点に関して、羽状筋は羽状角を有するため生理学的断面積が大きく、強い収縮を行うのに有利である反面、スポーツ活動中に大きな負荷がかかりやすく、そのため肉離れの機会も多いと推測している。しかし、なぜ大腿二頭筋長頭に多く肉離れが発生するかという点に関しては、様々な推測がなされているものの未だ明確な見解は得られていない。仮に、動作スピードが上昇するに伴いハムストリングへかかる力学的負荷が増大した時、伸張性収縮時に活動貢献度が高いとされる半腱様筋[76]と比較して、羽状筋であり筋力発揮に優位である大腿二頭筋および半膜様筋の筋活動量が相対的に高まるとすれば、伸張性負荷の増大に伴う自家筋活動による筋損傷のリスクが高くなることも考えられる。

本研究では、これらの仮説の下、肉離れ発生機序に深く関与する伸張性収縮時のハムストリングスの筋活動動態を筋電図解析によって検討し、さらに、伸張性膝関節屈曲運動の角速度の上昇に伴う大腿二頭筋長頭、半腱様筋、半膜様筋の筋活動動態を比較することによって、肉離れ発生機序の解明に示唆を与えることを目的とした。尚、薄筋はハムストリングスと同様に股関節および膝関節をまたぐ二関節筋であり、恥骨下枝から脛骨粗面内側に鵞足となり半腱様筋および縫工筋の停止腱と合体し停止しており、膝関節屈曲の機能を持つ。また、構造や機能がSTと酷似している[70]ため、本研究では薄筋の筋活動動態に関してもハムストリングスに加えて検討した。

2-2 方法

2-2-1 対象

健常な男子大学生 10 名(年齢 23.4 ± 1.3 歳, 身長 172.1 ± 6.4 cm, 体重 66.6 ± 9.8 kg; 平均 \pm 標準偏差)を対象とした。対象者は全員, 下肢に運動に支障をきたす外傷, 神経系の疾患を有さないものとした。研究に際して, 早稲田大学スポーツ科学学術院倫理委員会の承認を受けた。対象者には研究概要の説明を文章および口頭にて行い, 参加の同意を得た。

2-2-2 測定方法

BIODEX System3 (BIODEX Medical Systems)を用い, 対象者は, 腹臥位, 股関節屈曲 0 度, 膝関節屈曲 105 度を基本姿勢とした。課題中, 対象者の腰部はベルトで固定し, アタッチメント位置は下端が外果の三横指近位となる位置とした。基本姿勢から膝関節完全伸展位(膝関節屈曲 0 度)までの伸張性膝関節屈曲を, 10 deg/sec, 60 deg/sec, 180 deg/sec, 300 deg/sec の異なる 4 種類の角速度においてランダムに実施した (Figure2-2-1)。尚, 各試行間には十分な休憩を挟み, 疲労の影響を十分に排除した。対象者が運動開始時のタイミングを把握できるよう, 検者がカウントすることにより指示を行い, また, 対象者は検者の合図に従って基本姿勢において運動開始直前に予め膝関節屈曲方向へ力を入れ, ダイナモメーターの膝関節伸展方向への負荷に対し, 最大努力で抵抗するよう指示をした。膝関節屈曲 90 度から 0 度までの伸張性膝関節屈曲運動中の膝関節角度, 屈曲トルク, および表面筋電位の測定を行った。測定脚は左脚とした。動作課題に先立ち, 対象者はエアロバイク(フクダ電子株式会社製)を用い, 低負荷(75-100 W)での自転車運動を 8 分間行い, その後, ストレッチなどの準備運動を十分に行った。

筋電位測定には表面筋電計 ME6000(Mega Electronics Ltd, Finland)を用い, アナログ出力用アダプタ(Mega Electronics Ltd, Finland)を経由し, Power Lab.(AD Instruments Japan Inc.)を用いて A/D 変換を行い, パーソナルコンピュータに記録した。また, ダイナモメーターからの膝関節屈曲角度および膝関節屈曲トルク信号も筋電図信号と同様にパー

ソナルコンピュータに記録した(Figure2-2-2) . サンプル周波数は 1,000 Hz とした . 筋電図信号は大腿二頭筋長頭(Biceps Femoris long head: BF) , 半腱様筋(Semitendinosus: ST) , 半膜様筋(Semimembranosus: SM) , および薄筋(Gracilis: G)から直径 10 mm の銀-塩化銀電極(Blue Sensor M, Anbu, Denmark)を用いて電極間距離 30 mm にて双極導出した . 尚 , アース電極としてさらにもう一つの電極を二つの電極の間に貼付した . 電極貼付位置は Delagi ら [99] に準じ (BF; 坐骨結節と腓骨頭を結んだ中点 , ST; 坐骨結節と大腿骨内側上顆を結んだ中点 , SM; BF と ST の間の ST の外側 , G; 恥骨結節と大腿骨内側上顆を結んだ中点) , 被験筋を軽く収縮させ筋腹の位置を確認した上で決定した(Figure2-2-3) . さらに , 超音波画像診断装置 SSD-1000 (ALOKA Co, Ltd. Japan)を用いて電極貼付位置の確認を行った . 電極貼付前にアルコール綿で脱脂し , 電極貼付部における皮膚電気抵抗を軽減した . また , モーションアーチファクトによるノイズの混入を最小限とするために , 伸縮性テープを用いて電極ケーブルを皮膚上に固定した .



Figure2-2-1 Testing position of the torque and EMG activation during the eccentric knee flexion.

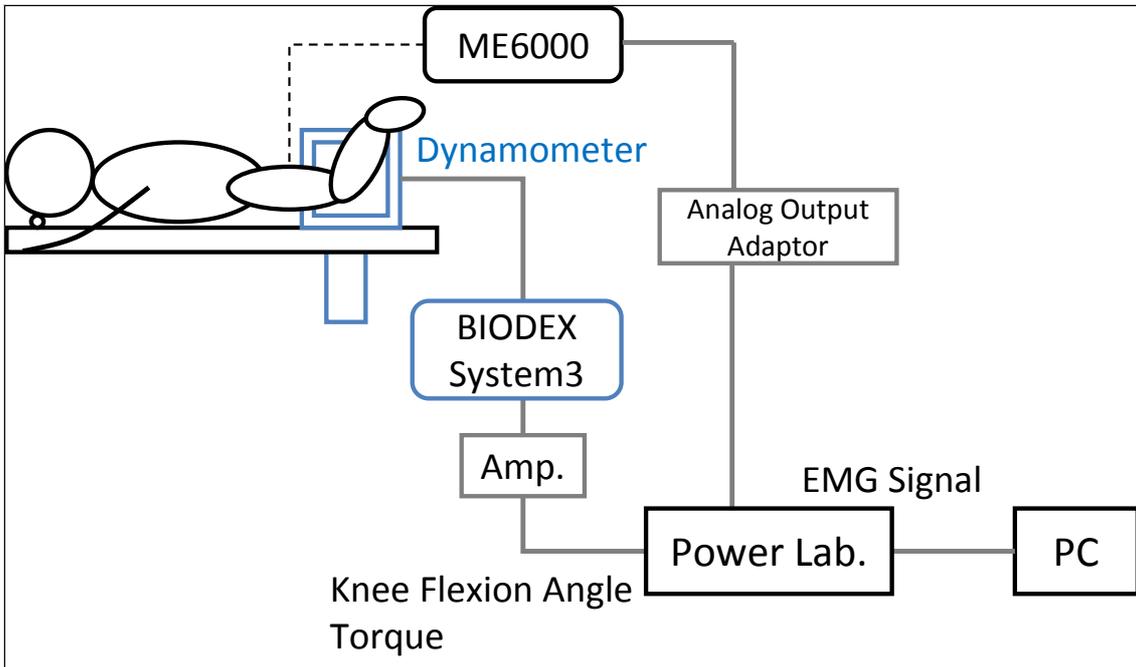


Figure2-2-2 Measurement set up for the torque and EMG activation during the eccentric knee flexion.

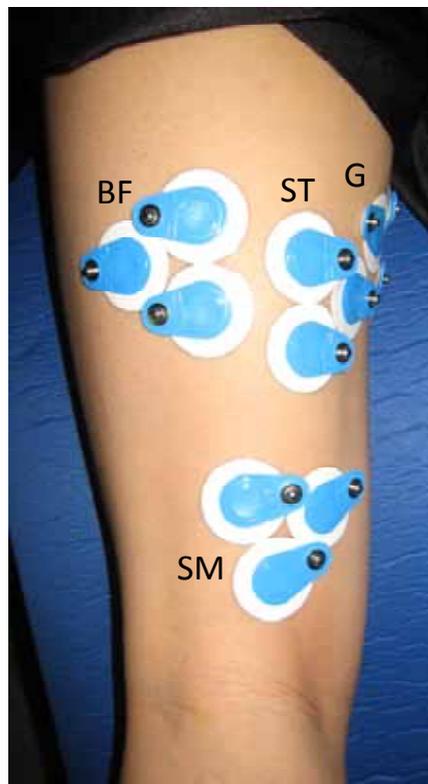


Figure2-2-3 Placement of the surface electrodes.

2-2-3 データ解析

課題動作中に測定した膝関節屈曲トルクは対象者の体重で正規化し，膝関節屈曲角度 15 度毎(90-75，75-60，60-45，45-30，30-15，15-0)の平均値を算出した．

筋電図データの解析は専用ソフト(Chart5.0 for Windows, AD Instruments, Japan)を用い，オフラインにて行った．フィルタ処理(Band-pass filter; 8 Hz-500 Hz)後，試技毎の積分筋電位を算出し，これを積分時間で除することにより単位時間当たりの筋放電量(Average Rectified Value: ARV)を算出した．膝関節屈曲 90 度から完全伸展位までの平均 ARV および膝関節屈曲角度 15 度毎の平均 ARV を算出し，筋毎の ARV の最大値を基準値として相対値化した．尚，先行研究において膝関節屈曲運動時のハムストリングスの筋活動は膝関節屈曲角度および課題依存的に個々の筋活動の度合いが異なることが報告されている[70, 73, 74]ため，本研究においては，課題動作時の筋毎の ARV の最大値を基準値として相対値化を行った．

2-2-4 統計学的処理

膝関節屈曲トルクに関して，二元配置分散分析(角速度×膝関節角度)を行い，主効果および交互作用の検討を行った．さらに，有意な主効果および交互作用が確認された要因に関しては多重比較検定を行った．筋電図データの膝関節屈曲 90 度から完全伸展位までの平均 ARV に関しては，二元配置分散分析(筋×角速度)を用い，主効果および交互作用の検討を行った．さらに，有意な主効果および交互作用が確認された要因に関しては多重比較検定を行った．膝関節屈曲角度 15 度毎の平均 ARV に関しては，三元配置分散分析(筋×角速度×膝関節角度)を行い，主効果および交互作用の検討を行った．さらに，有意な主効果および交互作用が確認されたペアの要因に関しては多重比較検定を行った．尚，多重比較検定には Bonferroni 法を用い，各検定の有意水準は 5%未満とした．

2-3 結果

2-3-1 膝関節屈曲トルク

各角速度における伸張性膝関節屈曲時の膝屈曲トルクの膝関節屈曲角度毎の変化を Figure2-3-1 に示した。角速度と膝関節角度の間に有意な交互作用が認められた($F=1.926$, $p<0.05$)。いずれの速度においても膝関節角度 30-15 のトルクが有意に高値となった ($p<0.05$)。60deg/sec, 180 deg/sec, および 300 deg/sec の膝屈曲 15-0 ではトルクが低下する傾向であったが, 多重比較の結果, 統計学的有意差はみられなかった。また, 膝関節角度 60-45 において, 10 deg/sec と比較して 60 deg/sec が有意に高値を示した($p<0.01$)。膝関節角度 45-30 おいて, 10 deg/sec と比較して 60 deg/sec および 180 deg/sec における膝関節屈曲トルクが有意に高値を示した($p<0.01$, $p<0.05$)。さらに, 膝関節角度 30-15 において, 10 deg/sec と比較して 60 deg/sec および 180 deg/sec における膝関節屈曲トルクが有意に高値を示した($p<0.05$)。

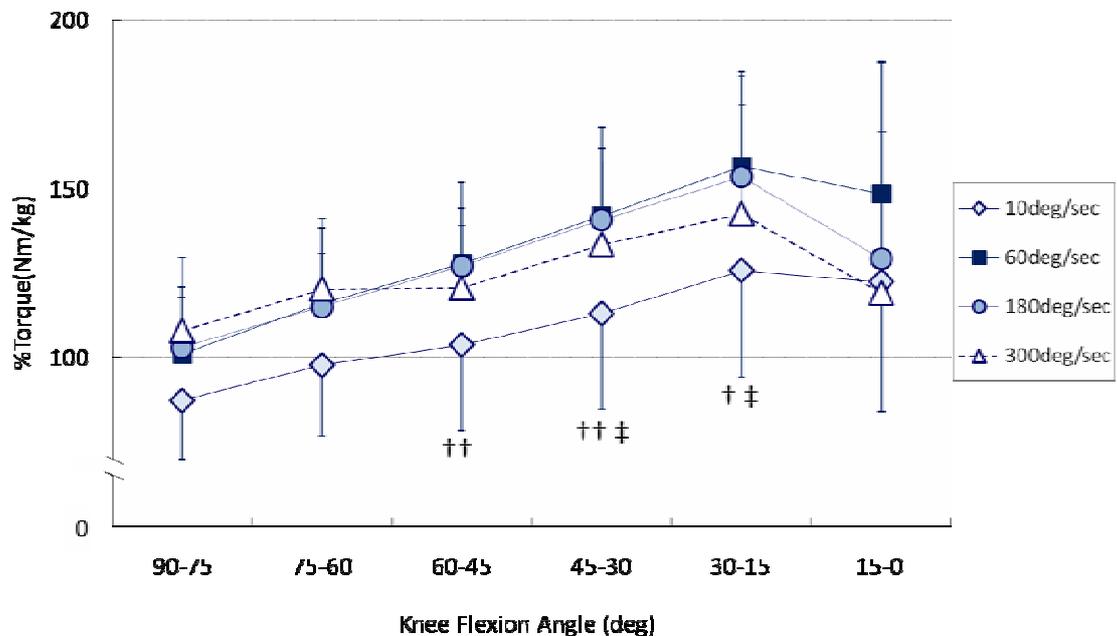


Figure2-3-1 Eccentric knee flexion torque (mean \pm SD) at the knee flexion angle of every 15 degree. †: $p<0.05$, ††: $p<0.01$ (10 deg/sec vs. 60 deg/sec) ‡: $p<0.05$ (10 deg/sec vs. 180 deg/sec)

2-3-2 筋活動動態

各角速度における課題動作実施時の各筋の筋電図波形，膝関節屈曲トルク，および膝関節屈曲角度の典型例を Figure2-3-2 に示した。

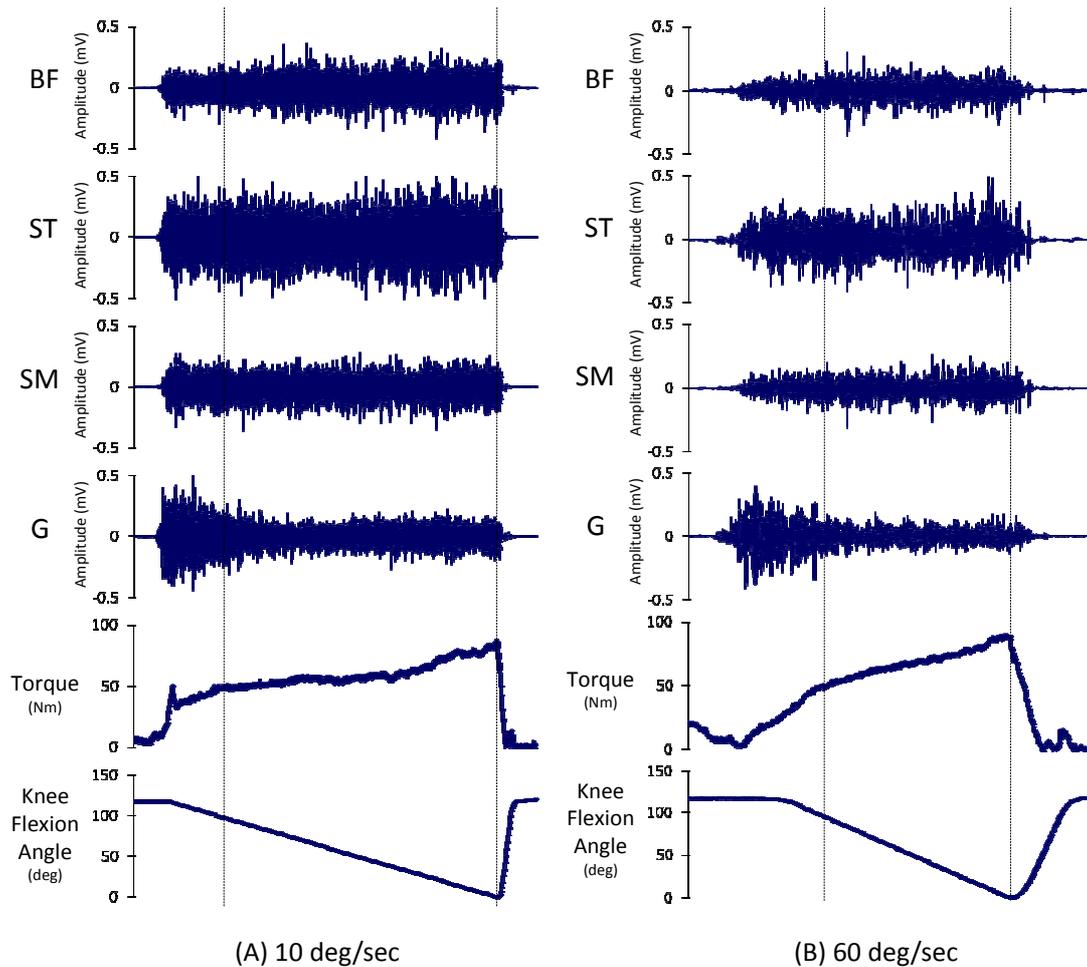


Figure2-3-2 (A)(B) Typical example of the raw EMG, knee flexion torque and knee flexion angle at 10 deg/sec (A) and 60 deg/sec (B) of eccentric knee flexion.

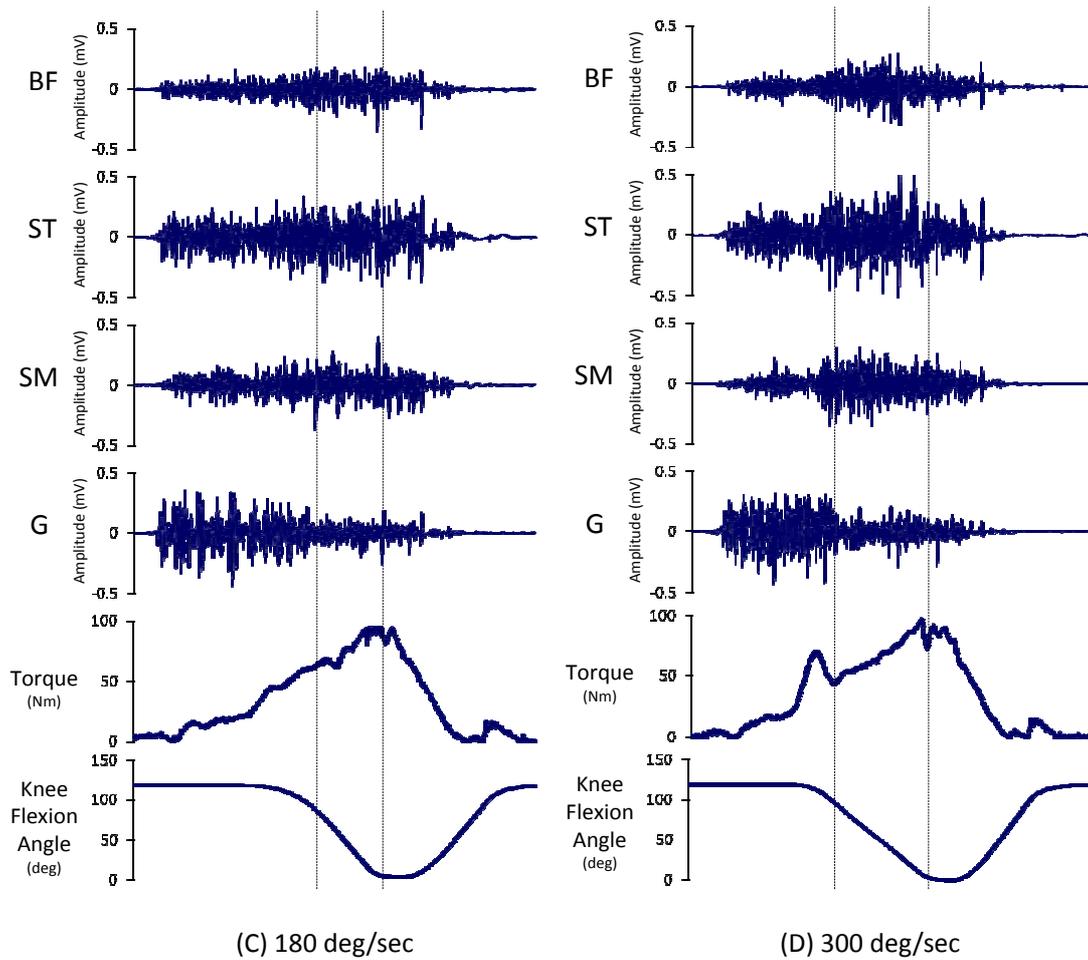


Figure2-3-2 (C)(D) Typical example of the raw EMG, knee flexion torque and knee flexion angle at 180 deg/sec (C) and 300 deg/sec (D) of eccentric knee flexion.

膝関節屈曲 90 度から完全伸展位までの平均 ARV の角速度による変化を Figure2-3-3 に示した。いずれの筋の筋活動量においても角速度の変化による有意な差はみられなかった。

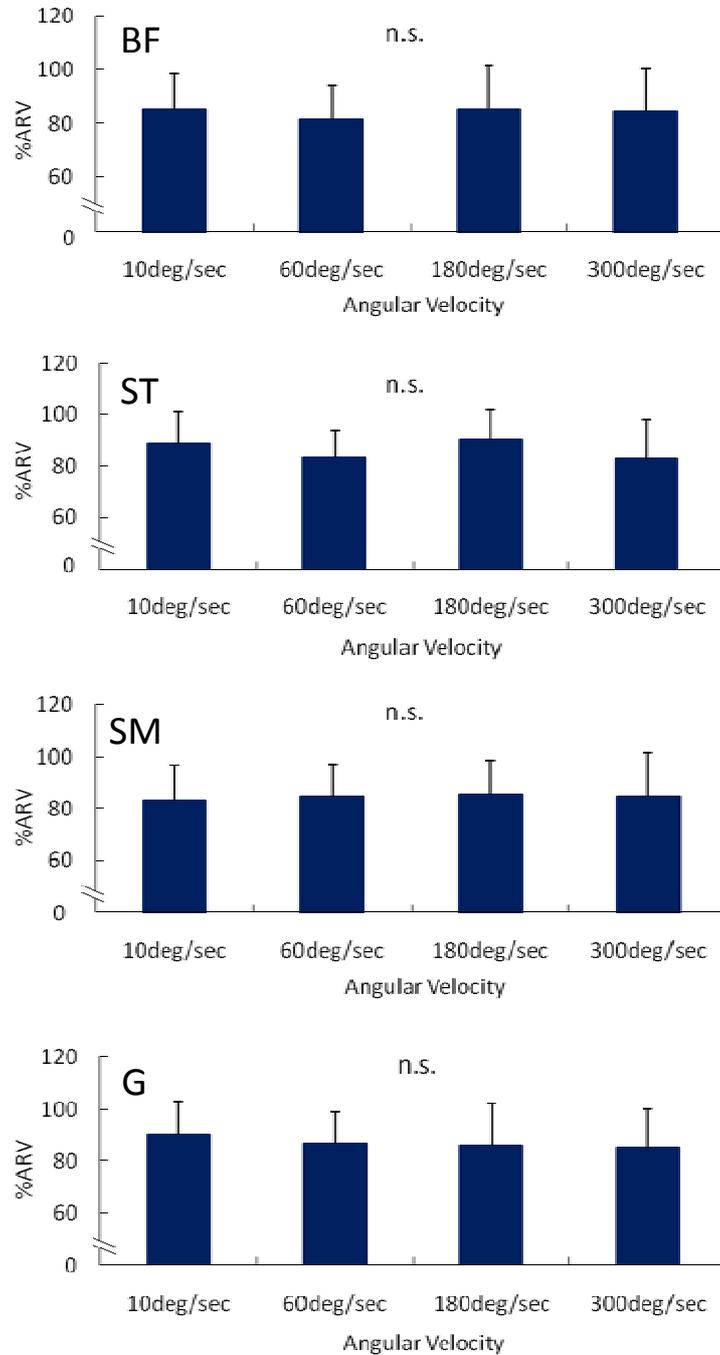


Figure2-3-3 Percent change of the ARV value (mean \pm SD) in response to different angular velocity. n.s.: non-significant differences.

角速度別に膝関節屈曲角度 15 度毎の平均 ARV を算出し、筋毎に比較した結果を Figure2-3-4 に示した。平均 ARV に関して三元配置分散分析(筋×角速度×膝関節角度)を行った結果を Table2-3-1 に示した。筋と膝関節角度および角速度と膝関節角度の間に有意な交互作用が確認された($p<0.001$ および $p<0.001$)。

3 要因のうち角速度要因を除外した、筋と膝関節角度の組み合わせによる平均 ARV の推定値を筋毎に比較した結果を Figure2-3-5 および Figure2-3-6 に示した。90-75 において ST に比べて G の筋活動量が有意に高値であり($p<0.05$; Figure2-3-5)、60-45 および 45-30 では BF と比べて G の筋活動量が有意に低値となった($p<0.01$ および $p<0.05$; Figure2-3-5)。30 15 および 15-0 において ST と比較して G の筋活動量が有意に低かった($p<0.05$; Figure2-3-5)。また、BF および G に関して、膝屈曲角度 15-0 の筋活動量が他の膝角度における筋活動量に比較して有意に低下した($p<0.05$; Figure2-3-6)。一方、ST および SM に関して、膝関節角度の変化による有意な差異は認められなかった。

Table2-3-1 The results of statistical analysis.

Source	Three-way ANOVA			
	df	F-value	P-value	
Muscle	3	3.469	0.030	**
Velocity	3	0.138	0.936	n.s.
Angle	5	10.038	0.000	***
Muscle x Velocity	9	0.718	0.691	n.s.
Muscle x Angle	15	4.855	0.000	***
Velocity x Angle	15	2.296	0.000	***
Muscle x Velocity x Angle	45	1.112	0.294	n.s.

** : $p<0.01$, *** : $p<0.001$, n.s.: non-significant differences.

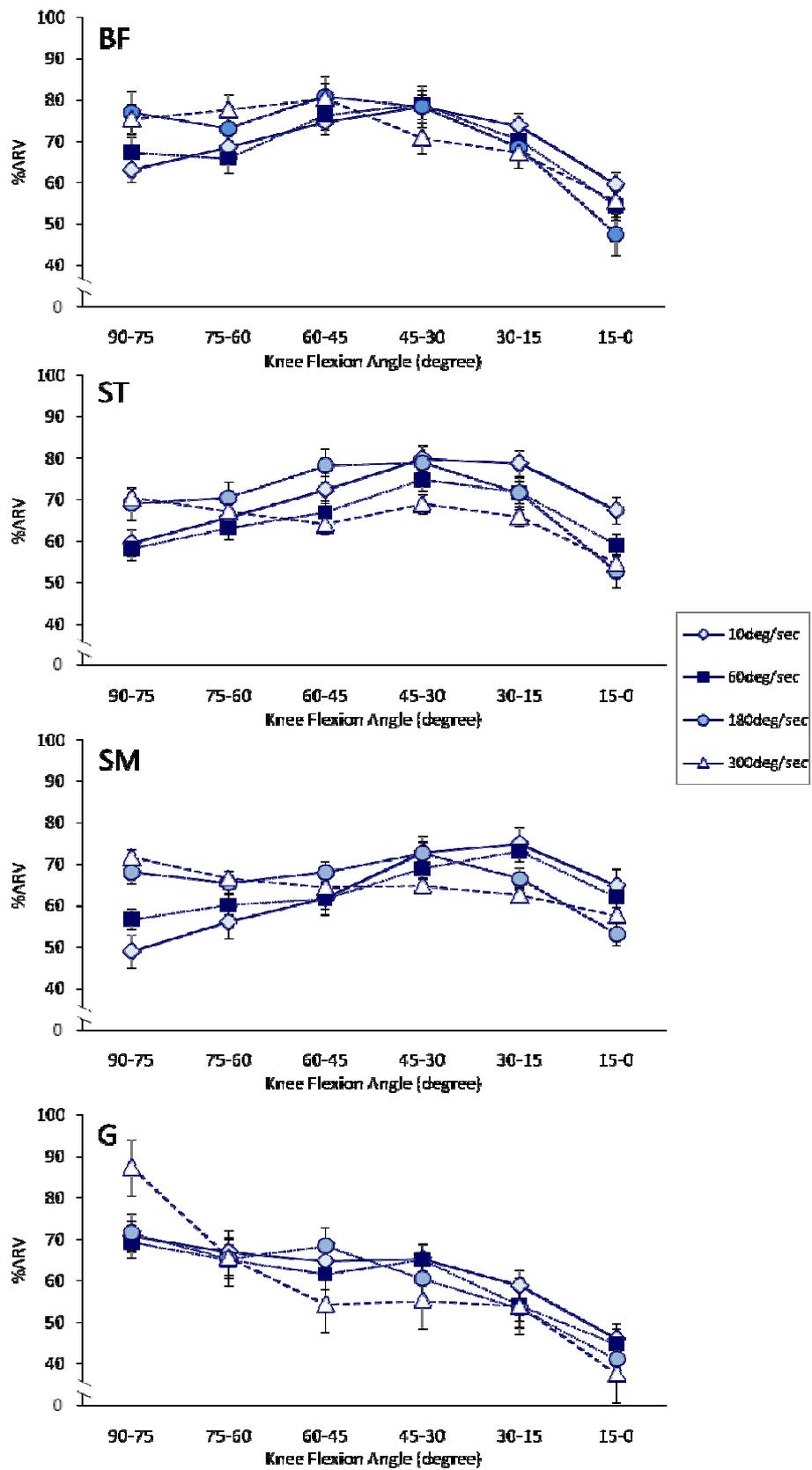


Figure2-3-4 %ARV value (mean \pm SE) at the knee flexion angle of every 15 degree during eccentric knee flexion.

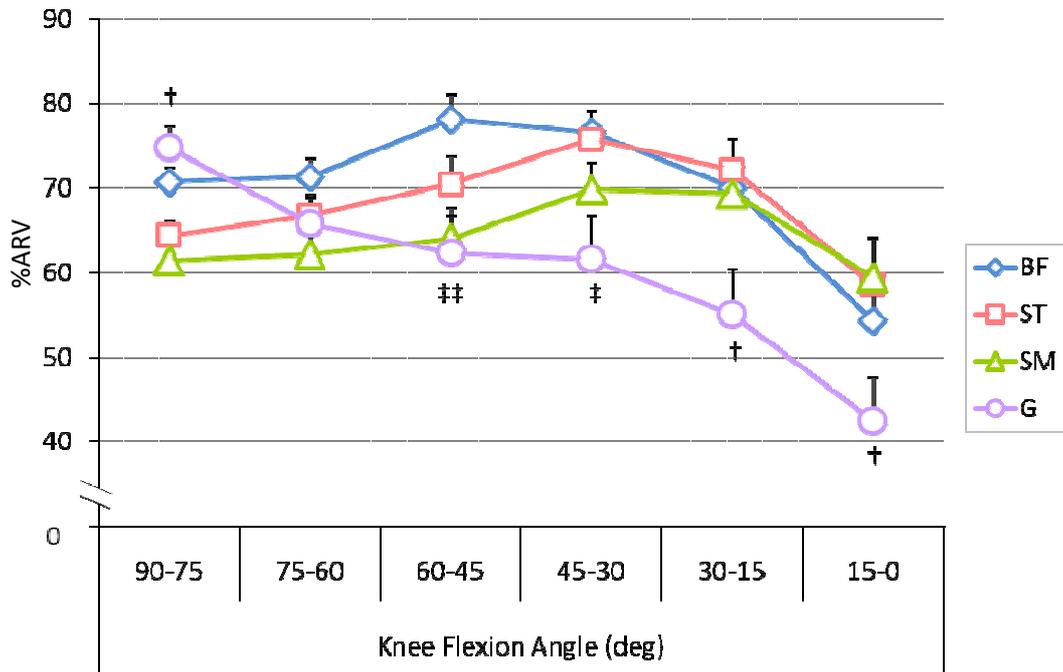


Figure2-3-5 %ARV value (mean \pm SE) without regard to velocity at the knee flexion angle of every 15 degree during eccentric knee flexion.
 †:p<0.05 (ST vs. G), ‡:p<0.05, ††:p<0.01 (BF vs. G)

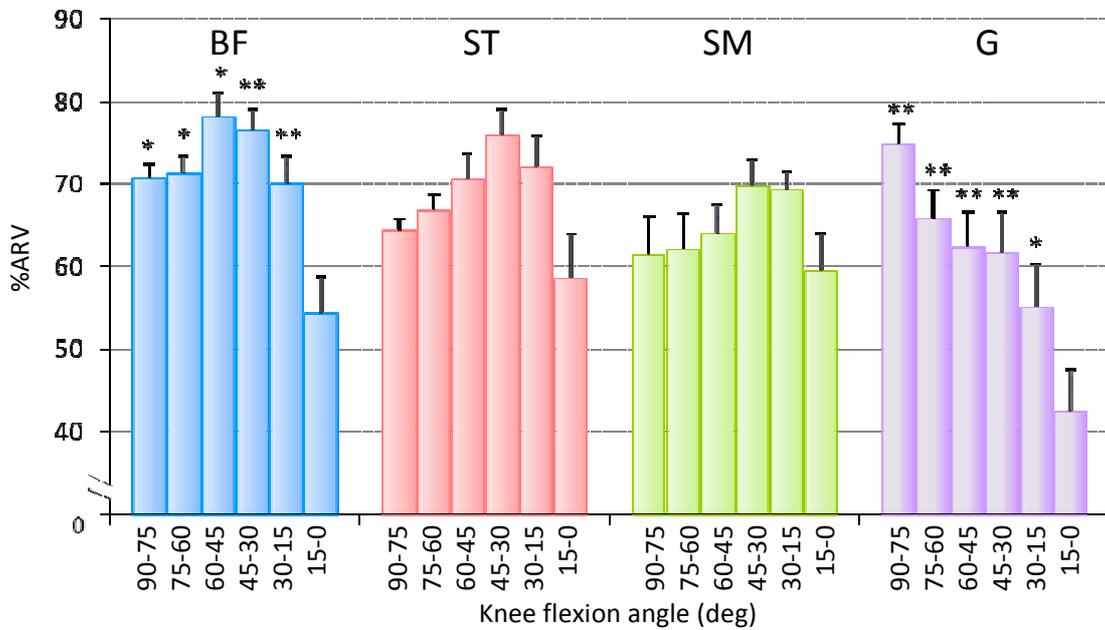


Figure2-3-6 %ARV value (mean \pm SE) without regard to velocity at the knee flexion angle of every 15 degree during eccentric knee flexion.
 *: p<0.05, **: p<0.01 (compared with 15-0)

2-4 考察

本研究の目的は、異なる角速度における伸張性膝関節屈曲時のハムストリングスの筋活動動態を検討することであった。伸張性収縮は肉離れ発生機序に大きく関与するとされ [77]、特に肉離れ発生率の高いハムストリングスにおける伸張性収縮時の筋活動動態を検討することは、肉離れ発生機序の解明に有益であると考えられる。

・伸張性膝関節屈曲角速度と筋発揮張力

膝関節屈曲角度毎の筋発揮張力に関して、いずれの速度においても膝関節屈曲トルクが膝屈曲 30-15 度で有意に高値となった。Aagaard ら [100] は 30 deg/sec および 240 deg/sec における伸張性膝関節屈曲運動を行った際の膝関節屈曲トルクを検討し、いずれの角速度においても膝関節角度が小さくなるほど膝屈曲トルクが有意に高値を示し、膝屈曲 50 度および 40 度に比較して膝屈曲 30 度の値が最も高値であったと報告しており、本結果と一致する。膝関節屈曲トルクを膝屈曲角度毎に検討した多数の報告 [70, 74, 100] および本結果から、膝関節屈曲 30-15 度付近においてハムストリングスの長さ 張力関係と moment arm の至適関係が得られると考えられる。

伸張性の筋活動において発揮される筋トルクは、同一関節角度条件における短縮性収縮や等尺性収縮における発揮トルクよりも高いことが知られている [101, 102]。本研究では、10 deg/sec における膝関節屈曲トルクに比較して 60 deg/sec、180 deg/sec および 300 deg/sec の値が高値を示した。このことから、10 deg/sec における伸張性収縮は、角速度が低く、その時の筋収縮動態は等尺性収縮に近いと考えられる。また、60 deg/sec、180 deg/sec および 300 deg/sec の膝関節屈曲トルクに差はみられなかった。Westing ら [103, 104] は膝伸展筋群において、また、Komi ら [105] および Linnamo ら [106] は肘関節屈筋群において、異なる角速度の伸張性収縮と短縮性収縮における筋発揮張力を比較検討している。彼らは共通して、短縮性収縮時は角速度の上昇に伴い筋張力が有意に減少したのに対し、伸張性収縮時の筋張力は角速度の上昇による有意な変化はみられず、速度依存性は存在しないと報告しており、伸張性収縮時の筋張力に関する報告は本研究結果と一致する。このように、

短縮性の筋活動では、筋の収縮速度と発揮張力との間に一定の関係が認められ、速度の増加に比例して筋発揮張力は小さくなる。一方、伸張性収縮時は筋伸張速度の上昇に伴い筋発揮張力は増加するが、ある一定以上に伸張性収縮速度を高めても、発揮張力の頭打ち現象が観察されると報告されている[55]。その原因として、伸張性最大収縮時、すなわち、強い伸張性収縮時には、筋へ過大な力が働いた際の損傷を防ぐために、中枢性・末梢性の筋活動抑制(Possible Neural Inhibition)が働くと考えられている[55]。この筋活動抑制は、筋紡錘、関節受容器、痛覚受容器、そして特にゴルジ腱器官が筋腱の伸張度の変化を感知し、中枢に伝えること(負帰還; Negative Feedback)で起こる[103, 107-110]。これは、電気刺激により伸張性収縮をさせた筋では随意収縮による伸張性収縮をさせた筋に比較して有意に高い筋張力を発揮するという報告[111]からも示唆される。

本結果では 180 deg/sec や 300 deg/sec といった速い角速度での課題動作では、動作の終盤、つまり、筋および腱が最も伸張する完全伸展位付近(膝屈曲 15-0 度)でトルクが低下する傾向がみられた。一方、低角速度である 10 deg/sec では膝伸展位付近でのトルクの低下はみられず、60 deg/sec においてはわずかであった。膝伸展位でトルクが低下する原因として、moment arm の関与が考えられる。ハムストリングスの moment arm は膝屈曲 15 から 0 度で低下し[61]、その時の筋活動に変化がない場合でも発揮張力は減少することが考えられる。しかし、本研究のハムストリングスの筋活動の検討結果より、膝伸展位付近で ARV 値が低下する傾向であることに加え、収縮速度によって膝伸展位でのトルク低下程度が異なることから、moment arm の関与は少ないと考えられる。Chapman ら[80]は、高速度(210 deg/sec)と低速度(30 deg/sec)の伸張性肘関節屈曲運動を行った際の筋損傷程度を比較した結果、同じ伸張性負荷であっても、高速度の伸張性収縮の方が筋損傷の程度が大きいことを報告している。さらに Nosaka ら[81]は、上腕屈筋群の伸張性収縮運動を肘関節角度 50-130 度の範囲で行った場合に比べ、100-180 度のより伸展位で行った場合の方が筋損傷の程度が大きかったと報告している。つまり、最大負荷の伸張性収縮後の筋損傷の程度は、筋長に依存しており、筋がより引き伸ばされた状態で伸張性負荷がかかると筋損傷

の程度も高くなると考えられる。これらの報告より、筋が引き伸ばされた状態で高速度の伸張性負荷が加わると筋へのダメージはより大きいものとなるといえる。したがって、本研究結果を踏まえて考察すると、高速度の伸張性膝関節屈曲運動において、膝伸展位でのトルクの低下が大きかったことから、筋損傷を防ぐための神経的な筋活動抑制の関与が示唆される。

また、完全伸展位付近におけるトルク低下のもう一つの原因として、課題動作の難しさも影響していると考えられる。Linnamo ら [106] をはじめとする伸張性収縮時の筋張力や筋活動動態を検討した先行研究 [103, 104, 112] においても、動作の終盤における筋発揮張力低下が観察されており、その原因の一つとして、伸張性収縮動作全体での高い筋力発揮の維持が難しいといった点を挙げている。本実験の際には課題動作の練習を十分行った上で測定を行っているが、特に速い角速度での課題動作においては、動作時間が短いため動作の終盤までの筋力発揮の維持がより難しくなると示唆される。

・伸張性膝関節屈曲角速度とハムストリングスの筋活動動態

本結果では、角速度の変化によるハムストリングスの伸張性収縮時の筋活動に角速度依存性は認められなかった。この結果は先行研究 [103, 106, 109, 113, 114] とも一致している。

膝関節角度毎の活動動態をみると、深屈曲位である膝屈曲 90-75 度では G の筋活動量が有意に高かったが、膝関節が伸展するに伴い BF および ST と比較して有意に低値となり、G はハムストリングス 3 筋とは異なる活動動態を示した。前十字靭帯再建術において、ST 腱採取後に生じる膝関節深屈曲位での等尺性膝関節屈曲トルクの低下が報告されていること [70, 75]、また、ST 腱および G 腱を採取した例と ST 腱のみ採取した例では、前者で膝関節深屈曲位での等尺性膝関節屈曲トルクが有意に低下したという報告 [115] から、膝深屈曲位での等尺性膝関節屈曲には ST および G の活動が大きく貢献すると考えられる。本研究ではこれらの先行研究とは異なり、伸張性の膝関節屈曲運動にて検討を行っているが、これらの報告と本研究結果を併せて考察すると、深屈曲位での伸張性膝関節屈曲運動では G

が大きく働き，膝関節軽度屈曲位ではハムストリングス 3 筋が協働して膝屈曲トルクの産出に働いたと考えられる．このような結果が得られた背景として，G は股関節内転筋としての機能も併せ持つことが大きく影響していると考えられる．

ハムストリングス3筋の活動動態は，共通して膝屈曲45-15 度において高い筋活動量を示した．しかし，完全伸展位に近い15-0度でBFの筋活動が有意に低下する傾向であり，一方でSTおよびSMは完全伸展位付近においても筋活動量の有意な低下はみられず，BFと比較して筋活動を維持する傾向がみられた．BFは羽状筋であり，ハムストリングスの中で筋体積および生理学的断面積が大きく[72]，解剖学的形態から考慮すると膝関節屈曲筋力発揮に大きく貢献するといえる[116]．本結果から，膝屈曲トルクの産出に大きく貢献するBFの筋活動低下が特に顕著であることが，完全伸展位付近での膝屈曲トルクの低下に大きく影響していると考えられる．

膝伸展位でのハムストリングスの活動動態が異なる要因として，第一に，ハムストリングス各筋の解剖学的構造の差異が大きく関与していると考えられる．筋の活動や収縮張力に影響を及ぼす形態学的因子としては，筋容積，筋性理学的断面積，筋線維長，羽状角，筋線維組成，解剖学的肢位での筋節長，moment armなどが挙げられる[61, 69, 71]．ハムストリングスは，坐骨結節を共通起始とするが，停止位置がそれぞれ異なり，BF(long head)は腓骨頭に停止し，STは浅鷲足となり脛骨内側粗面に停止し，SMは大腿骨内側顆に停止する．そのため，ハムストリングスの筋活動は膝関節運動の影響を特に大きく受けると考えられる．膝関節の正常運動として膝屈曲に伴う膝内旋運動，逆に膝伸展に伴う膝外旋運動が観察され(Screw Home Movement)，これは大腿骨内側顆の形状，前十字靭帯の緊張，大腿四頭筋の活動による脛骨の外側への牽引といった力学的因子で生じるといわれている[117, 118]．この回旋運動は膝屈曲30 度以下において顕著であり，完全伸展位での膝関節のロッキングには，約10度の外旋が必要であると報告されている[119]．Croceら [120]は，異なる角速度における短縮性膝関節伸展・屈曲運動時の大腿四頭筋の拮抗筋および膝関節屈曲の主働筋としてのハムストリングスの筋活動を検討しており，膝屈曲20度以下の膝伸

展位でのBFの筋活動が内側ハムストリングスに比べて有意に高かったと報告している。この結果を受け、膝伸展位におけるScrew Home Movementによる膝の伸展および外旋のコントロールにBFの活動が影響していると示唆している。一方、本研究では、伸張性膝関節屈曲運動の最終伸展位でBFの活動が低下した。本結果を踏まえて考察すると、膝伸展位で起こる脛骨の外旋によって、伸張性収縮中のBFの筋長が短くなり、筋線維長が短縮することが筋活動低下に影響する可能性が示唆される。つまり、伸張性膝関節屈曲運動では、Screw Home Movementによる膝伸展、脛骨外旋のコントロールにBFが働かなくなるため、トルクの低下が起こると推測される。逆に、内側ハムストリングスであるSTおよびSMは脛骨の外旋によって伸張され、その活動が維持される可能性が示唆される。

また、こういった解剖学的要因の他に、神経的な要因として、伸張性最大収縮時にみられる筋活動抑制の程度が各筋で異なる可能性も考えられる。Aagaardら[113]やAndersenら[114]、Spurwayら[121]の報告によると、筋力トレーニングが伸張性収縮時の活動抑制を減少させることを示しており、さらに、Aagaardらは大腿四頭筋に対する14週間の高強度トレーニングによる活動抑制の減少は筋毎に差異がみられ、内側広筋および外側広筋に関しては活動抑制が減少したもののその程度はわずかであったのに対し、大腿直筋に関してはトレーニング前にみられた活動抑制がトレーニング実施後に完全に消失したと報告している[113]。なぜトレーニングによる伸張性収縮筋活動への適応の差が生じるかは明らかではないが、恐らく神経支配の違いや筋線維組成の差異が影響し、協働筋の中でも筋活動抑制の程度が異なると考えられる。このことから、ハムストリングス内においても筋活動抑制の影響が個々の筋で異なる可能性が示唆される。

本実験のような単純な膝関節の伸張性収縮動作において観察された膝伸展位におけるBFの著明な筋活動低下が、実際のスポーツ動作においてどのような影響を与えるかは明らかではない。複雑かつ激しい動作を伴うスポーツ活動時にこのような筋活動制御が働くとは考え難く、本実験でみられた伸張性活動中の膝伸展位でBFの筋活動が低下し、反対にST、

SMの筋活動は維持されるといった、ハムストリングス各筋に課せられる機能的要求は、ランニング動作などにおいては異なる様相となる可能性が考えられる。ハムストリングスのうちBFに肉離れが多い[8, 13-15]事実を考慮すると、BFは解剖学的形態上および構造上、大きな筋力発揮を据える反面、負荷が集中しやすい[77]、故に筋活動抑制が働くとも考えられ、スポーツ活動時、何らかの機序で筋活動制御が利かなくなった状態において生理学的限界を超える伸張負荷によって受傷することも推測される。

最後に、本研究の限界点として、股関節伸展筋としてのハムストリングスの機能に着目していない点が挙げられる。ハムストリングスは二関節筋であり、膝関節屈曲だけでなく股関節伸展筋としても機能することを考慮した上で今後検討すべきである。

結語

- ・ 異なる角速度における伸張性膝関節屈曲時のハムストリングスの筋活動動態を検討した。
- ・ 速い角速度での伸張性膝関節屈曲では、膝関節 15 度以下の完全伸展位付近でトルクが低下する傾向がみられ、この時 BF の筋活動量の低下が有意であり、完全伸展位付近でのトルク低下には BF の筋活動低下が影響していると考えられた。
- ・ この活動様式の違いには、ハムストリングスの解剖学的形態特性の差異、および神経的要因が影響していると考えられた。

第 3 章

実験 2. 異なる速度におけるランニング時の ハムストリングスの筋活動動態の検討

3-1 諸言および目的

ハムストリングスはスポーツ活動中に頻発する傷害である肉離れの好発部位である[3-14]。その特徴として、非接触型受傷例の多くが大腿二頭筋長頭に発生していること[8, 13-15]、主にスプリント動作中[4, 8, 13, 17, 44]の遊脚期後半の伸張性収縮[77, 83-85]、または接地時の伸張性収縮と短縮性収縮との切り替えの際[77, 88-90]に筋腱移行部にて発生すること[17, 77]が報告されている。また、肉離れは活動中の筋が通常の長さ以上に引き伸ばされたとき[18]、すなわち、過剰な筋活動に加えて伸張性負荷がかかることで力学的な緊張が生じ、発生する[79]。

ハムストリングス肉離れ受傷場面のビデオ解析を行った報告[89, 94]によると、最大疾走スピード付近での急速な加速によるストライドの増大や疾走速度の維持を意識した体幹の前傾に加えて、股関節屈曲および膝関節伸展等がハムストリングスに過度の伸張性負荷を与え、ハムストリングス肉離れ発生リスクを増大させると考えられている。また、ハムストリングス肉離れはスプリント動作中に多く発生すること[4, 8, 13, 17, 44]から、肉離れ発生機序の解明を目的としたスプリント動作解析に関する研究報告は多くみられ、ハムストリングスが最も伸張されるのは遊脚期後半であり、最大負荷がかかるのは接地直後であると報告されている[83, 92]。Thelenら[95, 96]およびChumanovら[97]は、三次元動作解析を用いたシミュレーションにより、異なるスピード(80-100%Max)でのトレッドミルスプリント時のハムストリングス(大腿二頭筋長頭、半腱様筋、および半膜様筋)の筋腱長の推定を行っている。彼らは共通して、ハムストリングスの筋腱長は接地前の下腿の振り出し期に最も伸張すると報告しており、さらに、筋腱の伸長度は半腱様筋・半膜様筋に比べて大腿二頭筋長頭において大きく、ハムストリングス構成筋の間で異なると報告している[96]。これらの報告から、スプリント動作において、ハムストリングスの中で特に大腿二頭筋に対する伸張負荷が大きいことが推測できる。一方で、Thelenら[96]は、筋腱の伸張が直接筋損傷に繋がるわけではなく、筋の収縮や腱の弾性の相互作用も影響すると述べている。

スプリント動作時の下肢の筋活動動態を検討した研究は多くみられ、1 ストライド中の活動時間(onset time)を検討した報告[92, 122]、ランニング相毎の筋活動様式を検討した報告[84, 124]、そして下肢筋の筋腱長の変化パターンと筋活動様式を検討した報告[125]等がある。Meroら[123]は、異なるランニングスピード時の下肢の筋活動の検討をしており、外側広筋および大腿二頭筋の筋活動は遊脚期後半から接地にかけて最大の活動量を示し、ランニングスピードの上昇に伴い有意に増大すると報告している。しかしながら、これらの先行研究において肉離れ発生機序の解明を目的とし、スプリント動作中のハムストリングス各筋の活動動態に関して、ランニングスピードの違いも含めて詳細に検討した研究は少ない。

仮に、先行研究報告にみられるような、ハムストリングス構成筋の解剖学的特徴[69-72]や、それに起因する機能的特性の差異[70, 73-75]が実際のスプリント動作においても関与するとしたら、最大疾走スピード付近での急速な加速におけるストライドの増大や急激な下肢の動作スピードの上昇等によりハムストリングスに対する伸張性負荷が増大した時、ハムストリングスの中でも伸張量が大きく[95-97]、パワー発揮筋として負荷が集中しやすい大腿二頭筋長頭[77]が過剰収縮し、伸張性負荷と筋活動による肉離れ発生リスクが高まる可能性が考えられる。また、何らかの原因でハムストリングス内の筋機能の協調性が破綻することが肉離れの発生要因となる可能性が推察される。しかし、肉離れの発生メカニズムおよびそのリスクファクターを考察する上で、肉離れの発生が多いスプリント動作時のランニングスピードの違いにおけるハムストリングス各筋の筋活動動態について検討した報告は少なく、動作解析と筋活動解析を併せた研究が必要であると考えられる。

そこで本研究では、ランニングスピードの違いによってハムストリングス各筋の筋活動動態は異なり、その活動の差異が肉離れ発生要因に影響している、という仮説の下、ランニング速度条件を変えた際の動作解析および筋活動の変化から肉離れ受傷メカニズムや実際のスポーツ現場における受傷リスクファクターの検討を行うことを目的とした。

3-2 方法

3-2-1 対象

男子陸上短距離選手 8 名(年齢 20.1 ± 1.1 歳, 身長 173.6 ± 4.8 cm, 体重 63.4 ± 2.5 kg; 平均 \pm 標準偏差)を対象とした。対象者は全員, 下肢に運動に支障をきたす外傷, 神経系の疾患を有さないものとした。研究に際して, 早稲田大学スポーツ科学学術院倫理委員会の承認を受けた。対象者には研究概要の説明を文章および口頭にて行い, 参加の同意を得た。

3-2-2 測定方法

・測定手順

対象者は, 高速トレッドミル(XELG 2, Woodway, Weil am Rhein, Germany)上での異なるスプリントランニングを行った。本実験の動作課題は, 測定した最大ランニングスピードの 50%, 75%, 85%および, 95%(以下, 50%max, 75%max, 85%max, 95%max)の 4 種類の速度でのトレッドミルランニングとした。各試行間には十分な休憩を入れた。すべての試行は 4 km/h での歩行から開始し, 徐々に規定速度までトレッドミルの速度を上げていき, 規定速度に達した時点からの 10 ストライドを対象とし, 動作および筋電図測定を行うものとした。測定に先立ち, 対象者は動作解析のための反射マーカーおよび筋電図導出のための表面電極を貼付された後, 準備運動としてトレッドミル上で 8 km/h のジョギングを 5 分間行い, 日常的に行っているストレッチングを十分に行った。その後, 反射マーカーと電極, および転倒防止用安全ベルトを装着した状態でのトレッドミルランニングに慣化するまで練習を行った。十分な休息の後, 対象者の自己申告によるトレッドミルランニングの最大スピードの記録を行った。

・動作測定

対象者に 4 個の反射マーカーを貼付した。貼付位置は左側の肩峰, 大転子, 膝関節裂隙, および外果とした(Figure3-2-1)。マーカーは両面テープを用いて添付した後, サージカルテープにてマーカーベースを固定した。動作計測はハイスピードカメラ(Nac Image

Technology, Inc. Japan)を用いて撮影を行った。カメラ位置はトレッドミル左側方 4.0m とし、矢状面からの撮影を行った。シャッタースピードは 1/250 秒で 500 Hz とした。また、筋電図記録と同期させるために動作課題直前に光信号を撮影し、光信号発生装置からの電気信号は筋電図と共に記録した(Figure3-2-2)。

・筋電図測定

動作測定と同時に表面筋電位を測定した。筋電位測定には表面筋電計 ME6000(Mega Electronics Ltd, Finland)を用い、アナログ出力用アダプタ(Mega Electronics Ltd, Finland)を経由し、Power Lab.(AD Instruments Japan Inc.)を用いて A/D 変換を行い、パーソナルコンピュータに記録した。また、測定動作と筋電図とを同期させるための光信号発生装置からの信号も筋電図信号と同様にパーソナルコンピュータに記録した(Figure3-2-2)。サンプリング周波数は 2,000 Hz とした。筋電図信号は大腿直筋(Rectus Femoris: RF)、外側広筋(Vastus Lateralis: VL)、大腿二頭筋長頭(Biceps Femoris long head: BF)、半腱様筋(Semitendinosus: ST)、および大殿筋(Gluteus Maximus: GM)から直径 10 mm の銀-塩化銀電極(Blue Sensor M, Anbu, Denmark)を用いて電極間距離 30 mm にて双極導出した。尚、アース電極としてさらにもう一つの電極を二つの電極の間に貼付した。電極貼付位置は Delagi ら [99] に準じ(RF; 上前腸骨棘と膝蓋骨上端を結んだ中点, VL; 膝蓋骨外側上位端の四横指近位, BF; 坐骨結節と腓骨頭を結んだ中点, ST; 坐骨結節と大腿骨内側上顆を結んだ中点, GM; 仙骨と大転子を結んだ中点)、被験筋を軽く収縮させ筋腹の位置を確認した上で決定した(Figure3-2-1)。電極貼付部における皮膚電気抵抗を極力軽減するため、電極貼付前に角質を除去しアルコール綿で脱脂した。また、モーションアーチファクトによるノイズの混入を最小限とするために、伸縮性テープを用いて電極ケーブルを皮膚上に固定した。



Figure3-2-1 Placement of reflective markers and surface electrodes.

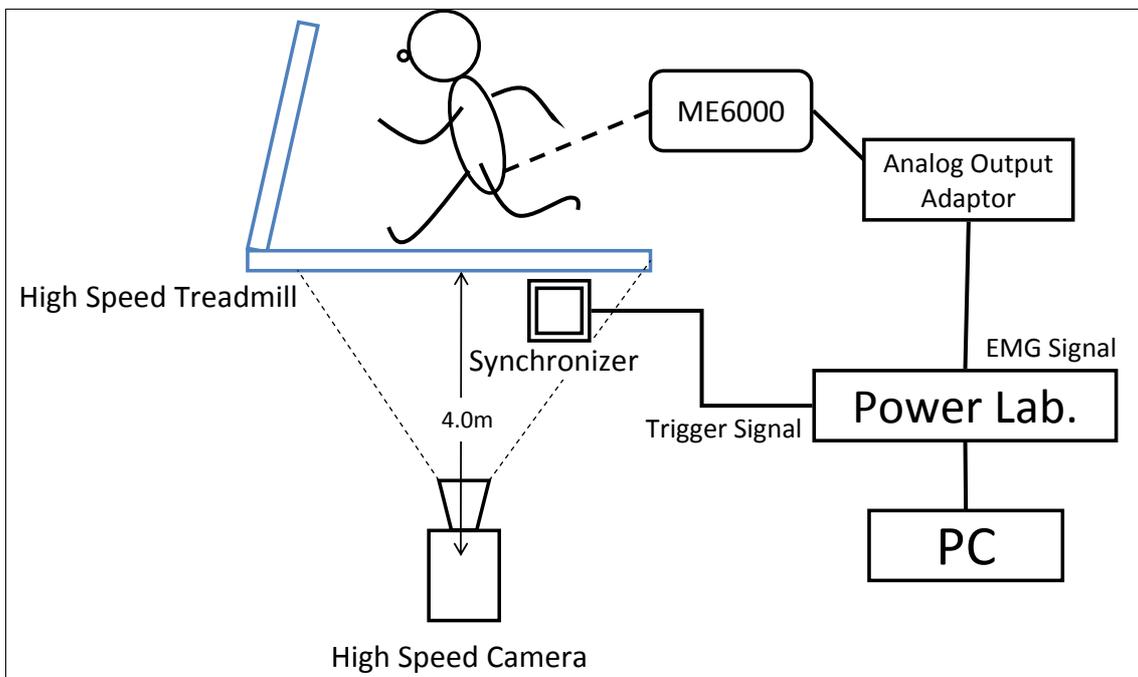


Figure3-2-2 Measurement set up for treadmill running.

3-2-3 データ解析

得られた 10 ストライドのうち、中央の連続した 3 ストライドを対象にデータ解析を行った。すべての結果は 3 ストライドの平均値として求めた。左脚接地から次の左脚接地までを 1 ストライドと定義し、さらに 1 ストライドを 4 相(1. Stance Phase; 接地から離地まで、2. Early Swing Phase; 離地から膝関節最大屈曲となる時点、3. Middle Swing Phase; 膝関節最大屈曲から股関節最大屈曲となる時点、4. Late Swing Phase; 股関節最大屈曲から膝関節が伸展し、再び接地する時点)に分類した(Figure3-2-3)。

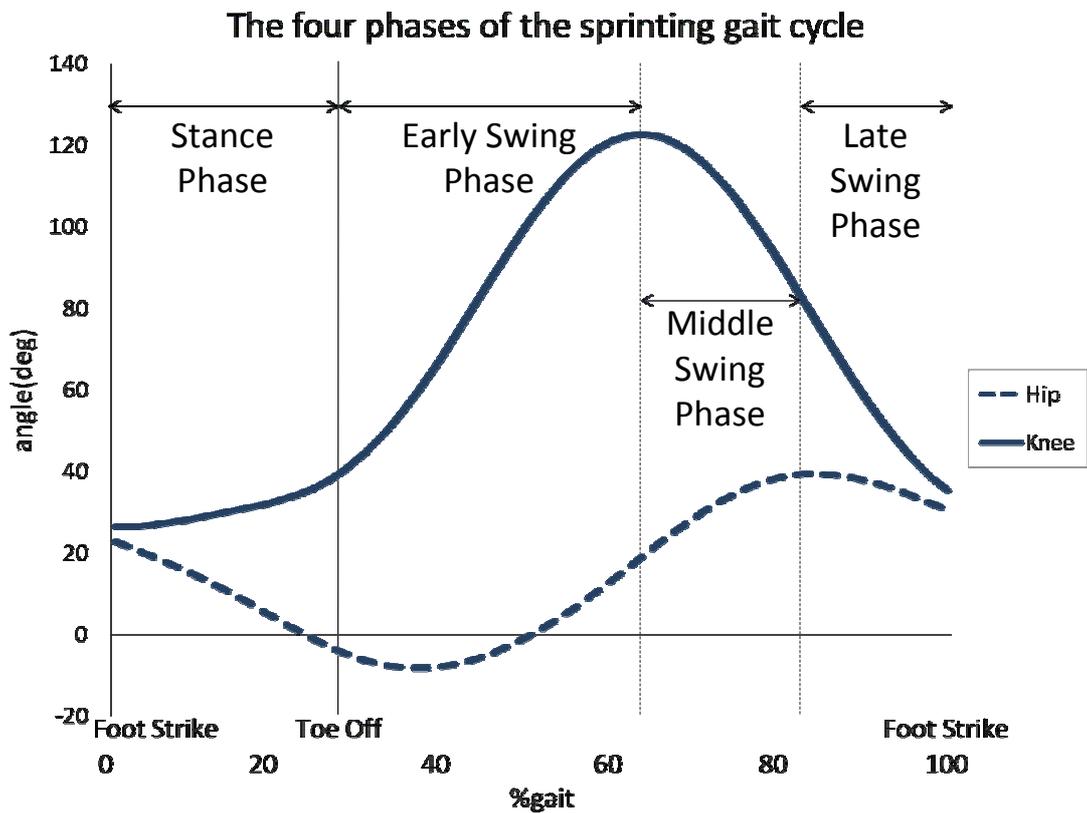


Figure3-2-3 Four phases of the running motion.

動作分析は動作解析システム(Frame Dias System. DKH Co.,Ltd., Japan)を用いて行った。ランニング動作時の接地・離地のタイミング同定を行い、1ストライド時間および接地時間・離地時間を算出した。また、Figure3-2-4の通り、肩峰と大転子を結んだ線、大転子と膝関節裂隙を結んだ線が成す角度を股関節角度、大転子と膝関節裂隙を結んだ線と膝関節裂隙と外果を結んだ線が成す角度を膝関節屈曲角度と定義した。尚、股関節伸展角度および股関節伸展角速度、膝関節伸展角速度をマイナス表記とした。1ストライドにおける股関節角度および膝関節角度の時系列変化を算出し、股関節最大屈曲・伸展角度、最大股関節屈曲・伸展角速度、膝関節最大・最小屈曲角度、最大膝関節屈曲・伸展角速度、および接地時の股関節屈曲角度、膝関節屈曲角度を算出した。さらに、Middle Swing Phase と Late Swing Phase に関して、股関節角度および膝関節角度の変位量を算出した。

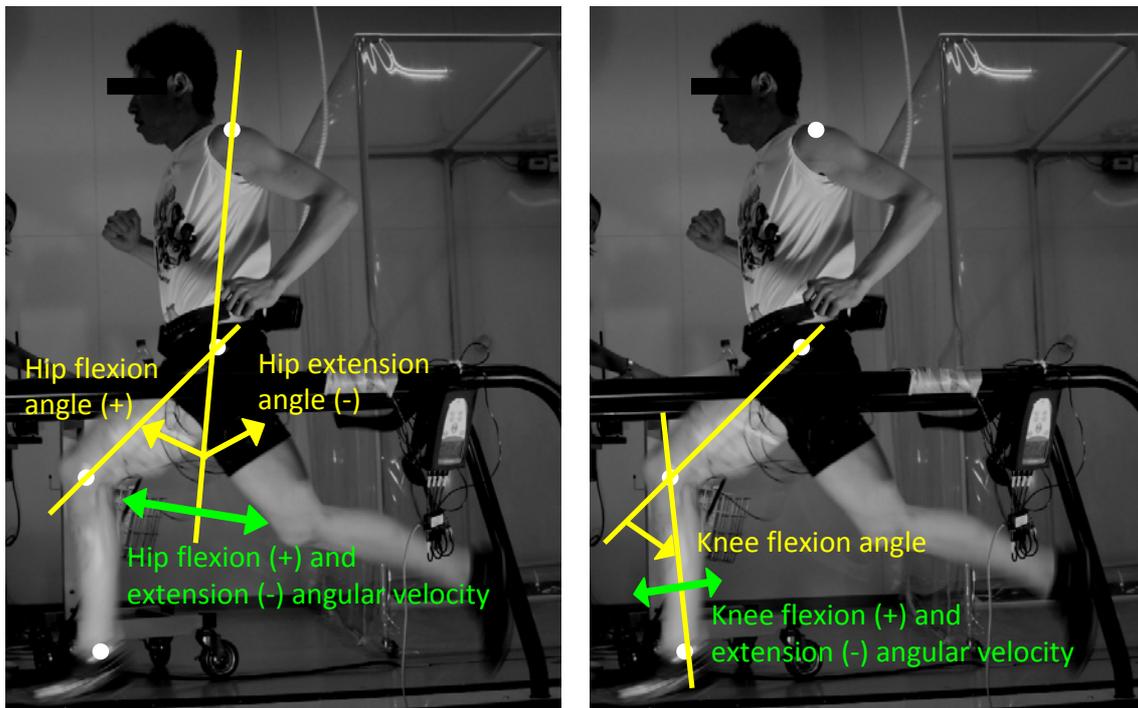


Figure3-2-4 Convention used for calculation of segmental and joint angles.

筋電図データの解析は専用ソフト(Chart5.0 for Windows, AD Instruments, Japan)を用い、オフラインにて行った。フィルタ処理は Band-pass filter を使用し、高域遮断周波数および低域遮断周波数をそれぞれ 500 Hz と 50 Hz とした。アーチファクトの程度については筋電図生データを高速フーリエ変換し、周波数パワースペクトラム密度分布を調べることにより判断した。フィルタ処理後、各筋の平均振幅値(Root Mean Square: RMS)を算出し、8 Hz の Low-pass filter により平滑化を行った。得られた結果は、MMT の肢位にて行った 5 秒間の等尺性最大収縮(Maximal Voluntary Contraction: MVC)時の筋電図の中間 1 秒間の平均 RMS を 100%とし、相対値化(%MVC 化)した。さらに、前述の通り分類した 4 相それぞれにおける各筋の単位時間あたりの平均筋活動量を算出した。また、BF と ST に関して、1 ストライドのうち RMS の最大値が出現する時間の平均値を算出した。

3-2-4 統計学的処理

動作分析データに関して一元配置分散分析を行い、ランニング速度間の比較を行った。筋電図データに関して、筋毎に二元配置分散分析(Phase × ランニング速度)を行った。

また、BF および ST の筋活動動態、RMS 最大値出現時間の比較に関して、Phase 毎に二元配置分散分析(筋 × ランニング速度)を行い、主効果および交互作用の検討を行った。さらに、有意な主効果および交互作用が確認された要因に関しては多重比較検定を行った。尚、多重比較検定には Bonferroni 法を用い、各検定の有意水準は 5%未満とした。

3-3 結果

3-3-1 動作分析結果

各ランニング速度の平均値を Table3-3-1 に示した。また、速度毎の 1 ストライド時間、1 ストライド中の接地時間、および離地時間を Table3-3-2 に示した。ランニング速度は有意に増加し(p<0.001)、1 ストライド時間、接地時間、および離地時間はランニング速度の上昇に伴い有意に短縮した(p<0.001)。

Table3-3-1 Mean treadmill velocities.

Treadmill Velocity	
(%Maximum)	(km/h)
50%	16.2 ± 0.2
75%	24.2 ± 0.4 *
85%	27.5 ± 0.4 *†
95%	30.6 ± 0.5 *†‡
100%	32.3 ± 0.5 *†‡§

Values represent mean ± SD across subjects.

*:p<0.001 (vs.50%max), †:p<0.001 (vs.75%max), ‡:p<0.001 (vs.85%max), §: p<0.001 (vs.95%max)

Table3-3-2 Stride characteristics during treadmill sprinting over range of velocities.

Treadmill Velocity (%Maximum)	1 Stride Time (msec)	Stance Time (msec)	Flight Time (msec)
50%	330.6 ± 14.3	90.6 ± 4.6	240.0 ± 12.5
75%	278.2 ± 13.9 *	68.7 ± 4.6 *	209.5 ± 14.6 *
85%	258.4 ± 12.7 *†	61.0 ± 4.3 *†	197.3 ± 13.0 *†
95%	240.0 ± 8.6 *†‡	54.6 ± 3.5 *†‡	185.4 ± 9.1 *†‡

Values represent mean ± SD across subjects.

*:p<0.001 (vs.50%max), †:p<0.001 (vs.75%max), ‡:p<0.001 (vs.85%max)

各ランニング速度における1ストライド中の股関節角度および膝関節角度の時系列平均変化を Figure3-3-1 に示した。1ストライド中の股関節最大屈曲・伸展角度，最大股関節屈曲・伸展角速度，膝関節最大・最小屈曲角度，および最大膝関節屈曲・伸展角速度を Table3-3-3 に示した。

股関節最大屈曲角度は，50%max と比較して 75%max，85%max，95%max における値が有意に大きく ($p<0.001$)，75%max と比較して 85%max が有意に大きかった ($p<0.05$)。また，85%max と比較して 95%max の股関節最大伸展角度は小さかったが ($p<0.05$)，その他の速度間に有意な傾向はみられなかった。最大股関節屈曲角速度は，Early Swing Phase 後半に出現し，50%max と比較して 75%max，85%max，95%max における値が有意に大きく ($p<0.001$)，75%max と比較して 85%max にて有意に大きかった ($p<0.001$)。最大股関節伸展角速度は，Stance Phase 後半に出現し，50%max と比較して 75%max，85%max，95%max にて有意に大きく ($p<0.001$)，75%max と比較して 85%max，95%max にて有意に大きかった ($p<0.001, p<0.01$)。

膝関節最大屈曲角度について，50%max と比較して 75%max，85%max，95%max における値が有意に大きく ($p<0.001$)，75%max と比較して 85%max，95%max にて有意に大きかった ($p<0.001, p<0.01$)。また，膝関節屈曲角度は Late Swing Phase にて最小となり，膝関節最小屈曲角度は 95%max と比較して 75%max，85%max の値が有意に小さく ($p<0.001, p<0.05$)，さらに，75%max，85%max，95%max と比較して 50%max において有意に小さかった ($p<0.001$)。最大膝関節屈曲角速度は，ランニング速度が上昇するに伴い有意に増大し，85%max と 95%max の間以外すべてに有意差が認められた ($p<0.001$)。最大膝関節伸展角速度は，Late Swing Phase で出現し，50%max と比較して 85%max，95%max にて有意に大きく ($p<0.001$)，75%max と比較して 85%max，95%max にて有意に大きかった ($p<0.01, p<0.05$)。

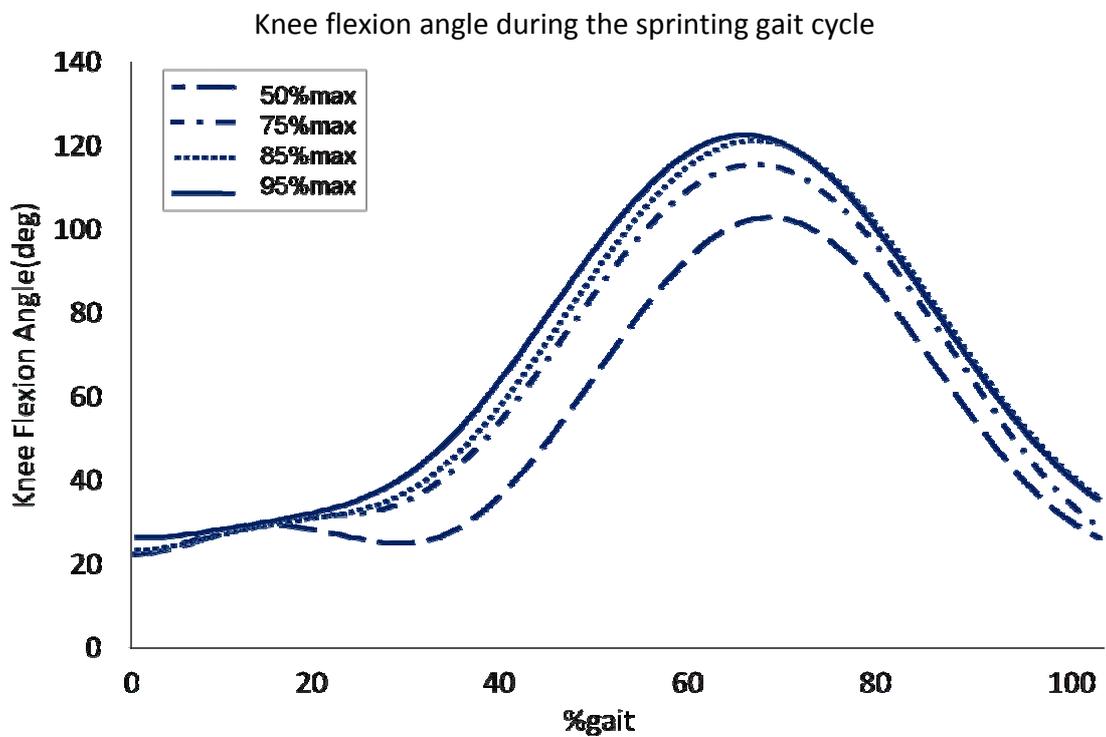
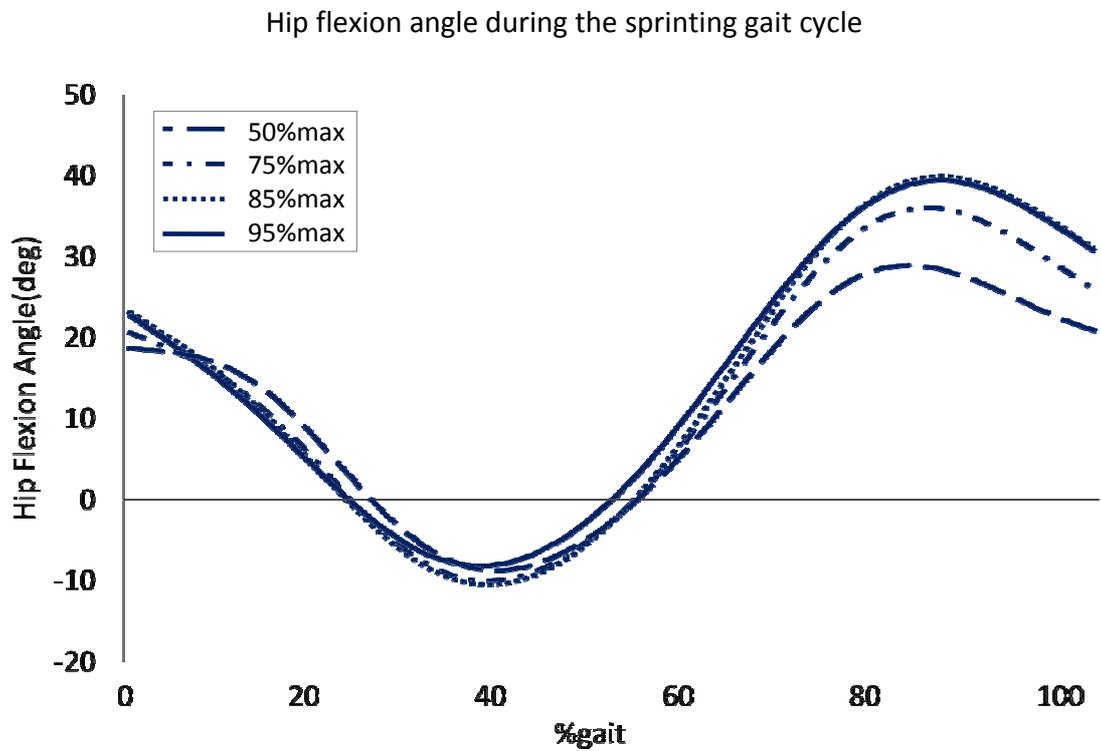


Figure3-3-1 Hip (upper) and knee (lower) flexion angle during the sprinting gait cycle.

Table3-3-3 Hip (upper)and knee (lower) kinematics during sprinting over range of velocities.

Treadmill Velocity (%Maximum)	Maximum Hip Flexion (deg)	Maximum Hip Extension (deg)	Hip Flexion Angular Velocity (deg/sec)	Hip Extension Angular Velocity (deg/sec)
50%	30.0 ± 8.5	-9.1 ± 6.0	415.8 ± 61.8	-336.9 ± 57.1
75%	37.2 ± 5.2 *	-10.5 ± 7.2	543.2 ± 77.0 *	-394.0 ± 71.8 *
85%	40.8 ± 6.7 *†	-10.9 ± 7.8	606.4 ± 110.8 *†††	-460.2 ± 86.5 *†††
95%	40.0 ± 7.4 *	-8.4 ± 8.2 ‡	583.1 ± 114.9 *	-455.9 ± 92.7 *††
Treadmill Velocity (%Maximum)	Maximum Knee Flexion (deg)	Minimum Knee Flexion (deg)	Knee Flexion Angular Velocity (deg/sec)	Knee Extension Angular Velocity (deg/sec)
50%	104.8 ± 13.1	16.7 ± 2.9	906.9 ± 113.3	-949.1 ± 139.3
75%	117.8 ± 10.5 *	20.5 ± 2.7 *	1035.7 ± 113.6 *	-1140.4 ± 97.7 *
85%	123.3 ± 10.4 *†††	21.4 ± 3.9 *	1132.8 ± 113.4 *†††	-1211.9 ± 117.9 *††
95%	123.7 ± 7.6 *††	23.9 ± 2.4 *†††‡	1145.6 ± 85.7 *†††	-1205.6 ± 121.1 *†

Values represent mean ± SD across subjects.

Hip extension angle, hip extension angular velocity and knee extension angular velocity defined as negative.

*,p<0.001 (vs.50%max), †:p<0.05/††:p<0.01/†††:p<0.001 (vs.75%max), ‡:p<0.05 (vs.85%max)

接地時の股関節屈曲角度および膝関節屈曲角度を Table3-3-4 に示した。股関節屈曲角度は、50%max と比較して 85%max、95%max が有意に大きく (p<0.001)、75%max と比較して 85%max、95%max が有意に大きかった (p<0.05, p<0.01)。また、膝関節屈曲角度は速度の上昇に伴い増大し、75%max と 95%max との間に有意差が認められた (p<0.05)。

Table3-3-4 Hip and knee flexion angle at foot strike.

Treadmill Velocity (%Maximum)	Hip Flexion (deg)	Knee Flexion (deg)
50%	18.8 ± 5.0	18.3 ± 3.5
75%	20.7 ± 3.9	22.2 ± 2.8
85%	23.3 ± 4.2 *†	23.4 ± 4.4
95%	22.9 ± 3.9 *††	26.6 ± 6.3 †

Values represent mean ± SD across subjects.

*,p<0.001 (vs.50%max), †:p<0.05/††:p<0.01 (vs.75%max)

Middle Swing Phase と Late Swing Phase に関して，股関節角度および膝関節角度の変位量を算出した結果を Table3-3-5 に示した．Middle Swing Phase における股関節屈曲角度の変位量は，50%max と比較して 75%max，85%max，95%max における値が有意に大きく ($p<0.001$)，75%max と比較して 85%max にて有意に大きかった ($p<0.01$)．膝関節屈曲角度の変位量は，Middle Swing Phase において速度の上昇に伴い有意に増大し，50%max と比較して 75%max，85%max，95%max にて有意に大きく ($p<0.01$ ， $p<0.001$ ， $p<0.001$)，75%max と比較して 85%max，95%max にて有意に大きかった ($p<0.001$)．それに対し，Late Swing Phase においては 85%max，95%max の変位量が 50%max，75%max と比較して小さくなる傾向であった．股関節角度変位量，膝関節角度変位量共に 85%max と 95%max の値に有意差はみられなかった．また，50%max および 75%max では Middle Swing Phase に比べて Late Swing Phase における膝関節角度の変位量が有意に大きかったが ($p<0.001$)，85%max および 95%max においては 2Phase 間に差は認められず，同程度の角度変位を示した．

Table3-3-5 Hip and knee angle displacement at middle swing phase and late swing phase.

Treadmill Velocity (%Maximum)	Hip angle displacement		Knee angle displacement	
	Middle Swing (deg)	Late Swing (deg)	Middle Swing (deg)	Late Swing (deg)
50%	11.3 ± 5.4	-11.1 ± 5.4	-29.7 ± 14.0	-50.8 ± 13.9
75%	17.5 ± 3.8 ***	-16.9 ± 4.3 ***	-40.1 ± 8.6 **	-55.9 ± 7.8
85%	20.1 ± 3.0 ***††	-17.2 ± 5.4 **	-46.9 ± 6.7 ***†††	-49.8 ± 15.3
95%	19.7 ± 3.0 ***	-17.3 ± 6.1 *	-48.1 ± 7.2 ***†††	-48.4 ± 9.8 ††

Values represent mean ± SD across subjects.

Hip extension and knee extension displacement defined as negative.

*: $p<0.05$ /**: $p<0.01$ /***: $p<0.001$ (vs.50%max), †: $p<0.05$ /††: $p<0.01$ /†††: $p<0.001$ (vs.75%max)

3-3-2 筋活動動態分析結果

筋活動動態の連続時系列変化

Figure3-3-2 にフィルタ処理後の 95%max ランニングにおける 1 ストライドの筋電図波形の典型例を示した。

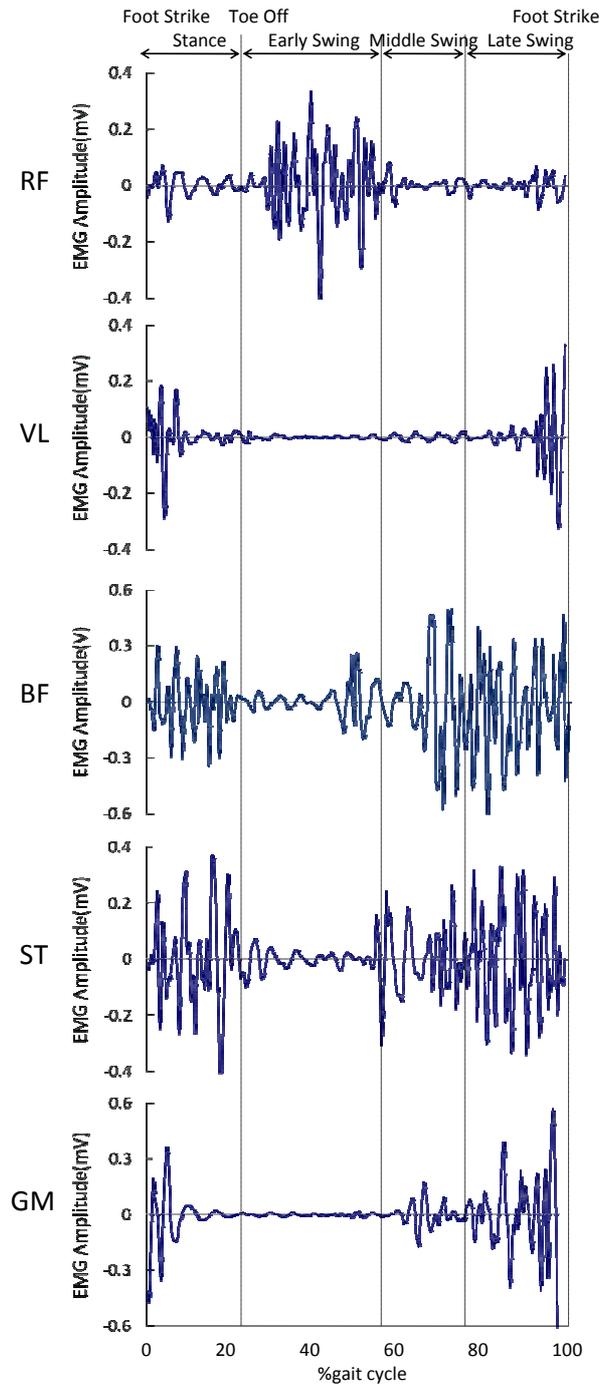


Figure3-3-2 Typical raw EMG data recorded from 1stride during 95%max sprinting.

. ランニング速度の変化における Phase 毎の筋活動動態の検討

1 ストライドを 4 相(Phase)に区分し, それぞれの Phase におけるランニング速度の変化による筋活動量を筋毎に Figure3-3-3 から Figure3-3-8 に示した .

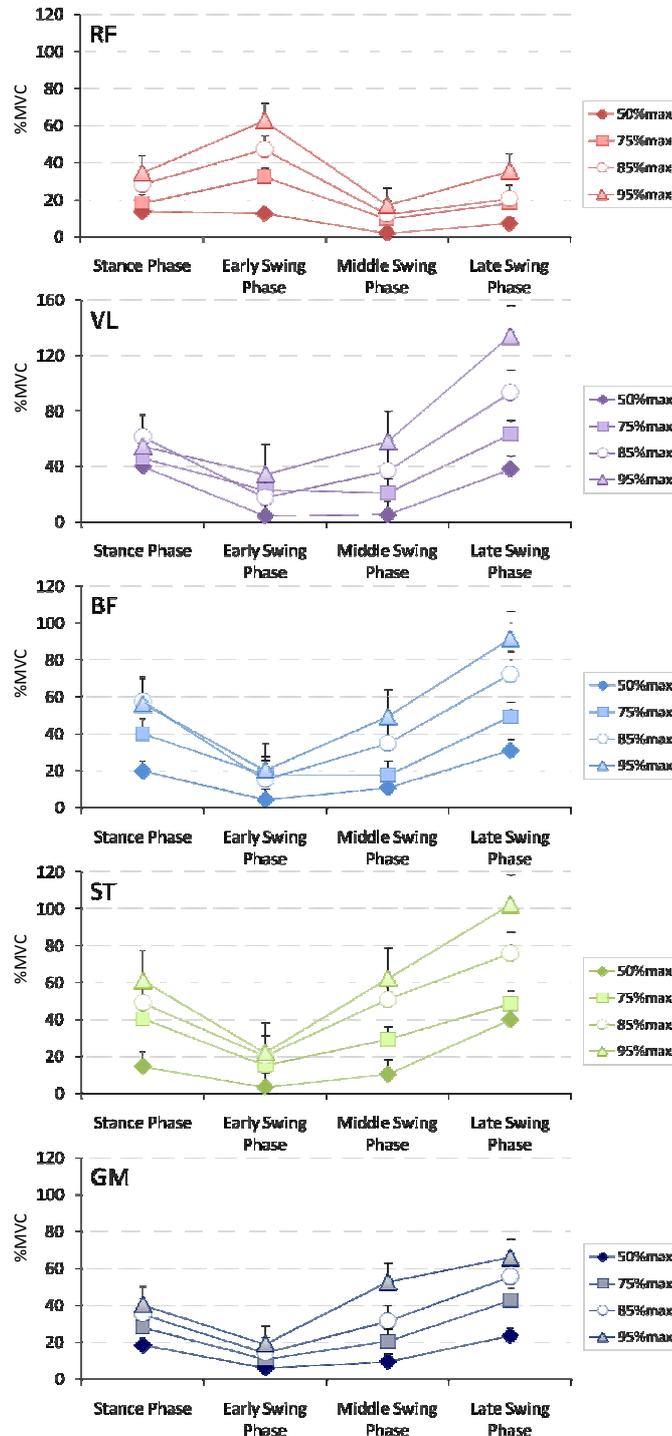


Figure3-3-3 Change in %MVC values of each phase over range of running velocities.

RF に関して(Figure3-3-4) ,Phase とランニング速度の間に有意な交互作用が確認された ($F=3.224, p<0.01$) . Stance Phase では 50%max と比較して 95%max の放電量が有意に大きかった($p<0.05$) . Early Swing Phase において ,50%max と比較して 75%max ,85%max , 95%max の放電量が有意に高値を示し($p<0.001, p<0.001, p<0.01$) , 75%max に比べて 85%max の放電量が高値であった($p<0.05$) . Middle Swing Phase において , 50%max と比較して 75%max ,85%max ,95%max の放電量が有意に高値を示した($p<0.001$) . Late Swing Phase において , 50%max と比較して 75%max , 85%max , 95%max の放電量が有意に高値を示し($p<0.001$) , 75%max および 85%max に比べて 95%max の放電量が高値であった ($p<0.01$) . また , いずれの速度においても Middle Swing Phase と比較して Late Swing Phase の筋活動量が有意に高値を示した($p<0.05$) .

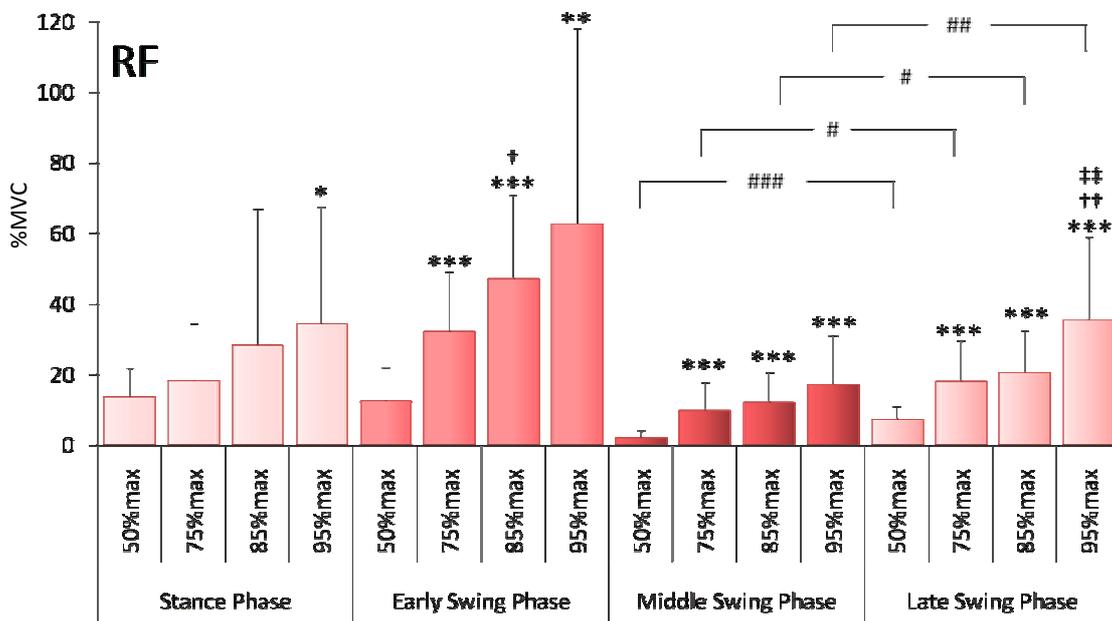


Figure3-3-4 Change in %MVC values of RF over range of running velocities. (n=8. Mean \pm SD)
 *:p<0.05, **:p<0.01, ***:p<0.001 (vs.50%max)
 †:p<0.05, ††:p<0.01, †††:p<0.001 (vs.75%max)
 ‡:p<0.05, ‡‡:p<0.01, ‡‡‡:p<0.001 (vs.85%max)
 #:p<0.05, ##:p<0.01, ###:p<0.001 (between Middle Swing and Late Swing Phase)

VL に関して(Figure3-3-5) ,Phase とランニング速度の間に有意な交互作用が確認された ($F=7.975, p<0.001$) . Stance Phase では 50%max , 75%max と比較して 85%max の放電量が有意に大きかった($p<0.001, p<0.05$) . Middle Swing Phase において , 50%max と比較して 75%max , 85%max , 95%max の放電量が有意に高値を示し($p<0.001$) , 75%max に比べて 85%max , 95%max の放電量が高値であった($p<0.01, p<0.001$) . さらに 85%max に比べて 95%max の放電量が有意に大きかった($p<0.05$) . Late Swing Phase において , 50%max と比較して 75%max , 85%max , 95%max の放電量が有意に高値を示し($p<0.01, p<0.001, p<0.001$) , 75%max に比べて 85%max , 95%max の放電量が高値であった($p<0.01$) . また , いずれの速度においても Middle Swing Phase と比較して Late Swing Phase の筋活動量が有意に高値を示した($p<0.001$) .

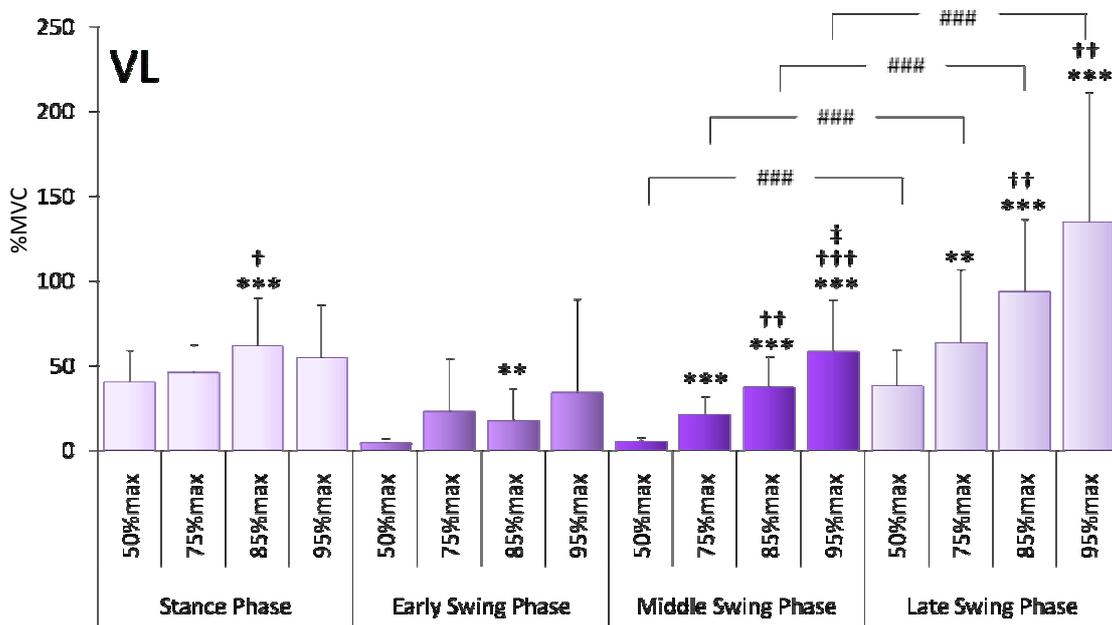


Figure3-3-5 Change in %MVC values of VL over range of running velocities. (n=8. Mean \pm SD)
 *: $p<0.05$, **: $p<0.01$, ***: $p<0.001$ (vs.50%max)
 †: $p<0.05$, ††: $p<0.01$, †††: $p<0.001$ (vs.75%max)
 ‡: $p<0.05$, ‡‡: $p<0.01$, ‡‡‡: $p<0.001$ (vs.85%max)
 #: $p<0.05$, ##: $p<0.01$, ###: $p<0.001$ (between Middle Swing and Late Swing Phase)

BF に関して(Figure3-3-6) ,Phase とランニング速度の間に有意な交互作用が確認された ($F=12.300, p<0.001$) Stance Phase では 50%max と比較して 75%max ,85%max ,95%max の放電量が有意に高値を示し($p<0.001$) ,75%max に比べて 85%max ,95%max の放電量が高値であった($p<0.01$) . Early Swing Phase において , 50%max と比較して 75%max , 85%max , 95%max の放電量が有意に高値を示し($p<0.05, p<0.001, p<0.001$) , 85%max に比べて 95%max の放電量が高値であった($p<0.05$) . Middle Swing Phase において , 50%max および 75%max に比べて 85%max , 95%max の放電量が有意に高値であった ($p<0.001$) .Late Swing Phase において ,50%max と比較して 75%max ,85%max ,95%max が有意に高値を示し($p<0.01, p<0.001, p<0.001$) , 75%max に比べて 85%max , 95%max が高値であり($p<0.01, p<0.001$) , さらに 85%max に比べて 95%max が有意に大きかった ($p<0.05$) . また , いずれの速度においても Middle Swing Phase と比較して Late Swing Phase の筋活動量が有意に高値を示した($p<0.001$) .

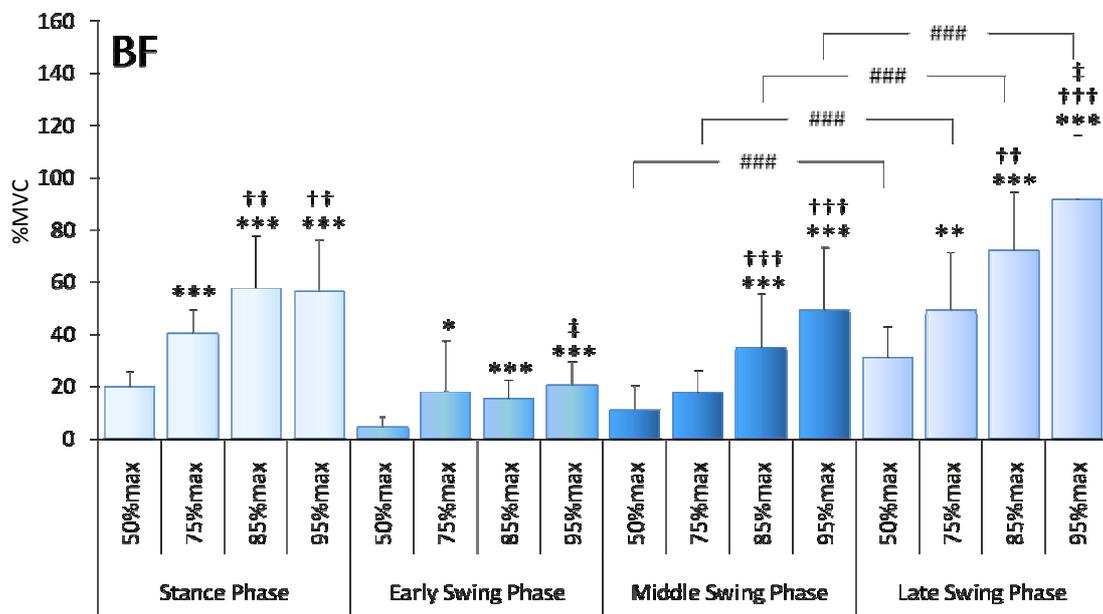


Figure3-3-6 Change in %MVC values of BF over range of running velocities. (n=8. Mean \pm SD)
 *: $p<0.05$, **: $p<0.01$, ***: $p<0.001$ (vs.50%max)
 †: $p<0.05$, ††: $p<0.01$, †††: $p<0.001$ (vs.75%max)
 ‡: $p<0.05$, ‡‡: $p<0.01$, ‡‡‡: $p<0.001$ (vs.85%max)
 #: $p<0.05$, ##: $p<0.01$, ###: $p<0.001$ (between Middle Swing and Late Swing Phase)

ST に関して(Figure3-3-7) , Phase とランニング速度の間に有意な交互作用が確認された (F=6.573, p<0.001) .Stance Phase では 50%max と比較して 75%max ,85%max ,95%max の放電量が有意に高値を示した(p<0.001) . Early Swing Phase において , 50%max と比較して 75%max , 85%max , 95%max の放電量が有意に高値を示した(p<0.01 , p<0.001 , p<0.001) Middle Swing Phase において ,50%max と比較して 75%max ,85%max ,95%max の放電量が , 75%max に比べて 85%max , 95%max の放電量がいずれも有意に高値を示した(p<0.001) . Late Swing Phase において , 50%max と比較して 85%max , 95%max の放電量が有意に大きく (p<0.001) ,75%max に比較して 85%max ,95%max の放電量が有意に大きく (p<0.01 p<0.001) ,さらに 85%max に比べて 95%max が有意に大きかった(p<0.01) . また ,いずれの速度においても Middle Swing Phase と比較して Late Swing Phase の筋活動量が有意に高値を示した(p<0.01) .

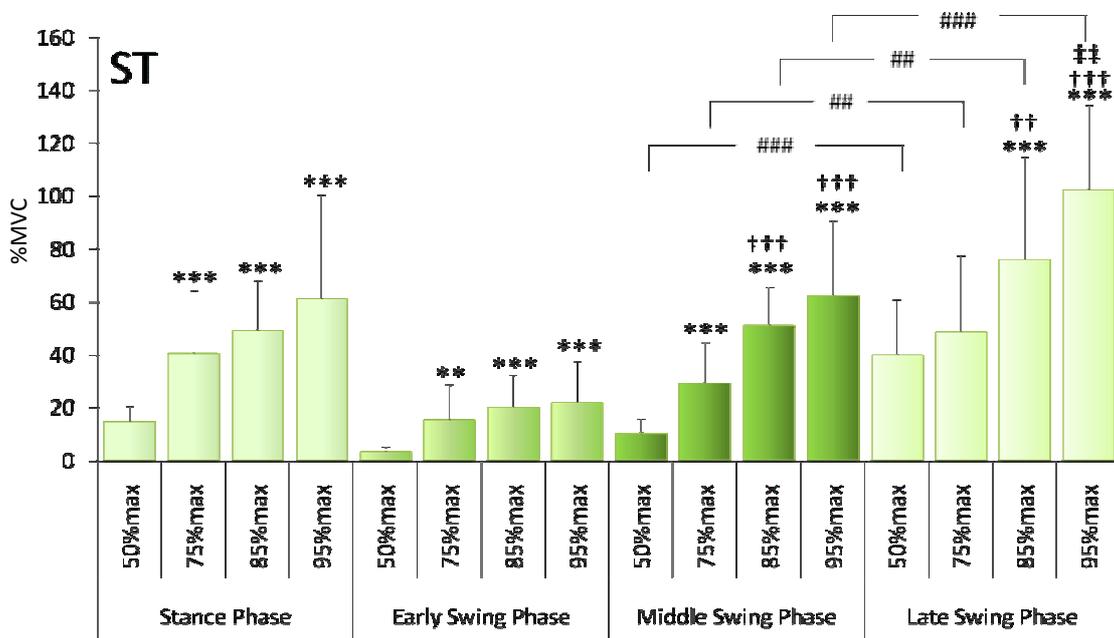


Figure3-3-7 Change in %MVC values of ST over range of running velocities. (n=8. Mean ± SD)

*:p<0.05, **:p<0.01, ***:p<0.001 (vs.50%max)

†:p<0.05, ††:p<0.01, †††:p<0.001 (vs.75%max)

‡:p<0.05, ‡‡:p<0.01, ‡‡‡:p<0.001 (vs.85%max)

#:p<0.05, ##:p<0.01, ###:p<0.001 (between Middle Swing and Late Swing Phase)

GM に関して(Figure3-3-8) , Phase とランニング速度の間に有意な交互作用が確認された($F=7.252, p<0.001$) . Stance Phase では 50%max と比較して 75%max , 85%max , 95%max の放電量が有意に高値を示した($p<0.01, p<0.001, p<0.01$) . Early Swing Phase において , 50%max と比較して 75%max , 85%max , 95%max の放電量が有意に高値を示した($p<0.001, p<0.05, p<0.05$) Middle Swing Phase において ,50%max に比べて 85%max , 95%max の放電量が有意に高値であり($p<0.001$) , 75%max に比べて 85%max , 95%max の放電量が有意に高値であり($p<0.05, p<0.01$) , さらに 85%max に比べて 95%max の放電量が有意に高値であった($p<0.01$) . Late Swing Phase において , 50%max と比較して 75%max , 85%max , 95%max の放電量が有意に大きく($p<0.001$) , 75%max と比較して 85%max , 95%max の放電量が有意に大きかった($p<0.05, p<0.01$) . また , 50%max , 75%max , および 85%max において Middle Swing Phase と比較して Late Swing Phase の筋活動量が有意に高値を示した($p<0.001$) .

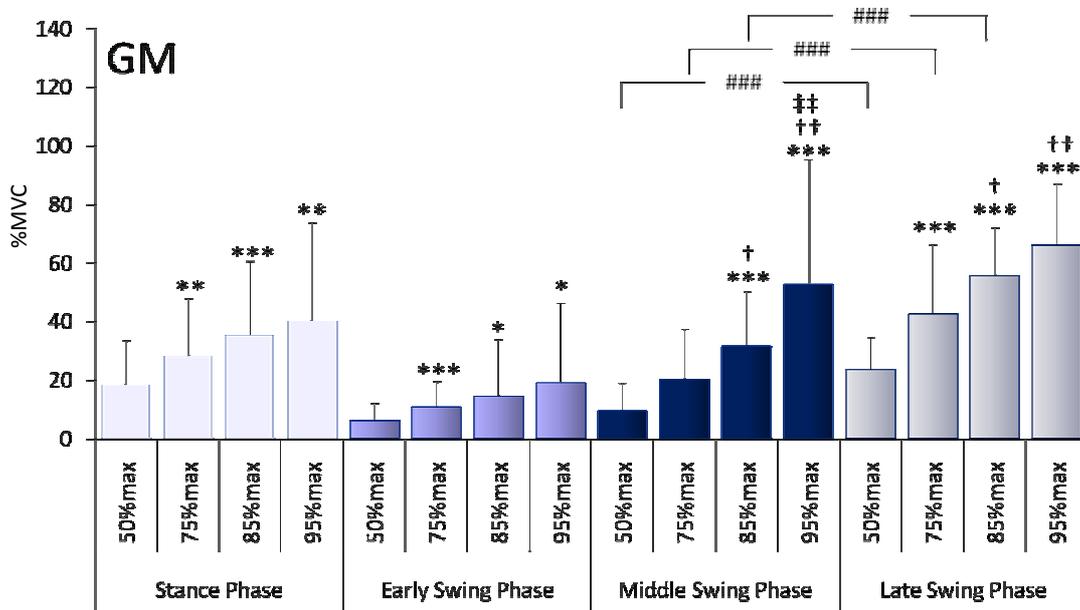


Figure3-3-8 Change in %MVC values of GM over range of running velocities. (n=8. Mean \pm SD)
 *: $p<0.05$, **: $p<0.01$, ***: $p<0.001$ (vs.50%max)
 †: $p<0.05$, ††: $p<0.01$, †††: $p<0.001$ (vs.75%max)
 ‡: $p<0.05$, ‡‡: $p<0.01$, ‡‡‡: $p<0.001$ (vs.85%max)
 #: $p<0.05$, ##: $p<0.01$, ###: $p<0.001$ (between Middle Swing and Late Swing Phase)

・ハムストリングスの筋活動動態の検討

BF と ST の筋活動動態を比較した結果を Figure3-3-9 に示した。Middle Swing Phase において、75%max、85%max、95%max において ST の筋活動量が BF に比べて有意に高値を示した($p<0.001$ 、 $p<0.01$ 、 $p<0.05$)。

また、BF と ST の活動の時系列変化から、1 ストライドにおける筋間の活動動態を検討するため、RMS の最大値が出現した時点の平均値を算出し(Table3-3-6)、RMS の最大値を基準値として相対値化した 1 ストライドの時系列変化の典型例と併せて Figure3-3-10 に示した。BF、ST 共に Stance Phase および Late Swing Phase における二峰性の活動動態を示した。ST の Stance Phase における最大 RMS 値出現時間に関して、95%max の最大値が 85%max に比較して有意に遅く出現し($p<0.05$)、Late Swing Phase では、85%max に比較して 95%max の最大値が有意に早期に出現した($p<0.05$)。また、Stance Phase、Late Swing Phase 共に 95%max においてのみ BF-ST 間の最大 RMS 値出現時間に有意差が認められ、ST の RMS 最大値が、Stance Phase では BF よりも有意に遅く出現し($p<0.05$)、Late Swing Phase では BF よりも有意に早期に出現した($p<0.01$)。

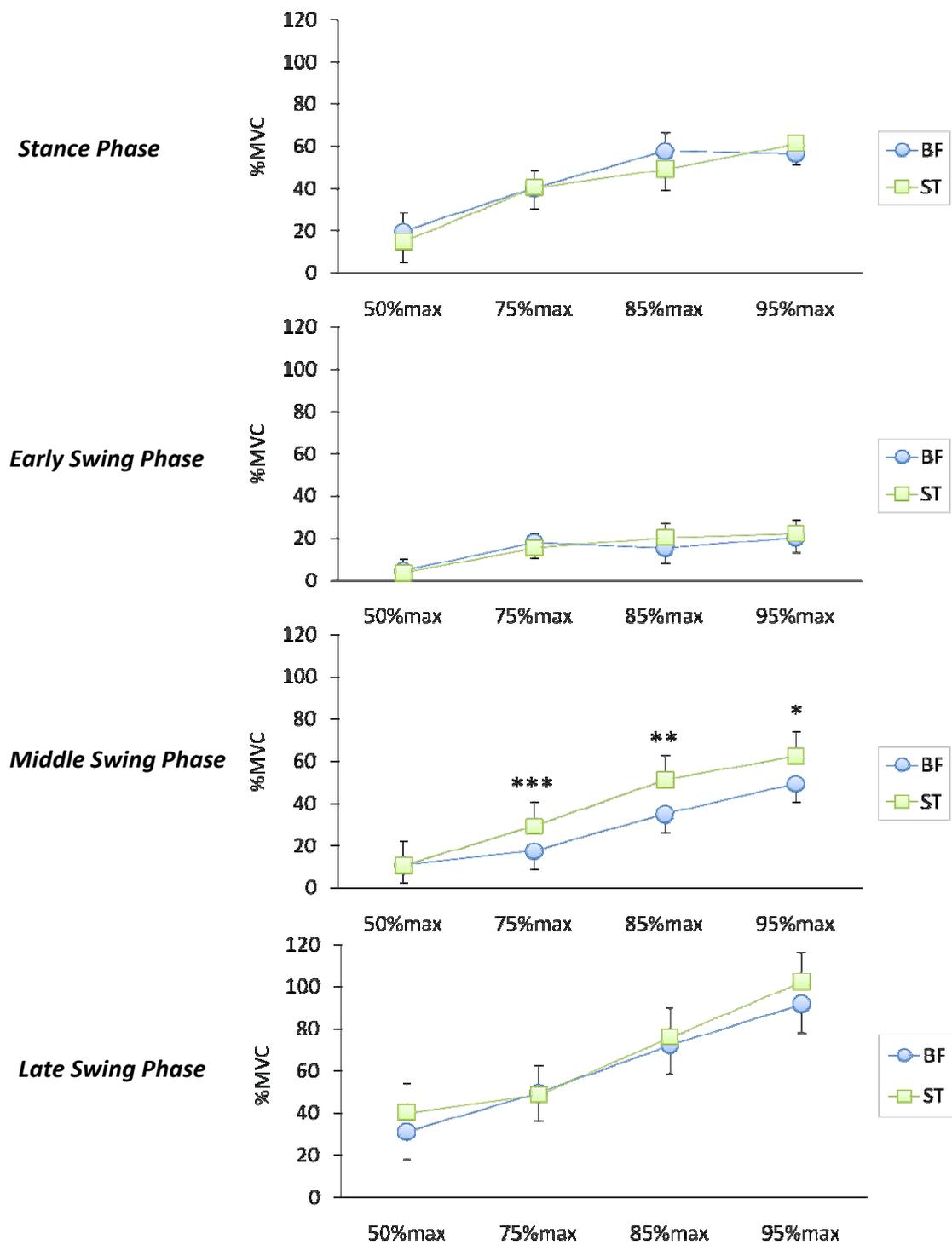


Figure3-3-9 %MVC value differences between BF and ST over range of running velocities at each phase of gait cycle.(n=8. Mean \pm SE.) *:p<0.05, **:p<0.01, ***:p<0.001 (BF vs.ST)

Table3-3-6 Mean and standard deviation of the peak time (%gait cycle), at which each RMS in the individual muscles during sprinting reached maximal value.

Treadmill Velocity (%maximum)	Stance Phase		Late Swing Phase	
	BF	ST	BF	ST
50%max	12.1 ± 3.1	11.4 ± 4.1	87.6 ± 3.5	85.0 ± 4.6
75%max	12.7 ± 6.1	9.7 ± 7.2	85.0 ± 4.0	85.3 ± 4.6
85%max	8.2 ± 4.8	6.6 ± 6.2	84.7 ± 6.8	86.5 ± 3.9
95%max	8.7 ± 8.1 *	15.9 ± 2.1 #	86.1 ± 5.1 **	83.1 ± 4.9 #

Values represent mean ± SD (%gait cycle) across subjects.

*: p<0.05, **: p<0.01 (BF vs. ST), #: p<0.05

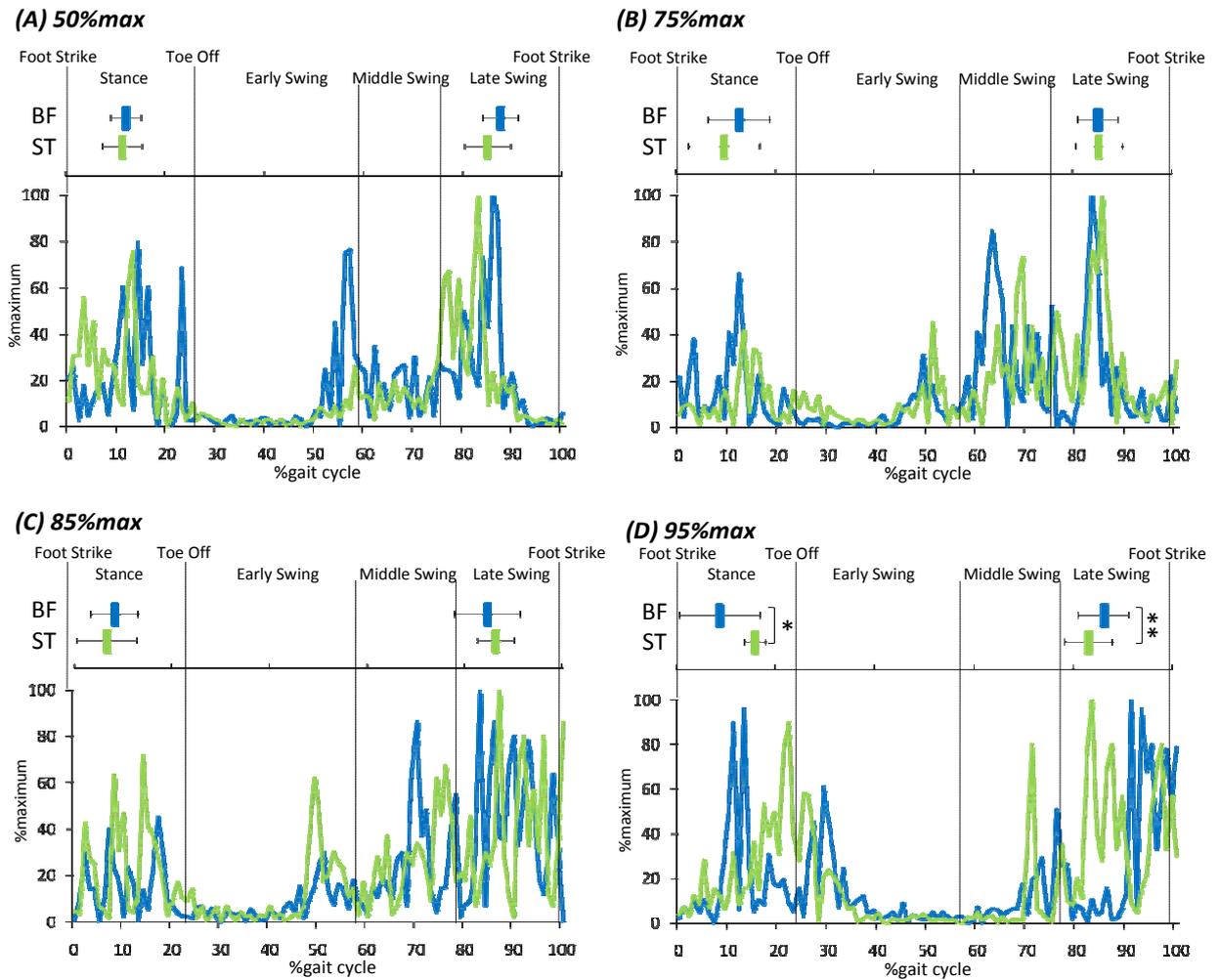


Figure3-3-10 Mean and standard deviation of the peak time, at which each RMS in the individual muscles during sprinting reached maximal value. (Blue: BF, Green: ST) Typical RMS data during each sprinting were standardized by maximal value.

3-4 考察

本研究では、異なる速度条件におけるランニング時のハムストリングスをはじめとする下肢の筋活動動態を検討した。本研究で得られたランニング時の下肢の筋活動様式は、Simonsenら[92]および馬場ら[125]をはじめとする多くの先行研究報告[84, 122-124]と一致している。RFは、離地から股関節が屈曲しながら膝関節が最大に屈曲するまでの局面である、Early Swing Phaseにおける活動が高く、一峰性の活動動態を示した。VL, BF, ST, およびGMは、Stance Phase および Late Swing Phase において筋活動が大きく、二峰性の活動動態を示した。

スプリント動作でのハムストリング肉離れの発生メカニズムおよびそのリスクファクターを考察する上で、ハムストリングスに股関節屈曲・膝関節伸展による伸張性負荷がかかるとされる遊脚期後半をより詳細に検討するため、膝関節が伸展しながら股関節が屈曲する期(Middle Swing Phase)、股関節がわずかに伸展しながら下腿の振り出しに伴い膝関節が伸展する期(Late Swing Phase)に分類した。本項では、ランニングスピードの違いにおけるハムストリングスの筋活動動態を動作解析と併せて考察する。

・ランニング速度の変化における動作および筋活動動態の分析

Orchard[89]は、スプリント時のハムストリングス肉離れ受傷リスクが高くなる場面は、最大速度でストライドを広げようとする時であり、その危険肢位として、体幹の前傾、股関節屈曲、および膝関節伸展位としている。また、ハムストリングスが最も伸張されるのは遊脚期後半であり、最大負荷がかかるのは接地直後であると報告している。奥脇[14]は、疾走中のハムストリングス肉離れの危険動作として、体幹の傾き(前傾)、下肢の振り上げ動作による股関節屈曲、下腿が前方に振り出される際の膝関節伸展、ストライドの長さ、さらに、骨盤の傾斜および骨盤の回旋を挙げている。本研究結果によると、膝関節は下腿の振り出し期(Late Swing Phase)に最も伸展し、その時の膝関節屈曲角度はThelenら[96]の報告と同様、ランニング速度の上昇に伴い有意に大きくなった。接地時の膝関節屈曲角度においてもより屈曲する傾向であった。さらに、Middle Swing Phaseの膝関節角度の変位

量は速度上昇に伴い、有意に大きくなる傾向であったのに対し、Late Swing Phase では 85%max, 95%max の変位量が 50%max, 75%max と比較して小さく、逆の傾向であったことから、高速度のランニングでの Late Swing Phase においては接地に備えた膝関節伸展に対するブレーキ動作としての膝関節屈曲運動が大きくなったと考えられる。股関節屈曲角度、股関節屈曲角速度および膝関節伸展角速度は、85%max と 95%max ではほぼ同値であったがランニングスピードの上昇に伴い有意に大きくなる傾向であった。これらの結果を総じて考察すると、ランニングスピードの上昇に伴い、股関節屈曲、膝関節伸展動作スピードも有意に上昇し、それに伴い股関節はより屈曲し、Orchard[89]や奥脇[14]の提唱する肉離れ受傷危険肢位に近くなると考えられる。だが、85%max と 95%max における股関節および膝関節の角度や角速度、Middle Swing Phase および Late Swing Phase の角度変位量を比較すると、ほぼ同値で有意な差はみられなかった。Kivi ら[126]は、最大スピードの 70%から 95%のトレッドミルランニング時の動作解析を行っており、最大スピード付近(最大スピードの 90%から 95%の速度)での股関節屈曲角度・角速度および膝関節伸展角速度に関しては、ランニング速度間で有意な差はないと報告しており、本研究結果と一致する。このことから最大スピード付近のある一定以上の速度における動作特性に関しては、ランニングスピードの上昇に伴った変化はみられないと推測できる。

一方、ランニングスピードの上昇に伴い下肢の筋活動量は有意に増大した。これは異なる速度でのランニングにおける下肢の筋活動を検討した Mero ら[123]の報告と一致する。さらに本研究結果では、Middle Swing Phase の VL および GM に関して、95%max の筋活動量が 85%max に比べて有意に高くなり、Late Swing Phase の RF, BF, および ST に関しては、85%max から 95%max への速度上昇に伴い有意に筋放電量が増大した。また、本実験における最大スピード(100%max)でのランニング時の下肢の筋活動量を検討したところ、95%max と比較して増大する傾向はあったものの、ほぼ同程度であった。このことから 95%max でのランニング時の筋活動量から最大スピードの筋活動量を類推することができる。逆に、95%max は最大スピードのランニングに近いといえる。

以上より、ランニングスピードの上昇に伴い、股関節屈曲角度、股関節屈曲・膝関節伸展角速度は有意に上昇し、ハムストリングスへの伸張負荷を高めるが、最大スピード付近のある一定以上の速度における動作特性に関してはランニングスピードの上昇に伴った変化はみられなかったのに対し、下肢の筋活動量はスピードの上昇に伴い漸増的に、有意な増大を示したことから、特に 85%max から 95%max、最大スピードまでランニング速度が上昇することで自家筋活動による筋への負荷が一段と高くなり、それによる筋損傷の危険も高くなることが推測される。

また、ランニング速度に関わらず全ての筋で Middle Swing Phase から Late Swing Phase にかけて筋活動量が有意に増大した。本結果より、スプリント時の遊脚期後半においてハムストリングスへの伸張性負荷増大が肉離れ発生のリスクファクターとなるという多くの研究報告[83-85]に加えて、遊脚期後半の中でも特に下腿の振り出しによって膝関節が伸展する局面において、大腿四頭筋の筋活動、股関節伸筋としてハムストリングスの共働筋である大殿筋、そしてハムストリングス自身の強い筋活動が確認された。すなわち、接地直前において周辺筋の強力な筋活動、さらにハムストリングス自身の筋活動が増大することで、伸張性負荷に加えて強力な筋活動が起こることで、ハムストリングスに対する力学的な負荷がより一層増大することが示唆される。

・ハムストリングスの筋活動動態の比較

本研究では、ハムストリングス構成筋である BF と ST の筋活動動態を比較した。75%max 以上のトレッドミルスプリントに関して、Middle Swing Phase における ST の筋活動量が BF に比べて有意に高値となったが、Late Swing Phase の筋活動は BF、ST とともに Middle Swing Phase と比較して有意に増大し、2筋の筋活動量に有意な差はみられなかった。このことから、Middle Swing Phase から Late Swing Phase にかけて BF の筋活動量の増大が ST に比べて有意に大きいことがいえる。遊脚期後半の接地直前において、伸張されたハムストリングスの筋活動が増大するという報告[83, 124, 127]と本結果は一致する。Late Swing Phase では、強力な大腿四頭筋の働きで振り出された下腿に対して、接地前の振り

戻し動作(ブレーキ動作)として膝関節の伸展を制限・調節するためにハムストリングスが収縮する[86]。本実験の動作解析結果より、ランニング速度の上昇に伴い下腿振り出し動作時の膝関節屈曲角度が増加し、接地時の膝関節角度が大きくなること、さらに Late Swing Phase で膝関節の強力な伸展力を生む RF および VL の筋活動がランニング速度の上昇に伴い有意に増大していることから、このブレーキ動作はランニング速度の上昇に伴い大きくなると考えられる。これは、伸張性収縮によるブレーキ動作は運動速度が速いほど大きくなるという Hewett らの報告 [87]と一致する。さらに、Late Swing Phase では股関節の伸展運動も同時に起こっているため、股関節伸筋としてもハムストリングスは大きく働くと考えられる。以上より、Late Swing Phase の強力な伸張性の膝関節屈曲運動および股関節伸筋運動においてはパワー発揮の機能要求が大きい BF の活動が増加しており、重要な役割を担っていると考えられる。

また、本研究ではスプリント動作中のハムストリングスの筋腱長の検討はしていないが、スプリント動作時のハムストリングスの筋腱長は遊脚期後半に最大となると報告されている[83, 92]。Thelen ら[96]は、三次元動作解析のシミュレーションにより、スプリント時のハムストリングス BF(long)、ST、および半膜様筋(SM)の筋腱長の推定を行っており、BF はハムストリングスの中でも伸張率が高く、さらに遊脚期後半において最も伸張し、最大伸張が起こるのは接地前であると報告している[96]。筋損傷は伸張性負荷に加えて過剰な筋活動が起こることで生じる[18, 79]ことから、伸張された状態における筋活動量の増大は、筋自身への伸張性負荷をより大きくすると考えられる。以上のことを総じて考察すると、ハムストリングの中でも BF は、Late Swing Phase において伸張性負荷と自身の強力な筋活動による肉離れのリスクが高いことが示唆される。

ST の筋活動動態に関して考察すると、Middle Swing Phase における ST の筋活動量が BF に比べて有意に高値となったことから、ST は Middle Swing Phase の股関節屈曲局面において大きく伸張性収縮していることが推測される。さらに、50%max から 85%max のスプリントの Late Swing Phase において、BF と ST の筋活動最大値の出現タイミングに

差は認められなかったのに対し、95%max においてのみ、ST の RMS ピーク値の出現時間が BF に比べ有意に早くなり、2 筋の活動時間に有意な差が確認された。ハムストリングスの中で ST は紡錘状筋であり、羽状筋である BF および SM と比較して筋線維長が長く [69, 71]、長い範囲での収縮が可能である。こういった特性から、ST は Middle Swing Phase での股関節屈曲時の伸張性収縮および Late Swing Phase での膝関節伸展時の伸張性収縮、双方に相対的に大きく貢献していると考えられ、最大スピード付近でのスプリントにおいては、股関節屈曲動作に続く下腿の振り出し動作の強い伸張性収縮に対して活動時期を早めている可能性も示唆される。一方で BF の最大筋活動の出現タイミングが ST に比較して遅延することで、BF は、接地直前の伸張性負荷と活動のピークが同時に起こることでの負荷の増大、さらに、接地の衝撃に備えた筋活動が遅れることによる損傷の危険性が示唆される。また、ランニングスピードの上昇に伴う筋の伸張量の増大や動作スピードの上昇によって固有感覚器への刺激が増大することが推測され、この刺激に対する中枢性もしくは末梢性の神経筋反応機構の相異が影響している可能性も考えられる。

ハムストリングス肉離れの多くは BF long に発生している [8, 13-15] ことから、奥脇 [77] は、羽状筋は生理学的断面積が大きく、強い収縮を行うのに有利である反面、スポーツ活動中に大きな負荷がかかりやすく、そのため肉離れの機会も多いと推測している。Garrett ら [78] や Hoskins ら [27] もまた、ハムストリングス構成筋の解剖学的・機能的特性の差異も肉離れ受傷要因として大きく影響していると推測している。本実験で確認された、Late Swing Phase における BF の筋活動の増大によって運動動作中に急激に生じるハムストリングス内の筋活動貢献の変化、あるいは最大スピード付近のスプリントで生じる最大活動時間の相違にみられるように、スプリント動作時においてもハムストリングス間の機能分担が存在する可能性が示唆される。そして、このようなハムストリングスの活動動態の特性は、構成筋の解剖学的差異およびそれに起因する機能的特性の差異の影響を大きく受けていると示唆される。また、ハムストリングス肉離れの MRI 画像所見報告によると、ハムストリングス近位に発生する肉離れでは、BF long における損傷例に次いで、BF

および ST が融合する部位での損傷例も多く報告されている[15, 24]。ハムストリングスの解剖学的形態の特徴として、BF と ST は近位で融合し、その下から腱膜となった半膜様筋が合流し、総頭となり坐骨結節に付着している。肉離れの発生時には、何らかの原因でハムストリングスの筋活動制御機構に異変を来たすことで、通常かからないような伸張性収縮力が筋腱移行部、筋線維同士および腱の融合部といった構造的に弱い部分に負荷を与え、それが肉離れの発生要因となる可能性が考えられる。

・本研究の意義と課題

本研究では、速度規定を正確に行うため、試技動作をトレッドミルスプリントとした。トレッドミル上でのスプリントとグラウンド上でのスプリントを比較した先行研究は多数報告されている[128-132]。これらの報告によると、トレッドミルランニングでは、接地時間が短く、ストライド時間が減少し、単位時間当たりのストライド頻度が増加する点がグラウンドランニングとの相違点として挙げられており、大きな違いは接地時に生じるとされる。Nigg ら[131]は、トレッドミルランニングとグラウンドランニングの動作の差異に関して、個人間で異なるためハムストリングスの活動特性がどのように異なるかを論議することは難しいとしているが、Frishberg ら[128]は、トレッドミルランニングとグラウンドランニングの大きな違いとして、トレッドミルのベルトの動きが接地時の下肢の伸展による推進力産生を有意に減少させていると報告している。トレッドミルランニングに比べてグラウンドランニングでは、接地後の推進力を得るためにより大きな下肢伸展パワーが必要であり、この時ハムストリングスにかかる負荷はより大きくなると考えられる。一方で Wank ら[132]は、動作解析に加えて下肢の筋電図解析を行っており、接地前および接地時の外側広筋の筋活動量がトレッドミルランニングに比べてグラウンドランニングで有意に大きく、遊脚期の大腿直筋の筋活動がグラウンドランニングで有意に大きいと報告している。また大腿二頭筋の筋活動に関しては大きな違いは確認されないと報告している。また、Heiderscheit ら[98]は、トレッドミルランニングで実際に発生した右大腿二頭筋の肉離れの瞬間を分析・報告しており、接地直前の下腿振り出し期の遠心性収縮時において受傷し

たと推測している．このことからトレッドミルランニングにおいて，ハムストリングス肉離れ発生危険因子を検討することは有用であると考えられる．一方で，接地前後の伸張性収縮から短縮性収縮での切り替え時においてもハムストリングス肉離れが発生すること [77, 88-90]から，ハムストリングス肉離れの発生メカニズムを検討する上で，トレッドミルランニングだけでなく実際のグラウンドランニングにおける検討も必要である．

また，本研究では，ハムストリングス肉離れ既往歴を有さない陸上短距離選手を対象とし，速度条件のみを違えたスプリント動作と下肢の筋活動動態の検討を行った．ランニング速度の上昇によって，股関節屈曲角度の増大，股関節屈曲角速度および膝関節伸展角速度の上昇が確認され，それに伴うハムストリングスの筋放電量の増大もみられた．これらの結果は，ランニング速度の上昇により，筋に対する伸張性負荷と自家筋力による損傷の危険が増大することを示唆している．奥脇[14]は，肉離れ受傷の症例報告において，ハムストリングス肉離れには股関節および膝関節の動きが強く関与し，接地直前で股関節屈曲角度が大きいまま膝伸展が急激に行われた場合には，ハムストリングスの遠位部に損傷が起こり，また，接地時には膝関節伸展位で固定された状態で股関節が屈曲すると，ハムストリングス近位部での損傷が起こりやすいと推測している．さらに，これらの動きに股関節および膝関節の回旋が加わることによって，内側あるいは外側のハムストリングスに伸張性収縮が強制されるとしている．本結果より，正常なスプリント動作における動作スピードの上昇においても，ハムストリングス肉離れのリスクは大きくなると考えられ，さらにこの状態から股関節屈曲強制，膝関節伸展強制や回旋が加わることでハムストリングス肉離れ発生リスクはさらに大きくなることが推測される．しかし，本研究では二次元動作解析であったため，回旋運動に関する考察は推測に留まる．今後，ハムストリングス肉離れのリスクファクターを検討するためには，三次元動作解析を用いたより詳細な関節の回旋運動の検討が必要である．また，肉離れ発生の危険因子のうち，既往歴の有無も大きく関与すると報告されている[3, 8, 12, 16]ことから，肉離れの既往歴を有する選手では，動作スピードの上昇が，ハムストリングスに与える負荷をより増大させる何らかの要因を

有する可能性も考えられる．これらに関する検討は今後の研究の課題としたい．

結語

- ・ 異なる速度条件におけるランニング時のハムストリングスをはじめとする下肢の筋活動動態を検討した．
- ・ 最大速度付近のある一定以上の速度における動作特性に関してはランニングスピードの上昇に伴った変化はみられなかったのに対し，下肢の筋活動量はスピードの上昇に伴い漸増的に，有意な増大を示した．
- ・ Late Swing Phase の強力な伸張性の膝関節屈曲運動においては BF の活動が増加しており，伸張性負荷と自身の強力な筋活動による肉離れのリスクが高いことが示唆された．
- ・ 最大スピード付近のスプリント動作において，ハムストリングス内の筋活動貢献度の変化や最大活動時間の差異が確認されたことから，ハムストリングス間の機能分担が存在する可能性が示唆された．

第 4 章

総合考察

総合考察

本研究では、肉離れの受傷機転である伸張性収縮時のハムストリングス構成筋の活動動態の検討を行い、さらに動作スピードとの関連を検討することから、ハムストリングス肉離れの発生機序に示唆を与えることを目的とした。伸張性収縮時の基礎的なハムストリングスの筋活動動態の比較として、異なる伸張性収縮速度におけるハムストリングス各筋の筋活動動態の検討[実験 1]を行い、さらに実際のスプリント動作におけるハムストリングスの筋活動動態を検討するため、異なる速度におけるランニング時のハムストリングスの筋活動動態の検討[実験 2]を行った。

等尺性膝関節屈曲運動[70, 75]および短縮性膝関節屈曲運動[74]においてハムストリングスの機能に差異が確認された報告とは異なり、伸張性膝関節屈曲運動におけるハムストリングス構成筋である大腿二頭筋(BF)、半腱様筋(ST)、半膜様筋(SM)の筋活動動態は膝屈曲 15 度までは同様の傾向であったが、膝屈曲 15 度以下の膝伸展位付近で BF の筋活動量が有意に低下した。また、高速度の伸張性膝関節屈曲運動において膝伸展位でのトルクの低下が大きかったことから、膝伸展位付近でのトルク低下には BF の筋活動低下が影響していると考えられた。この活動様式の違いにはハムストリングス内の解剖学的形態特性および神経筋活動制御の差異が大きく影響していると考えられた。

一方、実際のスプリント動作の検討では、ハムストリングスに伸張性負荷がかかる遊脚期後半の筋活動動態を詳細に検討し、Late Swing Phase における強力な伸張性の膝関節屈曲運動においては BF の活動が増加しており、重要な役割を担っていると考えられ、さらに BF はこの局面において伸張性負荷と自身の強力な筋活動による肉離れのリスクが高いことが示唆された。また、ST は Middle Swing Phase の股関節伸展時の伸張性収縮および Late Swing Phase の膝関節屈曲時の伸張性収縮、双方に相対的に大きく貢献していると考えられた。スプリント動作時のハムストリングスの活動動態の特性においても、ハムストリングス内の筋活動貢献度の変化や最大活動時間の差異が確認されたことから、ハムストリングス内の機能分担が存在する可能性が示唆された。

ハムストリングス肉離れの多くは BF long に発生している [8, 13-15]ことから、奥脇 [77]は、羽状筋である BF long は生理学的断面積が大きく、強い収縮を行うのに有利である反面、スポーツ活動中に大きな負荷がかかりやすく、そのため肉離れの機会も多いと推測している。Garrett ら [78]や Hoskins ら [27]もまた、ハムストリングス構成筋の解剖学的・機能的特性の差異も肉離れ受傷要因として大きく影響していると推測している。本実験結果より、肉離れと関連が強い伸張性収縮時のハムストリングスについて、解剖学的形態特性および神経筋活動制御の差異に起因する活動動態の相違が確認された。これは上記の推察を支持する結果であり、肉離れの発生時には、何らかの原因でハムストリングスの筋活動制御機構に異変を来たすことで、筋腱移行部、筋線維同士および腱の融合部といった構造的に弱い部分に通常かからないような負荷を与え、それが肉離れの発生要因となる可能性が推察される。

ハムストリングス肉離れは MRI 画像診断技術の進歩により、その発生部位が筋腱移行部であること [15, 20, 77]、また、発生が BF long に多いこと [8, 13-15]など、その病態が判明してきている。しかし、発生メカニズムが多岐にわたり、多くの研究がなされているにも関わらず、未だ不明確な点が多いのが現状である。したがって、肉離れの効果的な治療法・予防法の確立のためには、その発生メカニズムの解明が非常に重要である。

特に肉離れが多く発生するスプリント動作 [4, 17, 44]において、受傷機転とされる伸張性収縮時のハムストリングス各筋の筋活動動態について検討した報告は少ない。それ故ランニング速度条件を変えた際の動作解析および筋活動の変化を詳細に検討した本研究結果は、ハムストリングス肉離れ発生機序解明のための基礎的見解として有用である。そして今後、本研究に加えてハムストリングス肉離れのリスクファクターを検討するためには、トレッドミルランニングだけでなく実際のグラウンドランニングにおける検討も必要である。さらに、股関節、膝関節の回旋が加わることでハムストリングス肉離れ発生リスクはさらに大きくなることが推測されている [14]ことから、三次元動作解析を用いたより詳細

な関節の回旋運動と肉離れとの関係の検討が必要である。また、ハムストリングス肉離れはスプリント動作中の受傷の他に、サッカーなどのコンタクトスポーツではスポーツ活動中の相手との接触、あるいはそれを回避するための急激なストップ動作や切り返し動作による受傷も多くみられる。こういった受傷場面では、介外力による力学的な負荷が生じるだけでなく、外的刺激によって何らかの形で正常な神経筋反応機構に乱れが生じている可能性が考えられ、中枢レベル、あるいは末梢レベルでの筋制御メカニズムが崩れた際に肉離れが発生することも推察される。したがって、瞬間的な外乱に対する反応がハムストリングスの収縮機構にどのような影響を及ぼすのかを詳細に検討することも肉離れの発生機序の解明において重要な意味を有する。

肉離れの発生時には、何らかの外乱によって誘発される神経筋反応機構の異常や体幹の前傾などによる肢位異常により、ハムストリングスの筋制御メカニズムに異変が起こり、生理学的限界を超える伸張性負荷がかかることによって発生することが推測される。この推察を実証するにはハムストリングス構成筋の機能分化に関する運動生理学的な基礎研究に加えて、実際の肉離れ受傷場面の検討が必要である。ハムストリングス肉離れ受傷場面のビデオ解析を行った報告[89, 94]において、体幹の前傾がハムストリングスに過度の伸張性負荷を与え、肉離れ発生リスクを増大させると考えられており、このことから体幹の前傾と肉離れの発生には深い関係があることが推測される。近年、実際の受傷場面の映像から三次元的動作構築を行う“model-based image matching technique”の有用性が報告されており[133]、肉離れ受傷肢位や受傷の瞬間の重心位置など、ハムストリングスにかかる外力の定量化が可能である。こういった技術を用いた受傷シーンの詳細な分析は大変興味深く、正常なスプリント動作との相違の検証やMRI画像所見と比較を行い、肉離れ受傷特性の推察をすることで重要な見解が得られると考えられる。また、その基盤となる見解として、特に肉離れと関係が深いとされる伸張性収縮時において股関節伸展筋および膝関節屈筋としてのハムストリングスの機能に着目し、各筋の生理学的特徴をより詳細に明らかにしていくことも重要である。

以上のように，実際のハムストリングス肉離れ受傷肢位・受傷機転の推察を基に，実験室レベルにおいて試技の条件を変えた際の動作や神経筋制御機構の変化を検討することによって，実際のスポーツ現場におけるハムストリングス肉離れの受傷メカニズムや受傷リスクファクターの解明に一步近づくことができる．そして，肉離れの予防法確立を最終目的とし，ハムストリングスの機能分化を踏まえた肉離れ発生メカニズムの解明が今後の研究の課題である．

第 5 章

結論

結論

本研究では、肉離れの受傷機転である伸張性収縮時のハムストリングスを構成する各筋の活動動態を検討することから、ハムストリングス肉離れの発生機序の解明を目的とし、異なる伸張性収縮速度におけるハムストリングス各筋の筋活動動態の検討[実験 1]、および異なる速度におけるランニング時のハムストリングスの筋活動動態の検討[実験 2]を行い、以下の結論を得た。

[実験 1] 伸張性膝関節屈曲運動におけるハムストリングスの筋活動は、角速度の上昇の影響を受けず、協調して活動する傾向であったが、膝伸展位における大腿二頭筋の筋活動低下が確認され、完全伸展位付近でのトルク低下に影響していると考えられた。

[実験 2] スプリント動作における Late Swing Phase の強力な伸張性の膝関節屈曲運動においては BF の活動が増大しており、伸張性負荷と自身の強力な筋活動による肉離れのリスクが高いことが示唆された。また、最大スピード付近のスプリント動作において、BF と ST の筋活動貢献の変化や最大活動時間の差異が確認されたことから、ハムストリングス内の機能分担が存在する可能性が示唆された。

本研究で確認された、伸張性膝関節屈曲運動およびスプリント動作時のハムストリングスの活動動態の特性は、構成筋の解剖学的差異やそれに起因する機能的特性の差異の影響を大きく受けていると考えられた。

参考文献

1. van Mechelen W, Hlobil H, Kemper HC. Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. A review of concepts. *Sports Med.* 1992; 14(2): 82-99.
2. Bahr R, Krosshaug T. Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *Br J Sports Med.* 2005; 39(6): 324-329.
3. Arnason A, Sigurdsson SB, Gudmundsson A, Holme I, Engebretsen L, Bahr R. Risk factors for injuries in football. *Am J Sports Med.* 2004; 32(1 Suppl): 5S-16S.
4. Bennell KL, Crossley K. Musculoskeletal injuries in track and field: incidence, distribution and risk factors. *Aust J Sci Med Sport.* 1996; 28(3): 69-75.
5. Brooks JH, Fuller CW, Kemp SP, Reddin DB. Epidemiology of injuries in English professional rugby union: part 2 training Injuries. *Br J Sports Med.* 2005; 39(10): 767-775.
6. Brooks JH, Fuller CW, Kemp SP, Reddin DB. Epidemiology of injuries in English professional rugby union: part 1 match injuries. *Br J Sports Med.* 2005; 39(10): 757-766.
7. Brooks JH, Fuller CW, Kemp SP, Reddin DB. A prospective study of injuries and training amongst the England 2003 Rugby World Cup squad. *Br J Sports Med.* 2005; 39(5): 288-293.
8. Brooks JH, Fuller CW, Kemp SP, Reddin DB. Incidence, risk, and prevention of hamstring muscle injuries in professional rugby union. *Am J Sports Med.* 2006; 34(8): 1297-1306.
9. Hawkins RD, Hulse MA, Wilkinson C, Hodson A, Gibson M. The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football. *Br J Sports Med.* 2001; 35(1): 43-47.
10. Meeuwisse WH, Sellmer R, Hagel BE. Rates and risks of injury during intercollegiate basketball. *Am J Sports Med.* 2003; 31(3): 379-385.
11. Orchard J, James T, Alcott E, Carter S, Farhart P. Injuries in Australian cricket at first class level 1995/1996 to 2000/2001. *Br J Sports Med.* 2002; 36(4): 270-274; discussion 275.
12. Orchard J, Seward H. Epidemiology of injuries in the Australian Football League, seasons

- 1997-2000. *Br J Sports Med.* 2002; 36(1): 39-44.
13. Woods C, Hawkins RD, Maltby S, Hulse M, Thomas A, Hodson A. 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.
 14. 奥脇透. 【予防としてのスポーツ医学 スポーツ外傷・障害とその予防・再発予防】 スポーツ外傷とその予防・再発予防 ハムストリングス肉離れ 発症メカニズムとその予防. *臨床スポーツ医学.* 2008; 25(臨増): 93-98.
 15. De Smet AA, Best TM. MR imaging of the distribution and location of acute hamstring injuries in athletes. *AJR Am J Roentgenol.* 2000; 174(2): 393-399.
 16. Croisier JL. Factors associated with recurrent hamstring injuries. *Sports Med.* 2004; 34(10): 681-695.
 17. Garrett WE, Jr. Muscle strain injuries: clinical and basic aspects. *Med Sci Sports Exerc.* 1990; 22(4): 436-443.
 18. Garrett WE, Jr. Muscle strain injuries. *Am J Sports Med.* 1996; 24(6 Suppl): S2-8.
 19. Tidball JG, Salem G, Zernicke R. Site and mechanical conditions for failure of skeletal muscle in experimental strain injuries. *J Appl Physiol.* 1993; 74(3): 1280-1286.
 20. 奥脇透. 【スポーツ損傷としての肉離れ 基礎と臨床の最前線】 肉離れの病態に関する臨床的研究:MRI. *臨床スポーツ医学.* 2004; 21(10): 1131-1138.
 21. Askling C, Tengvar M, Saartok T, Thorstensson A. Sports related hamstring strains--two cases with different etiologies and injury sites. *Scand J Med Sci Sports.* 2000; 10(5): 304-307.
 22. Askling CM, Tengvar M, Saartok T, Thorstensson A. Acute first-time hamstring strains during high-speed running: a longitudinal study including clinical and magnetic resonance imaging findings. *Am J Sports Med.* 2007; 35(2): 197-206.
 23. Askling CM, Tengvar M, Saartok T, Thorstensson A. Proximal hamstring strains of stretching type in different sports: injury situations, clinical and magnetic resonance imaging characteristics, and

- return to sport. *Am J Sports Med.* 2008; 36(9): 1799-1804.
24. Gibbs NJ, Cross TM, Cameron M, Houang MT. The accuracy of MRI in predicting recovery and recurrence of acute grade one hamstring muscle strains within the same season in Australian Rules football players. *J Sci Med Sport.* 2004; 7(2): 248-258.
 25. Orchard J, Best TM, Verrall GM. Return to play following muscle strains. *Clin J Sport Med.* 2005; 15(6): 436-441.
 26. Verrall GM, Slavotinek JP, Barnes PG, Fon GT, Esterman A. Assessment of physical examination and magnetic resonance imaging findings of hamstring injury as predictors for recurrent injury. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006; 36(4): 215-224.
 27. Hoskins W, Pollard H. The management of hamstring injury--Part 1: Issues in diagnosis. *Man Ther.* 2005; 10(2): 96-107.
 28. Agre JC. Hamstring injuries. Proposed aetiological factors, prevention, and treatment. *Sports Med.* 1985; 2(1): 21-33.
 29. 蒲田和芳. 【スポーツにおける筋損傷・筋障害】 肉離れの評価とリハビリテーション. *臨床スポーツ医学.* 2000; 17(6): 687-694.
 30. 白木仁, 加藤基. 【予防としてのスポーツ医学 スポーツ外傷・障害とその予防・再発予防】 スポーツ外傷とその予防・再発予防 ハムストリング肉離れ—肉離れを防ぐトレーニング法—. *臨床スポーツ医学.* 2008; 25(臨増): 86-92.
 31. Hoskins W, Pollard H. Hamstring injury management--Part 2: Treatment. *Man Ther.* 2005; 10(3): 180-190.
 32. Burkett LN. Causative factors in hamstring strains. *Med Sci Sports.* 1970; 2(1): 39-42.
 33. Heiser TM, Weber J, Sullivan G, Clare P, Jacobs RR. Prophylaxis and management of hamstring muscle injuries in intercollegiate football players. *Am J Sports Med.* 1984; 12(5): 368-370.
 34. Croisier JL, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret JM. Strength Imbalances and Prevention of Hamstring Injury in Professional Soccer Players: A Prospective Study. *Am J Sports Med.* 2008.

35. Yamamoto T. Relationship between hamstring strains and leg muscle strength. A follow-up study of collegiate track and field athletes. *J Sports Med Phys Fitness*. 1993; 33(2): 194-199.
36. Orchard J, Marsden J, Lord S, Garlick D. Preseason hamstring muscle weakness associated with hamstring muscle injury in Australian footballers. *Am J Sports Med*. 1997; 25(1): 81-85.
37. Verrall GM, Slavotinek JP, Barnes PG, Fon GT. Diagnostic and prognostic value of clinical findings in 83 athletes with posterior thigh injury: comparison of clinical findings with magnetic resonance imaging documentation of hamstring muscle strain. *Am J Sports Med*. 2003; 31(6): 969-973.
38. Hawkins RD, Fuller CW. A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. *Br J Sports Med*. 1999; 33(3): 196-203.
39. Nummela A, Rusko H, Mero A. EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. *Med Sci Sports Exerc*. 1994; 26(5): 605-609.
40. Pinniger GJ, Steele JR, Groeller H. Does fatigue induced by repeated dynamic efforts affect hamstring muscle function? *Med Sci Sports Exerc*. 2000; 32(3): 647-653.
41. Mair SD, Seaber AV, Glisson RR, Garrett WE, Jr. The role of fatigue in susceptibility to acute muscle strain injury. *Am J Sports Med*. 1996; 24(2): 137-143.
42. Dadebo B, White J, George KP. A survey of flexibility training protocols and hamstring strains in professional football clubs in England. *Br J Sports Med*. 2004; 38(4): 388-394.
43. 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.
44. Jonhagen S, Nemeth G, Eriksson E. Hamstring injuries in sprinters. The role of concentric and eccentric hamstring muscle strength and flexibility. *Am J Sports Med*. 1994; 22(2): 262-266.
45. Worrell TW, Perrin DH, Gansneder BM, Gieck JH. Comparison of isokinetic strength and flexibility measures between hamstring injured and noninjured athletes. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1991;

- 13(3): 118-125.
46. Ekstrand J, Gillquist J. Soccer injuries and their mechanisms: a prospective study. *Med Sci Sports Exerc.* 1983; 15(3): 267-270.
 47. Hennessey L, Watson AW. Flexibility and posture assessment in relation to hamstring injury. *Br J Sports Med.* 1993; 27(4): 243-246.
 48. Alonso J, McHugh MP, Mullaney MJ, Tyler TF. Effect of hamstring flexibility on isometric knee flexion angle-torque relationship. *Scand J Med Sci Sports.* 2008.
 49. Arnason A, Andersen TE, Holme I, Engebretsen L, Bahr R. Prevention of hamstring strains in elite soccer: an intervention study. *Scand J Med Sci Sports.* 2008; 18(1): 40-48.
 50. Hartig DE, Henderson JM. Increasing hamstring flexibility decreases lower extremity overuse injuries in military basic trainees. *Am J Sports Med.* 1999; 27(2): 173-176.
 51. 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.
 52. Lehman GJ, Lennon D, Tresidder B, Rayfield B, Poschar M. Muscle recruitment patterns during the prone leg extension. *BMC Musculoskelet Disord.* 2004; 5: 3.
 53. Turl SE, George KP. Adverse neural tension: a factor in repetitive hamstring strain? *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998; 27(1): 16-21.
 54. 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.
 55. 福永哲夫. 筋の科学事典—構造・機能・運動—. 第3刷: 朝倉書店; 2006.7.
 56. Brockett CL, Morgan DL, Proske U. Predicting hamstring strain injury in elite athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2004; 36(3): 379-387.
 57. 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.
 58. Garrett WE, Jr., Califf JC, Bassett FH, 3rd. Histochemical correlates of hamstring injuries. *Am J*

- Sports Med.* 1984; 12(2): 98-103.
59. Weinert CR, Jr., McMaster JH, Ferguson RJ. Dynamic function of the human fibula. *Am J Anat.* 1973; 138(2): 145-149.
60. Arnold AS, Salinas S, Asakawa DJ, Delp SL. Accuracy of muscle moment arms estimated from MRI-based musculoskeletal models of the lower extremity. *Comput Aided Surg.* 2000; 5(2): 108-119.
61. Herzog W, Read LJ. Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. *J Anat.* 1993; 182 (Pt 2): 213-230.
62. Buford WL, Jr., Ivey FM, Jr., Malone JD, Patterson RM, Peare GL, Nguyen DK, Stewart AA. Muscle balance at the knee--moment arms for the normal knee and the ACL-minus knee. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1997; 5(4): 367-379.
63. Schunke M, Schulte E, Schumacher U, Rude J. プロメテウス 解剖学アトラス 解剖学総編 / 運動器系. 第1版. 東京: 医学書院; 2007.
64. Sutton G. Hamstrung by hamstring strains: a review of the literature*. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1984; 5(4): 184-195.
65. Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Stoeckart R, van Wingerden JP, Snijders CJ. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine.* 1995; 20(7): 753-758.
66. Noonan TJ, Garrett WE, Jr. Muscle strain injury: diagnosis and treatment. *J Am Acad Orthop Surg.* 1999; 7(4): 262-269.
67. Brockett CL, Morgan DL, Gregory JE, Proske U. Damage to different motor units from active lengthening of the medial gastrocnemius muscle of the cat. *J Appl Physiol.* 2002; 92(3): 1104-1110.
68. Lieber RL, Friden J. Selective damage of fast glycolytic muscle fibres with eccentric contraction of the rabbit tibialis anterior. *Acta Physiol Scand.* 1988; 133(4): 587-588.

69. Friederich JA, Brand RA. Muscle fiber architecture in the human lower limb. *J Biomech.* 1990; 23(1): 91-95.
70. Makihara Y, Nishino A, Fukubayashi T, Kanamori A. Decrease of knee flexion torque in patients with ACL reconstruction: combined analysis of the architecture and function of the knee flexor muscles. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006; 14(4): 310-317.
71. Wickiewicz TL, Roy RR, Powell PL, Edgerton VR. Muscle architecture of the human lower limb. *Clin Orthop Relat Res.* 1983; (179): 275-283.
72. Woodley SJ, Mercer SR. Hamstring muscles: architecture and innervation. *Cells Tissues Organs.* 2005; 179(3): 125-141.
73. Mohamed O, Perry J, Hislop H. Relationship between wire EMG activity, muscle length, and torque of the hamstrings. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002; 17(8): 569-579.
74. Onishi H, Yagi R, Oyama M, Akasaka K, Ihashi K, Handa Y. EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002; 12(5): 399-406.
75. 西野章江, 牧原由紀子, 福林徹. 【スポーツによる前十字靭帯損傷 治療の最新の進歩】 膝屈筋腱を使用した ACL 再建術後の膝関節深屈曲位における筋力低下. *臨床スポーツ医学.* 2005; 22(3): 273-281.
76. Kubota J, Ono T, Araki M, Torii S, Okuwaki T, Fukubayashi T. Non-uniform changes in magnetic resonance measurements of the semitendinosus muscle following intensive eccentric exercise. *Eur J Appl Physiol.* 2007; 101(6): 713-720.
77. 奥脇透. 【整形外科医に必要なスポーツ医学の知識】 スポーツ医学のための基礎的知識 筋損傷(特に肉離れ)の病態. *整形・災害外科.* 2005; 48(5): 409-416.
78. Garrett WE, Jr, Rich FR, Nikolaou PK, Vogler JB, 3rd. Computed tomography of hamstring muscle strains. *Med Sci Sports Exerc.* 1989; 21(5): 506-514.
79. Friden J, Lieber RL. Eccentric exercise-induced injuries to contractile and cytoskeletal muscle fibre

- components. *Acta Physiol Scand.* 2001; 171(3): 321-326.
80. Chapman D, Newton M, Sacco P, Nosaka K. Greater muscle damage induced by fast versus slow velocity eccentric exercise. *Int J Sports Med.* 2006; 27(8): 591-598.
81. Nosaka K, Sakamoto K. Effect of elbow joint angle on the magnitude of muscle damage to the elbow flexors. *Med Sci Sports Exerc.* 2001; 33(1): 22-29.
82. Sherry MA, Best TM. A comparison of 2 rehabilitation programs in the treatment of acute hamstring strains. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004; 34(3): 116-125.
83. Wood G. Biomechanical limitations to sprint running. *Med Sci Sports Exerc* 1987; 25: 58-71.
84. Montgomery WH, 3rd, Pink M, Perry J. Electromyographic analysis of hip and knee musculature during running. *Am J Sports Med.* 1994; 22(2): 272-278.
85. Verrall GM, Slavotinek JP, Barnes PG, Fon GT, Spriggins AJ. Clinical risk factors for hamstring muscle strain injury: a prospective study with correlation of injury by magnetic resonance imaging. *Br J Sports Med.* 2001; 35(6): 435-439; discussion 440.
86. 山本利春. 【スポーツにおける筋損傷・筋障害】 肉離れのリハビリテーショントレーナーの立場から—. *臨床スポーツ医学.* 2000; 17(6): 695-705.
87. Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, Noyes FR. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. *Am J Sports Med.* 1999; 27(6): 699-706.
88. Mann RV. A kinetic analysis of sprinting. *Med Sci Sports Exerc.* 1981; 13(5): 325-328.
89. Orchard J. Biomechanics of muscle strain injury Paper presented at: Sports Medicine and Science in NZ Conference; 2002; Christchurch, NZ.
90. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Holme I, Bahr R. Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomised controlled trial. *BMJ.* 2005; 330(7489): 449.
91. Stanton P, Purdham C. Hamstring injuries in sprinting - the role of eccentric exercise. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1989; 10(9): 343-349.

92. Simonsen EB, Thomsen L, Klausen K. Activity of mono- and biarticular leg muscles during sprint running. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1985; 54(5): 524-532.
93. Jacobs R, Bobbert MF, van Ingen Schenau GJ. Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: the role of biarticular muscles. *J Biomech.* 1996; 29(4): 513-523.
94. Verrall GM, Slavotinek JP, Barnes PG. The effect of sports specific training on reducing the incidence of hamstring injuries in professional Australian Rules football players. *Br J Sports Med.* 2005; 39(6): 363-368.
95. Thelen DG, Chumanov ES, Best TM, Swanson SC, Heiderscheit BC. Simulation of biceps femoris musculotendon mechanics during the swing phase of sprinting. *Med Sci Sports Exerc.* 2005; 37(11): 1931-1938.
96. Thelen DG, Chumanov ES, Hoerth DM, Best TM, Swanson SC, Li L, Young M, Heiderscheit BC. Hamstring muscle kinematics during treadmill sprinting. *Med Sci Sports Exerc.* 2005; 37(1): 108-114.
97. 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.
98. Heiderscheit BC, Hoerth DM, Chumanov ES, Swanson SC, Thelen BJ, Thelen DG. Identifying the time of occurrence of a hamstring strain injury during treadmill running: a case study. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005; 20(10): 1072-1078.
99. Delagi EF, Perotto A, 栢森良二訳. 筋電図のための解剖ガイド. 新潟; 1985.10.
100. Aagaard P, Simonsen EB, Magnusson SP, Larsson B, Dyhre-Poulsen P. A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. *Am J Sports Med.* 1998; 26(2): 231-237.
101. Hill AV. Heat of shortening and dynamic constants of muscle. *Proc. Roy. Soc. Med. (Lond.).* 1938; 126: 136-195.
102. Wilkie DR. The relation between force and velocity in human muscle. *J Physiol.* 1950; 110:

249-280.

103. Westing SH, Cresswell AG, Thorstensson A. Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1991; 62(2): 104-108.
104. Westing SH, Seger JY, Karlson E, Ekblom B. Eccentric and concentric torque-velocity characteristics of the quadriceps femoris in man. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1988; 58(1-2): 100-104.
105. Komi PV, Linnamo V, Silventoinen P, Sillanpaa M. Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Med Sci Sports Exerc*. 2000; 32(10): 1757-1762.
106. Linnamo V, Strojnik V, Komi PV. Maximal force during eccentric and isometric actions at different elbow angles. *Eur J Appl Physiol*. 2006; 96(6): 672-678.
107. Kellis E, Baltzopoulos V. Isokinetic eccentric exercise. *Sports Med*. 1995; 19(3): 202-222.
108. Kellis E, Baltzopoulos V. Resistive eccentric exercise: effects of visual feedback on maximum moment of knee extensors and flexors. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996; 23(2): 120-124.
109. Kellis E, Baltzopoulos V. Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 1998; 30(11): 1616-1623.
110. Stauber WT. Eccentric action of muscles: physiology, injury, and adaptation. *Exerc Sport Sci Rev*. 1989; 17: 157-185.
111. Dudley GA, Harris RT, Duvoisin MR, Hather BM, Buchanan P. Effect of voluntary vs. artificial activation on the relationship of muscle torque to speed. *J Appl Physiol*. 1990; 69(6): 2215-2221.
112. Seger JY, Thorstensson A. Electrically evoked eccentric and concentric torque-velocity relationships in human knee extensor muscles. *Acta Physiol Scand*. 2000; 169(1): 63-69.
113. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson SP, Halkjaer-Kristensen J, Dyhre-Poulsen P. Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. *J Appl Physiol*. 2000; 89(6): 2249-2257.
114. Andersen LL, Andersen JL, Magnusson SP, Aagaard P. Neuromuscular adaptations to detraining

- following resistance training in previously untrained subjects. *Eur J Appl Physiol*. 2005; 93(5-6): 511-518.
115. Tashiro T, Kurosawa H, Kawakami A, Hikita A, Fukui N. Influence of medial hamstring tendon harvest on knee flexor strength after anterior cruciate ligament reconstruction. A detailed evaluation with comparison of single- and double-tendon harvest. *Am J Sports Med*. 2003; 31(4): 522-529.
116. Narici MV, Landoni L, Minetti AE. Assessment of human knee extensor muscles stress from in vivo physiological cross-sectional area and strength measurements. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1992; 65(5): 438-444.
117. Fuss FK. Principles and mechanisms of automatic rotation during terminal extension in the human knee joint. *J Anat*. 1992; 180 (Pt 2): 297-304.
118. Rajendran K. Mechanism of locking at the knee joint. *J Anat*. 1985; 143: 189-194.
119. Ishii Y, Terajima K, Terashima S, Koga Y. Three-dimensional kinematics of the human knee with intracortical pin fixation. *Clin Orthop Relat Res*. 1997; (343): 144-150.
120. Croce RV, Miller JP. Coactivation patterns of the medial and lateral hamstrings based on joint position and movement velocity during isokinetic movements. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 2006; 46(2): 113-122.
121. Spurway NC, Watson H, McMillan K, Connolly G. The effect of strength training on the apparent inhibition of eccentric force production in voluntarily activated human quadriceps. *Eur J Appl Physiol*. 2000; 82(5-6): 374-380.
122. Mann RA, Moran GT, Dougherty SE. Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running, and sprinting. *Am J Sports Med*. 1986; 14(6): 501-510.
123. Mero A, Komi PV. Electromyographic activity in sprinting at speeds ranging from sub-maximal to supra-maximal. *Med Sci Sports Exerc*. 1987; 19(3): 266-274.
124. Jonhagen S, Ericson MO, Nemeth G, Eriksson E. Amplitude and timing of electromyographic

- activity during sprinting. *Scand J Med Sci Sports*. 1996; 6(1): 15-21.
125. 馬場崇豪, 和田幸洋, 伊藤章. 短距離走の筋活動様式. *体育学研究*. 2000; 45: 186-200.
126. Kivi DM, Maraj BK, Gervais P. A kinematic analysis of high-speed treadmill sprinting over a range of velocities. *Med Sci Sports Exerc*. 2002; 34(4): 662-666.
127. Swanson SC, Caldwell GE. An integrated biomechanical analysis of high speed incline and level treadmill running. *Med Sci Sports Exerc*. 2000; 32(6): 1146-1155.
128. Frishberg BA. An analysis of overground and treadmill sprinting. *Med Sci Sports Exerc*. 1983; 15(6): 478-485.
129. McKenna M, Riches PE. A comparison of sprinting kinematics on two types of treadmill and over-ground. *Scand J Med Sci Sports*. 2007; 17(6): 649-655.
130. Schache AG, Blanch PD, Rath DA, Wrigley TV, Starr R, Bennell KL. A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001; 16(8): 667-680.
131. Nigg BM, De Boer RW, Fisher V. A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc*. 1995; 27(1): 98-105.
132. Wank V, Frick U, Schmidtbleicher D. Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *Int J Sports Med*. 1998; 19(7): 455-461.
133. Krosshaug T, Bahr R. A model-based image-matching technique for three-dimensional reconstruction of human motion from uncalibrated video sequences. *J Biomech*. 2005; 38(4): 919-929.

謝辞

本論文を作成するにあたり，ご多忙の中常に暖かい激励とご指導いただきました福林徹教授に厚く御礼申し上げます．また，副査を務めてくださり，ご指導いただきました鳥居俊准教授，金岡恒治准教授に心より感謝申し上げます．そして，実験に快くご協力くださり，さらにご多忙の中，ご指導いただきました国立スポーツ科学センターの奥脇透先生並びに福田崇さん，東京女子体育大学の若山章信先生に深く感謝申し上げます．

また，本研究を行うにあたり，お忙しい中終始沢山のご助言を下さり，ご指導いただいた久保田潤さん，小野高志さん，論文作成の極意や統計学に関して厳しくご指導いただいた永野康治さん，ご多忙の中実験の検者および被験者を快く引き受けてくださった深野真子さん，橋内基純さんをはじめとするスポーツ外科学研究室の皆様，運動器スポーツ医学研究室の皆様にご心より感謝いたします．また，被験者をしてくださった早稲田大学陸上同好会の選手の皆様にもこの場をお借りして御礼申し上げます．

最後に，二年間の修士課程を共に過ごし，楽しいことも辛いことも分かち合えた同期の皆様，そして研究生活を暖かく見守り，支えてくださった両親に感謝の意を述べさせて頂き，本論文の謝辞とさせていただきます．

本論文の作成にあたり，支えてくださったすべての皆様にご心より御礼申し上げます．

誠にありがとうございました．

2009年2月3日 東原綾子