

2014 年 度 修 士 論 文

スプリント動作の接地期における骨盤帯の
キネマティクスおよびキネティクスに関する研究

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
5012A010-5

加藤 洋介
Kato Yosuke
研究指導員： 福林 徹 教授

— 目次 —

第 1 章	序 論	
1 - 1 .	研究小史	3
1 - 2 .	本研究の目的	1 3
第 2 章	股関節伸展運動時の膝関節および股関節角度の違いが股関節伸 展筋力およびハムストリングス各筋の筋活動に与える影響	
2 - 1 .	目的	1 4
2 - 2 .	方法	1 5
2 - 3 .	結果	1 9
2 - 4 .	考察	3 6
第 3 章	スプリント動作の接地期における骨盤帯のキネマティクスおよ びキネティクスと股関節筋力および筋タイトネスの関係	
3 - 1 .	目的	4 1
3 - 2 .	方法	4 2
3 - 3 .	結果	5 0
3 - 4 .	考察	6 3
第 4 章	総合考察	6 8
第 5 章	結 論	7 4
参考文献		7 5
謝 辞		8 5

第 1 章

序論

スプリント動作（本研究では陸上での全力疾走動作を指す）は、ヒトの基本的な身体動作の一つであり、陸上競技短距離種目をはじめ、サッカー、ラグビー、アメリカンフットボール、野球など多くの競技で必要とされる動作でもある。スプリント動作は接地期と遊脚期の 2 期に分類され、接地期は推進力を獲得できる唯一の機会である。接地期では 0.1 秒という非常に短い時間の中で体重の 4 倍の鉛直成分の地面反力が発生することが明らかとなっており(1)、この衝撃を受け止め、身体を前方に移動させる推進力として利用することがスプリント動作の特徴であるといえる。地面反力の衝撃緩衝は股関節・膝関節・足関節によってなされるが、その際に股関節は地面反力によって発生する屈曲トルクに抵抗するために大殿筋やハムストリングスなどの伸展筋群の筋活動が高く(2)、特にハムストリングスの発揮張力が高いことが推察されている(3)。

他方、スプリント動作中には代表的な急性スポーツ外傷の 1 つであるハムストリングス肉離れが発生することが知られている(4)。スプリント動作の遊脚期後半にハムストリングスは強い伸張性負荷を受けることで肉離れが発生すると考えられており(3, 5)、その発生機序(6, 7)や予防トレーニングの介入効果(8, 9)の検討が多くなされている。しかし、ハムストリングス肉離れの受傷率は過去 10 年に渡って減少傾向になく(10)、ハムストリングス肉離れ受傷から競技復帰するまでには長い時間を要すること(11)、そして競技復帰後も再発率が高い(12)ことや、パフォーマンス低下が懸念されている(11)ことなどから、発生機序の解明と予防の必要性が強く提唱されている外傷であるといえる。近年、スプリ

ント動作中に発生するハムストリングス肉離れの受傷リスクが遊脚期後半のみならず，接地期前半においても高いとする報告が散見される(13, 14)．前述のように接地期にはハムストリングスの発揮張力が高く，スプリント動作中の最大負荷が生じていると推察されており(3)，そのことがハムストリングス肉離れの発生リスクを増大させることが考えられるが，実際にはその要因となる下肢関節のキネマティクスやキネティクスに関する科学的検証が十分になされていない．

本論文では，これまで明らかにされているスプリント動作中に発生するハムストリングス肉離れの疫学的背景やハムストリングスの構造と機能，肉離れの発生機序，危険因子について先行研究の知見を踏まえて概説し，その基盤の上に，続く3つの章において股関節伸展運動時の膝関節および股関節の関節角度の違いが股関節伸展筋力およびハムストリングス各筋の筋活動に与える影響と，スプリント動作の接地期における骨盤帯のキネマティクスおよびキネマティクスに関する新たな知見を提示し，ハムストリングス肉離れの発生機序解明や予防法確立に向けた示唆を得ることを目的とした．

1－1．研究小史

1－1－1．ハムストリングス肉離れの疫学的背景

本邦では1980年から1999年までの19年間の疫学調査によって，陸上競技短距離種目において発生した肉離れのうち，ハムストリングスでの発症率が63%で最も多いことが報告されている(15)．また，陸上競技では2011年に行われたIAAF World Championships において発生した全外傷のうち，ハムストリングス肉離れが最も多かったと報告されている(16)．さらに，サッカーやラグビーのプロ選手における傷害調査の結果でも，競技中に発生する全外傷のうちハムストリングスの肉離れが最も多く(17, 18), スプリント中に多く発生することが報告されている(17, 19)．このように，ハムストリングス肉離れがスプリント動作を伴う競技スポーツ中に多く発生するということは明らかである．

近年では，磁気共鳴画像法（MRI）や超音波画像診断装置が肉離れの診断に適用され，その病態がより詳細に明らかになってきており，肉離れは筋腱移行部付近において発生すること(20, 21)やハムストリングスを構成する各筋の受傷率に差があることが報告されている．De Vosら(22)はハムストリングス肉離れの全64症例のうち大腿二頭筋長頭が88%を占めており，残りの12%が半膜様筋または半腱様筋であったと報告している．また，全18例の短距離走選手におけるハムストリングス肉離れ症例を検討した報告によれば，その全てが大腿二頭筋長頭の損傷であったことが報告されている(23)（図1-1）．さらに，超音波画像診断装置を用いたサッカー選手のハムストリングス各筋の受傷率の報告(24)では，全31例のうち大腿二頭筋長頭が58%，半腱様筋が29%，半膜様筋は0%，判別不可能が13%と大腿二頭筋長頭において最も受傷率が高かったことを明らかにしている．したがって，ハムストリングスは協働筋といえども各

筋の肉離れ受傷率が異なり，大腿二頭筋長頭の受傷率が最も高いことが明らかとなっている．



図 1-1．大腿二頭筋長頭近位における肉離れの MRI 画像例(23)より引用
(矢印部分は損傷部位，*は坐骨結節を示す)

1－1－2．ハムストリングスの構造と機能

「ハムストリングス」は大腿二頭筋長頭，大腿二頭筋短頭，半膜様筋，半腱様筋 4 筋の総称である（図 1-2）．そのうち大腿二頭筋長頭，半腱様筋，半膜様筋は共に骨盤後下端に位置する坐骨結節に起始し，大腿二頭筋短頭は大腿骨粗面に起始する．大腿二頭筋は長頭と短頭が共に腓骨頭に停止し，半腱様筋と半膜様筋はそれぞれ脛骨粗面内側と脛骨内側顆に停止する．そのため，大腿二頭筋長頭や半腱様筋，半膜様筋は膝関節屈曲および股関節伸展といった主に矢状面上の運動に作用する二関節筋である．一方，大腿二頭筋短頭は，主に膝関節屈曲に作用する単関節筋である．

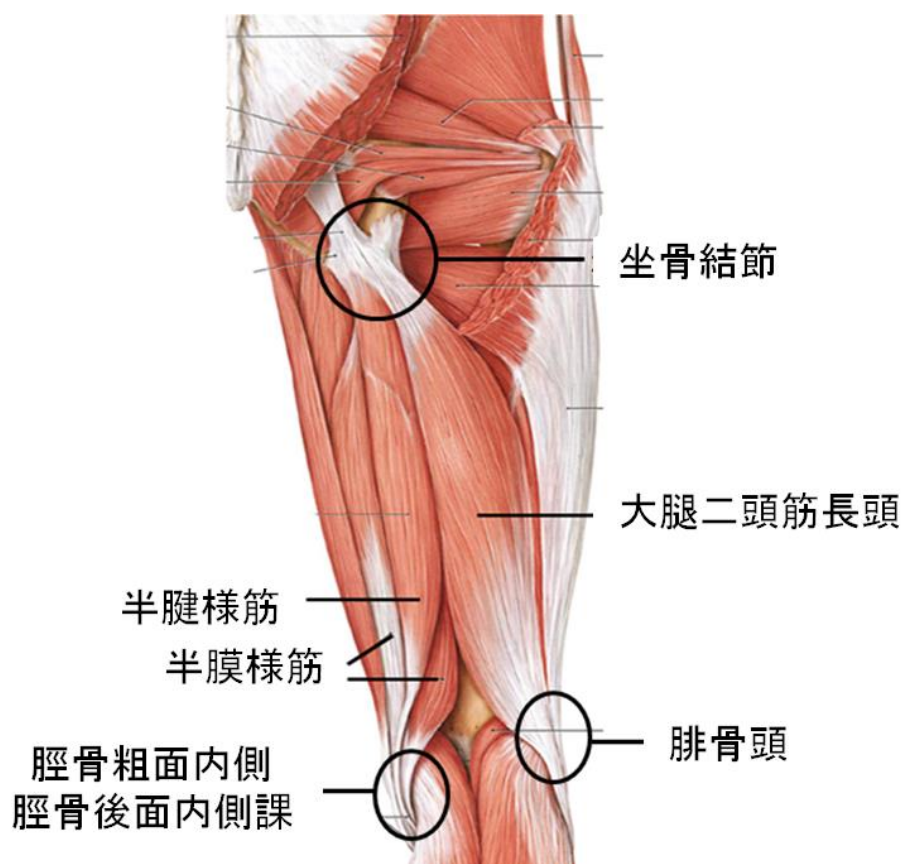


図 1-2．ハムストリングス各筋の解剖図：(25)より引用

ハムストリングス各筋の機能的な差異についての科学的考察は、これまで数多くなされている。短縮性膝屈曲運動において、大腿二頭筋長頭の活動は半腱様筋、半膜様筋及び大腿二頭筋短頭と比較して浅屈曲位で高く、深屈曲位においては逆に低くなることが明らかとなっている(26)。また、高強度の伸張性膝屈曲運動においては特に収縮速度が速く、収縮範囲が長い紡錘状筋である半腱様筋の筋活動が他の筋に比較して高いことが報告されている(27)。他方、数学モデルを適用した研究では、解剖学的肢位（股関節 0 度）よりも屈曲位における股関節伸展運動では大殿筋や内転筋群と比較してハムストリングスの発揮張力が高いことが報告されている(28)。また、立位での非開放性股関節伸展運動においては、生理学的横断面積が大きく、大きな力発揮が可能な大腿二頭筋長頭及び半膜様筋の筋活動度が他の筋と比較して高いことが明らかとなっている(29)。

これらの報告より、ハムストリングス各筋が機能的な差異を有しており、疫学的知見から肉離れの発生率が高い大腿二頭筋長頭は短縮性膝屈曲運動時の膝浅屈曲位および股関節伸展運動で選択的に動員されていると考えられ、これらの肢位や運動様式が大腿二頭筋長頭における高い肉離れの受傷率と関連があることが推察される。しかし、股関節角度と膝関節角度が開放性股関節伸展筋力やハムストリングス各筋の活動に与える影響は明らかにされていない。

1-1-3. ハムストリングス肉離れの発生機序

ハムストリングス肉離れは、競技種目を問わずスプリント動作中に多く発生することは前述の通り明らかである。肉離れはMRIを用いた研究によって、筋腱移行部付近で発生することが明らかとなっている。また、過剰な筋活動において発生することが報告されている(30)。筋収縮時には筋線維内の結合力が筋弛緩時の2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(31)。これまでのスプリント動作中の下肢キネマティクスおよびキネティクスに関する研究において、ハムストリングスは遊脚期後半において最も伸張され、かつ筋活動が高いことから、遊脚期後半が最も受傷リスクが高まる局面であると考えられている(5-7)。しかし、近年、接地期前半において最も受傷リスクが高まるとする報告もある。その根拠として、接地期前半では地面反力によって股関節屈曲トルクが加わり、それに抵抗するための股関節最大伸展トルクを発揮するために股関節伸展筋群に大きな負荷が生じていると考えられている(32)。また、スプリント動作中の股関節伸展筋群の発揮張力を推定した研究(2)では、股関節伸展筋群は接地期直後に最大張力を発揮することが報告されている。肉離れは過大な張力が加わった時に発生するとされていること(33)から、接地期前半にはハムストリングス肉離れの受傷リスクが高まると考えられる。しかし、スプリント動作の接地期においてハムストリングスの張力が増加する要因に関する科学的根拠は未だ十分ではない。

スプリント動作中に発生するハムストリングス肉離れの危険肢位として、股関節屈曲や骨盤前傾、膝関節伸展が挙げられている(13, 34)。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(13)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、体幹の前傾位、

股関節屈曲位，膝関節伸展位が危険肢位と推察している（図1-3）．また，体幹を前傾させるスタート局面では通常のスプリント動作と比較して遊脚期後半において骨盤がより前傾することにより，ハムストリングスが伸張し，かつ筋活動が大きくなり，ハムストリングスへの負荷が増加するとされている(34)．したがって，股関節屈曲，骨盤前傾，膝関節伸展の各角度の増加（図1-3）のような，ハムストリングスの伸張および筋活動の増大を引き起こすような動作的要因がスプリント動作の接地期においても生じている可能性がある．しかし，遊脚期後半と比較すると接地期前半に関する研究報告は少なく，特にハムストリングスへの負荷を増大させるような骨盤帯のキネマティクスに関する検討はなされていない．この局面でハムストリングスの張力が増加する要因を検討することで肉離れ発生機序の解明への示唆を得られると考えられる．

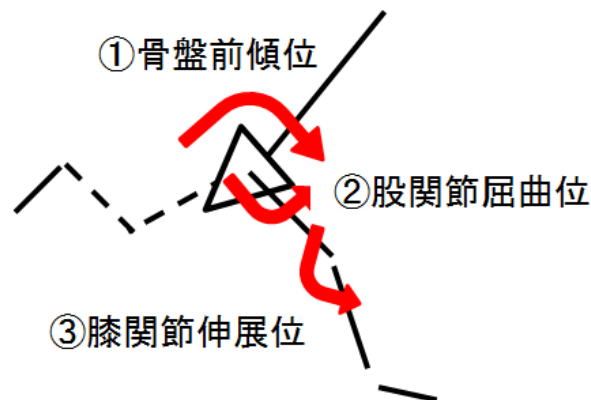


図 1-3. ハムストリングス肉離れ危険肢位の模式図

① 骨盤前傾位，② 股関節屈曲位，③ 膝関節伸展位

1-1-4. ハムストリングス肉離れの危険因子

1-1-4-1. 筋力

スプリントの遊脚期後半では接地に向かって膝関節を伸展しようとして大腿四頭筋が短縮性収縮することにより，その拮抗筋であるハムストリングスには伸張性の大きな負荷が加わっている(35, 36)．そのため，ハムストリングス(Hamstrings)と大腿四頭筋(Quadriceps)の筋力比(H/Q比)が低いことは肉離れ受傷リスクを高めることが示唆されており(36)，ハムストリングス肉離れの予防には遠心性の膝屈曲筋力を向上させることが重要であると考えられている(9)．膝関節屈曲筋力向上を目的としたトレーニングとして，ノルディックハムストリングスがある．ノルディックハムストリングスは，膝立ち位でパートナーに下腿部を固定させ，股関節の角度を解剖学的正位に保ったまま膝関節を徐々に伸展するように上体を前方へゆっくりと倒すトレーニングある(図1-4)．このノルディックハムストリングスを肉離れの予防を目的として行わせた介入研究(9)では，非介入群と比較して介入群はその後のハムストリングス肉離れ発生率が有意に減少したことを報告しており，ハムストリングス肉離れの有効な予防法の一つであるとしている．しかし，Sugiuraら(37)は，陸上競技短距離走選手の股関節伸展筋力を予め測定し，その後1年間のハム

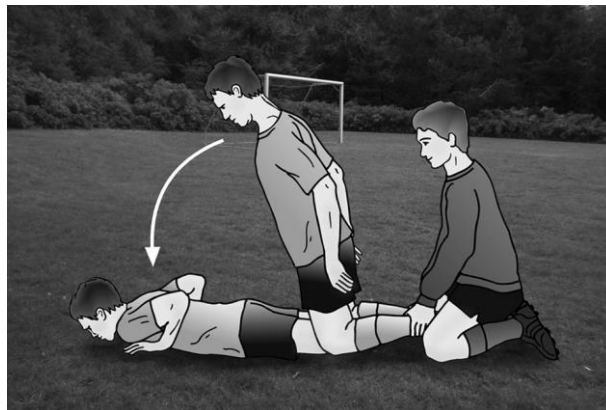


図1-4，ノルディックハムストリングス：(9)より引用

ストリングスの傷害発生件数を調査した結果、ハムストリングス肉離れを生じた選手では、非受傷脚と比較して受傷脚の伸張性膝関節屈曲筋力のみならず短縮性股関節伸展筋力が有意に低かったことを明らかにした。前述のようにスプリント動作の接地期では地面反力によって股関節屈曲トルクが加わり、それに対してハムストリングスを含めた股関節伸展筋群が大きな張力を発揮している(2)ことが明らかになっており、股関節伸展筋力が低いことは接地期におけるハムストリングス肉離れの危険因子となると推察される。しかし、股関節伸展筋力が接地期の下肢のキネマティクスおよびキネティクスとどのような関係性にあるかは明らかではない。

1-1-4-2. 筋タイトネス

これまでに、下肢の筋タイトネスがハムストリングス肉離れ受傷に関与するという報告が数多くなされている。一般的に「筋タイトネス」とは、筋を弛緩させた状態で他動的に伸張させた際にその筋がまたがる関節の可動域（関節角度）が代償動作を伴わずに最大に達するときの筋の受動的伸張度として定義される。Witvrouwら(38)やHendersonら(39)は、プロサッカー選手を対象にハムストリングスのタイトネスと肉離れの受傷の有無との関係について前向きに調査した結果、受傷群は非受傷群と比較してシーズン前のハムストリングスのタイトネスが有意に高かったことを報告した。また、中学生サッカー選手を対象にしたハムストリングスのタイトネスと肉離れの関連を調査した研究において、受傷脚では非受傷脚と比較してタイトネスが有意に高値を示していたことを報告している(40)。さらに、De deboら(41)は、サッカー選手を対象にウォーミングアップおよびクーリングダウンの中でハムストリングスのストレッチ

ングを行うことで、ハムストリングス肉離れが有意に減少したと報告し、ストレッチングはハムストリングス肉離れの予防に有効であると述べている。したがって、ハムストリングスのタイトネスすなわち、受動張力が増加することで、ハムストリングス肉離れリスクが増加すると考えられる。また、Rileyら(42)は、スプリント動作では離地後の股関節最大伸展時に腸骨筋の筋長が最大となり、それによって骨盤が前傾して結果として反対側の大腿二頭筋長頭が伸張されることにつながると報告している。そのため、腸骨筋のタイトネスが高いことは、反対側の大腿二頭筋長頭の伸張につながる可能性があると考えられる。

このようにハムストリングス肉離れには筋力やタイトネスが高いことが関係しているとされるが、これらの要素が下肢のキネマティクスおよびキネティクスとどのような関係性を示すのかは未だ明らかにされていない。これらを明らかにすることは、ハムストリングス肉離れの発生機序や予防法への示唆を得ることにつながると考えられる。

1 - 1 - 5 . 筋腱複合体の発揮張力

ヒトの骨格筋線維を構成する筋原線維の基本単位はZ線に仕切られた筋節（サルコメア）である（参考図書：筋力をデザインする）。筋節両端のZ線から中心に向けて球状のアクチン分子からなる細いフィラメント（アクチンフィラメント, thin filament）が一定間隔で整然と配列し、その間にⅡ型ミオシン分子からなる太いフィラメント（ミオシンフィラメント, thick filament）が位置している。このミオシン頭部とアクチン分子の間に形成される構造体（クロスブリッジ）が筋収縮という力発生の最小単位である。筋収縮は筋節の中央に向かって左右均等に起こり、Z線とZ線との間隔（サルコメア長）が短くなるような方向に力が発生する。個々のサルコメアで発揮される力が最終的な骨格筋の張力となる。骨格筋は全体のサルコメア長が長くなるほど発揮張力が増加するが、筋至適長を超えたサルコメア長ではフィラメント同士の重なる部分が減少するため、発揮張力は減少する。また、筋収縮が発生した際や、筋腱複合体が受動的に伸張された場合、腱は伸張されて腱張力を発揮する(43)。腱張力は腱長の増加に伴い増加することが明らかとなっており(44)、筋腱複合体の発揮張力は筋および腱の長さ変化の影響を受けると考えられる。肉離れは筋腱移行部の損傷であるとされており(45)、筋収縮による筋張力と腱組織の伸張による腱張力によって筋腱移行部に生み出される剪断力もしくは解離の力が、筋腱移行部の構造タンパク質の結合力を超えた場合に発生すると考えられる。そのため、ハムストリングス肉離れの発生機序の解明への示唆を得るためには、ハムストリングス各筋の筋腱複合体長に影響を与える骨盤帯のキネマティクスと、筋の発揮張力に影響を与える筋活動の双方について検討する必要があると考えられる。

1－2．本研究の目的

以上の背景から，本研究では第一に，股関節伸展運動における股関節および膝関節の肢位の違いが股関節伸展筋力および股関節伸展筋群の筋活動に与える影響を検討し，ハムストリングス肉離れの危険肢位と考えられている股関節屈曲位および膝関節伸展位におけるハムストリングスの張力発揮特性を明らかにすることを目的とした．仮説として，股関節伸展運動時に股関節屈曲位および膝関節伸展位において股関節伸展筋力が増加し，筋活動が低下するとした．第二に，スプリント動作の接地期における下肢キネマティクスおよびキネティクスと下肢筋力や筋タイトネスとの関係について検討することを目的とした．仮説としてハムストリングスのタイトネスが高い場合や股関節伸展筋力が低い場合には，スプリント動作の接地期において股関節最大伸展トルクを発揮する際，腱の伸張による受動的張力を増加させて，発揮張力を補おうとするために，より股関節屈曲・骨盤前傾・膝関節伸展が生じると考えた．以上の2点から，総じて接地期におけるハムストリングス肉離れの受傷メカニズム解明および予防法確立への示唆を得ることを目的とした．

第 2 章

股関節伸展運動時の膝関節および股関節角度の違いが 股関節伸展筋力およびハムストリングス各筋の筋活動 に与える影響

2 - 1 . 目的

本章では，股関節伸展運動時の股関節および膝関節の関節角度が股関節伸展筋力およびハムストリングスの筋活動を検討することを目的とした．

筋は全体の筋長が長くなるほど発揮張力が高くなるが至適長を超えた場合には，筋の能動的張力が低下し，受動的張力への依存度が高くなる(46)．そのため，本章の仮説は股関節伸展運動時に股関節屈曲位および膝関節伸展位において股関節伸展筋力が増加し，筋活動が低下するとした．

2-2. 方法

2-1-1) 被験者

健康な大学生男子陸上短距離走選手 10 名（年齢 20.6 ± 1.3 歳，身長 172.7 ± 5.0 cm，体重 59.2 ± 5.9 kg）を対象とした．被験者は全員，陸上競技短距離種目を専門とする競技者とした．測定脚はすべて右脚とした．研究実施に際して早稲田大学「人を対象とする研究に関する倫理審査委員会」の承認を得た．

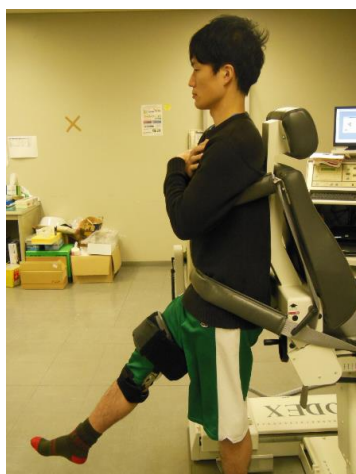
2-1-2) 測定方法

・運動プロトコル

等速性筋力測定器 BIODEX System3 (BIODEX Medical Systems) を用いて股関節伸展運動を行った．被験者は立位で，測定脚の股関節を 70 度屈曲（解剖学的肢位での股関節角度を 0 度とする）させた状態を開始肢位とし，股関節 10 度伸展位までの短縮性股関節伸展運動を最大努力で行った．測定中，被験者の骨盤及び体幹はベルトで固定し，膝関節は装具を使用し固定した．測定時の膝関節角度条件は，膝関節完全伸展位（以下，膝関節 0 度）（図 2-1: ①），膝関節 45 度（図 2-1: ②）及び膝関節 90 度（図 2-1: ③）の 3 条件とした．測定時の角速度条件は毎秒 60 度及び毎秒 180 度の 2 条件とした．測定は，膝関節角度 3 条件，角速度 2 条件を組み合わせた計 6 条件において各 5 回行った．

動作課題に先立ち，被験者はウォーミングアップとしてエアロバイク（フクダ電子株式会社製）を用いた低負荷（75-100W）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．筋電位測定は表面筋電計 ME6000 (Mega Electronics Ltd, Finland) を用い，大腿二頭筋長頭 (BF1h)，半膜様筋 (SM)，半腱様筋 (ST)，および大殿筋

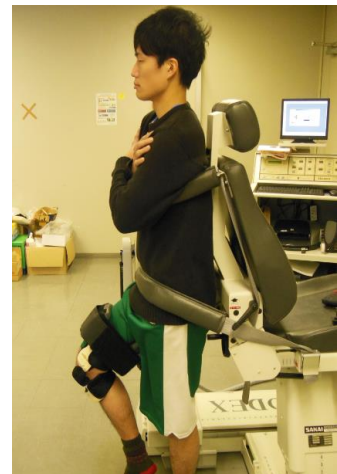
(Gmax)の筋腹から直径10 mm の銀-塩化銀電極(Blue Sensor M, Anbu, Denmark)を用いて電極間距離30 mm にて双極導出した．サンプリング周波数は1000Hzとした．電極貼付位置は被験者に被験筋を軽く収縮させ，筋腹の位置を触診及び視診にて確認した上で決定し，電極貼付前に当該部位を剃毛後アルコール綿で脱脂し，電極貼付部における皮膚電気抵抗を軽減した．また，モーションアーチファクトによるノイズの混入を最小限とするために，伸縮性テープを用いて電極ケーブルを皮膚上に固定した．筋電図信号はアナログ出力用アダプタ(Mega Electronics Ltd, Finland)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，筋電図信号と同様にダイナモメーターからの股関節屈曲角度および股関節伸展筋力信号をパーソナルコンピュータに記録した．



① 膝関節0度



② 膝関節45度



③ 膝関節90度

図2-1．運動時の膝関節角度条件

2-1-3)データ解析

股関節屈曲60度から0度までの短縮性股関節伸展運動中の伸展筋力,及び表面筋電図の解析を行った．課題動作時の股関節伸展筋力は被験者の

体重で正規化し，各運動5回のうち股関節伸展筋力の上位3試技を解析の対象とした．股関節屈曲角度60度から0度（60-0度）及び30度毎（60-30度，30-0度）の平均値を算出した（図2-2）．筋電図データの解析は専用ソフト（Chart7.0 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; 20 Hz-500 Hz）後に整流化を行い，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．関節角度の変化に伴う各筋の活動量を比較するため，60-0度，60-30度，および30-0度における平均ARVを算出し，6条件におけるすべての採用試技の筋毎のARVの最大値を基準値として相対値化（%ARV）した．

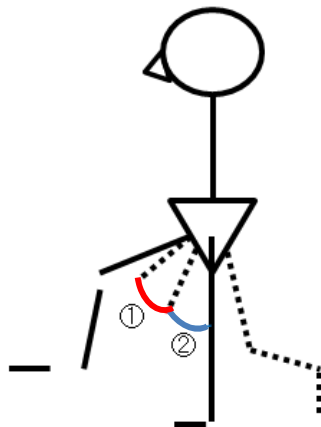


図2-2，解析範囲：①股関節60-30度，②股関節30-0度

2-1-4)統計学的処理

60-0度における股関節伸展筋力について，一元配置分散分析を用いて3つの膝関節角度条件間の比較を行った．60-30度および30-0度における股関節伸展筋力について，二元配置分散分析（膝関節角度×股関節角度）

を用いて各角速度条件毎に分析を行った．有意な主効果が認められた要因について多重比較検定を行った．

60-0度における平均ARVについて，一元配置分散分析を用いて各膝関節角度条件毎に分析を行った．また，60-30度および30-0度における平均ARVについて，二元配置分散分析（膝関節角度×股関節角度）を用いて各角速度条件毎に分析を行った．有意な主効果が認められた場合，要因に関して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危険率5%未満とした．

2 - 3 . 結 果

股関節伸展運動時の各筋の筋電図波形及び股関節屈曲角度，股関節伸展筋力の典型例を図2-3，図2-4，図2-5に示した．

なお，図中の略称は以下の通りである．

BFlh：大腿二頭筋長頭， SM：半膜様筋， ST：半腱様筋， Gmax：大殿筋

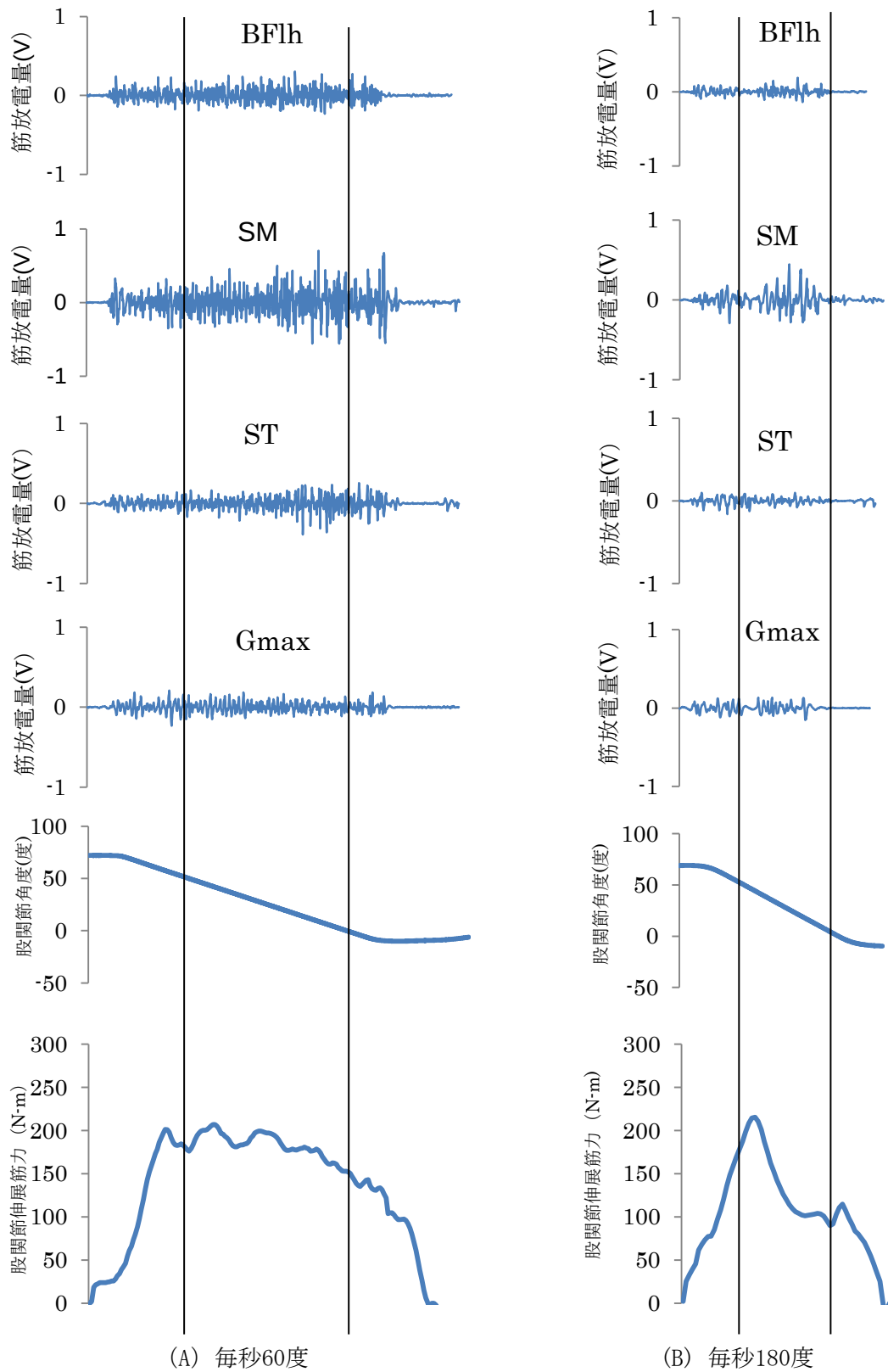


図2-3. 膝関節角度0度での各筋の筋電図波形及び股関節角度，股関節伸展筋力の典型例

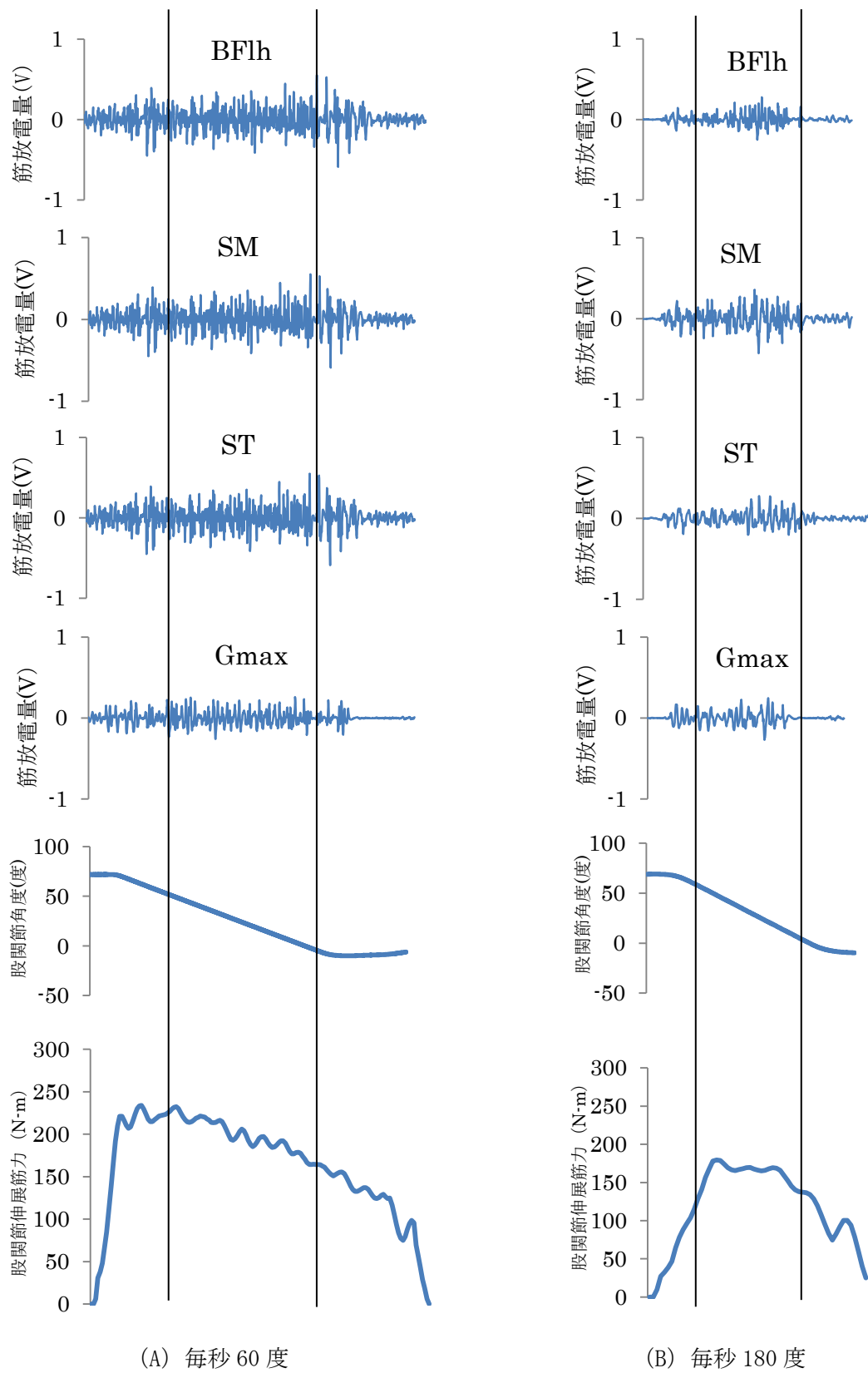


図2-4. 膝関節角度45度での各筋の筋電図波形及び股関節角度，股関節伸展筋力の典型例

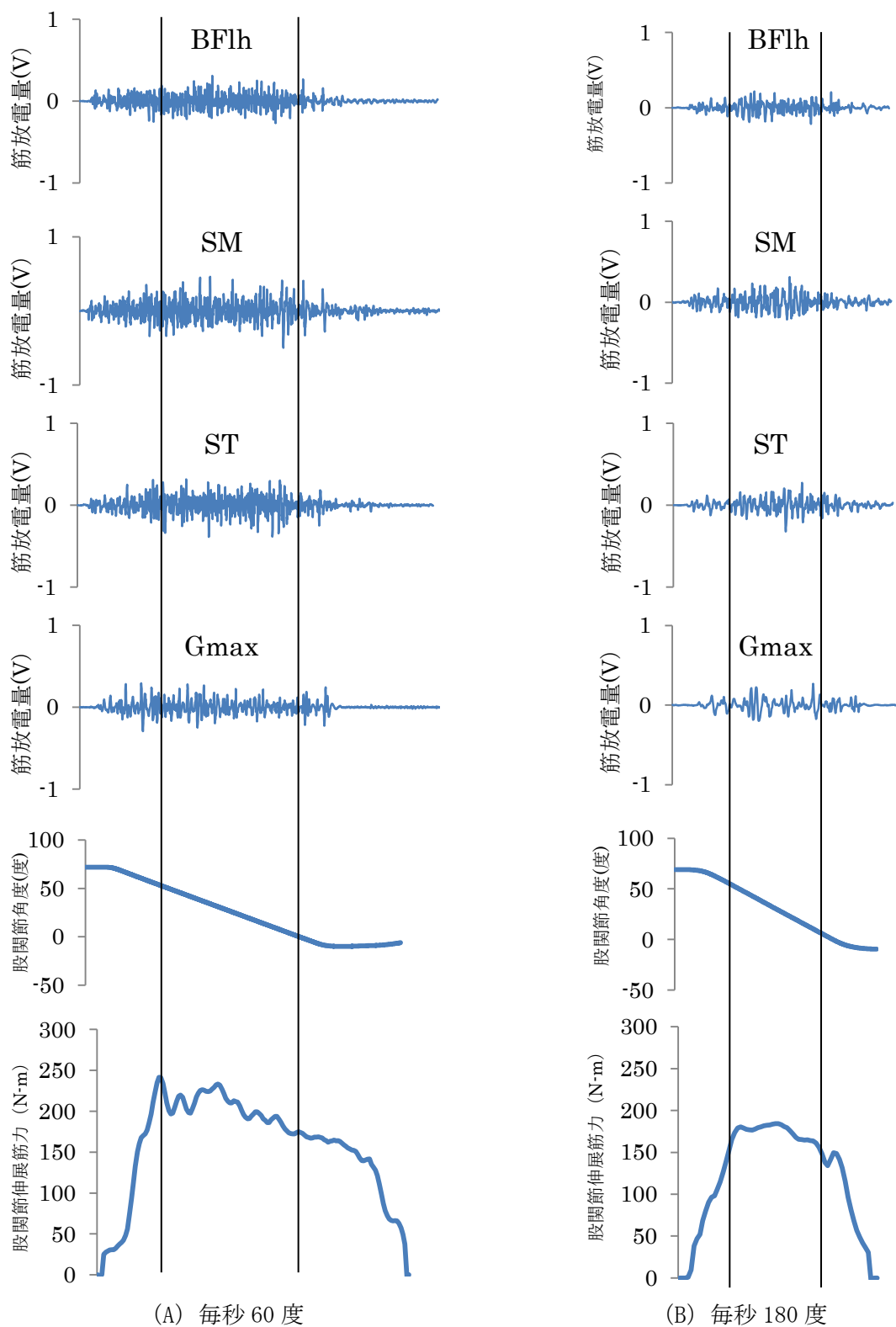


図2-5. 膝関節角度90度での各筋の筋電図波形及び股関節角度，股関節伸展筋力の典型例

2-3-1) 股関節伸展筋力

股関節角度60-0度の各膝関節角度における股関節伸展筋力を表2-1に示した。股関節角度60-0度の毎秒60度及び毎秒180度における股関節伸展筋力について、膝関節の主効果はみられず(表2-1)、膝関節屈曲角度変化による有意な変化は認められなかった(表2-2)。

表2-1. 各角速度における各筋の股関節伸展筋力の一元配置分散分析表

	df	F値	p値	
毎秒60度	2	0.076915	0.926171	n.s.
毎秒180度	2	0.335846	0.717676	n.s.

表2-2. 両角速度及び各膝関節角度における股関節伸展筋力 (N-m/kg:
 平均値 (標準偏差))

膝関節角度(度)	股関節伸展角速度	
	毎秒60度	毎秒180度
0	2.70(0.80)	2.29(0.55)
45	2.57(0.77)	2.07(0.68)
90	2.58(0.83)	2.27(0.78)

股関節角度30度毎の毎秒60度及び毎秒180度における股関節伸展筋力について、二元配置分散分析（膝関節角度×股関節角度）を行った結果を表2-2及び表2-3示した。膝関節と股関節の間に交互作用は認められなかったが、股関節の間において有意な主効果が認められた。毎秒60度及び毎秒180度における30度毎の股関節伸筋力ではすべての膝関節角度において、股関節角度30-0度と比較して股関節60-30度が有意に高値であった（表2-5，図2-6，図2-7）。

表2-3. 毎秒60度における股関節伸展筋力の二元配置分散分析表

毎秒60度	二元配置分散分析			
	df	F値	p値	
膝関節	2	0.794	0.467	n.s.
股関節	1	38.245	0.000	**
膝関節×股関節	2	0.643	0.537	n.s.

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

表2-4. 毎秒180度における股関節伸展筋力の二元配置分散分析表

毎秒180度	二元配置分散分析			
	df	F値	p値	
膝関節	2	1.230	0.316	n.s.
股関節	1	17.454	0.002	**
膝関節×股関節	2	0.107	0.899	n.s.

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

表2-5. 両角速度及び各膝関節角度，両股関節角度における股関節伸展筋力（N・m/kg：平均値（標準偏差））

膝関節角度(度)	股関節伸展角速度			
	毎秒60度		毎秒180度	
	60-30	30-0	60-30	30-0
0	2.97(0.92)*	2.47(0.77)	2.54(0.95)*	1.87(0.75)
45	2.92(0.92)*	2.25(0.65)	2.65(0.91)*	1.73(0.46)
90	2.94(0.96)*	2.22(0.72)	2.66(0.97)*	1.88(0.68)

*: $p < 0.05$ (vs 股関節30-0度)

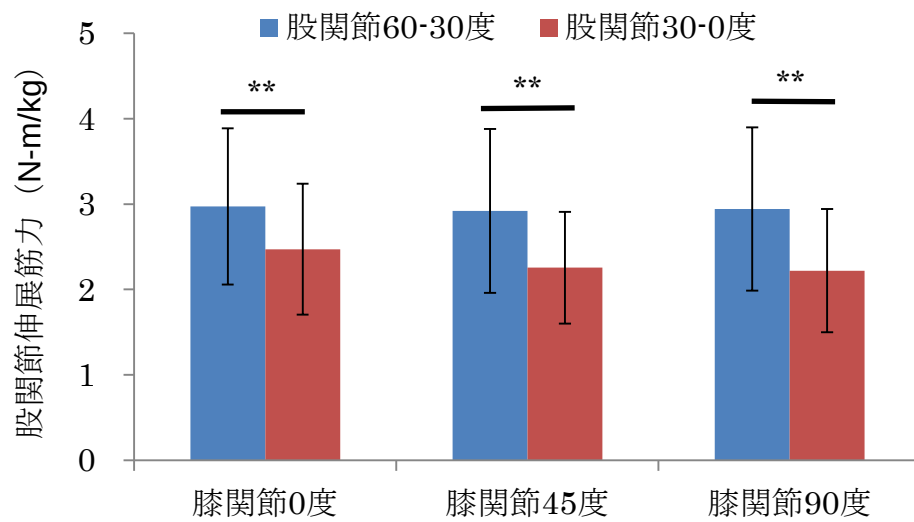


図2-6. 毎秒60度の股関節伸展筋力 **: $p < 0.01$

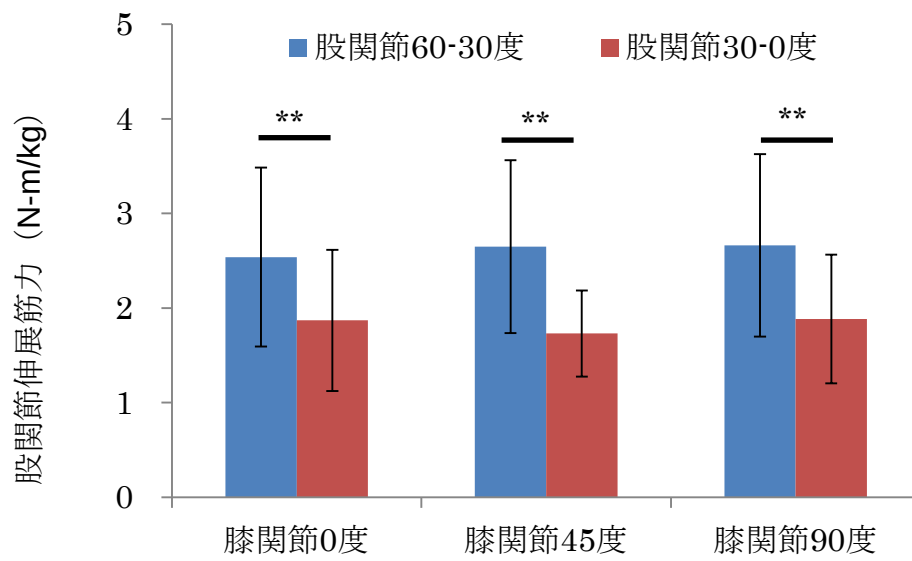


図2-7. 毎秒180度における股関節伸展筋力 **: $p < 0.01$

2 - 3 - 3) 筋活動動態

股関節角度60-0度の毎秒60度及び毎秒180度における各筋の筋電放電量について、一元配置分散分析を行った結果を表2-6及び表2-7示した。毎秒60度のSMにおいて有意な主効果が認められた(図2-9)。毎秒180度では有意な主効果は認められなかった(図2-10)。60度毎秒及び180度毎秒における股関節角度60-0度の運動中の膝関節角度変化による各筋の筋放電量を表2-8に示した。60度毎秒での筋放電量は半膜様筋において膝関節90度屈曲と比較して0度では有意に高値となったが他の筋では有意な差は認められなかった。

表2-6. 毎秒60度における各筋の筋放電量の一元配置分散分析表

BFIh	df	F値	p値	
膝関節	2	2.458114	0.104533	n.s.

SM	df	F値	p値	
膝関節	2	3.651471	0.039485	*

ST	df	F値	p値	
膝関節	2	0.300862	0.742629	n.s.

Gmax	df	F値	p値	
膝関節	2	0.499873	0.612111	n.s.

*: $p < 0.05$, n.s.: non-significant differences

表2-7. 毎秒180度における各筋の筋放電量の一元配置分散分析表

BFIh	df	F値	p値	
膝関節	2	0.117231	0.88983	n.s.

SM	df	F値	p値	
膝関節	2	1.45732	0.250599	n.s.

ST	df	F値	p値	
膝関節	2	0.13529	0.874051	n.s.

Gmax	df	F値	p値	
膝関節	2	0.261009	0.772195	n.s.

n. s. : non-significant differences

表2-8. 両角速度及び各膝関節角度における各筋の筋放電量 (%ARV[%]):
 平均値 (標準偏差)

		股関節伸展角速度	
		毎秒60度	毎秒180度
膝関節角度(度)			
BFIh	0	82.9(18.7)	67.6(15.9)
	45	78.1(20.2)	67.2(12.6)
	90	63.8(21.2)	64.2(21.2)
SM	0	83.5(12.1) ^a	71.9(21.3)
	45	68.9(19.6)	60.2(16.9)
	90	63.7(18.3)	60.1(14.2)
ST	0	74.0(20.0)	58.8(22.9)
	45	70.4(20.8)	58.5(18.5)
	90	67.0(19.5)	62.6(16.4)
Gmax	0	72.7(10.1)	62.6(17.6)
	45	75.5(12.7)	63.7(17.4)
	90	78.4(15.0)	68.3(20.4)

a: $p < 0.05$ (vs 膝関節90度)

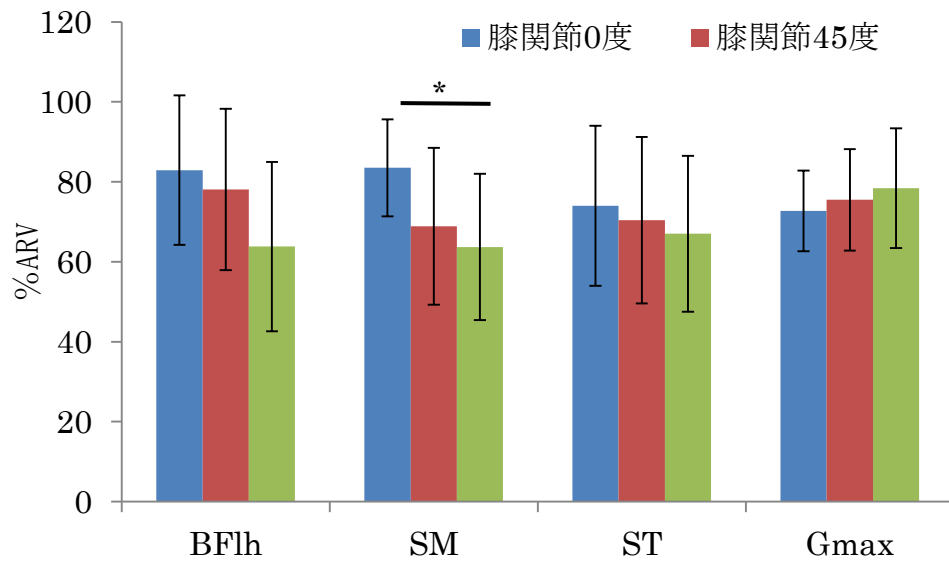


図2-9. 毎秒60度の膝関節角度変化における各筋の筋放電量

*: $p < 0.05$ (0度 vs 90度)

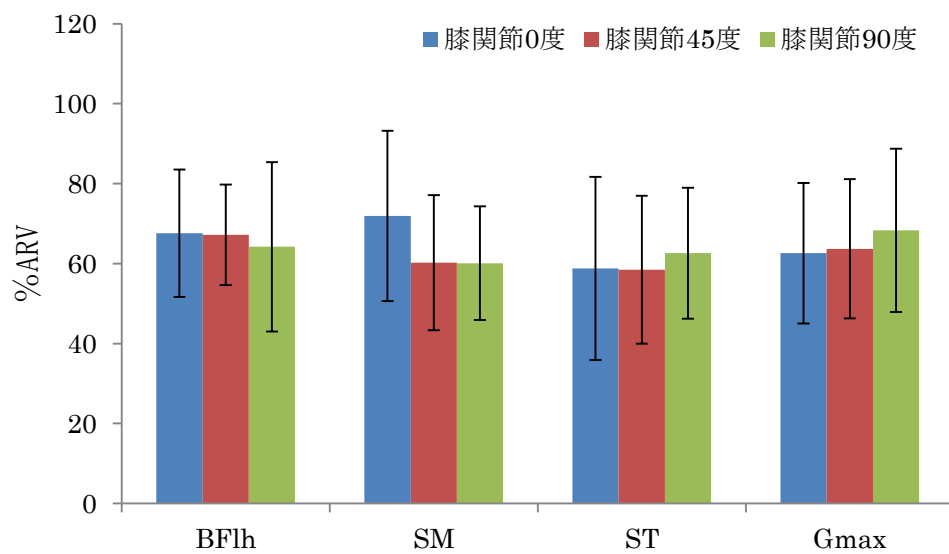


図2-10. 毎秒180度の膝関節角度変化における各筋の筋放電量

股関節角度30度毎の毎秒60度及び毎秒180度における各膝関節及び各股関節角度における筋放電量を表2-9に示した。

表2-9. 各試技における筋放電量 (%ARV[%]:平均値 (標準偏差))

		股関節伸展角速度			
		毎秒60度		毎秒180度	
		60-30度	30-0度	60-30度	30-0度
膝関節角度(度)					
BFIh	0	68.6(18.2) ^a	75.3(21.1) ^a	66.6(21.6) ^b	54.0(17.6)
	45	68.8(22.3)	69.7(20.3)	67.5(14.9) ^b	46.7(21.0)
	90	54.1(17.9)	55.0(17.9)	63.0(17.1) ^b	44.2(20.3)
SM	0	68.1(15.6) ^a	75.0(16.4) ^a	71.2(15.2) ^b	56.7(25.7)
	45	59.7(22.2)	59.9(19.8)	58.2(14.7) ^b	43.2(22.1)
	90	52.7(17.6)	56.6(18.0)	60.3(14.9) ^b	42.3(15.3)
ST	0	62.0(23.2)	65.1(15.2)	60.6(23.2) ^b	40.8(22.1)
	45	59.9(16.9)	61.2(23.0)	61.8(18.2) ^b	38.1(21.7)
	90	57.1(20.3)	59.5(20.0)	65.7(20.3)	43.1(18.1)
Gmax	0	57.8(13.0)	68.7(16.8)	75.7(21.6) ^b	39.7(17.6)
	45	62.4(18.5)	68.1(15.8)	64.3(14.9) ^b	41.3(21.0)
	90	68.9(14.1)	72.9(14.1)	72.9(17.1) ^b	46.4(20.3)

a: $p < 0.05$ (vs 膝関節90度), b: $p < 0.05$ (vs 股関節30-0度)

毎秒60度における各筋の筋放電量について、二元配置分散分析（膝関節角度×股関節角度）を行った結果を表2-10に示した。各筋において膝関節と股関節の間に有意な交互作用は認められなかったが、大腿二頭筋長頭及び半膜様筋において膝関節の間に有意な主効果が認められた。大腿二頭筋長頭及び半膜様筋の筋放電量は膝関節90度と比較して膝関節0度において有意に高値を示した(図2-10, 図2-11)。

表2-10. 毎秒60度における各筋の二元配置分散分析表

BFlh	二元配置分散分析			
	df	F値	p値	
膝関節	2	4.002	0.036	*
股関節	1	0.62	0.451	n.s.
膝関節×股関節	2	1.263	0.307	n.s.

SM	二元配置分散分析			
	df	F値	p値	
膝関節	2	5.591	0.013	*
股関節	1	0.917	0.363	n.s.
膝関節×股関節	2	1.393	0.274	n.s.

ST	二元配置分散分析			
	df	F値	p値	
膝関節	2	0.56	0.581	n.s.
股関節	1	0.024	0.88	n.s.
膝関節×股関節	2	0.272	0.765	n.s.

Gmax	二元配置分散分析			
	df	F値	p値	
膝関節	2	1.52	0.245	n.s.
股関節	1	1.603	0.237	n.s.
膝関節×股関節	2	1.59	0.231	n.s.

*: $p < 0.05$, n.s.: non-significant differences

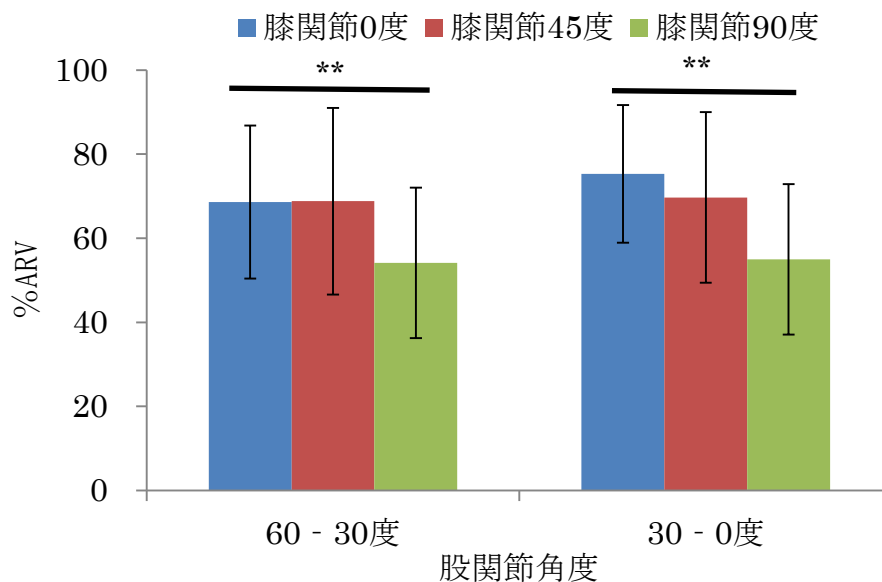


図2-11. 毎秒60度における大腿二頭筋長頭の筋放電量

** : $p < 0.01$ (0度 vs 90度)

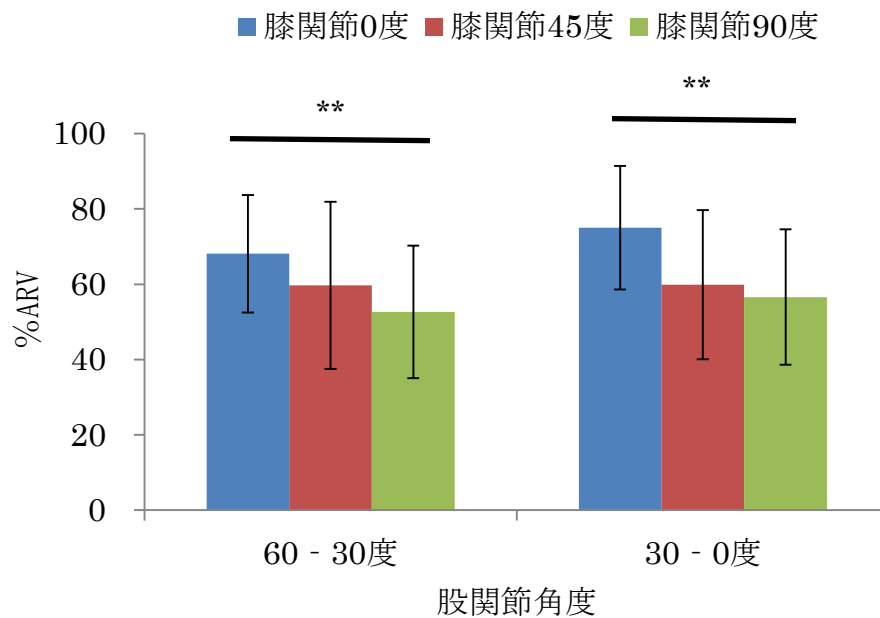


図 2-12. 毎秒60度における半膜様筋の筋放電量

** : $p < 0.01$ (0度 vs 90度)

毎秒180度における各筋の筋放電量について、二元配置分散分析（膝関節角度×股関節角度）を行った結果を表2-11に示した。各筋において膝関節と股関節に有意な交互作用は認められなかったが、すべての筋において股関節間に有意な主効果が認められた（表2-11）。すべての筋において、股関節30-0度と比較して股関節60-30度が高値を示した（図2-13，図2-14，図2-15，図2-16）。

表2-11. 毎秒180度における各筋の二元配置分散分析表

BFlh	二元配置分散分析			
	df	F値	p値	
膝関節	2	0.775	0.476	n.s.
股関節	1	8.377	0.018	*
膝関節×股関節	2	1.071	0.328	n.s.
SM	二元配置分散分析			
	df	F値	p値	
膝関節	2	3.161	0.67	n.s.
股関節	1	6.79	0.028	*
膝関節×股関節	2	0.214	0.809	n.s.
ST	二元配置分散分析			
	df	F値	p値	
膝関節	2	0.219	0.806	n.s.
股関節	1	11.001	0.009	**
膝関節×股関節	2	0.291	0.751	n.s.
Gmax	二元配置分散分析			
	df	F値	p値	
膝関節	2	0.176	0.84	n.s.
股関節	1	11.782	0.007	**
膝関節×股関節	2	2.994	0.081	n.s.

*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, n.s.: non-significant differences

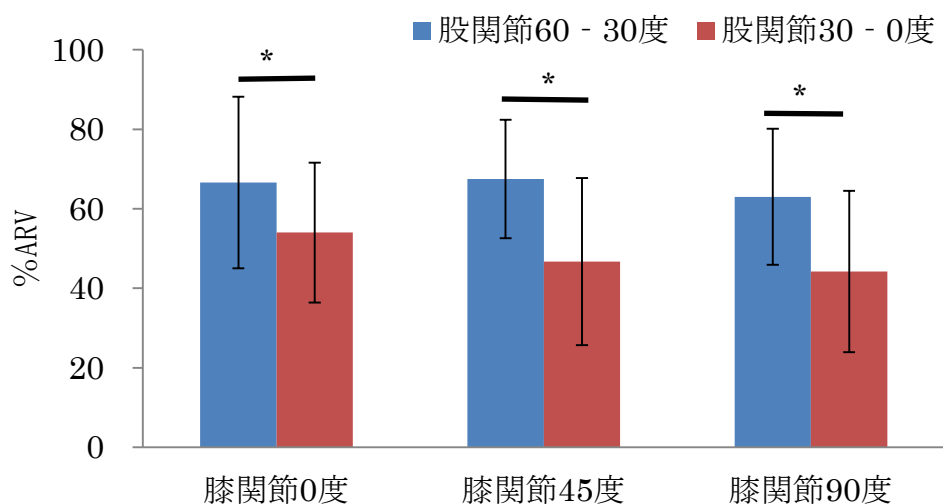


図2-13. 毎秒180度における大腿二頭筋長頭の筋放電量 *: $p < 0.05$

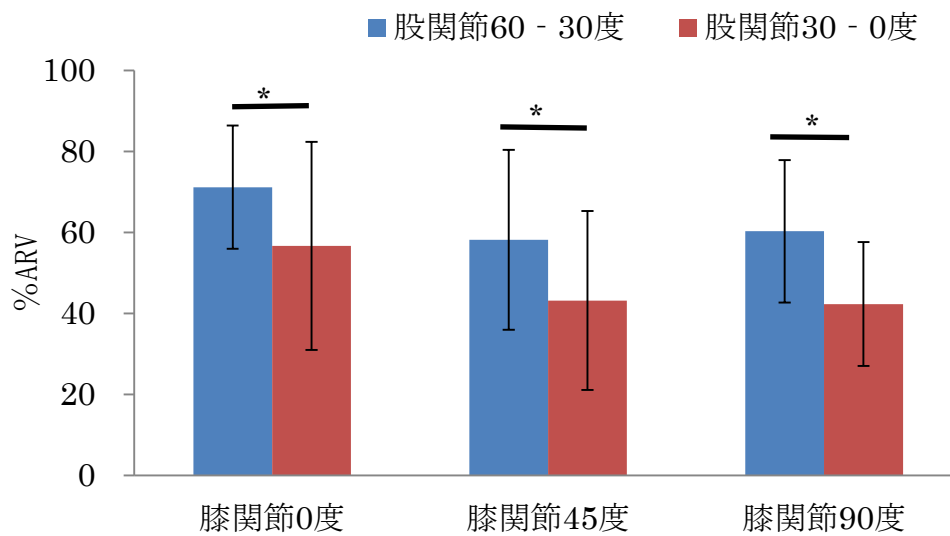


図 2-14. 毎秒180度における半膜様筋の筋放電量 *: $p < 0.05$

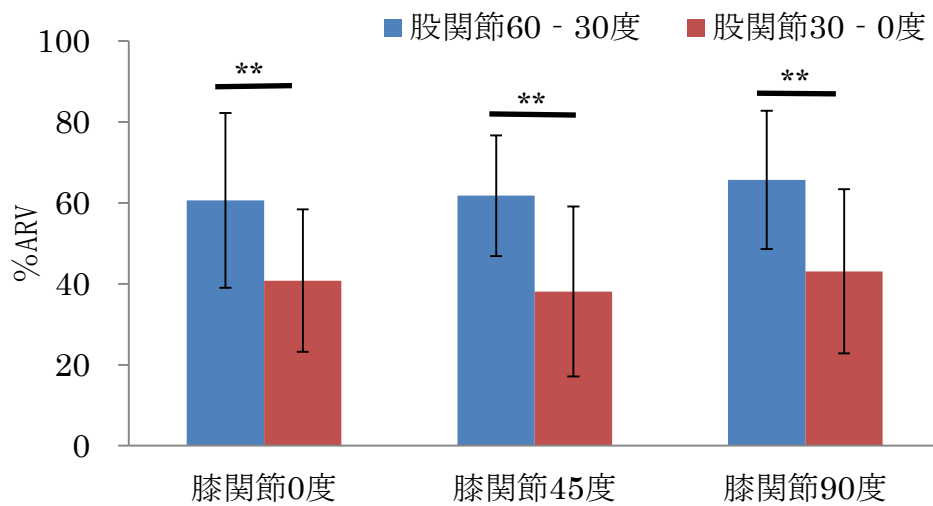


図 2-15. 毎秒180度における半腱様筋の筋放電量 **: $p < 0.01$

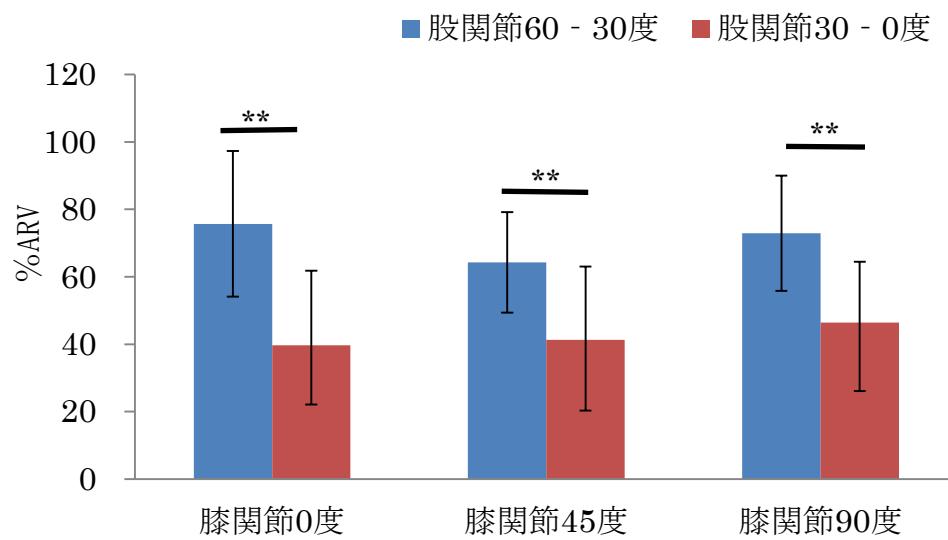


図 2-16. 毎秒180度における大殿筋の筋放電量 **: $p < 0.01$

2-4. 考察

本章では，股関節および膝関節の関節角度が股関節伸展運動時の股関節伸展筋力およびハムストリングスの筋活動に与える影響を検討した．

2-4-1. 股関節および膝関節角度と股関節伸展筋力

股関節伸展筋力は股関節屈曲位で高値を示し，膝関節角度の変化による影響は認められなかった．このことから，股関節屈曲位における股関節伸展運動では，モーメントアームの増加とハムストリングスのサルコメア長の増加によって，ハムストリングスの発揮張力が増加したと考えられる．モーメントアームは力伝達効率を変化させ，筋力に影響を与える．本研究では，股関節角度を 0-30 度と 30-60 度における股関節伸展筋力を比較した．その結果，股関節角度 30-60 度において有意に高値を示した．股関節角度とハムストリングスのモーメントアームの関係を明らかにした研究では，股関節屈曲角度の増加に伴い，モーメントアームは増加し，股関節 35 度から 40 度において最大値を示すことが明らかになっている(47)．そのため，股関節屈曲位では，モーメントアームの増加による力伝達効率が向上したため股関節伸展筋力が増加したと考えられる．

長さ-張力関係はアクチンフィラメントとミオシンフィラメントの重なり程度の直接比例している(48)．そのため短いサルコメア長では，アクチンフィラメントは他方からのアクチンフィラメントとの重なりと，ミオシンフィラメントとの重なりとの二重の重なり状態にある．この状態では，クロスブリッジの形成は他方からの重なり合ってくるアクチンフィラメントによって阻害される．そのため，サルコメア長の増加に伴い二重の重なり状態にある部分が減少し，発揮張力が増加する．大腿二頭筋長頭の筋長は股関節伸展に伴い増加することが報告されており(49)，

股関節屈曲角度 30-60 度ではサルコメア長の伸張により，長さ - 張力関係からハムストリングスの発揮張力が高まったため，股関節伸展筋力が増加したと考えられる．しかし，膝関節の角度変化によって，股関節伸展筋力は変化が認められなかった．ハムストリングスは膝関節の伸展とともに，筋長および筋腱複合体長が増加するが，股関節の角度変化と比較して筋長の長さ変化量が少ないことが報告されている(49, 50)．そのため，膝関節の角度変化によって，筋の収縮による能動的張力の変化と，伸張による受動的張力の変化が少なかったと考えられることから，膝関節の角度変化による，股関節伸展筋力への影響は少ないことが示唆される．

2-4-2．股関節および膝関節角度とハムストリングスの筋活動

ハムストリングスの筋活動は角速度毎秒 60 度において，膝関節 90 度と比較して 0 度では大腿二頭筋長頭と半膜様筋の筋放電量が増加した．また，角速度毎秒 180 度では，股関節角度 30-60 度と比較して 0-30 度において大腿二頭筋長頭と半膜様筋，半腱様筋，大殿筋の筋放電量が高値を示した．このことから，大腿二頭筋長頭と半腱様筋は膝関節伸展位および股関節屈曲位において筋活動が高いと考えられる．筋の活動や収縮張力に影響を及ぼす生理学的因子として，羽状角やサルコメア長の変化が考えられる．大腿二頭筋長頭および半膜様筋の構造的特徴として羽状筋であることが挙げられる．羽状筋は生理学的筋横断面積が大きいいため，大きな力の発揮に有利である(51)．そのため，半腱様筋よりもこの 2 つの筋で筋放電量が大きかったと考えられる．また，股関節伸展運動ではハムストリングスの中でも大腿二頭筋長頭と半膜様筋の貢献度が高いことが明らかにされている(29)．羽状角は筋線維から腱への力伝達効率に

影響を与え、羽状角の増加は力伝達効率を低下させる(52)．大腿二頭筋長頭は膝関節屈曲および股関節伸展角度の増加によって、羽状角が増加することが明らかとなっている(49)．そのため、股関節伸展運動において、膝関節屈曲および膝関節伸展角度が増加することによって、羽状角が増加することによって筋活動が減少したと考えられる．また、筋至適長では筋が最も活動しやすいと考えられている(53)ことから、大西ら(54)は、筋活動はサルコメア長に依存していると推測している．大腿二頭筋長頭は股関節屈曲角度および膝関節伸展角度が増加することによって、サルコメア長が増加することが明らかとなっている(49)．これらのことから、本研究では、股関節屈曲位および膝関節伸展位において、サルコメア長が増加し、筋至適長に近いサルコメア長になったことで、羽状筋である大腿二頭筋長頭の筋活動が増加したと考えられる．一方、膝関節の角度変化によって、半腱様筋の筋活放電量に有意差は認められなかった．これは半腱様筋が紡錘状筋であり、収縮範囲が長いため、膝関節角度の変化によって、サルコメア長の変化が少なかったことが、筋放電量に有意な変化を認められなかった原因と考えられる．

最後に本章の研究の限界について述べる．本論文では、ハムストリングス肉離れの受傷局面として、スプリント動作中の接地期を想定している．しかし、本章で行った実験での課題動作は、開放性運動における単純な股関節伸展運動であるため、スプリント動作のような複雑な動作や地面反力などの外力が発生する足部が接地した状態では、ハムストリングスに対してより大きな負荷が生じることが考えられ、本章の結果とは異なる筋活動を示す可能性が考えられる．

2-5. まとめ

本章では，股関節伸展運動時の股関節および膝関節の関節角度が股関節伸展筋力およびハムストリングスの筋活動に与える影響を検討した．その結果，股関節屈曲角度位では股関節伸展筋力とハムストリングス各筋と大殿筋の筋活動が増加した．また，膝関節伸展位では大腿二頭筋長頭と半膜様筋の筋活動が増加するが，股関節伸展筋力には影響を与えなかった．股関節伸展筋力の増加は，ハムストリングスのモーメントアームの増加や，筋の能動的張力の増加によるものであることが示唆された．また，肉離れは過剰な張力を発揮した際に発生することが報告されている(30)ことを考慮すると，ハムストリングスの肉離れは股関節屈曲位において発生するリスクが高いことが示唆された．

第 3 章

スプリント動作の接地期における骨盤帯のキネマティクスおよびキネティクスと股関節筋力および筋タイトネスの関係

3-1. 目的

本章では，スプリント動作の接地期における骨盤帯のキネマティクスおよびキネティクスと股関節筋力および筋タイトネスの関係について明らかにすることを目的とした．

仮説として，スプリント動作の接地期において股関節最大伸展トルクを発揮する際，ハムストリングスのタイトネスが高い場合や股関節伸展筋力が低い場合に，筋の伸張による受動張力を増加させて発揮張力を補おうとするために，股関節伸展・骨盤前傾・膝関節伸展させるとした．

3-2. 方法

3-2-1. 対象

健康な大学生男子陸上短距離走選手 15 名 (19.7 ± 0.7 歳 ; 173.2 ± 4.4 cm ; 66.0 ± 4.6 kg) を対象とした。ハムストリングス肉離れ既往歴者は 15 名中 4 名であった。各被験者には実験の目的、内容、測定中に起こりうる危険性に関する説明を口頭および書面を用いて行った後に、参加への同意を得た。研究実施に際して早稲田大学「人を対象とする研究に関する倫理審査委員会」の承認を得た。

3-2-2. 実験方法

・実験プロトコル

被験者の着衣はランニングパンツとスパイクのみとした。実験参加への同意を得た後に、各自ウォーミングアップを行うように指示した。その後、全身に 40 個の反射マーカートを貼り付け、股関節屈曲筋群および伸展筋群、膝関節伸展筋群を対象にタイトネステストを実施した。次に、右脚のハムストリングス 3 筋と Gmax に表面筋電電極を貼付し、腰部に小型の筋電図信号送信機（縦 7.2 cm, 横 5.5 cm, 幅 1.9 cm, 重さ 70 g）をベルトで装着した。筋電図信号は右脚の BF1h, ST, SM および Gmax より、銀-塩化銀電極を用いて電極間距離 20 mm にて双極導出した（図 3-1）。尚、アース電極は右脚の腓骨頭に貼付した。BF1h および ST は、それぞれ、坐骨結節と腓骨頭を結んだ中点および坐骨結節と大腿骨内側上顆を結んだ中点とした。SM の電極貼付位置に関しては、その解剖学的構造を考慮し、ST の電極貼付位置の内側とした。Gmax は大転子と上後腸骨棘の中点とした。さらに電極貼付の際には各被験筋を軽く収縮させ筋腹の位置を確認した上で貼付位置を決定した。貼電付部における皮膚電気抵抗

を極力軽減するため、電極貼付前に研磨粉入りジェルによる研磨で角質を除去し、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状態での走動作に慣化させた。スプリント動作計測は直線 50m の屋内陸上走路で実施した。スプリント動作の計測後、筋力測定を実施した。

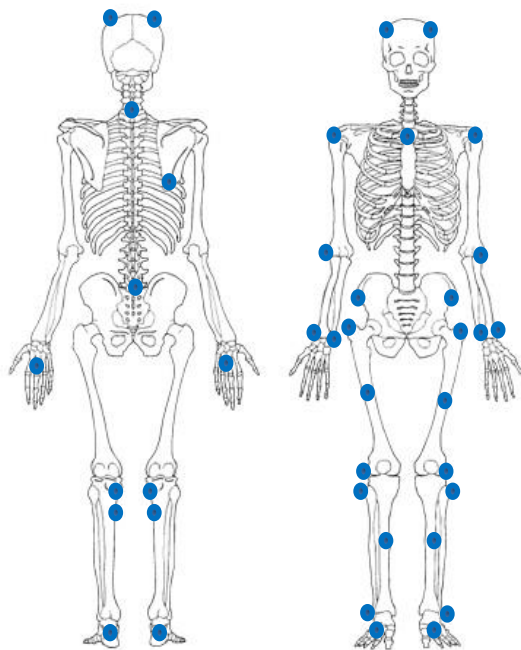


図 3-1. マーカー貼付位置

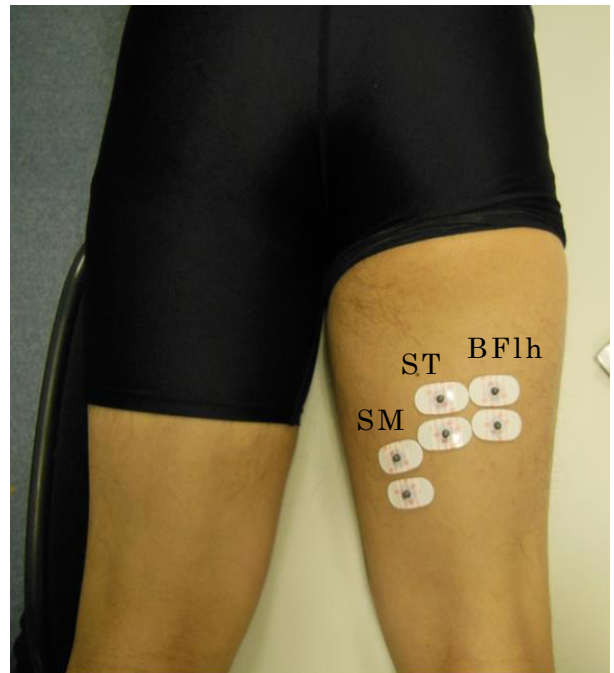


図 3-2. 表面筋電電極貼付位置

(1) タイトネステスト

タイトネステストは下肢伸展挙上 (Straight Leg Raising; SLR) テスト (図3-3), 膝伸展テスト (図3-4), トーマステスト (図3-5) を行い, 各テストはStarkeyら (55) の方法に準じて行った。各タイトネステストは, 被験者は筋が弛緩した状態を維持させて実施した。下肢伸展挙上テストと膝伸展テストそれぞれは股関節伸展筋群と膝関節屈筋群を対象とし, トーマステストは股関節屈筋群のタイトネスを評価している。SLRテスト

は験者が踵部を把持し抵抗を感じた位置または、代償動作が生じない角度まで他動的に股関節を屈曲させた．膝伸展テストは皮膚マーカを肩峰・大転子・膝関節裂隙・腓骨外果に貼付した．それぞれの測定は、仰臥位にて側方からデジタルビデオカメラ（EX-F1 CASIO社）を用いて撮影した．

フリーソフトImage J（National Institute of Health, USA）を用いて、SLRテストでは肩峰と大転子の延長線の線と腓骨外果と大転子の線の成す角度を算出した．膝伸展テストでは大転子と膝関節裂隙の延長線の線と腓骨外果の線の成す角を算出した．トーマステストでは肩峰と大転子の延長線の線と関節裂隙と大転子の線の成す角度を算出した．

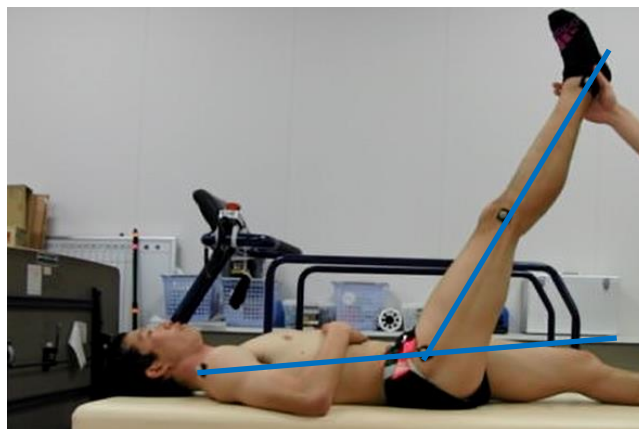


図 3-2. SLRテスト

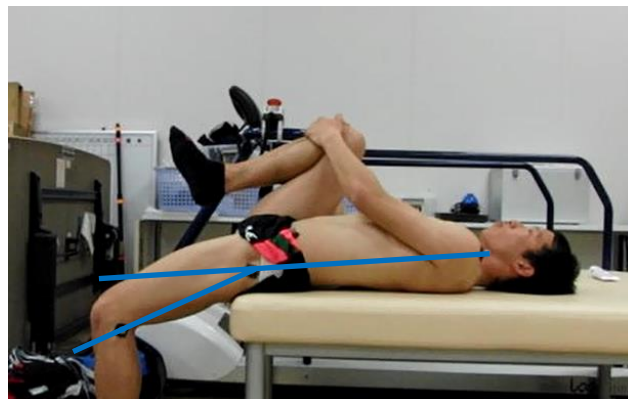


図 3-3. トーマステスト



図3-4. 膝伸展テスト

(2) スプリント動作計測

測定区間では9台の赤外線カメラから成る3次元動作解析システム (Mac 3D System; Motion Analysis Coro., Salt Lake City, UT, USA) を用い、サンプリング周波数200Hzにて対象者が測定区間内を走行する際の各マーカーの3次元位置座標の計測を行った。また、走路に直列埋設した4枚 (1枚60cm×90cm) の床反力計測装置 (Kistler Instrument Corporation, Amherst, NY, USA) よりサンプリング周波数1000Hzで接地期の床反力を測定した。表面筋電位測定にはテレメトリー筋電計 (MQ8; キッセイコムテック社製) を用い、A/D変換ボード (CONTEC社製) を経由してパーソナルコンピュータに記録した。サンプリング周波数は2,000 Hzとした。また、疾走中のマーカー座標位置と床反力、筋電図信号を同期させるトリガー信号も同時に記録した。測定区間中央の40m手前からスプリントを行い、対象者が測定区間内を走行する際のスプリント動作およびハムストリングスおよびGmaxの表面筋電位を測定した。右脚の接地期の疾走動作およびハムストリングスの筋活動データの測定に成功したものを成功試技とし、1回の成功試技を計測した。測定区間内で計測された接地期 (右脚の接地

から離地まで) を分析対象とした．股関節角度は大転子と関節裂隙の大
腿軸と，仙骨中心と両ASISの中点の骨盤軸の成す角度とした．骨盤角度
は骨盤軸と水平軸の成す角度とした．

筋電図データの解析は専用ソフト (Kinealyzer, KISSEI COMTEC CO.,
LTD.) 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はそれぞれ500Hzと20Hz
とした．フィルタ処理後，各筋の平均振幅値 (Root Mean Square:RMS)
を算出した．得られた結果は，全スプリント中の各筋の最大のRMS最大値
を基準値とし，それぞれ相対値化した．

関節トルクの解析は3次元動作解析システムによって得られた身体マ
ーカーの位置より，剛体リンクモデルを用いてモデリングし，身体を各
セグメントに分割した．そして，計測した床反力を用いて，末端のセグ
メントに関する並進運動およびセグメントの重心回りの回転運動の運動
方程式を立てることで，関節の回転に作用する力のモーメントを算出し
た．関節トルクに必要な分節質量は，阿江ら (56) の身体部分関数係数か
ら算出し，逆動力学計算によって接地期における股関節トルクを算出し
た．

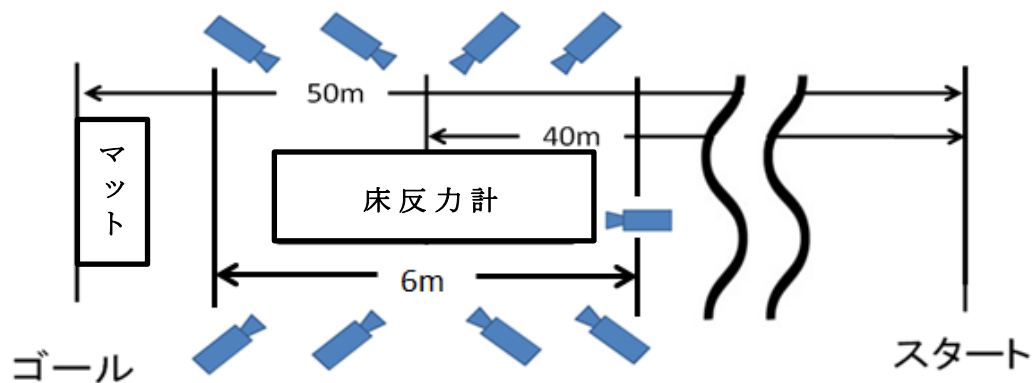


図 3-5. 実験風景の概略図

（３）筋力測定

筋力測定装置サイベックスノルム（CSMi Solutions社製）を使用し、仰臥位にて最大努力下での股関節伸展および屈曲の筋力ピークトルクを測定した（図3-6）。収縮様式は等速性収縮および等尺性収縮の2条件とした。等速性収縮では股関節0度から最大屈曲位の範囲で行い、角速度毎秒60度、180度、300度の3条件をそれぞれ3回ずつ測定し、連続して3セット行った。股関節伸展および屈曲をそれぞれ5回測定した。等尺性収縮では股関節角度30度、60度、90度の3条件としてそれぞれ5秒間行った。測定中、被験者の骨盤はベルトで検査台に固定した。筋力測定によって得られた各条件の股関節伸展および屈曲筋力の最大値からそれぞれの股関節伸展/屈曲筋力比を算出した。

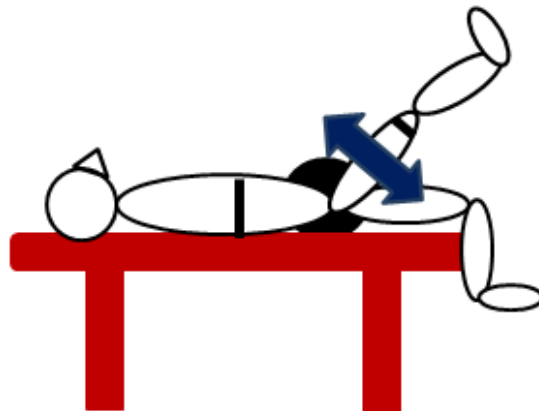


図3-6. 筋力測定模式図

3－2－3．統計学的処理

スプリント動作の接地期に股関節伸展トルクが最大となる時点の股関節角度および骨盤角度と各条件の股関節伸展/屈曲筋力比および各タイメステストについてピアソンの相関係数を算出した。また、スプリント動作の接地期に股関節伸展トルクが最大となる時点の股関節角度およ

び骨盤角度とハムストリングス各筋およびGmaxの筋放電量についてピアソンの相関係数を算出した．危険率はすべて5%未満とした．

3-3. 結果

スプリント動作の接地期における床反力の合成成分，股関節トルク，股関節角度，骨盤角度，ハムストリングス各筋およびGmaxの筋放電量について各被験者の平均を図3-7，図3-8，図3-9，図3-10に示した．なお股関節トルクは正方向を伸展，負方向を屈曲とした．

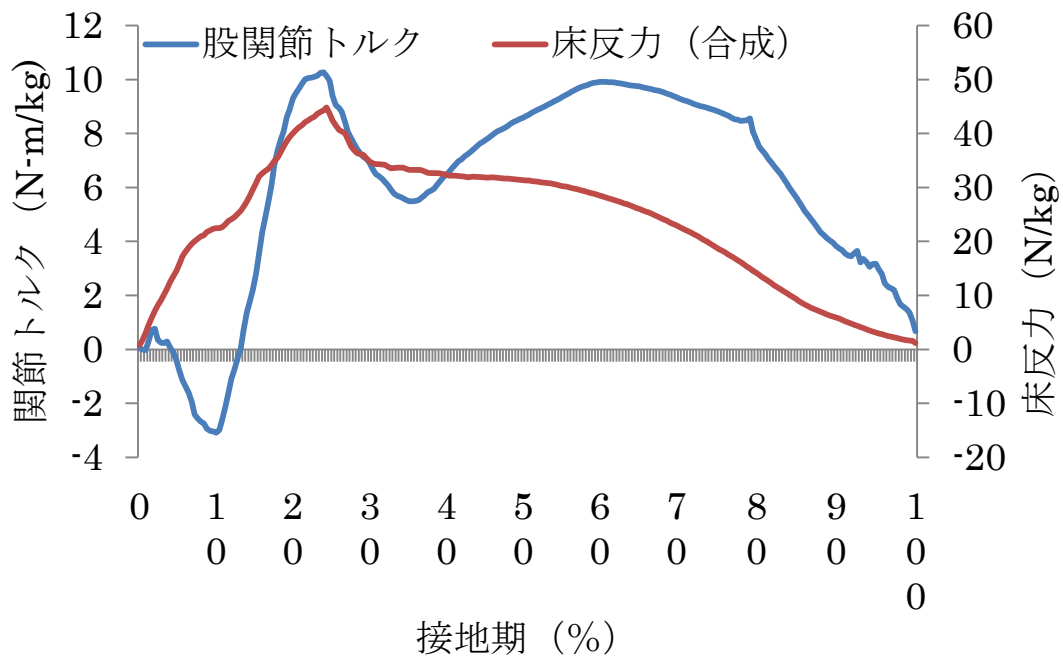


図3-7. 合成成分の床反力と股関節伸展トルク

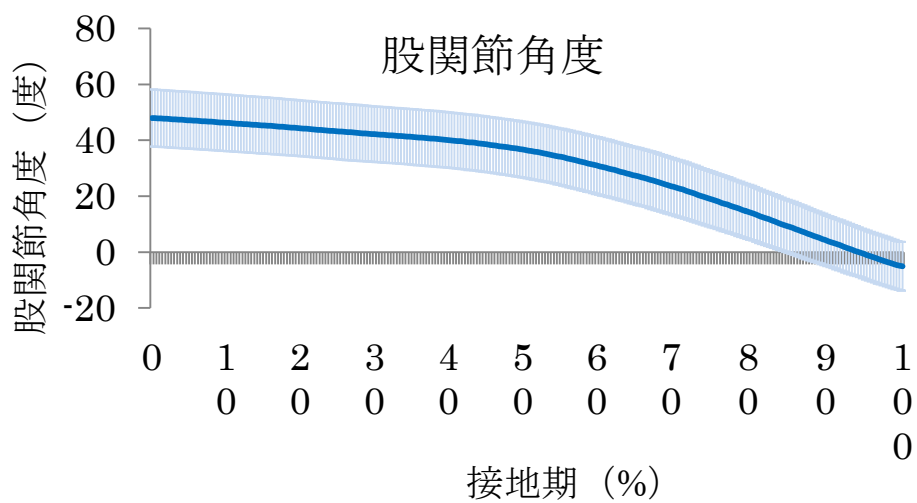


図3-8. 接地期の股関節角度

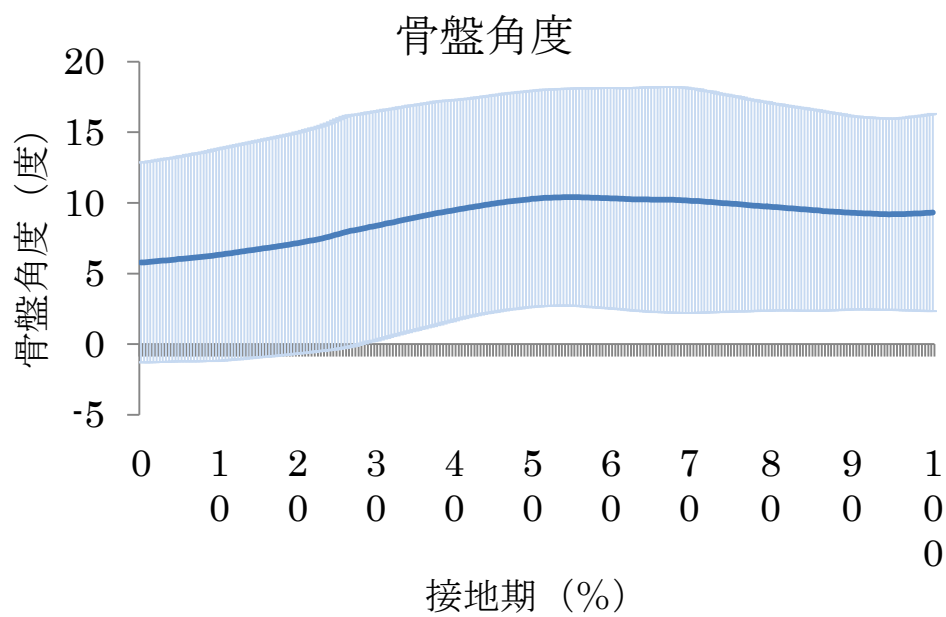


図3-9. 接地期の股関節角度

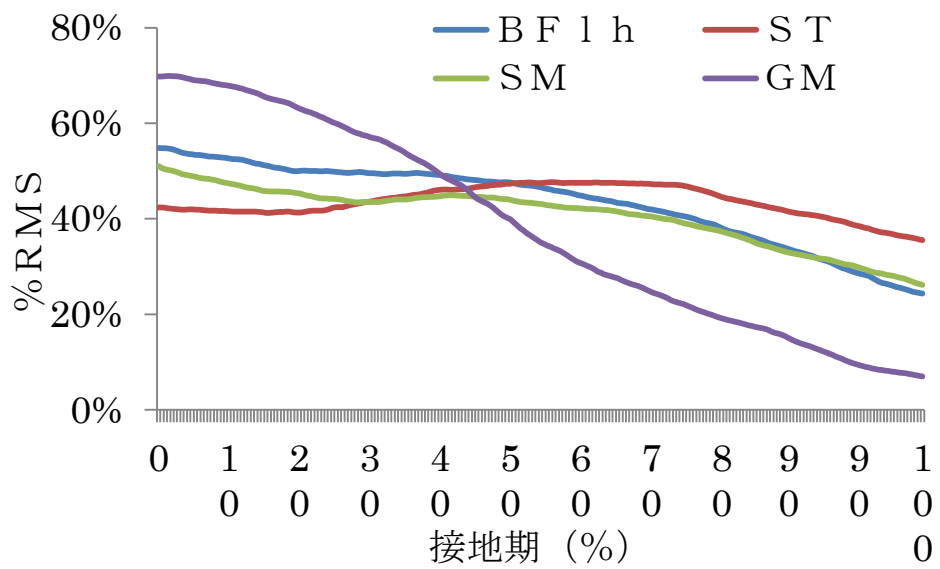


図3-10. 接地期の各筋の筋放电量

3-3-1. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節および骨盤角度と股関節伸展/屈曲筋力比との相関関係

等速性筋力

スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度と等速性の股関節伸展/屈曲筋力比の相関関係を図3-11, 図3-12, 図3-13以下に示した. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度と角速度毎秒60度における等速性股関節伸展/屈曲筋力比に有意な負の相関関係を認められた. その他の角速度では相関関係は認められなかった.

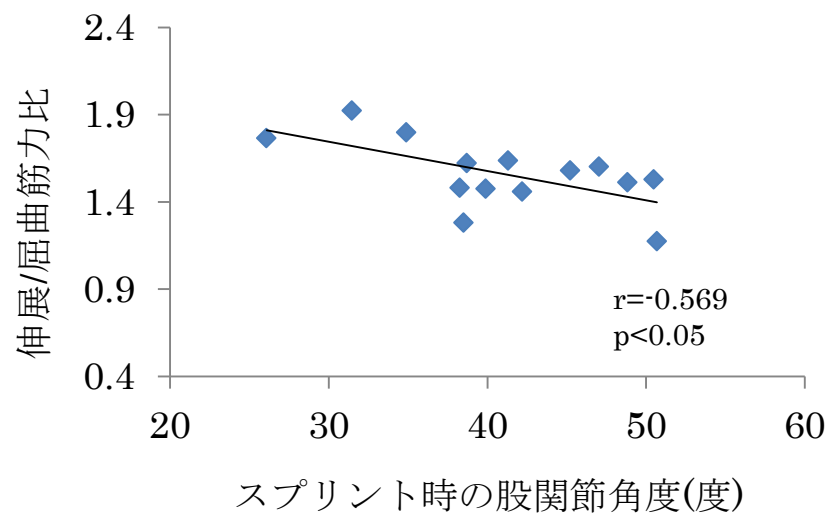


図3-11. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度と毎秒60度での股関節伸展/屈曲筋力比の相関関係

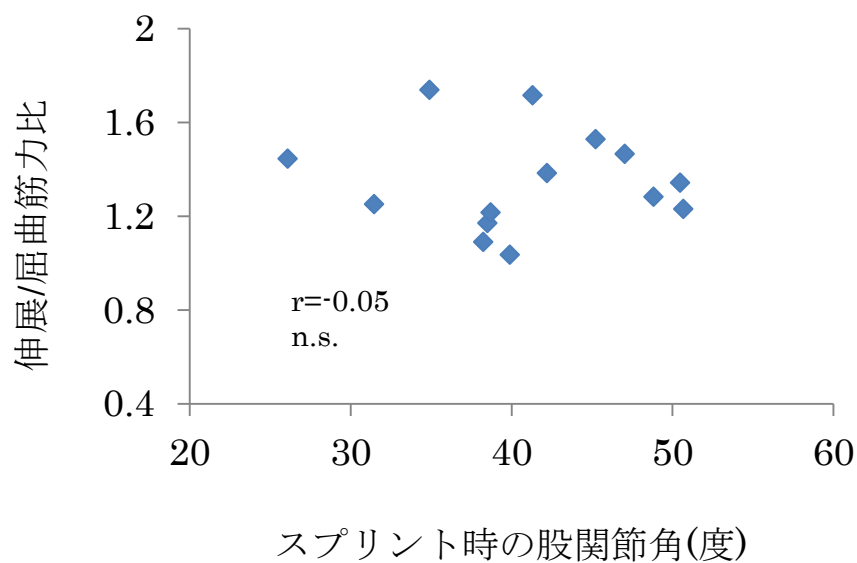


図3-12. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度と毎秒180度での股関節伸展/屈曲筋力比の相関関係

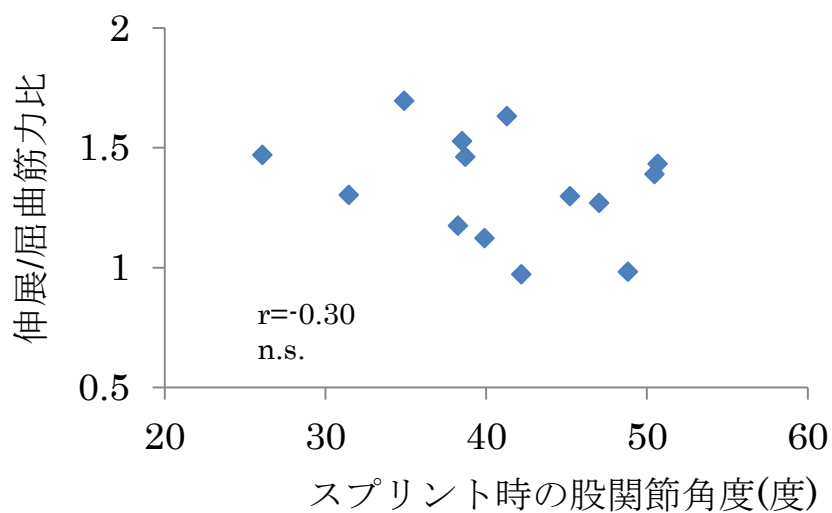


図3-13. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度と毎秒300度での股関節伸展/屈曲筋力比の関係

スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の骨盤角度と等速性の股関節伸展/屈曲筋力比の相関関係を図3-14, 図3-15, 図3-16に示した. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の骨盤角度と角速度毎秒60度における等速性股関節伸展/屈曲筋力比に有意な負の相関関係を認められた. その他の角速度では相関関係は認められなかった.

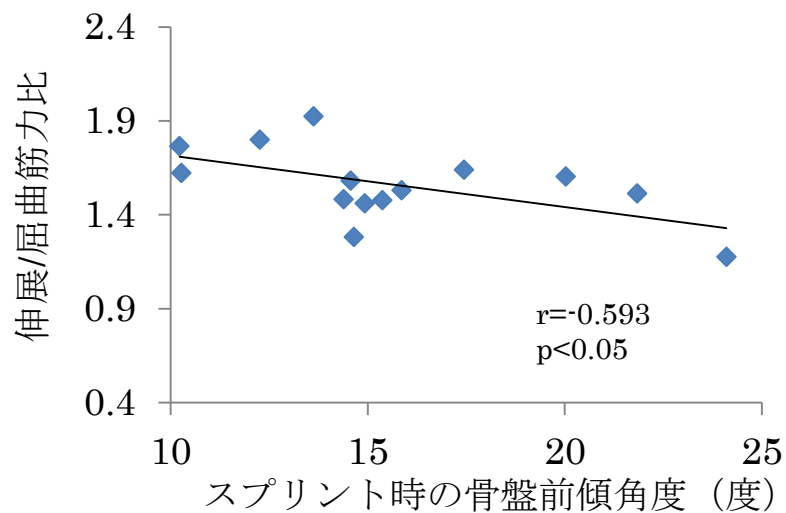


図3-14. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度と毎秒60度での股関節伸展/屈曲筋力比の相関関係

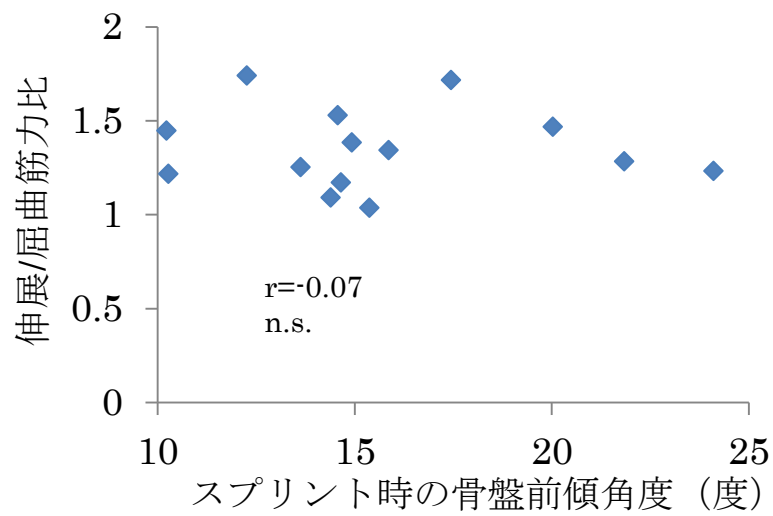


図3-15. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度と毎秒180度での股関節伸展/屈曲筋力比の相関関係

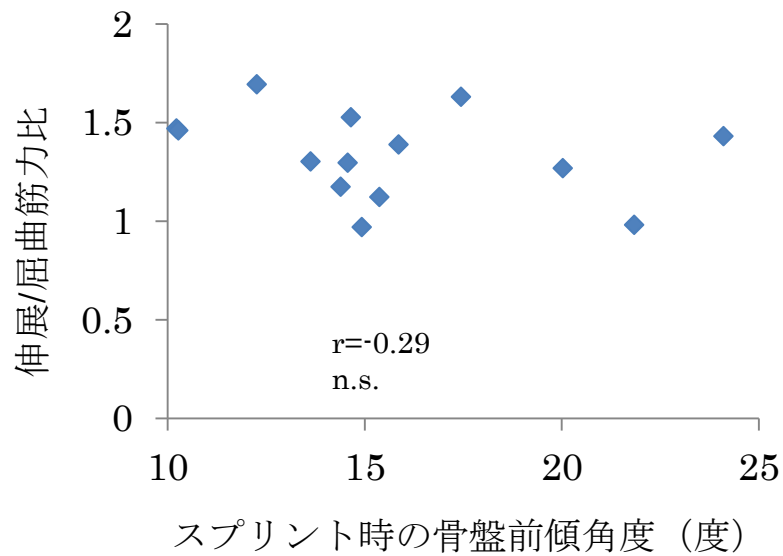


図3-16. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度と毎秒300度での股関節伸展/屈曲筋力比の相関関係

等尺性筋力

スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度と等尺性の股関節伸展/屈曲筋力比の相関関係を図3-17, 図3-18, 図3-19に示した. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度と股関節角度30度および60度の等速性股関節伸展/屈曲筋力比の間に有意な負の相関関係が認められた. 股関節角度90度では有意な相関関係は認められなかった.

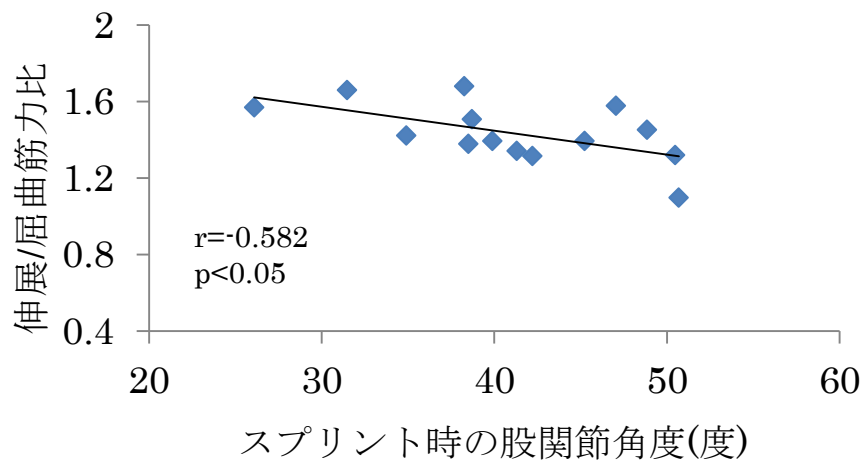


図3-17. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度と股関節30度での股関節伸展/屈曲筋力比の相関関係

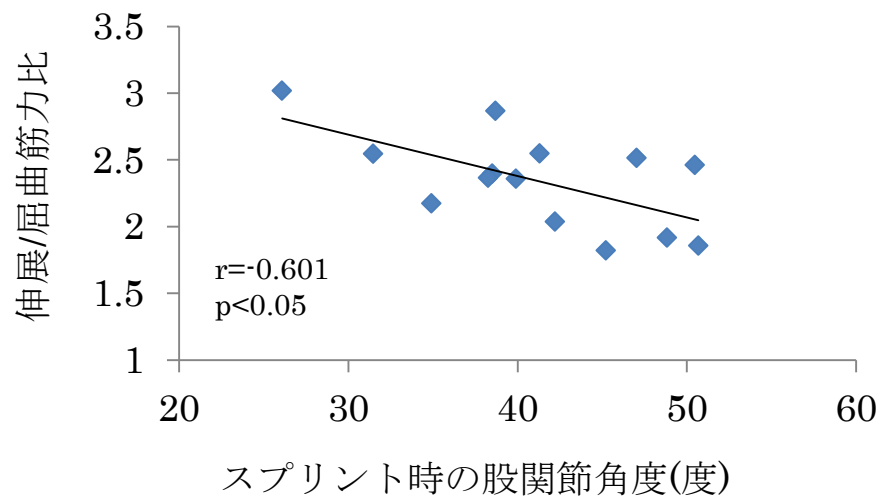


図3-18. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度と股関節60度での股関節伸展/屈曲筋力比の相関関係

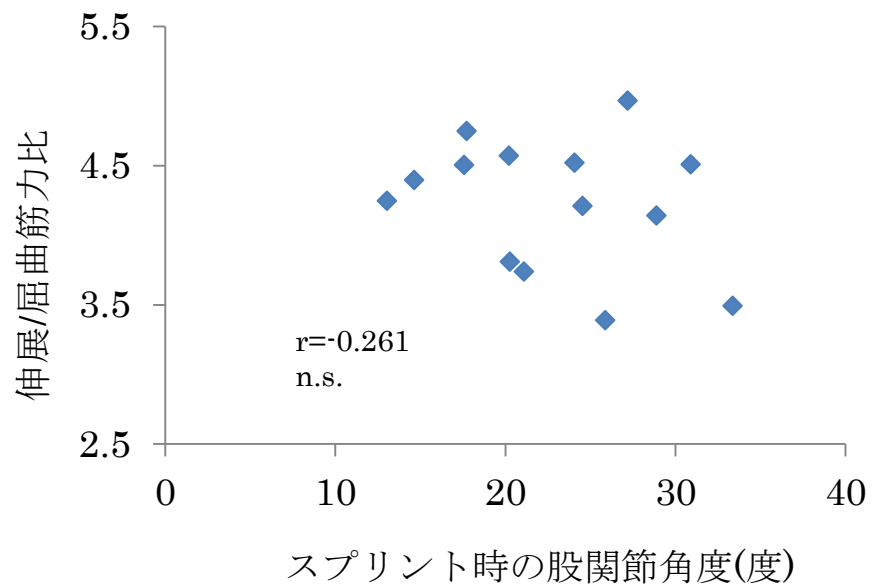


図3-19. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度と股関節90度での股関節伸展/屈曲筋力比の相関関係

スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の骨盤角度と等尺性の股関節伸展/屈曲筋力比の相関関係を図3-20，図3-21，図3-22に示した．スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の骨盤角度と股関節角度30度および60度の等速性股関節伸展/屈曲筋力比の間に有意な負の相関関係が認められた．股関節角度90度では有意な相関関係は認められなかった．

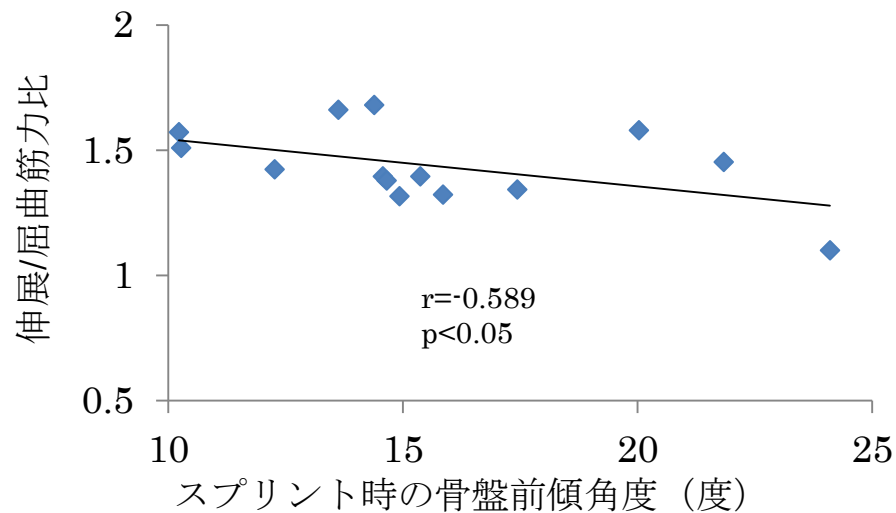


図3-20．スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の骨盤角度と股関節30度での股関節伸展/屈曲筋力比の相関関係

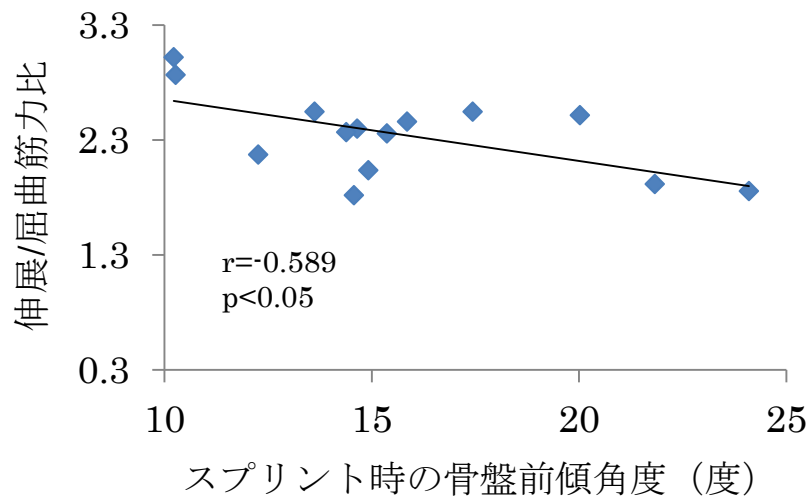


図3-21. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の骨盤角度と股関節60度での股関節伸展/屈曲筋力比の相関関係

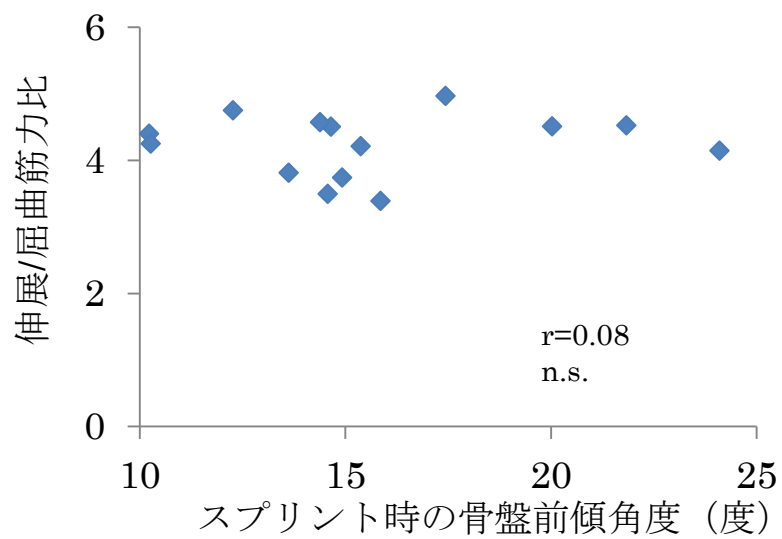


図3-22. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の骨盤角度と股関節90度での股関節伸展/屈曲筋力比の相関関係

3-3-2. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節および骨盤角度と筋タイトネスとの相関関係

スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度とSLR，トーマステスト，膝伸展テストの相関関係を図3-23，図3-24，図3-25に示した．スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度と膝伸展テストの間に有意な正の相関関係が認められたが，他のタイトネステストでは有意な相関関係は認められなかった．

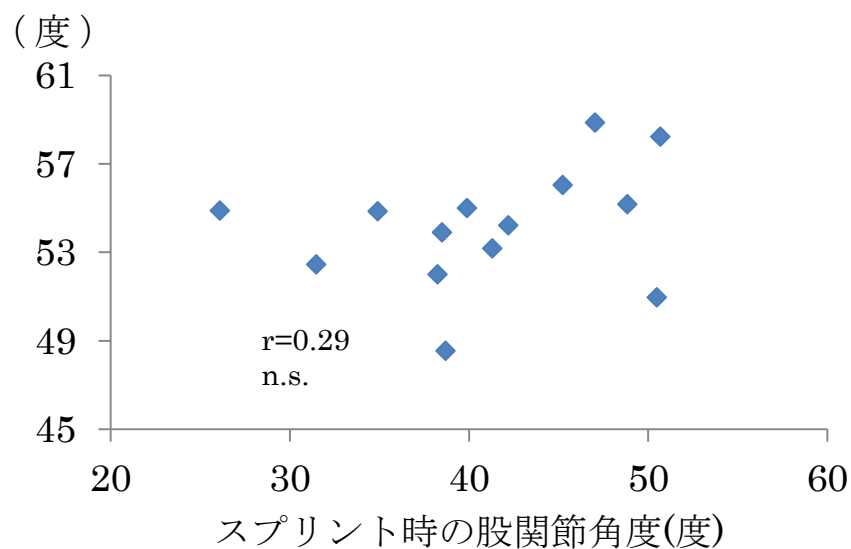


図3-23. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度とSLRの相関関係

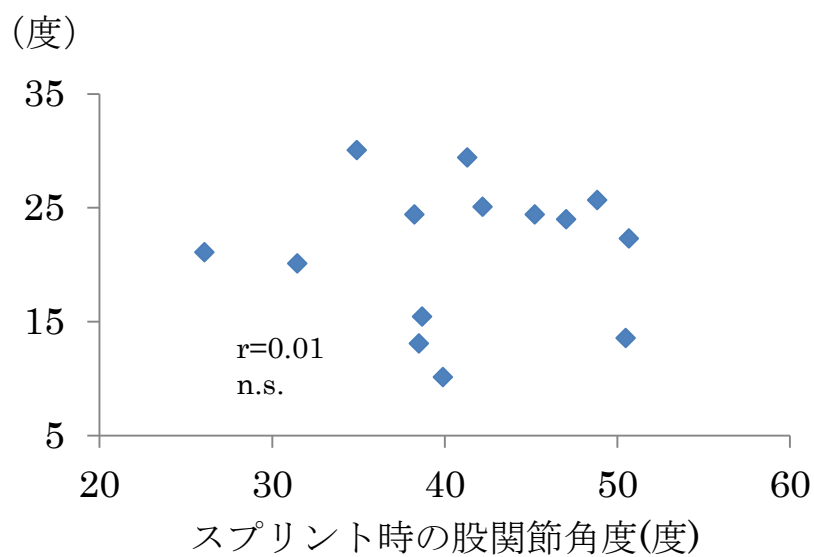


図3-24. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度とトーマステストの相関関係

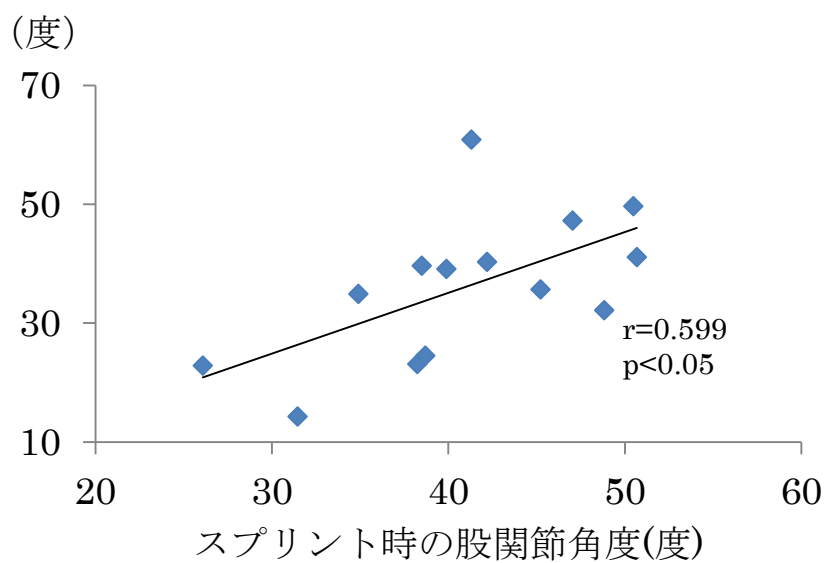


図3-25. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度と膝伸展テストの相関関係

3-3-3. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節および骨盤角度とハムストリングスおよびGmaxの筋放電量との相関関係

スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度とハムストリングスおよびGmaxの筋放電量の相関関係を図3-26, 図3-27, 図3-28, 図3-29に示した. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度とBF1fの筋放電量の間に負の相関関係が認められた. その他の筋では有意な相関関係は認められなかった.

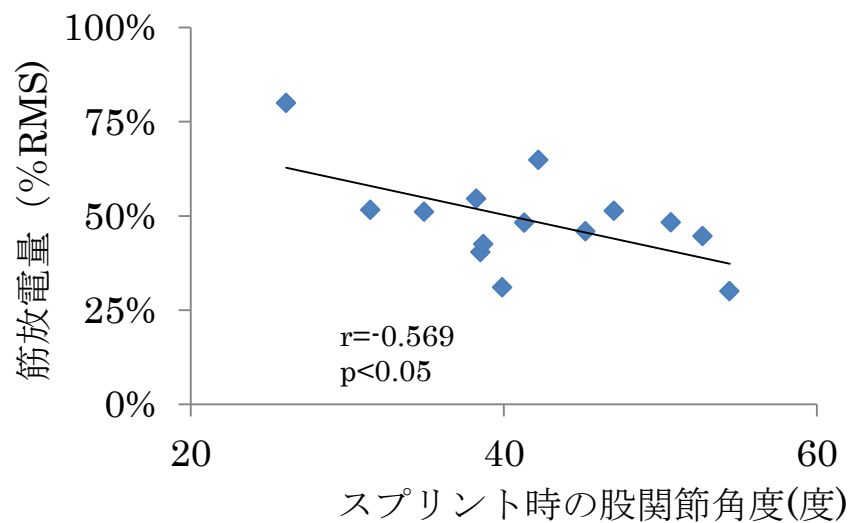


図3-26. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度とBF1fの筋放電量の相関関係

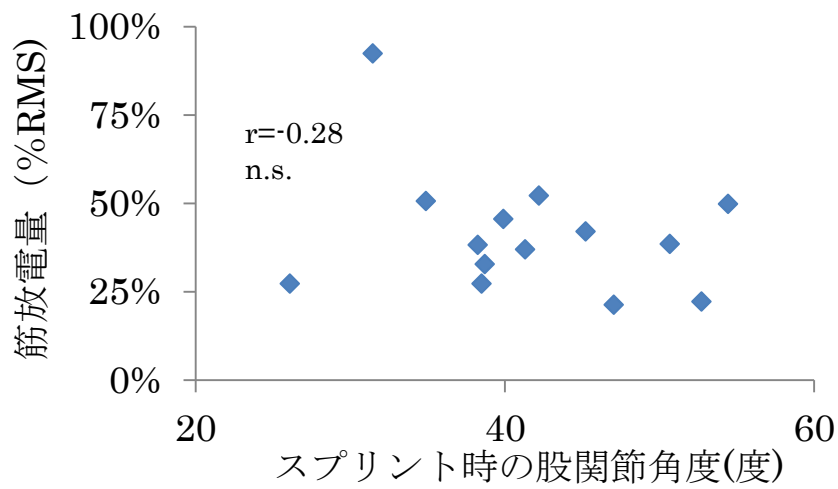


図3-27. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度とSMの筋放電量の相関関係

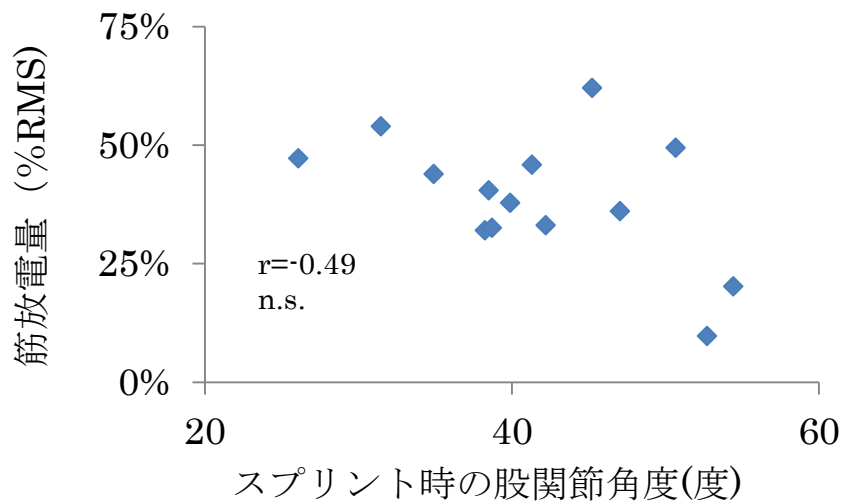


図3-28. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度とSTの筋放電量の相関関係

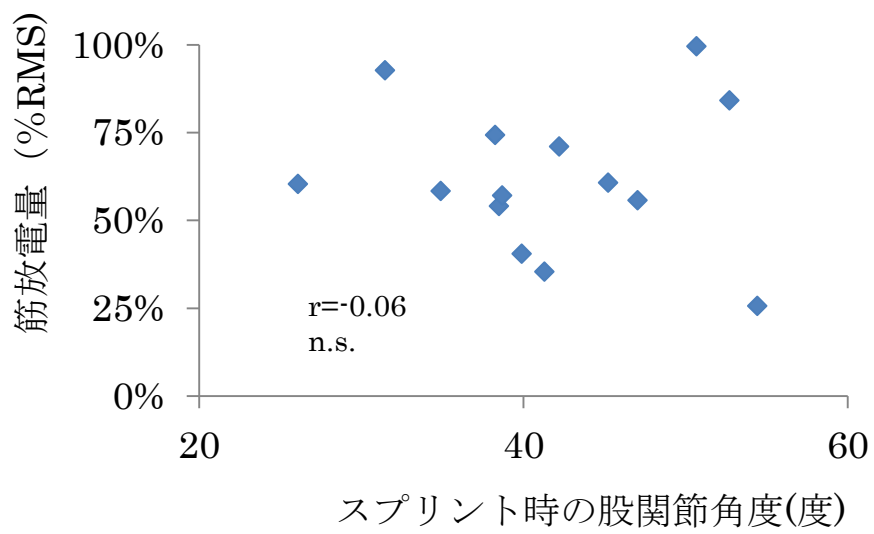


図3-29. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度とGmaxの筋放電量の相関関係

3-4. 考察

本章では，スプリント動作の接地期における骨盤帯のキネマティクスおよびキネティクスと股関節筋力および筋タイトネスの関係について明らかにすることを目的とした．そのため，接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度および骨盤角度，等速性筋力測定器を用いて測定した股関節伸展/屈曲筋力比，膝関節屈曲および股関節屈曲に働く筋群のタイトネスの各項目の相関関係について検討した．

3-4-1. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節，および骨盤角度と股関節伸展/屈曲筋力比の相関関係

実験の結果，スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節角度，および骨盤角度と，等速性角速度60度毎秒および等尺性股関節角度30度，60度の股関節伸展/屈曲筋力比との間で有意な負の相関関係が認められた．このことは，股関節屈曲筋力に対して伸展筋力が低い場合，スプリント動作の接地期において股関節屈曲角度と骨盤前傾角度がより増加することを示すと考えられる．ヒトの歩行(57)，またはカウンタームーブメントジャンプ(58)のような動作中の腓腹筋内側頭の筋腱複合体の動態について報告した研究では，筋腱複合体の伸張は主に腱組織の伸張によってもたらされることが明らかとなっている．また，腱の伸張度の増加に伴い，腱張力も増加する(59)ことから，活動中の筋腱複合体長が増加した場合，腱組織が伸張されて腱張力が増大することによって，筋腱複合体の全体の張力が増加すると考えられる．このような腱張力の増加による筋腱複合体全体への張力増加と同様のメカニズムが，股関節において働いているものと考えられる．つまり，本研究で示されたような股関節屈筋力に対して股関節伸展筋力が相対的に低い

場合には、筋収縮による能動的張力を、腱組織の伸張によって得られる受動的張力で補おうとするため、より股関節を屈曲し、骨盤を前傾して筋腱複合体の総体としての張力を高めるものと解釈できる。こうすることで接地期に発生する地面反力に抵抗しようとしている可能性が考えられる。

3-4-2. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節および骨盤角度と筋タイトネスの相関関係

実験の結果、スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節屈曲角度と膝関節伸展テストで示される股関節屈曲筋群のタイトネスとの間に負の相関関係が認められた。膝伸展テストでは腓腹筋を弛緩させた状態であること、股関節屈曲に作用する大腿後面の中ではハムストリングスがその多くの割合を占めることなどから膝関節伸展テストは主にハムストリングスの筋タイトネスを反映しているものと考えられる。そのため、ハムストリングスのタイトネスが高い場合、スプリント動作の接地期において股関節屈曲角度が増加することを示していると考えられる。佐々木ら(60)は、柔道選手を対象に大腿四頭筋の筋タイトネスと膝伸展筋力の関係について検討した結果、筋タイトネスの増大に伴い、体重あたり的大腿四頭筋筋力が低下することを明らかにしている。同様の報告はサッカー選手でもなされており、福本ら(61)は、高校サッカー選手を対象に、大腿四頭筋の筋タイトネスを評価する踵殿間距離とキック動作について検討した結果、筋タイトネスが高い場合では発揮張力が不十分となるため筋腱複合体を伸張させるキック動作を行っていることを報告している。また、活動中の筋腱複合体の伸張は主に腱組織の伸張によってもたらされることが明らかにされている(58)こと

や腱の伸張度の増加に伴い、腱張力も増加する(43)ことから、本研究の結果はハムストリングスの筋タイトネスが高い場合には、発揮張力が不十分となり、腱を伸張させることで腱張力を増加させ、スプリント動作の接地期における股関節伸展トルクを高めている可能性を示唆するものと考えられる

3-4-3. スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節および骨盤角度とハムストリングスおよびGmaxの筋放電量の相関関係

実験の結果、スプリント動作の接地期における股関節最大伸展トルク発揮時の股関節屈曲角度とBF1hの筋活動量の間に負の相関関係が認められた。そのため、スプリント動作の接地期において股関節屈曲角度が増加した場合、BF1hの筋活動が低下し、BF1hの筋収縮による能動的発揮張力が低下することを示していると考えられる。

この要因として、ゴルジ腱器官による抑制が挙げられる。ゴルジ腱器官は筋線維と直列に配列し、筋収縮や筋の受動的伸展で刺激され、I b群線維にインパルスを経て同名筋の α 運動ニューロンを抑制する(62)

(図3-30)。ゴルジ腱器官は主に張力発生で刺激され、過剰な筋活動において発生する肉離れを防ぐなどの筋組織の保護作用として働くと考えられる。そのため、スプリント動作の接地期には股関節屈曲角度の増加に伴い、BF1hの腱組織が伸張され、ゴルジ腱器官への刺激が増大し、 α 運動ニューロンが抑制を受けたため、BF1hの筋活動が低下したと推察される。

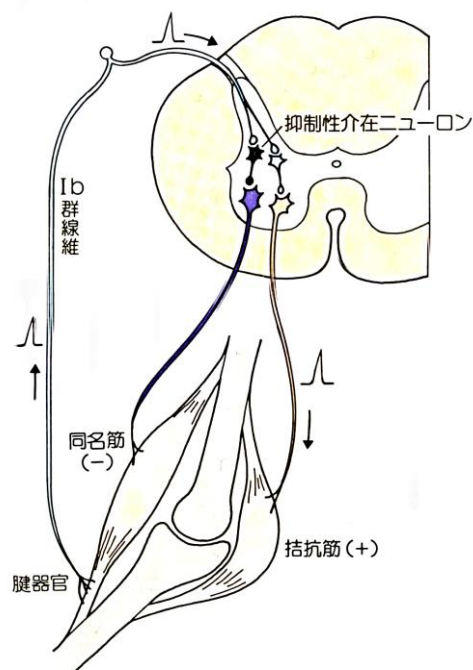


図3-30. 膝器官による抑制経路

上述のように，本研究では，スプリント動作の接地期における骨盤帯のキネマティクスおよびキネティクスと股関節筋力および筋タイトネスの関係について検討した．その結果，股関節屈曲筋力に対して伸展筋力が低い場合やハムストリングスのタイトネスが高い場合，ハムストリングスの筋収縮による能動的張力を補うために，骨盤角度および股関節屈曲角度を大きくし，腱の伸張度を増加させることで受動的張力を増加させて，ハムストリングス全体の発揮張力を高めようとしている可能性が示唆された．

本研究の限界について述べる．第一に，股関節屈筋群の筋活動動態を検討していないことが挙げられる．股関節屈筋群として，腸骨筋，大腰筋が挙げられるがこれらは体幹の深部筋であるため，表面筋電図からその活動を評価することは困難である．本研究では股関節伸展/屈曲筋力比とスプリント動作中の接地期における骨盤帯のキネマティクスに負の相関関係を認められたことから，股関節屈筋群の活動が骨盤帯に影響を与

えることが考えられる．第二に，本研究では骨盤角度および股関節角度を測定しているが，筋腱複合体の動態について筋張力および腱張力を直接測定していない．今後はスプリント動作中の股関節屈筋群およびハムストリングスの筋張力や腱張力の測定など詳細な筋活動動態の測定や検討が必要であると考えられる．

第 4 章

総合考察

本研究では，股関節伸展運動時の股関節伸展筋力と筋活動特性，スプリント動作の接地期における骨盤帯のキネマティクスおよびキネティクスと筋力および筋タイトネスの関連を明らかにすることを目的とした．

第 2 章では，股関節伸展運動における股関節および膝関節の肢位の違いが股関節伸展筋力および股関節伸展筋群の筋活動に与える影響を検討し，ハムストリングス肉離れの危険肢位と考えられている股関節屈曲位および膝関節伸展位におけるハムストリングスの張力発揮特性を明らかにした．実験の結果，開放性運動による股関節伸展運動では，股関節屈曲位において股関節伸展筋群の筋収縮による能動的な張力の増加により，股関節伸展筋力が増加することが示唆された．

第 3 章では，スプリント動作の接地期における下肢キネマティクスおよびキネティクスと下肢筋力や筋タイトネスとの関係について検討することを目的とした．その結果，股関節屈曲筋力に対して伸展筋力が低い場合やハムストリングスのタイトネスが高い場合，低いハムストリングスの能動的張力を補うために，骨盤角度および股関節屈曲角度を大きくし，腱の伸張度を増加させることで受動的張力を増加させて，ハムストリングス全体の発揮張力を高めている可能性が示唆された．2 つの実験から，股関節屈曲筋力に対して伸展筋力が低い場合，スプリント動作の接地期において股関節屈曲角度を増加させ，ハムストリングスの筋腱複合体を伸張させることで筋腱複合体の総体としての発揮張力を高めようとしている可能性が示唆された．

一方，股関節伸展運動における大腿二頭筋長頭の筋活動について，第 2 章の開放性運動では屈曲位において高かったが，第 3 章のスプリント

動作の接地期では，股関節屈曲角度の増加に伴い減少したため，両者は異なる結果であったといえる．筋活動中の筋腱複合体が伸張された状態では，主に腱組織が共に伸張されることが報告されている(57)．腱組織は伸張されると張力を発揮するところが明らかになっており，その張力は腱組織の伸張度の増加に伴い増加すると報告されている(59)．腱組織が伸張されて筋線維と腱組織の移行部付近に存在するゴルジ腱器官に刺激が伝わると α 運動ニューロンを抑制する．等速筋力測定器で測定した股関節伸展筋力値とスプリント動作中の計算によって求められた股関節伸展トルク値を直接比較することはできないが，第2章の等速筋力測定器で測定した股関節伸展筋力値と比較して，第3章のスプリント時の股関節伸展トルク値の方が高いことから，スプリント動作では，随意最大収縮を超えた筋腱複合体全体の張力が求められると推察される．これらのことから総じて，随意最大収縮以上の張力発揮が求められると考えられるスプリント動作の接地期において，股関節屈曲角度が増加した場合，ゴルジ腱器官の作用により筋収縮による能動的張力の減少を，腱を伸張されることによる腱張力で補っていると推察される．

このような，スプリント動作の接地期における骨盤帯のキネマティクスおよびキネティクスを想定したうえで，ハムストリングス肉離れ発生機序への示唆について考察する．肉離れは筋腱移行部付近で発生することが報告されている．Garretら(31)は，筋収縮時には筋線維内の結合力が筋弛緩時の倍となり，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．筋活動中の筋腱複合体が伸張された状態では，安静時と比較して筋組織と腱組織が共に伸張されることが報告されている．筋活動の増大が増加した場合，筋組織よりは短縮し，腱組織はより伸張されることが明らかにされており，筋活動の

増大は筋張力と腱張力の両者が増大すると考えられる．つまり，活動中の筋腱複合体には移行部付近の筋線維は筋腹側に，腱組織は骨の付着部側に張力が加わり，この張力が筋腱移行部の結合力を超えた場合，損傷が生じ肉離れの発生につながると推察される．このように肉離れは筋腱複合体が伸張された状態で，過剰な筋活動が生じることにより，筋組織と腱組織の間に剪断力または解離力が働き，筋腱移行部付近に損傷が発生すると考えられる．本研究では，股関節屈曲筋力に対して伸展筋力が低い場合やハムストリングスの筋タイトネスが高い場合，スプリント動作の接地期において股関節屈曲角度が大きくなることが明らかとなった．そのため，股関節伸展/屈曲筋力比が低いことやハムストリングスの筋タイトネスが高い場合，ハムストリングスを伸張させる肢位でスプリント動作を行っているという推察できる．この際に，ハムストリングスの過剰な筋活動が発生した場合，筋張力と腱張力が増加し，筋腱移行部に剪断力や解離力が結合力を超えることによってハムストリングス肉離れが発生する可能性が考えられる．

このようなハムストリングス肉離れの発生機序を想定したうえで，その予防法への示唆について考察する．これまで，ハムストリングス肉離れの予防法として，レッグカール(63)やノルディックハムストリングス(8, 64, 65)などの膝関節屈曲運動が行われており，ハムストリングスの筋力強化や拮抗筋である大腿直筋とのアンバランスの改善など膝関節屈曲筋力の向上がハムストリングス肉離れの予防に有効であることが考えられている．しかし，第2章では股関節屈曲角度の増加によって，ハムストリングスの張力発揮が増大することが示唆され，第3章において股関節伸展/屈曲筋力比が低い場合，骨盤前傾角度および股関節屈曲角度が大きいため，危険肢位に近いスプリント動作を行っていることが示唆

された．そのため，股関節伸展/屈曲筋力比が低いことが発生リスクを増加させる要因の1つであり，股関節伸展筋群のトレーニングによって股関節伸展/屈曲筋力比を増加させることは肉離れ発生リスクの低下に繋がる可能性があると考えられる．スプリント動作の接地期のような非開放性での股関節伸展トレーニングとして，背臥位で膝を屈曲し，踵を設置した状態で臀部を地面から離すように股関節を伸展する“ヒップリフト”，立位での股関節屈曲 - 伸展運動である“デッドリフト”などが挙げられる．小野ら(66)は，ヒップリフトやシングルレッグデッドリフト（図 4-1）を含めた，ハムストリングスに対するトレーニング介入を行い，トレーニング前後の股関節伸展/屈曲筋力比の変化を検討した結果，股関節伸展/屈曲筋力比が有意に増加したのは，デッドリフトのみであったことを報告している．これらのことから，ハムストリングス肉離れの予防には，股関節伸展/屈曲筋力比を向上させることが重要であり，その予防トレーニングとしてデッドリフトが有効である可能性が示唆される．

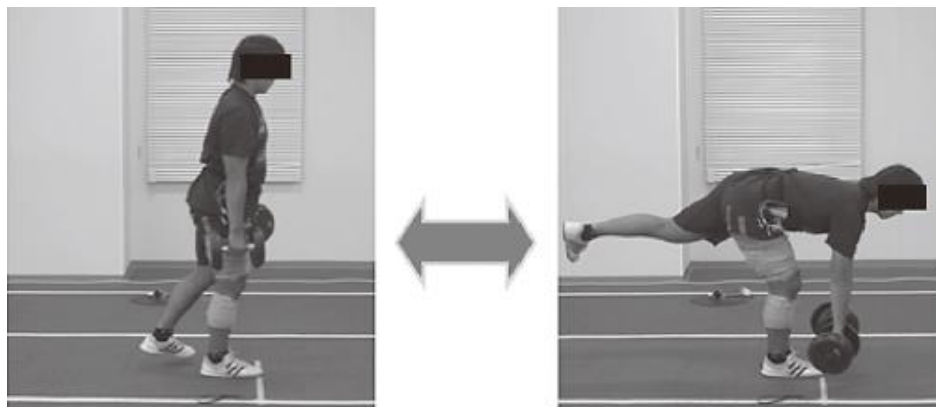


図 4-1．シングルレッグデッドリフト：(66)より引用

また，ハムストリングスのタイトネスが高い場合，スプリント動作の接地期の股関節屈曲角度が大きくなるため，危険肢位に近いスプリント動作を行っていることが示唆された．そのため，ハムストリングスの筋タイトネスを低下させることでハムストリングス肉離れの発生リスクが低

下する可能性が考えられる．ハムストリングスのタイトネスを低下させる方法としてストレッチングが挙げられる(67, 68)．また，ストレッチング時間が長い方が，より筋タイトネスは低下することが報告されている(67, 69)ことから，ハムストリングス肉離れの予防を目的としたストレッチングでは，長い時間をかけてストレッチングを行い，ハムストリングスの筋タイトネスを低下させる必要があると考えられる．

次に本論文の限界について述べる．本論文の一連の研究はハムストリングス肉離れの発生機序と予防法確立への示唆を得ることを目的としているが，実際に肉離れが発生した瞬間の動作解析や筋活動解析を行っていないため，あくまで推測の域を出ない．また，股関節伸展/屈曲筋力比およびハムストリングスの高いタイトネスとハムストリングス肉離れの発生率について検討していないため，股関節周囲筋力のアンバランスとハムストリングスのタイトネスがハムストリングス肉離れとどのような関連があるかは明らかでない．第4章においてハムストリングス予防法として股関節伸展筋群のトレーニングや，膝関節伸展によるハムストリングスのストレッチングを挙げたが，これらの介入トレーニングによって本研究で明らかにしたスプリント動作の接地期の骨盤のキネマティクスやキネティクス，ハムストリングス肉離れの発生率がどのような影響を受けるかは明らかではない．今後は股関節伸展/屈曲筋力比およびハムストリングスのタイトネスとハムストリングス肉離れの関係を前向き調査によって明らかにする必要がある．また，股関節伸展筋群のトレーニング介入による，本研究で明らかにしたスプリント動作の接地期の骨盤帯のキネマティクスやキネティクス，ハムストリングス肉離れ発生率との関連について検討が望まれる．

本論文で得られた知見がスポーツの発展に向けた一助となることを

願い，本論文の結語とする．

第 5 章

結 論

本研究では，スプリント動作の接地期におけるハムストリングス肉離れの発生機序および予防法確立への示唆を得ることを目的に，2つの実験を行った．その結果，股関節伸展筋力発揮時に膝関節の角度変化の影響を受けないこと，また，股関節角度が屈曲位ではハムストリングスの張力発揮が高いことが示唆された．スプリント動作中の接地期における股関節最大伸展トルク発揮の際，股関節伸展筋力比が低いことおよびハムストリングスの筋タイトネスを有している場合，骨盤角度および股関節角度がより大きくなり，ハムストリングス肉離れの危険肢位に近いスプリント動作を行っている可能性が示唆された．したがって，ハムストリングス肉離れの予防法として，股関節伸展/屈曲筋力比を増加させ，ハムストリングスの筋タイトネスを低下させることが重要であると考えられた．

参考文献

1. 阿江通良, 横井考志, 宮本憲, 大木昭一郎, 渋谷侃二, 橋原考博. 疾走中の地面反力の変化.: 疾走速度の増大による影響, 1984.
2. SUN Y., WEI S., LIU Y., ZHONG Y., FU W., LI L. How Joint Torques Affect Hamstring Injury Risk in Sprinting Swing-Stance Transition, *Medicine and science in sports and exercise* 2014.
3. LIU Y., WEI S., SUN Y., ZHONG Y. THE DYNAMIC LOAD ON HAMSTRING MUSCLES DURING SPRINTING, 30th Annual Conference of Biomechanics in Sports 2012: 4.
4. BROOKS J. H., FULLER C. W., KEMP S. P., REDDIN D. B. Epidemiology of injuries in English professional rugby union: part 2 training Injuries, *British journal of sports medicine* 2005: 39: 767-775.
5. HIGASHIHARA A., NAGANO Y., ONO T., FUKUBAYASHI T. Relationship between the peak time of hamstring stretch and activation during sprinting, *European journal of sport science* 2014: 1-6.
6. WOODLEY S. J., MERCER S. R. Hamstring muscles: architecture and innervation, *Cells, tissues, organs* 2005: 179: 125-141.
7. CHUMANOV E. S., HEIDERSCHEIT B. C., THELEN D. G. The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting, *Journal of biomechanics* 2007: 40: 3555-3562.
8. GABBE B. J., BRANSON R., BENNELL K. L. A pilot randomised controlled trial of eccentric exercise to prevent hamstring injuries in community-level Australian Football, *Journal of*

- science and medicine in sport / Sports Medicine Australia 2006: 9: 103-109.
9. PETERSEN J., THORBORG K., NIELSEN M. B., BUDTZ-JORGENSEN E., HOLMICH P. Preventive effect of eccentric training on acute hamstring injuries in men's soccer: a cluster-randomized controlled trial, The American journal of sports medicine 2011: 39: 2296-2303.
 10. OPAR D. A., WILLIAMS M. D., SHIELD A. J. Hamstring Strain Injuries Factors that Lead to Injury and Re-injury., Sports Medicine 2012: 42: 27.
 11. ASKLING C., SAARTOK T., THORSTENSSON A. Type of acute hamstring strain affects flexibility, strength, and time to return to pre-injury level, British journal of sports medicine 2006: 40: 40-44.
 12. CROISIER J.-L. Factors associated with recurrent hamstring injuries, Sports medicine 2004: 34: 681-695.
 13. ORCHARD J. Biomechanics of muscle strain injury, New Zealand Journal of Sports Medicine 2002: 30: 90-97.
 14. ONO T., HIGASHIHARA A., SHINOHARA J., HIROSE N., FUKUBAYASHI T. Estimation of Tensile Force in the Hamstring Muscles during Overground Sprinting, International journal of sports medicine 2014.
 15. 武田 寧., 内山 英司., 岩噌 弘志., 平沼 憲治., 箕山 理., 本田 篤司. et al. スポーツ損傷としての肉離れの疫学的検討, 日本臨床スポーツ医学会誌 2001: 9: 82-89.

16. ALONSO J. M., EDOUARD P., FISCHETTO G., ADAMS B., DEPIESSE F., MOUNTJOY M. Determination of future prevention strategies in elite track and field: analysis of Daegu 2011 IAAF Championships injuries and illnesses surveillance, *British journal of sports medicine* 2012: 46: 505-514.
17. BROOKS J. H., FULLER C. W., KEMP S. P., REDDIN D. B. Incidence, risk, and prevention of hamstring muscle injuries in professional rugby union, *The American journal of sports medicine* 2006: 34: 1297-1306.
18. 仁賀 定雄., 野崎 信行., 池田 浩夫., 張 禎浩., 吉村 英哉., 岩澤 大輔. et al. スポーツ現場における肉離れの実態, *日本臨床スポーツ医学会誌* 2009: 17: 435-446.
19. WOODS C., HAWKINS R., HULSE M., HODSON A. The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football—analysis of preseason injuries, *British journal of sports medicine* 2002: 36: 436-441.
20. SPEER K. P., LOHNES J., GARRETT W. E. Radiographic imaging of muscle strain injury, *The American journal of sports medicine* 1993: 21: 89-96.
21. EL-KHOURY G. Y., BRANDSER E., KATHOL M., TEARSE D., CALLAGHAN J. Imaging of muscle injuries, *Skeletal radiology* 1996: 25: 3-11.
22. DE VOS R. J., REURINK G., GOUDSWAARD G. J., MOEN M. H., WEIR A., TOL J. L. Clinical findings just after return to play predict hamstring re-injury, but baseline MRI findings do not, *British journal of sports medicine* 2014: 48: 1377-1384.

23. ASKLING C. M., 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, *The American journal of sports medicine* 2007: 35: 197-206.
24. PETERSEN J., THORBORG K., NIELSEN M. B., SKJODT T., BOLVIG L., BANG N. et al. The diagnostic and prognostic value of ultrasonography in soccer players with acute hamstring injuries, *The American journal of sports medicine* 2014: 42: 399-404.
25. SCHUNKE, M., ERIK SCHULTE, SCHUMACHER, U., VOLL, M., WESKER K. プロメテウス解剖学アトラス 解剖学総論/運動器系: 医学書院; 2007.
26. ONISHI H., YAGI R., OYAMA M., AKASAKA K., IHASHI K., HANDA Y. EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion, *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 2002: 12: 399-406.
27. ONO T., OKUWAKI T., FUKUBAYASHI T. Differences in activation patterns of knee flexor muscles during concentric and eccentric exercises, *Research in sports medicine (Print)* 2010: 18: 188-198.
28. 小栢 進也., 建内 宏重., 高島 慎吾., 市橋 則明. 関節角度の違いによる股関節周囲筋の発揮筋力の変化 数学的モデルを用いた解析, *理学療法学* 2011: 38: 97-104.
29. ONO T., HIGASHIHARA A., FUKUBAYASHI T. Hamstring functions during hip-extension exercise assessed with electromyography

- and magnetic resonance imaging, *Research in sports medicine* (Print) 2011: 19: 42-52.
30. FRIDEN J., LIEBER R. L. Eccentric exercise-induced injuries to contractile and cytoskeletal muscle fibre components, *Acta physiologica Scandinavica* 2001: 171: 321-326.
 31. GARRET W. E. Muscle strain injuries: clinical and basic aspects, *Medicine and science in sports and exercise* 1990: 22: 436-443.
 32. MANN R. V. A kinetic analysis of sprinting, *Medicine and science in sports and exercise* 1981: 13: 325-328.
 33. JARVINEN T. A., JARVINEN T. L., KAARIAINEN M., KALIMO H., JARVINEN M. Muscle injuries: biology and treatment, *The American journal of sports medicine* 2005: 33: 745-764.
 34. HIGASHIHARA A., NAGANO Y., TAKAHASHI K., FUKUBAYASHI T. Effects of forward trunk lean on hamstring muscle kinematics during sprinting, *Journal of sports sciences* 2014: 1-10.
 35. 奥脇 透. 下肢のスポーツ外傷・障害. 公認アスレティックトレーナーテキスト第3巻スポーツ外傷・障害の基礎知識; 2007, p. 85-100.
 36. YEUNG S. S., SUEN A. M., YEUNG E. W. A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: preseason muscle imbalance as a possible risk factor, *British journal of sports medicine* 2009: 43: 589-594.
 37. 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, *The Journal of orthopaedic and sports physical*

- therapy 2008: 38: 457-464.
38. 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, The
American journal of sports medicine 2003: 31: 41-46.
 39. HENDERSON G., BARNES C. A., PORTAS M. D. Factors associated
with increased propensity for hamstring injury in English
Premier League soccer players, Journal of science and medicine in
sport / Sports Medicine Australia 2010: 13: 397-402.
 40. 池野 祐太郎., 福田 航., 片岡 悠介., 濱野 由夏., 竹内 謙太., 川上
翔平. et al. 中学生サッカー選手における身体機能とハムストリン
グス肉離れの関連性について, 体力科学 2014: 63: 343-348.
 41. DADEBO B., WHITE J., GEORGE K. P. A survey of flexibility training
protocols and hamstring strains in professional football clubs in
England, British journal of sports medicine 2004: 38: 388-394.
 42. RILEY P. O., FRANZ J., DICHARRY J., KERRIGAN D. C. Changes in hip
joint muscle-tendon lengths with mode of locomotion, Gait &
posture 2010: 31: 279-283.
 43. ITO M., KAWAKAMI Y., ICHINOSE Y., FUKASHIRO S., FUKUNAGA T.
Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions
of a human muscle, Journal of applied physiology (Bethesda, Md :
1985) 1998: 85: 1230-1235.
 44. 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,

- European journal of applied physiology 2007: 101: 713-720.
45. TIDBALL J. G., SALEM G., ZERNICKE R. Site and mechanical conditions for failure of skeletal muscle in experimental strain injuries, Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985) 1993: 74: 1280-1286.
 46. WOITTEZ R., HUIJING P., ROZENDAL R. Influence of muscle architecture on the length-force diagram of mammalian muscle, Pfluegers Archiv 1983: 399: 275-279.
 47. NEMETH G., OHLSEN H. In vivo moment arm lengths for hip extensor muscles at different angles of hip flexion, Journal of biomechanics 1985: 18: 129-140.
 48. LIEBER R. L. 骨格筋の生理学. 骨格筋の構造・機能と可塑性 理学療法のための筋生理学-; 2013 p. 45-104.
 49. CHLEBOUN G. S., FRANCE A. R., CRILL M. T., BRADDOCK H. K., HOWELL J. N. In vivo measurement of fascicle length and pennation angle of the human biceps femoris muscle, Cells, tissues, organs 2001: 169: 401-409.
 50. VISSER J. J., HOOGKAMER J. E., BOBBERT M. F., HUIJING P. A. Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles, European journal of applied physiology and occupational physiology 1990: 61: 453-460.
 51. 齋藤 昭彦. 【筋力とトレーニング】 骨格筋の構造, 理学療法科学 2003: 18: 49-53.
 52. 川上 泰雄. トレーニングと骨格筋肥大. 生化学, 生理学からみた骨格筋に対するトレーニング効果, p. 24-42.

53. HERRING S. W., GRIMM A. F., GRIMM B. R. Regulation of sarcomere number in skeletal muscle: a comparison of hypotheses, *Muscle & nerve* 1984: 7: 161-173.
54. 大西 秀明., 池田 知純., 八木 了., 赤坂 清和., 大山 峰生., 百瀬 公人. et al. 最大等尺性膝屈曲運動時のハムストリングスの筋活動について, *理学療法学* 1999: 26: 62-67.
55. STARKEY C., RYAN J. スポーツ外傷・障害評価ハンドブック: ナップ; 2005.
56. 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志. 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定 (1 部 形態と運動の計測), *バイオメカニズム* 1992: 23-33.
57. FUKUNAGA T., KUBO K., KAWAKAMI Y., FUKASHIRO S., KANEHISA H., MAGANARIS C. N. In vivo behaviour of human muscle tendon during walking, *Proceedings of the Royal Society of London Series B: Biological Sciences* 2001: 268: 229-233.
58. KAWAKAMI Y., MURAOKA T., ITO S., KANEHISA H., FUKUNAGA T. In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity, *The Journal of physiology* 2002: 540: 635-646.
59. ITO M., KAWAKAMI Y., ICHINOSE Y., FUKASHIRO S., FUKUNAGA T. Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle, *Journal of Applied Physiology* 1998: 85: 1230-1235.
60. 佐々木英嗣, 津田英一, 山本祐司, 前田周吾, 千葉大輔, 岡村良久 et al. 中学柔道選手の筋タイトネスの特徴, *日本臨床スポーツ医学会誌* = *The journal of Japanese Society of Clinical Sports Medicine*

2013: 21: 632-638.

61. 福本貴典, 橋本雅至, 田頭悟志. 股関節可動域, 下肢筋タイトネスの経時的変化が運動時腰痛に及ぼす影響, 日本臨床スポーツ医学会誌 2014: 22: 481-487.
62. 大地陸男. 運動系. 生理学テキスト; 2010, p. 93-126.
63. ASKLING C., KARLSSON J., THORSTENSSON A. Hamstring injury occurrence in elite soccer plyaers after preseason strength trainig with eccentric overlaod, Scandinavian journal of medicine & science in sports 2003: 13: 7.
64. ARNASON A., ANDERSEN T. E., HOLME I., ENGBRETSSEN L., BAHR R. Prevention of hamstring strains in elite soccer: an intervention study, Scandinavian journal of medicine & science in sports 2008: 18: 40-48.
65. ENGBRETSSEN A. H., MYKLEBUST G., HOLME I., ENGBRETSSEN L., BAHR R. Prevention of injuries among male soccer players: a prospective, randomized intervention study targeting players with previous injuries or reduced function, The American journal of sports medicine 2008: 36: 1052-1060.
66. 小野 高志., 藤井 均. 異なるハムストリングス筋力トレーニング介入による H:Q 比の変化の違い, 体力科学 2013: 62: 87-94.
67. FELAND J. B., MYRER J. W., SCHULTHIES S. S., FELLINGHAM G. W., MEASOM G. W. The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older, Physical therapy 2001: 81: 1110-1117.
68. MCNAIR P. J., DOMBROSKI E. W., HEWSON D. J., STANLEY S. N.

Stretching at the ankle joint: viscoelastic responses to holds and continuous passive motion, *Medicine and science in sports and exercise* 2001: 33: 354-358.

69. BANDY W. D., IRION J. M. The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles, *Physical therapy* 1994: 74: 845-850; discussion 850-842.

謝 辞

修士論文の執筆にあたり、まず、指導教官の福林徹教授に御礼申し上げます。指導員としていつも温かくご指導していただいたこと、また、本研究に対して多くのご助言をいただいたことに深く感謝いたします。また、快く副査を引き受けてくださりご指導を賜りました広瀬統一准教授、鳥居俊准教授に心より感謝申し上げます。

本研究の実施にあたり、多くの方々から様々なご協力をいただきました。ご多用の中、終始たくさんのご助言を賜りました早稲田大学スポーツ科学学術院の小野高志先生、新潟医療福祉大学の永野康治先生、東原綾子先生、実験に快くご協力くださいました九州共立大学の山口恭平先生、篠原純司先生、九州共立大学陸上競技部の皆様にこの場を借りて御礼申し上げます。

最後に、研究生活を温かく見守り、支えてくださった両親に感謝の意を述べさせていただき、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心より御礼申し上げます。

誠にありがとうございました。

2015 年 1 月 9 日

加藤洋介