

2010年度 修士論文

免荷トレッドミル走行中の筋活動とハムストリング肉離れ既往者の筋活動形態の特徴

The Muscle Activities during Running on
Anti-gravity Treadmill and the Features of
the Muscle Activation Patterns for the
Patients with the Hamstring Strain.

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

5009A075-1

松木 仁志

Matsuki, Hitoshi

研究指導教員： 広瀬 統一 教授

－ 目 次 －

第 1 章 緒 言

1－1. 序 論	1
1－2. 本 研 究 の 目 的	4
1－3. 研 究 小 史	4

第 2 章 免 荷 ト レ ッ ド ミ ル 上 で の 走 動 作 時 に お け る 下 肢 筋 群 の 筋 活 動
動 態 の 検 討

2－1. 目 的	11
2－2. 方 法	11
2－3. 結 果	16
2－4. 考 察	24
2－5. 結 論	29

第 3 章 健 常 群 と ハ ム ス ト リ ン グ 肉 離 れ 既 往 者 と の 免 荷 ト レ ッ ド ミ ル
上 で の 走 動 作 時 に お け る 下 肢 筋 群 の 筋 活 動 動 態 の 検 討

3－1. 目 的	31
3－2. 方 法	31
3－3. 結 果	36
3－4. 考 察	46
3－5. 結 論	51

第 4 章 ． 総 合 考 察 53

第 5 章 ． 結 論 58

参 考 ． 引 用 文 献 59

謝 辞 64

第 1 章

緒言

1-1 序論

様々なスポーツ傷害のなかで、ハムストリング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。多くは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、高い再発率が競技力の低下につながることから、スムーズな競技復帰へのリハビリテーションと、再発予防の必要性が強く提唱される外傷である。

スポーツ傷害におけるアスレティックリハビリテーションの特徴として、①患部の機能を十分に把握し、これをスポーツ活動に必要とされるレベルまで最大限に回復、獲得させる、②傷害が治癒した、または治療が完了した時点で速やかにスポーツ活動へ復帰が出来るように、局所のみならず全身の体力の維持・増進を図る、③競技パフォーマンスの指導や、用具・器具などの改善によって、障害の発生・再発を防げるように配慮することが挙げられる。これらの特徴を考慮し、リハビリテーションを企画・立案(Plan)し、計画を実行(Do)し、それを評価(Check)し、再度計画を見直す(Action)という、PDCAサイクルに沿ってリハビリテーションを実施していくことが求められる。

スポーツ傷害の受傷後には痛みや安静、手術の影響のため、リハビリテーション実施中の歩行やジョギングにおいて下肢の筋活動に変化が生じることが知られている。ハムストリング肉離れ後の後遺症として、損傷による神経適応が起こり、ハムストリングおよび大殿筋の筋活動の発火パターンに変化を起こすことが再受傷のリスクとなる可能性がある^(27,39)。これらの筋活動の変化は、筋機能低下や、それに伴う動作不良により引き起こされると推察される。このような状態で動作を続けることは、競技復帰後の動作異常につな

がり，再発リスクを高めると推察されるため，正しい動作や筋活動の再獲得が望まれる．このように，リハビリテーション中に患部に過剰なストレスをかけずに，適切に歩行や走動作を獲得するものとして，近年免荷リハビリテーションが有用として用いられている．現在，免荷リハビリテーションとして，ハーネストレーニングやプールトレーニングが広く実施されている．しかし，ハーネストレーニングは動きづらい，患者が使用したがるらないという問題があり，プールトレーニングは設備費が高額，メンテナンスが大変である等のデメリットがある．このような課題を改善するため，近年免荷した状態で走行できるトレッドミル(米 Alter-G 社製：以下免荷トレッドミル)(Figure1-1)が開発され，リハビリテーションの現場で使用されている．免荷トレッドミルは，空気圧を利用し，パック内の圧を高めることで荷重を調整することができ，より簡便に，動作制限無く免荷トレーニングが可能である．このように，免荷トレッドミルは多くのリハビリテーション現場で活用されてきているが，その有用性に関する科学的知見は未だ少ない．特に，免荷トレッドミルを用い走行した際の筋電図学的分析は本法の使用に際して必要な情報となる．

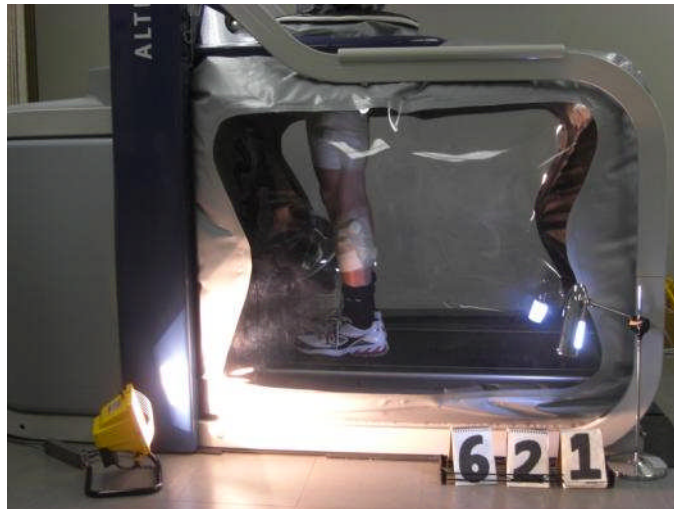


Figure1－1. Anti-Gravity Treadmill

1－2 本研究の目的

そこで本研究では，免荷した状態での走動作中の筋活動量，筋電図の経時的変化，走サイクルの変化を荷重時と比較し，免荷による走動作の変化についての知見を得ることを目的とした．また，スポーツ傷害におけるハムストリング肉離れ既往者を対象として，免荷トレッドミル上での走動作と筋活動の特徴を検討した．以上の課題を検討するため，本研究では 2 つの実験を行った．実験 1 では，免荷トレッドミル上での走動作時における下肢筋群の筋活動動態の分析を行った．実験 2 では，健常群とハムストリング肉離れ既往群との免荷トレッドミル上での走動作時における各筋の筋活動動態の比較検討を行った．

1－3 研究小史

I．免荷リハビリテーションに関する研究

免荷リハビリテーションとして，アクアリハビリテーションとハー

ネストレーニングの二つが代表的なものとして挙げられる。

アクアリハビリテーションにおいて、歩行に関する研究は多く行われている。一般に、同一速度における歩行では、陸上に比べ水中では大腿部の筋群と前脛骨筋の筋活動が大きく増加することが報告されている⁽²⁵⁾。また、三好ら⁽³¹⁾は水中歩行時における下腿三頭筋において、内側腓腹筋の筋活動の増大は水中歩行速度に大きく依存し、ヒラメ筋の筋活動の増大は荷重負荷および水中歩行速度の増大に依存して変化すると報告している。さらに、陸上と水中歩行、水中ランニング速度を同じにして行った研究では、ヒラメ筋と腓腹筋の筋活動は水中歩行や水中ランニングよりも陸上において大きく、大腿二頭筋に関しては陸上や水中歩行よりも水中ランニングの方が大きかったと報告されている⁽²⁴⁾。

一方、ハーネストレーニングは、脊髄損傷患者や脳卒中片麻痺患者に対して主に使用されている。大坂ら⁽³⁵⁾は、ハーネス式体重免荷装置を用いて、20%免荷状態で歩行を行い通常トレッドミルと比較し、前脛骨筋では立脚初期に筋活動の減少、立脚後期に増加を示し、ヒラメ筋では立脚中期に増加、立脚後期に減少を示した報告している。また、大畑ら⁽³⁴⁾は、時速 4km での歩行において、全荷重歩行とハーネス式の体重免荷歩行において 10～50%免荷した状態での歩行を行い、筋電図を比較しており、大腿直筋、内側広筋、外側広筋、内側腓腹筋は荷重の減少にともなって筋活動が減少したが、半膜様筋は増加したと報告している。

さらに近年、空気圧を調整することで体重をコントロールでき、免荷した状態で走動作を行うことが出来る免荷トレッドミルが開発され、臨床現場で使用されてきている。免荷トレッドミルでの床反力を

測定した報告では，歩行および走動作において，荷重が減少するにつれて床反力が減少し，リハビリテーションに有用であると報告している⁽¹⁵⁾⁽¹³⁾．また，臨床報告では，膝半月板切除術や前十字靱帯術後の患者に対してリハビリテーションにおいて免荷トレッドミルを使用しており，大腿二頭筋における筋活動のピーク値の改善や床反力の改善が見られ，使用に有用であったと報告している⁽¹⁴⁾．

しかし，免荷トレッドミルを用いた先行研究は少なく，荷重条件や走速度の違いによる筋活動の違いを報告したものは未だ見られず，科学的知見が乏しいのが現状である．

Ⅱ．ハムストリング肉離れの研究

ハムストリングは大腿二頭筋長頭(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)．その解剖学的特徴として，BF shortを除く三筋が二関節筋であり，それゆえハムストリングは伸張性収縮時に損傷しやすいと報告されている⁽⁷⁾．ハムストリングは坐骨結節を共通の起始とするが，その起始部は，BF と ST は近位で融合しており，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(Figure1－3)．停止部は，BF long は腓骨頭に停止し，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．BF long および SM は羽状筋であり，ST および BF short は紡錘状筋である．羽状筋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．

これらの特徴から，羽状筋は筋の力発揮に有効であり，紡錘状筋は収縮速度が速く，収縮範囲が長いことがいえる．

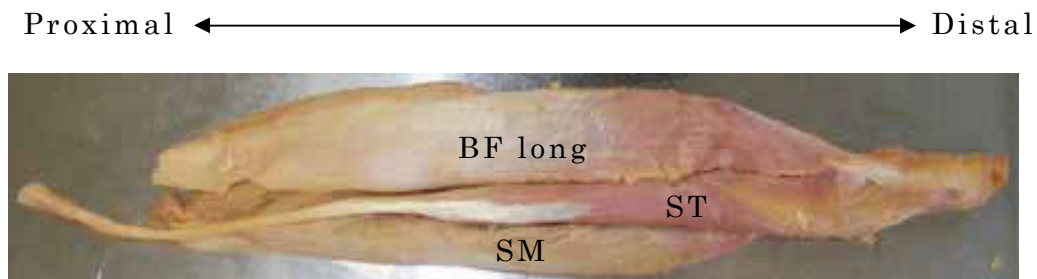


Figure1-2. Hamstirngs anatomy(東原¹⁸より参照)



Figure1-3. Proximal Hamstirngs(東原¹⁸より参照)

ハムストリング肉離れの発生頻度として，Bennell ら⁽⁵⁾は，陸上競技選手で 14.2%，Orchard ら⁽³³⁾は，クリケットで 11%，Arnason ら⁽³⁾は，オーストラリアンフットボールで 16%，Woods ら⁽⁴⁰⁾は，フットボールで 12%，Brooks ら^(8,9)は，ラグビーで約 15%であったと報告している．その多くは大腿二頭筋長頭で発生し，その受傷機転はランニング時であること⁽¹⁰⁾が共通した傾向である．また，再発率が高く，Croisier ら⁽¹¹⁾によるとその再発率は 34%であったと報告されている．

ハムストリング肉離れの発生危険因子として，Agre ら⁽¹⁾は内的因子として筋力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，大腿四頭筋の筋力比(H/Q 比)の低下，柔軟性の欠如，既往歴を挙げている．また，濱野，蒲田ら^(20,23)は，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要因も挙げている．その他，温度・湿度といった天候，サーフェス，シューズといった外的因子も影響する．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肉離れは発生すると考えられている⁽¹⁹⁾．

ハムストリング肉離れの危険因子として，筋力不足，大腿四頭筋の筋力比(H/Q 比)の低下が受傷に関与すると考えられている⁽¹²⁾．一方で Hoskins ら⁽¹⁹⁾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，それとも両方なのかは明らかでないとしている．

ハムストリング肉離れは再発率が高いことから，Brooks ら⁽¹⁰⁾は既往歴もまた大きな危険因子であると報告している．これらは，前回の受傷後に形成された瘢痕組織の存在による筋長や筋収縮機能の変化すること，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^(22,6,7)．これらがハムストリング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が，ハムストリング肉離れは再発率が高いことから，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．

ハムストリングの受傷機転の多くはランニング時であることが報告されている^(5,10)．さらに，加速期あるいは最大速度でのランニング時に起こり，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⁽³⁹⁾．また，ハムストリングの筋活動が大きくなる接地直後や接地期後半の Toe off 期に肉離れが生じるという報告もある^(28,37)．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．この短い時間の中で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，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大されることが考えられている⁽³²⁾．**Simonsen** ら⁽³⁶⁾は，ハムストリング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し，接地時における損傷は，股関節伸展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報告している．また，**Hoskins** ら⁽¹⁹⁾は，スプリント中に大殿筋の活動が抑制された場合，ハムストリングは膝関節－股関節間の力の伝達の役割よりも股関節伸展筋として張力を発揮し，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．

第 2 章

免荷トレッドミル上での走動作時における下肢筋群の筋活動動態の 検討

2-1 目的

本章では，免荷トレッドミル上での走動作において，各免荷条件での 1 サイクル時間の変化および 1 サイクルの各相における時間変化，下肢筋群の筋活動量，Stance Phase における筋活動の経時的変化を検討することを目的とした．

2-2 方法

2-2-1 対象

健常成人男性 7 名(年齢 23.1 ± 2.2 歳，身長 171.8 ± 8.9 cm，体重 67.4 ± 7.8 kg)を対象とした．対象者の専門競技種目はサッカー，アメリカンフットボール，ソフトボール，ラグビー，軟式テニスであった．対象者は全員，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

1) 測定手順

対象者は，免荷トレッドミル上で異なる時速，荷重条件で走動作を行った．動作課題は，時速 12km，16km の 2 種類の速度において，それぞれ体重比 25%，50%，75%，100%と荷重条件を変えた状態での走動作を行った．各試技間には疲労の影響を排除するために十分な休息を入れた．全ての試行は時速 4km，6km での歩行から開始し，その後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

の測定を行うものとした．測定に先立ち，準備運動として日常的に行っているストレッチングを十分に行った．対象者は筋電図導出のための表面筋電を貼付した後，免荷トレッドミルでの走動作に慣化するまで練習を行い，十分な休息の後，規定時速での走動作を行った．

2) 筋電図測定

表面筋電位を用いた．測定には表面筋電計 WBA 装置(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 変換を用い，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．サンプリング周波数は 1,000Hz とした．筋電図信号は大腿直筋(Rectus Femoris: RF)，大腿二頭筋長頭(BF)，半腱様筋(ST)，大殿筋(Gluteus Maximus: GM)，内側腓腹筋(Medial Gastrocnemius: MG)，前脛骨筋(Tibialis Anterior: TA)の 6 筋から直径 10mm の銀－塩化銀電極(Blue Sensor M, Anbu, Denmark)を用いて電極間距離 30mm にて双極導出した．なお，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 Aldo ら⁽²⁾に準じ，RF: 上前腸骨棘と膝蓋骨上端を結んだ中点，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，MG: 腓腹筋内側頭の膝窩皮線より 5 横指遠位部，TA: 脛骨粗面より 4 横指遠位部とし，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(Figure2-1)．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，アンダーラップ・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．



Figure2－1. Placement of surface electrodes

3)動作解析

矢状面からのハイスピードカメラ(420Hz, CASIO 社製)にて走動作を撮影し，シンクロナイザ(LED 型シンクロナイザ, DKH 社製)を用いて筋電図と同期させた．

4)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 ストライドを解析対象とした．全ての結果は 3 ストライドの平均値として算出した．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**；踵接地からつま先離地まで，2. **Early Swing Phase**；つま先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，再び踵接地する時点)に分類した(Figure2-2)

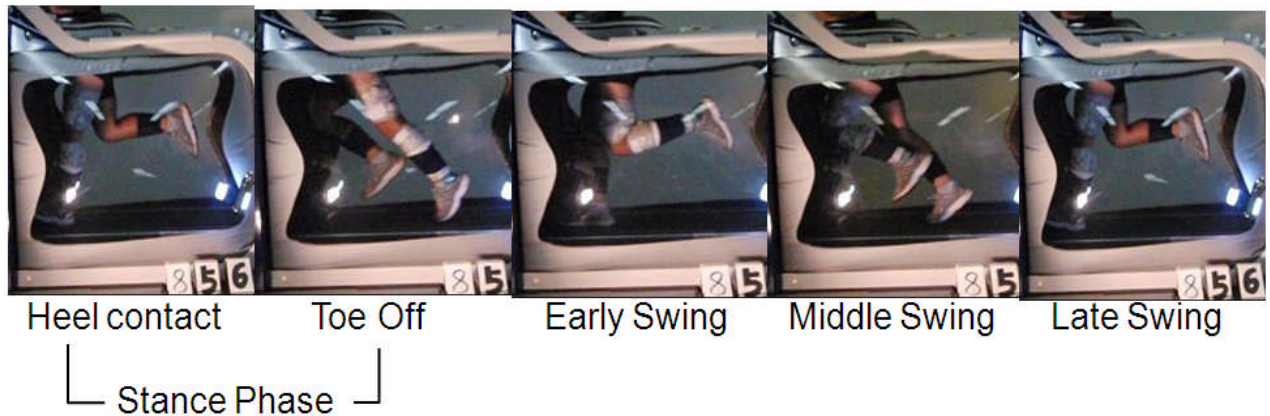


Figure2-2. The four phases of sprinting gait cycle

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各相の時間を算出した．

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 300Hz と 25Hz とした．フィルタ処理後，全波整流波形処理を行い，50msec の移動平均平滑化(Average Rectified Value: ARV)し，%MVC を算出した．そして，各相における%MVC の平均値を average %MVC

として標準化し，単位時間あたりの平均筋活動量を算出した．

また，**Stance phase** に関して，金子ら⁽²⁶⁾の方法に基づき筋電図の連続時系列変化を算出した．すなわち，**MATLAB ver7.0**(The Math Works Inc, USA)により“**interpl**”関数で一次元の内挿補間を行い，実測した走動作の分析時間区間に依存して決定される内挿点で値を推定した．そして，分析区間が最も長かった **Stance phase** における時間に合わせて時間軸最大値を設定し，データを再構築した．

筋電図を正規化するために，各被験者の各筋最大随意収縮 (**Maximum Voluntary Contraction : MVC**)時の筋活動を記録した．**MVC** は，徒手筋力検査法 (**MMT**)の肢位にて等尺性最大随意収縮を各筋 5 秒間行わせ，そのうち筋活動の安定した **500msec** を採用した．

4) 統計処理

動作分析データに関して，一元配置分散分析を行い，各免荷条件での 1 サイクル時間，各 **Phase** 時間の比較を行った．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 **Bonferroni** 法による多重比較検定を行った．

筋電図データに関して，筋毎にノンパラメトリック検定の **Kruskal Wallis** 検定を行った．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 **Mann-Whitney** 法による多重比較検定を行った．なお，各検定の有意水準は 5%未満とした．

2-3 結果

1) 走動作の 1 サイクル時間および各 Phase 時間の結果

12km, 16km 時の 1 サイクル時間, 1 ストライド中の各 Phase 時間を Table2-1 に示した. 1 サイクル時間は, 12km/h において, 荷重 100%と比較して 25%, 50%が有意に延長し, 75%と比較して 25%が有意に延長した($p<0.05$). また, 16km/h において, 荷重 100%と比較して 50%, 75%が有意に延長した($p<0.05$).

次に, 1 ストライド中の各 Phase 時間を Table2-2, Table2-3 に示した. 各 Phase 時間は, 12km/h 時は, Early swing phase において 100%と比較して 25%が有意に延長し, 50%と比較して 25%が有意に延長した. Late swing phase において, 荷重 100%と比較して 50%が有意に延長した($p<0.05$). 16km/h 時は, Middle swing phase において, 荷重 100%と比較して 50%が有意に延長し, 50%と比較して 25%が有意に延長した($p<0.05$).

Table2-1. Running cycle time of two different running speed

荷重条件	Speed	
	12km/h	16km/h
25%	0.772±0.036	0.730±0.061
50%	0.746±0.035	0.693±0.025
75%	0.714±0.034 [*]	0.682±0.024
100%	0.680±0.015 ^{*§}	0.645±0.012 ^{§†}

Values represent mean ±SD across subjects

* : $p<0.05$ (vs. 25%), § : $p<0.05$ (vs.50%), t : $p<0.05$ (vs.75%)

Table2－2. 12km/h Phase time

荷重条件	Phase			
	stance phase	Early swing	Middle swing	Late swing
25%	0.268±0.029	0.202±0.029	0.128±0.016	0.174±0.029
50%	0.262±0.033	0.193±0.031	0.116±0.010	0.176±0.029
75%	0.261±0.033	0.170±0.024	0.127±0.017	0.156±0.022
100%	0.263±0.024	0.154±0.017*§	0.123±0.012	0.140±0.011§

Values represent mean ±SD across subjects

* : $p < 0.05$ (vs. 25%), § : $p < 0.05$ (vs. 50%)

Table2－3. 16km/h Phase time

荷重条件	Phase			
	stance phase	Early swing	Middle swing	Late swing
25%	0.218±0.033	0.197±0.046	0.144±0.011	0.171±0.037
50%	0.213±0.028	0.200±0.021	0.119±0.011*	0.161±0.022
75%	0.222±0.022	0.184±0.017	0.120±0.012	0.157±0.013
100%	0.218±0.024	0.179±0.019	0.110±0.010*	0.138±0.017

Values represent mean ±SD across subjects

* : $p < 0.05$ (vs. 25%)

2) 筋活動動態分析結果

I) 筋電図波形の典型例

Figure2－3 にフィルタ処理後の 12km/h, 荷重 75%時の走動作における 1 ストライドの筋電図波形の典型例を示した。

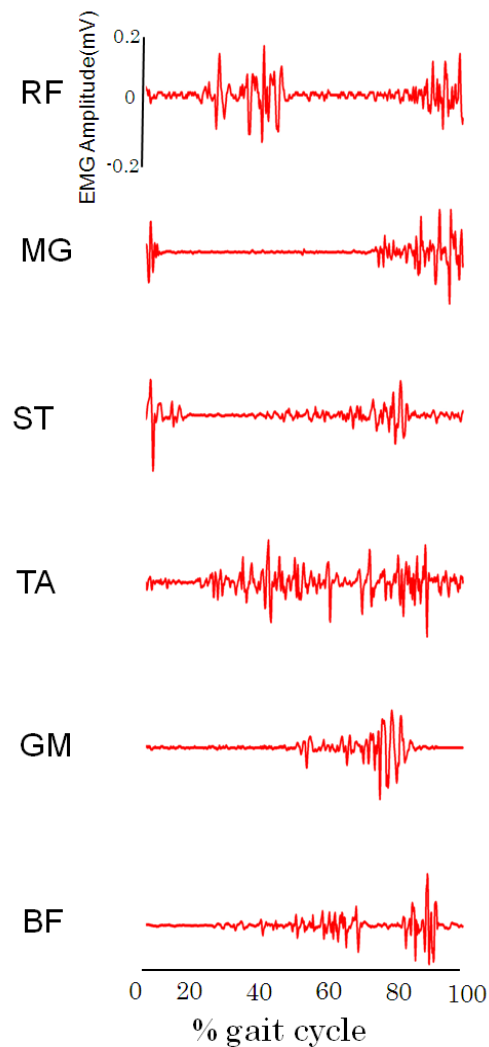


Figure2-3. Typical raw EMG data recorded from 1stride during 12km/h, 75% weight bearing

II) Phase 毎の平均筋活動量

1 ストライドを 4 相(Phase)に区分し, それぞれの Phase における荷重条件の変化による筋活動量を筋毎に Figure2-4 から Figure2-9 に示した.

TA に関して, 両速度ともに各荷重条件において有意な差は認められなかった(Figure2-4).

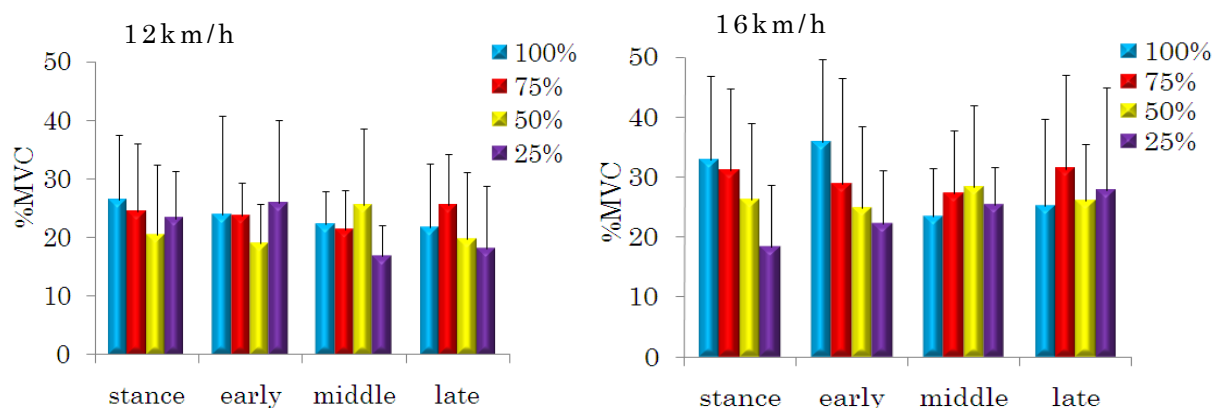


Figure2-4. Change in %MVC values of TA

MG に関して(Figure2-5), 12km/h における Stance phase に有意な主効果および交互作用が確認された. 荷重 100%に対して 50%と 25%が有意に低値を示した($p<0.05$).

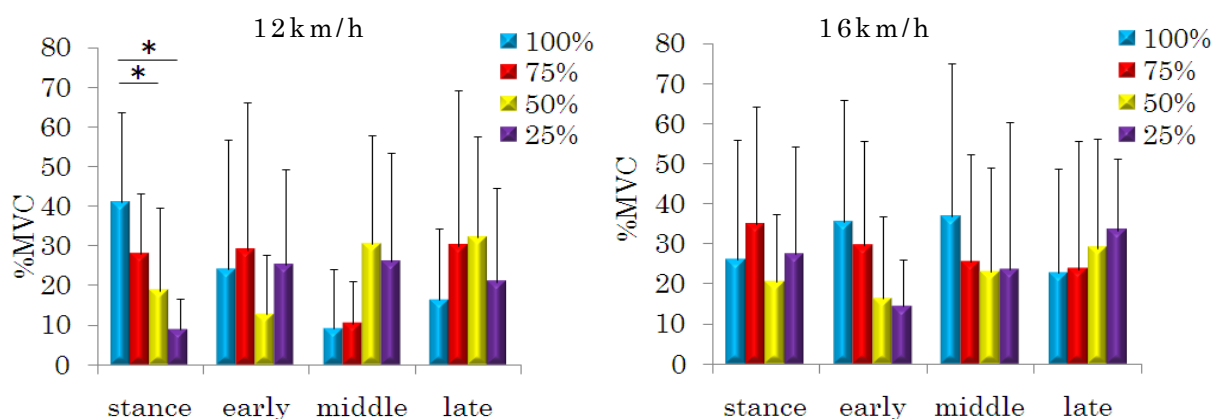


Figure2-5. Change in %MVC values of MG

* : $p<0.05$

RF に関して(Figure2-6), 12km/h における Stance phase, Early swing phase, 16km/h における Early swing phase に有意な主効果および交互作用が確認された. 12km/h の Stance Phase において, 荷重 25%に対して 75%, 100%が有意に高値であった($p>0.05$). 12km/h の Early swing phase において, 荷重 25%に対して 75%, 100%が有意に高値であり($p<0.05$), 50%に対して 75%が有意に高値であった

($p<0.05$). 16km/h, Early swing phase において, 荷重 50%に対して 75%, 100%が有意に高値であった($p<0.05$).

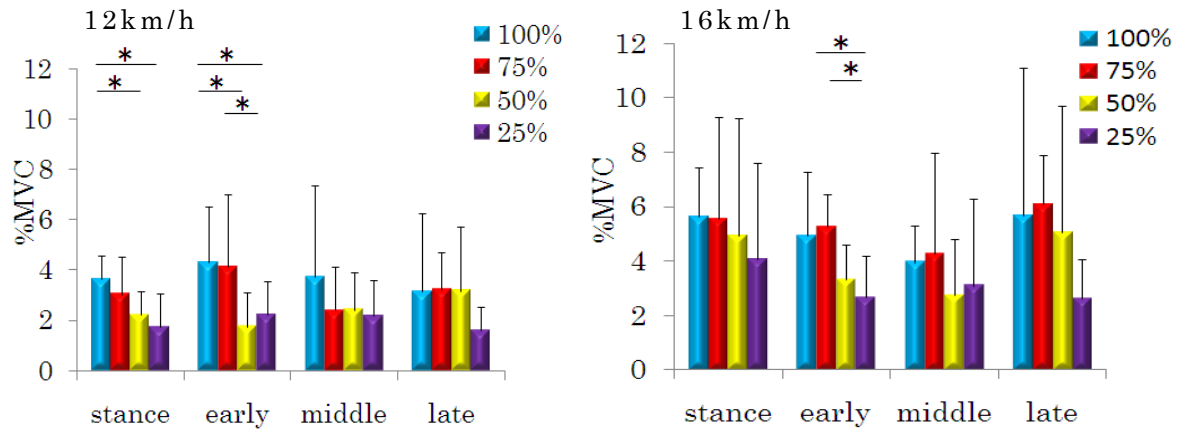


Figure2- 6. Change in %MVC values of RF

* : $p<0.05$

BF に関して, 両速度ともに各荷重条件において有意な差は認められなかった (Figure2- 7).

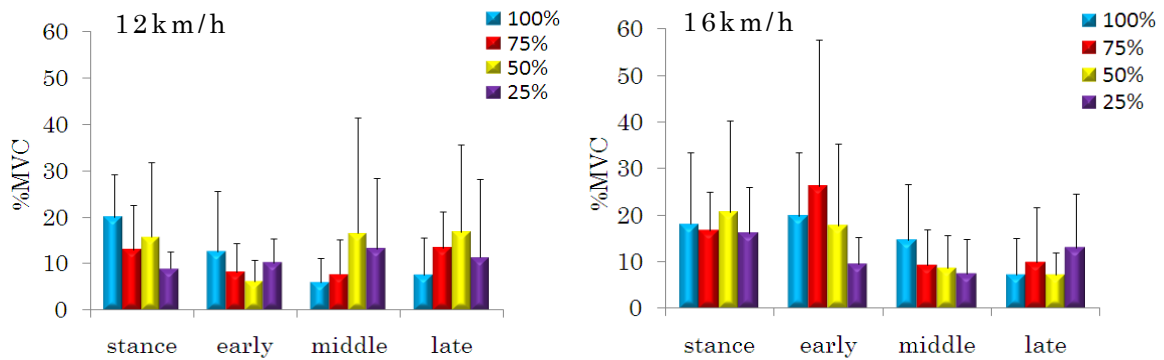


Figure2- 7. Change in %MVC values of BF

ST に関して、両速度ともに各荷重条件において有意な差は認められなかった (Figure2-8).

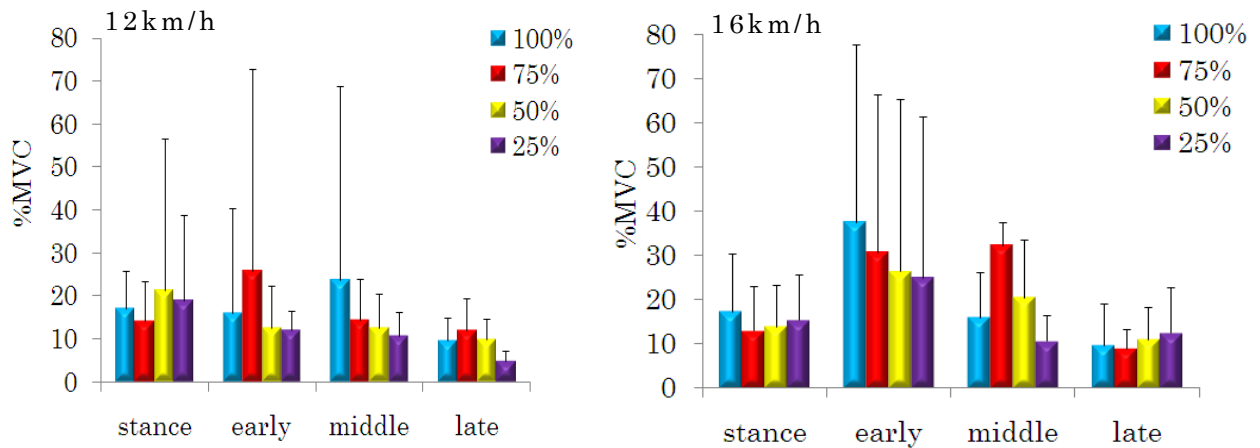


Figure2-8. Change in %MVC values of ST

GM に関して、両速度ともに各荷重条件において有意な差は認められなかった (Figure2-9).

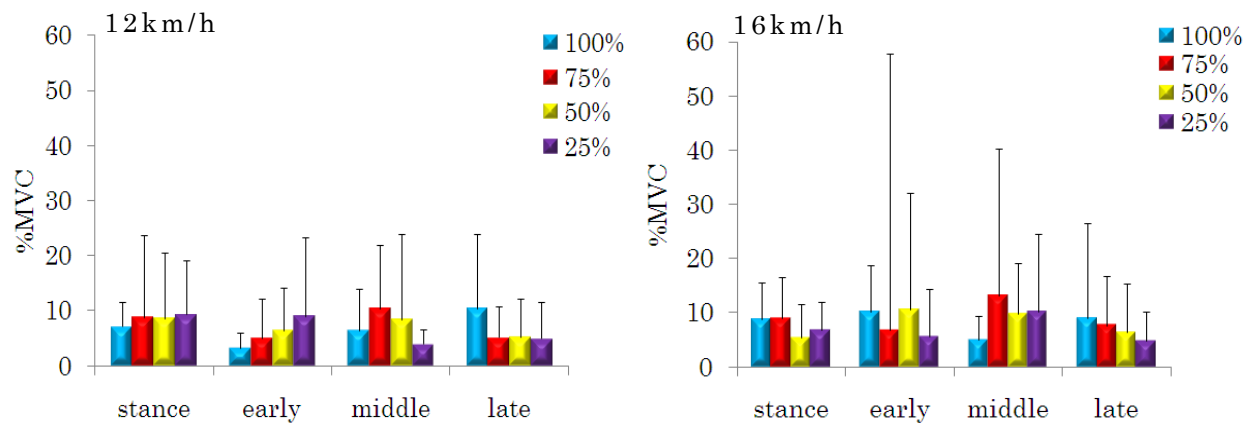


Figure2-9. Change in %MVC values of GM

Ⅲ) Stance phase における筋電位の経時的変化

BF, ST, GM の筋活動動態の各荷重条件における結果を Figure2-10 から Figure2-12 に示した.

BF に関して, 12km/h においては荷重 25%と 75%, 荷重 50%と 100% で似たような波形がみられた. また, 50%と 75%においては二峰性を示す波形となった. 一方, 16km/h においては荷重条件において顕著な変化は見られなかった(Figure2-10).

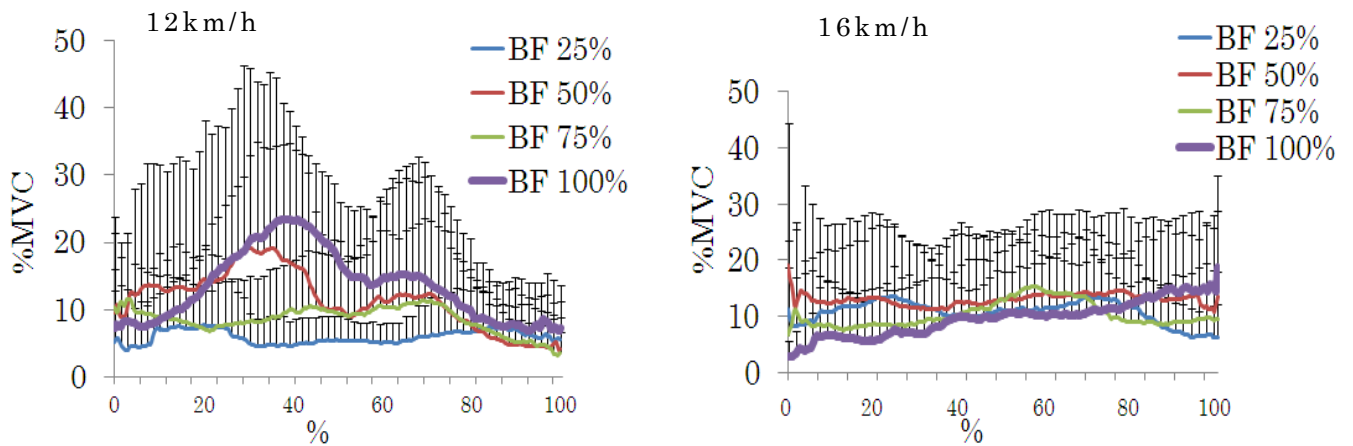


Figure2-10. The time course of the EMG activity of BF

ST に関して, 12km/h 時の荷重 50%においては立脚期後半から筋活動が上昇する傾向が見られた. 一方, 16km/h においては顕著な変化は見られなかった(Figure2-11).

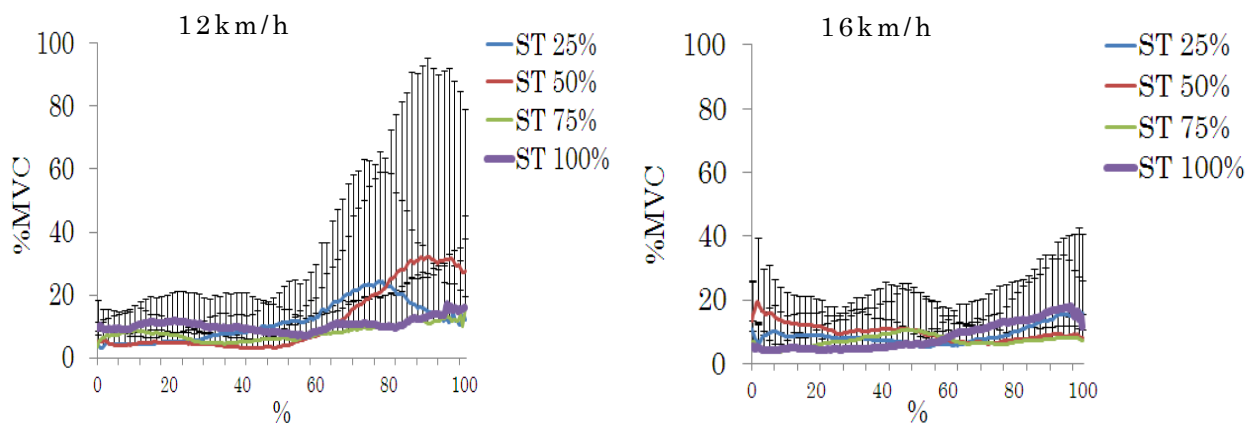


Figure2-11. The time course of the EMG activity of ST

GM に関して，12k/h，16km/h とともに各荷重条件において波形にばらつきがみられた (Figure2-12).

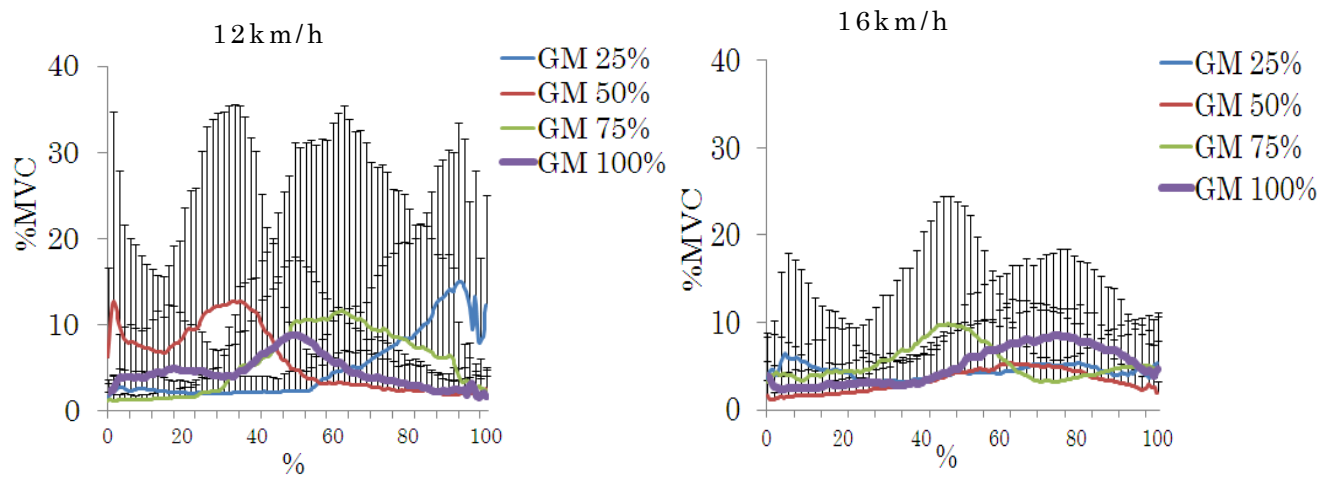


Figure2-10. The time course of the EMG activity of GM

2-4 考察

本章では，異なる荷重条件における走動作時の下肢の筋活動動態およびサイクル時間を検討することを目的として，免荷トレッドミル上で 12km/h, 16km/h でのランニングを行い，その際の筋電図を測定した．

I．荷重条件が運動時間におよぼす影響

荷重が減少するにつれて 1 サイクル時間が有意に延長した．12km/h 時では，100%荷重条件に比して，25%および 50%条件で有意なサイクル時間の延長が認められ，75%荷重条件に比して，25%条件で有意なサイクル時間の延長が認められた．16km/h 時では，100%荷重条件に比して 50%，75%条件で有意なサイクル時間の延長が認められた．このように，荷重が少なくなることで走動作のサイクルタイムは延長することが明らかとなった．ただし，サイクルタイムが 100%荷重に対して有意に延長し始める荷重は，走速度により異なっていた．12km/h 時では，荷重 50%以下で走動作に変化が見られ，16km/h では荷重 75%以下において走動作に変化がみられた．これらは，同じ荷重条件でもスピードにより走動作に違いが出ることを示唆している．

また，各 Phase 時間において，12km/h 時の Early swing phase では 25%荷重条件は 50%および 100%条件よりも有意にサイクル時間が延長し，Late swing phase では 50%荷重条件は 100%条件よりも有意にサイクル時間が延長した．また，16km/h の Middle swing phase では 25%荷重条件は 50%および 100%条件よりも有意にサイクル時間

が延長した。ただし、立脚期においては大きな変化は見られなかった。

井上⁽²¹⁾は水中歩行時と陸上歩行時の運動時間を比較した際、1 サイクル、立脚期、遊脚期いずれも水中歩行において運動時間が有意に延長したと報告している。立脚期において、水中歩行では、反対足の前進運動を伴うため、遊脚時間の増大に伴い立脚時間が延長することが考えられる。一方、走動作では、両脚ともに地面から離地する時間があるため、遊脚期の時間が変化しても立脚期において時間の変化が認められなかったと推察される。このような水中と陸上という環境条件の違いが立脚期のサイクル時間の違いに影響しているものと考えられる。いずれにしても、荷重条件が自体重の 50%以下になると遊脚期においてサイクルタイムに変化が生じることが示唆され、免荷トレッドミルを用いて 100%荷重と同様の動作を獲得するためのプロトコル作成の指針になりうると考えられる。今後、走動作中の膝関節角度、足関節角度の三次元解析を行い、より詳細に荷重条件の違いによる走動作の変化を検討していく必要がある。

Ⅱ．荷重条件が平均筋活動量についておよぼす影響

Hesse ら⁽¹⁷⁾は、通常のトレッドミルと免荷トレッドミルでの 100% 荷重時の筋活動の違いを検討し、両者はほぼ同じ筋活動形態を示したと報告している。また、Masumoto ら⁽²⁹⁾は、TA、MG、RF、BF の各筋において、トレッドミル上での走動作時の 1 サイクルにおける平均筋活動量を報告している。その%MVC の値は本研究の荷重 100%時の

筋活動量に近いが、または標準偏差の中に収まる値であった。このことは、本研究で得られた免荷トレッドミルでの走行中の筋電図学的データの妥当性を示すものと考えられる。

一方免荷条件下では、MG の 12k/h 時の Stance phase において、100%荷重条件に対して 50%、25%条件では有意に筋活動量が減少した。また、RF に関して、12km/h の Stance phase において、100%と 75%荷重条件に対して、25%条件では筋活動量が有意に減少した。しかしながら、TA・BF・ST・GM の各筋においては、荷重条件が変化しても筋活動量に変化は見られなかった。三好ら⁽³¹⁾は、重りを持たせて水中歩行を行った際、重量負荷の増大に伴い MG の活動量が増大したと報告している。井上⁽²¹⁾は、水中歩行時と陸上歩行時の筋活動を比較した際、立脚期において MG の筋活動量が増大し、TA、GM、BF の筋活動量に有意な差は見られなかったと報告している。また、Masumoto ら⁽²⁹⁾は、高速度での水中歩行において、RF の筋活動が陸上に比べて有意に減少したと報告している。本研究の結果は、これらの先行研究と一致している。一方、RF に関しては、荷重条件によって変化が見られなかったとする報告もあり⁽²¹⁾、今回の結果とは反対の報告も見られた。これは、水中歩行とランニングでは、スピードや水中と、陸上という環境の違いがあり、それが今回の結果に影響した可能性がある。また、MG・RF のみに荷重条件の変化に伴う筋活動量の減少が見られた要因として、これらの筋が抗重力筋であることが影響しているのかもしれない。しかしながら、同じ抗重力筋の中でも、TA・

GM は変化が見られず，MG・RF にのみ特異的に変化が認められた原因については，今後詳細な分析が必要であろう．

一方，立脚期における床反力について，荷重が減少すると共に床反力が減少することが報告されている⁽¹³⁾⁽¹⁶⁾．筋活動量は変化せず，先行研究より床反力のみが減少したとすると，接地時のインパクトや，それに伴って生じるとされる筋の伸張性収縮によるストレスがより少ない状態で通常と同じ筋活動を誘発でき，安全なリハビリテーションやトレーニングにつながることを期待される．これらは，今後足底圧分布や床反力計，筋電図を同時に測定し，より詳細な検討を行う必要がある．

Ⅲ．荷重条件が筋活動の経時的変化におよぼす影響

BF・ST・GM それぞれについて，各荷重条件での Stance phase における筋活動動態の経時的変化を示した．

BF において，12km/h では，荷重 100%と 75%，50%は同じような筋活動動態を示し，25%は特異的な筋活動動態を示した．荷重 100%と 75%，50%では二峰性を示す波形となり，25%では一峰性を示した．一方 16km/h では，荷重条件において筋活動動態に大きな変化は見られなかった．

ST において，12km/h，16km/ともに荷重条件によって著明な変化は見られなかった．これらは，筋活動量が変化しても筋活動動態に変化は見られないことが考えられる．

GMにおいて、12k/hでは荷重50%と25%において特異的な筋活動が見られた。荷重100%と75%では立脚中期から筋活動が高くなる傾向が見られるのに対し、50%では立脚前期に高い筋活動を示し、その後活動が低下していく傾向となった。また、荷重25%では立脚中期以降に筋活動が高くなり、100%と75%よりも時間に遅れが見られる傾向が見られた。一方、16km/hでは著明な変化は見られなかった。

このように、免荷トレッドミルを用いる際に、25%荷重ではBFにおいて他とは異なる筋活動動態が生じる一方で、50%負荷までは、全荷重時の走行と同様の筋活動動態が見込まれることが示された。さらに、STでは負荷条件での差はなく、GMにおいては50%および25%で、100%と異なる筋活動動態が観察された。これらのことから、免荷トレッドミルを正常な走動作獲得に用いる際には、75%ないしは50%までの条件で行うことで、100%と同様の走動作が遂行でき、また100%と同様の筋活動を得られることが明らかとなった。これらの知見は、傷害再発リスクを最大限管理しながら、適切な走動作を獲得するためのリハビリテーションプログラム作成の一助となると考えられる。

2-5 結論

- ✓ 1 サイクル時間は，荷重条件が軽くなるにつれて有意に増大した．
- ✓ 各 Phase 時間は，遊脚期で荷重条件が軽くなるにつれて有意に増大した．一方立脚期の時間に変化は見られなかった．
- ✓ Stance Phase での筋活動量に関して，MG・RF は荷重条件が軽くなるにつれて筋活動が有意に減少した．
- ✓ BF・ST・GM・TA は，荷重条件によって筋活動が変化しないことが示唆された．
- ✓ BF・GM は，荷重条件によって，12km/h 時の走動作に筋活動の経時的変化が見られた．
- ✓ 正常な走動作獲得のためには，荷重条件を 50% までとするのが適切であることが考えられた．

第 3 章

健常群とハムストリング肉離れ既往者との免荷トレッドミル上での
走動作時における各筋の筋活動動態の検討

3-1 目的

本章では，免荷トレッドミル上での走動作において，健常群とハムストリング肉離れ既往者との免荷トレッドミル上での走動作時における各筋の筋活動動態の比較検討を行うことを目的とした．

3-2 方法

3-2-1 対象

ハムストリング肉離れ既往歴を持つ成人男性 6 名(年齢 21.3 ± 1.0 歳，身長 175.1 ± 7.1 cm，体重 70.0 ± 13.8 kg；平均 $\pm$ 標準偏差)を対象とした．対象者の専門競技種目はサッカー，ラグビー，ラクロス，アイスホッケーであった．対象者は全員，過去一年間にハムストリング肉離れ既往歴のある者とした．損傷筋は半腱様筋 3 例，大腿二頭筋 3 例であった．また，ハムストリング肉離れ者の選定として，4 週間以上練習を離脱しリハビリテーションを行った者，整形外科医の診断を受けた者，MRI 所見がある者とした．研究に際して，早稲田大学スポーツ科学学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

1) 測定手順

対象者は，BIODEX System3(BIODEX Medical Systems)を用い，膝関節屈曲筋力を測定した後，免荷トレッドミル上で異なる時速，荷重条件で走動作を行った．動作課題は，時速 12km，16km の 2 種類の速度において，それぞれ体重比 25%，50%，75%，100%と荷重条件を変えた状態での走動作を行った．各試技間には疲労の影響を排除

するために十分な休息を入れた．全ての試行は時速 4km, 6km での歩行から開始し，その後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，動作および筋電図の測定を行うものとした．測定に先立ち，準備運動として日常的に行っているストレッチングを十分に行った．対象者は筋電図導出のための表面筋電を貼付した後，免荷トレッドミルでの走動作に慣化するまで練習を行い，十分な休息の後，規定時速での走動作を行った．

2) 膝関節屈曲筋力測定

BIODEX を用いて等速性膝関節屈曲筋力を測定した．対象者は端座位，股関節・膝関節それぞれ 90 度を基本姿勢とした．課題中，対象者の上半身はベルトで固定し，アタッチメント位置は膝関節の関節中心とした．その後，動作内容とそれに伴う苦痛がないことを確認した上で，60deg/sec, 180deg/sec の 2 種類の角速度において実施し，膝関節屈曲動作を全力で 3 回繰り返させた．3 回の試技での最大値を最大トルク (FT-Lbs) とした．さらにこれを体重 (kg) で除し，補正されたものを最大筋力 (FT-Lbs/kg) とし，健側・患側の比較を行った．なお，各試技間には十分な休息を挟み，疲労の影響を十分に排除した．

3) 筋電図測定

表面筋電位を用いた．測定には表面筋電計 WBA 装置 (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 変換を用い，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．サンプリング周波数は 1,000Hz とした．筋電図信号は大腿二頭筋長頭(BF)，半腱様筋(ST)，大殿筋(GM)，内側腓腹筋(MG)の 4 筋から直径 10mm の銀－塩化銀電極(Blue Sensor M, Anbu, Denmark)を用いて電極間距離 30mm にて双極導出した．なお，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．電極貼付位置は第 2 章と同じ手順で行い，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．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，アンダーラップ・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．

4)動作解析

矢状面からのハイスピードカメラ(420Hz, CASIO 社製)にて走動作を撮影し，シンクロナイザ(LED 型シンクロナイザ, DKH 社製)を用いて筋電図と同期させた．

5)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 ストライドを解析対象とした．全ての結果は 3 ストライドの平均値として算出した．1 ストライドは第 2 章と同じ定義とし，さらに第 2 章と同じく 1 ストライドを 4 相(1. Stance Phase, 2. Early Swing Phase, 3. Middle Swing Phase, 4. Late Swing Phase)に分類した

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各相の時間を算出した。

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 300Hz と 25Hz とした。フィルタ処理後、全波整流波形処理を行い、50msec の移動平均平滑化(ARV)し、%MVC を算出した。そして、各相における%MVC の平均値を average %MVC として標準化し、単位時間あたりの平均筋活動量を算出した。

また、Stance phase に関して、金子ら⁽²⁶⁾の方法に基づき第 2 章と同じ手順で筋電図の連続時系列変化を算出した。

筋電図を正規化するために、各被験者の各筋最大随意収縮(MVC)時の筋活動を記録した。MVC は、徒手筋力検査法(MMT)の肢位にて等尺性最大随意収縮を各筋 5 秒間行わせ、そのうち筋活動の安定した 500msec を採用した。

6) 統計処理

膝関節屈曲筋力に関して、対応のある T 検定を行い、健患差を比較した。

筋電図データに関して、筋毎にノンパラメトリック検定の Kruskal Wallis 検定を行った。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多重比較検定を行った。なお、多重比較検定には Mann-Whitney 検定を行った。

また、健常群とハムストリング肉離れ群との群間比較を行い、筋毎に二元配置分散分析を行った。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多重比較検定を行った．なお，多重比較検定には Bonferroni 法を用いた．各検定の有意水準は 5%未満とした．

3-3 結果

1) 膝関節屈曲筋力結果

Table3-1 に膝関節屈曲筋力の結果を示した。膝関節屈曲筋力は、角速度 60° deg/sec, 180° deg/sec 共に有意な差は認められなかった。

Figure3-1 Strength in the knee flexor strength in the injured and uninjured leg (Ft-Lbs/kg)

	右(健側)	左(患側)
60 deg/sec	0.545±0.062	0.511±0.061
180 deg/sec	0.394±0.084	0.378±0.072

Values represent mean ±SD across subjects

* : p<0.05

2) 筋活動動態分析結果

I) 筋電図波形の典型例

Figure3-1 にフィルタ処理後の 12km/h, 荷重 75%時の走動作における 1 ストライドの筋電図波形の典型例を示した。

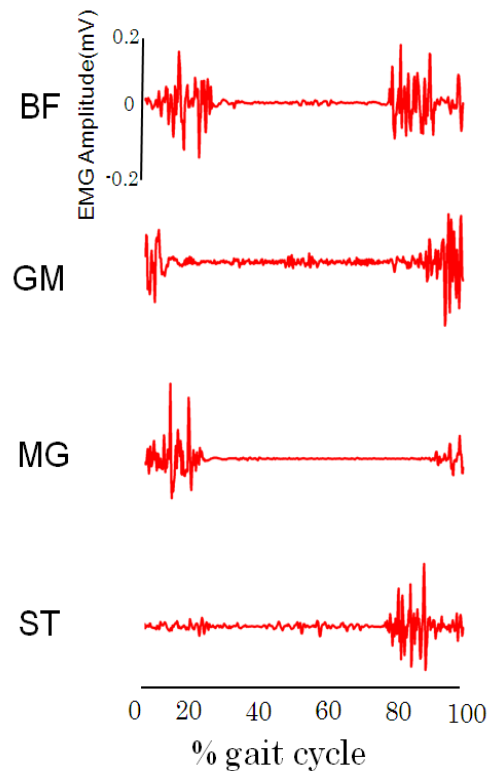


Figure3-1. Typical raw EMG data recorded from 1 stride during 12km/h, 75% weight bearing

II) Phase 毎の平均筋活動量

1 ストライドを 4 相(Phase)に区分し, それぞれの Phase における荷重条件の変化による筋活動量を筋毎に Figure3-2 から Figure3-5 に示した.

MG に関して(Figure3-2), 12km/h における Stance phase, 16km/h における Early swing phase, Middle swing phase に有意な主効果および交互作用が確認された. 12km/h の Stance phase において, 荷重 25%に対して 50%, 75%, 100%が有意に高値を示した($p<0.05$). 16km/h の Early swing phase において, 荷重 25%に対して 75%, 100%が有意に高値を示した($p<0.05$). 16km/h の Middle swing phase において, 荷重 25%に対して 50%が有意に低値を示した($p<0.05$).

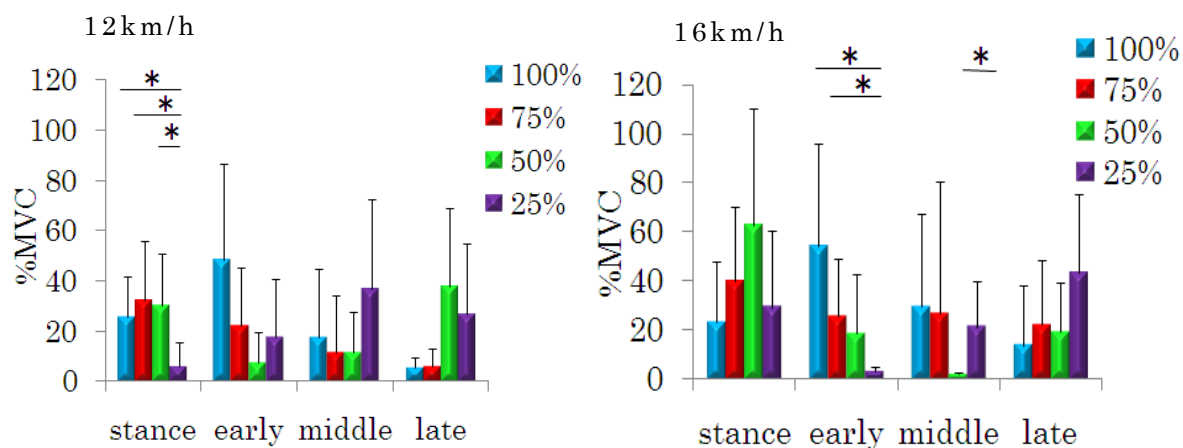


Figure3-2. Change in %MVC values of MG

* : p<0.05

BF に関して (Figure3-3), 12km/h における Stance phase において有意な主効果および交互作用が確認された。荷重 25% に対して 75%, 100% が有意に高値を示した (p<0.05)。

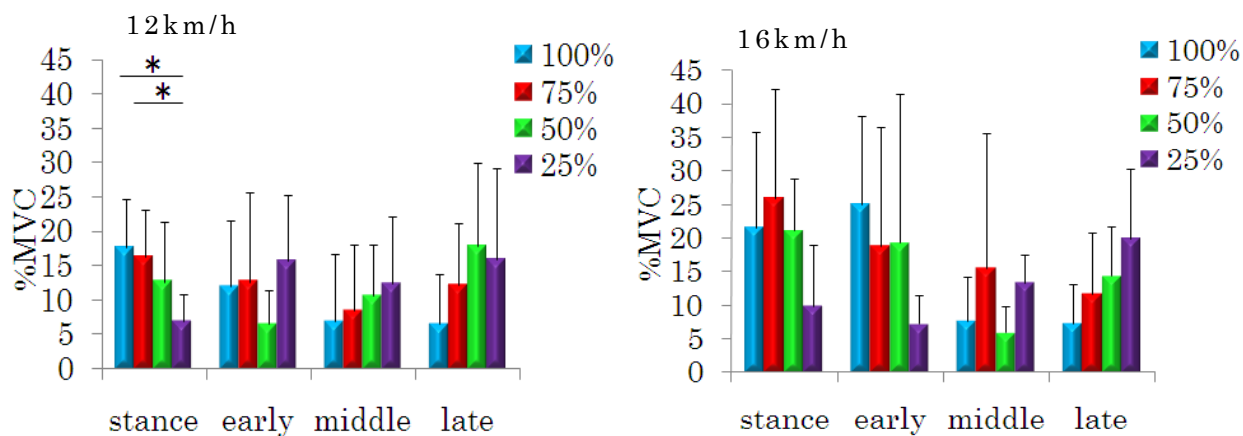


Figure3-3. Change in %MVC values of BF

* : p<0.05

ST に関して (Figure3-4), 12km/h における Stance phase, Middle swing phase, 16km/h における Stance phase に有意な主効果および交互作用が確認された。12km/h の Stance phase において, 荷重 100% に対して 25% が有意に低値を示した (p<0.05)。12km/h の Middle

swing phase において、荷重 100%に対して 25%, 50%が有意に高値を示した($p<0.05$). 16km/h の Stance phase において、荷重 25%に対して 75%, 100%が有意に高値を示した($p<0.05$)

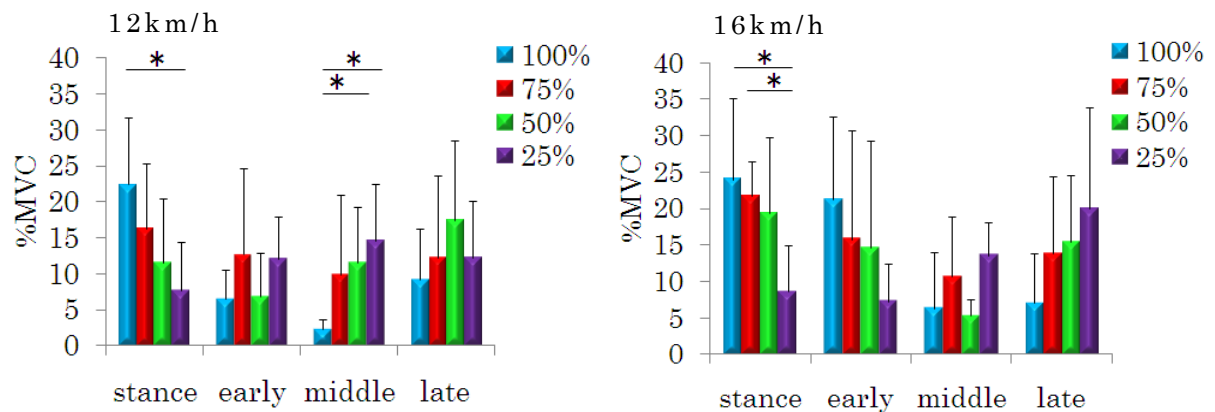


Figure3- 4. Change in %MVC values of ST

* : $p<0.05$

GM に関して(Figure3-5), 12km/h における Stance phase に有意な主効果および交互作用が確認された．荷重 100%に対して 25%, 50%に対して有意に低値を示した($p<0.05$).

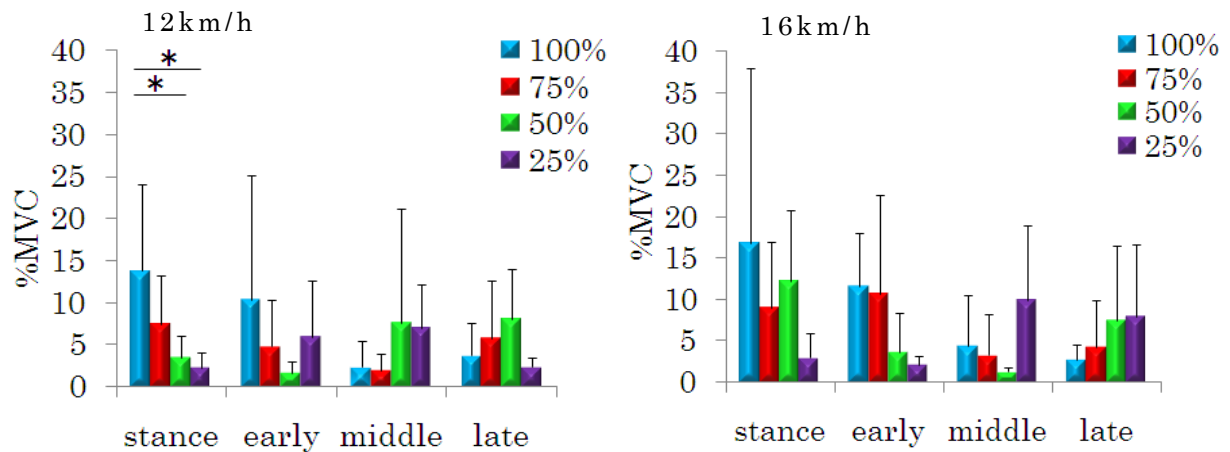


Figure3- 5. Change in %MVC values of GM

* : $p<0.05$

Ⅲ) 健常群とハムストリング肉離れ群との筋活動量の比較

健常群とハムストリング肉離れ群との BF・ST における平均筋活動量の比較を Figure3-6 から Figure3-9 に示した。

BF に関して，両速度ともに，各荷重条件において有意な差は認められなかった (Figure3-6, Figure3-7)。

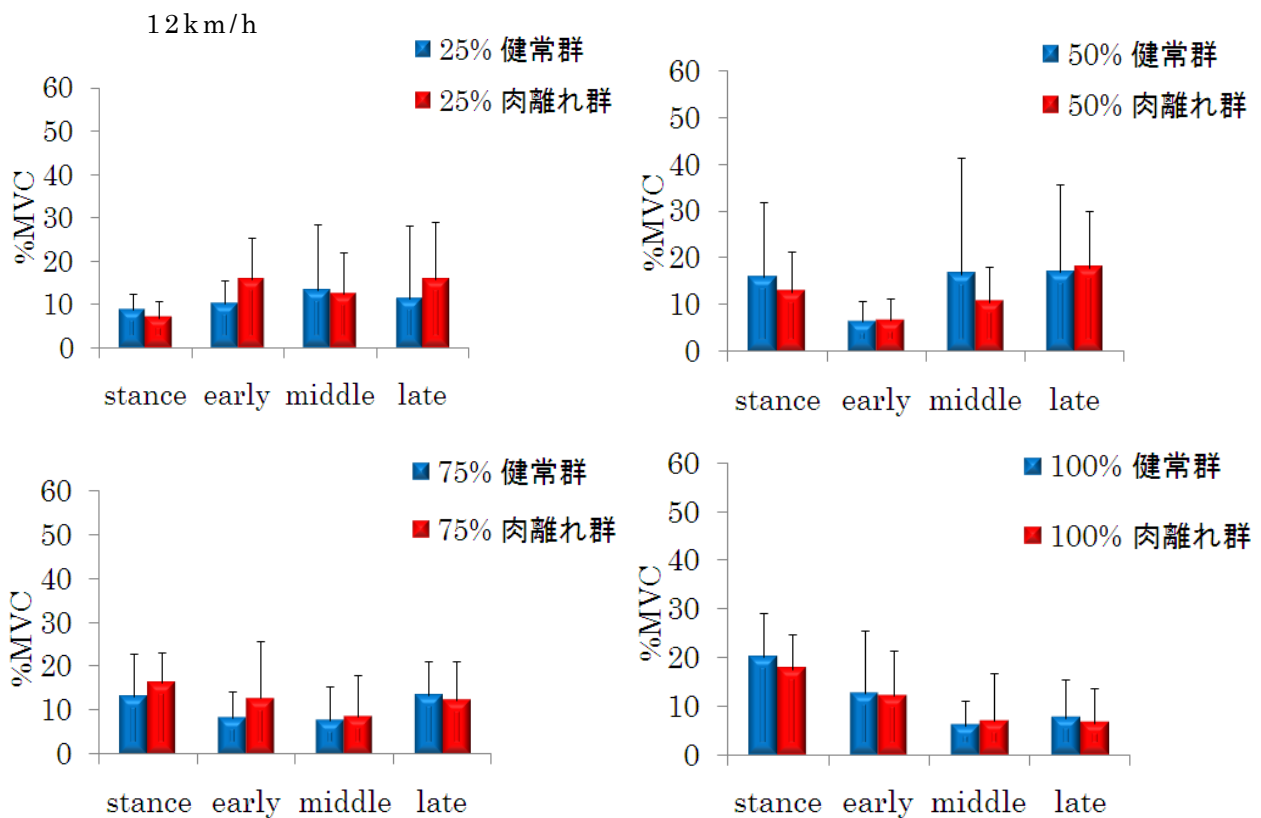


Figure3-6. Compare with Control with Hamstrings in %MVC values of BF

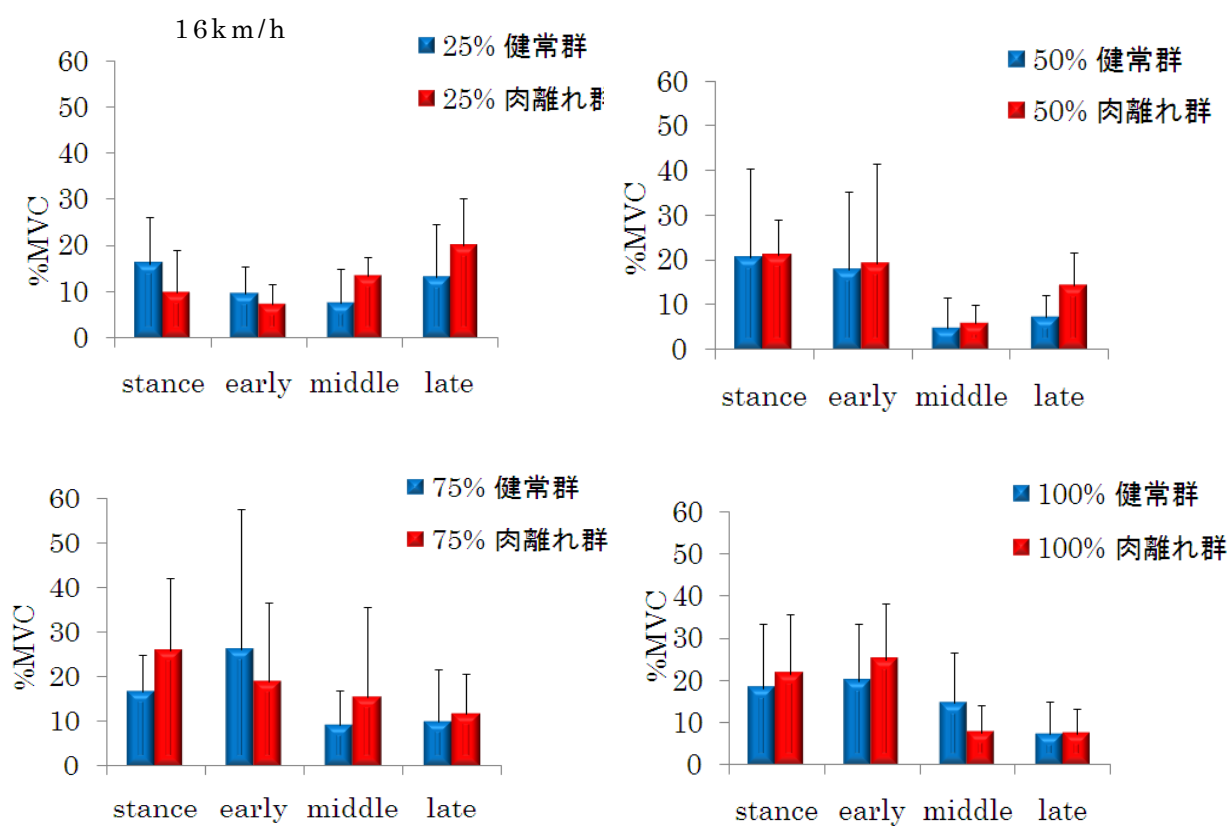


Figure3- 7. Compare with Control with Hamstrings in %MVC values of BF

ST に関して、両速度ともに、各荷重条件において有意な差は認められなかった (Figure3- 8, Figure3- 9).

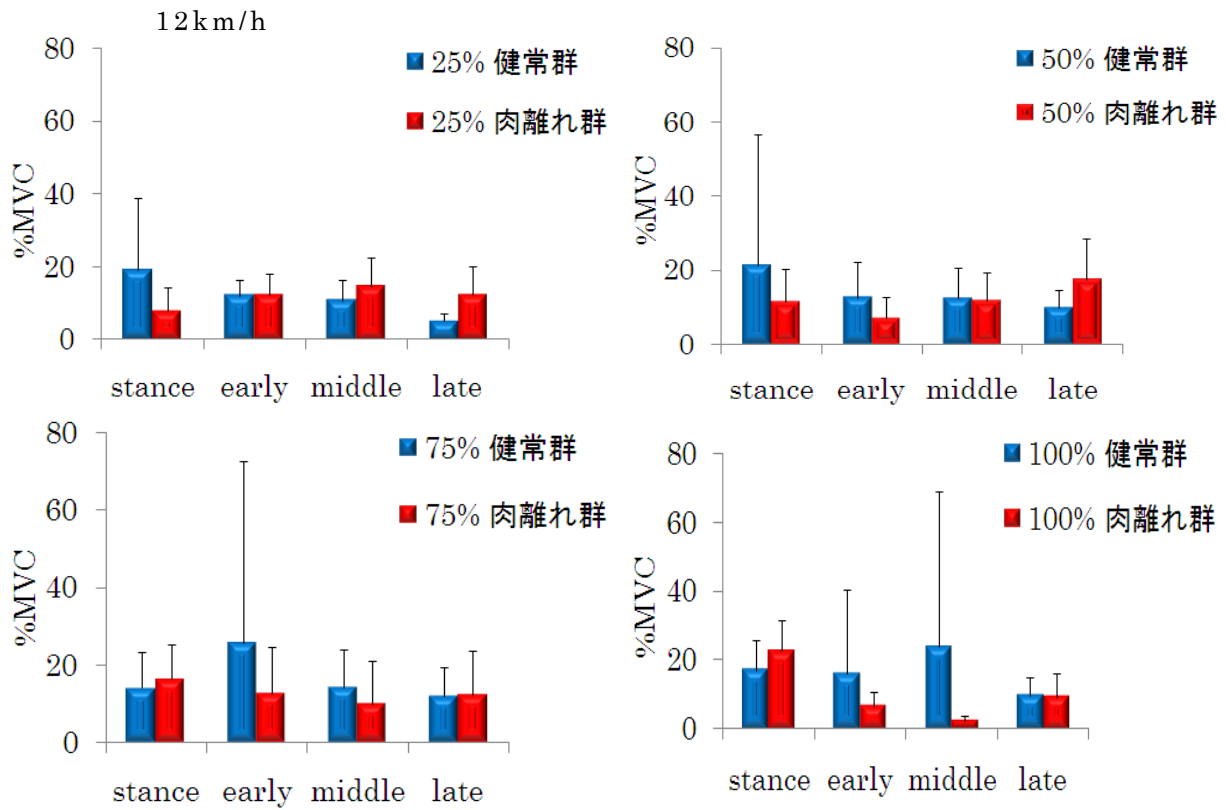


Figure3- 8. Compare with Control with Hamstrings in %MVC values of ST

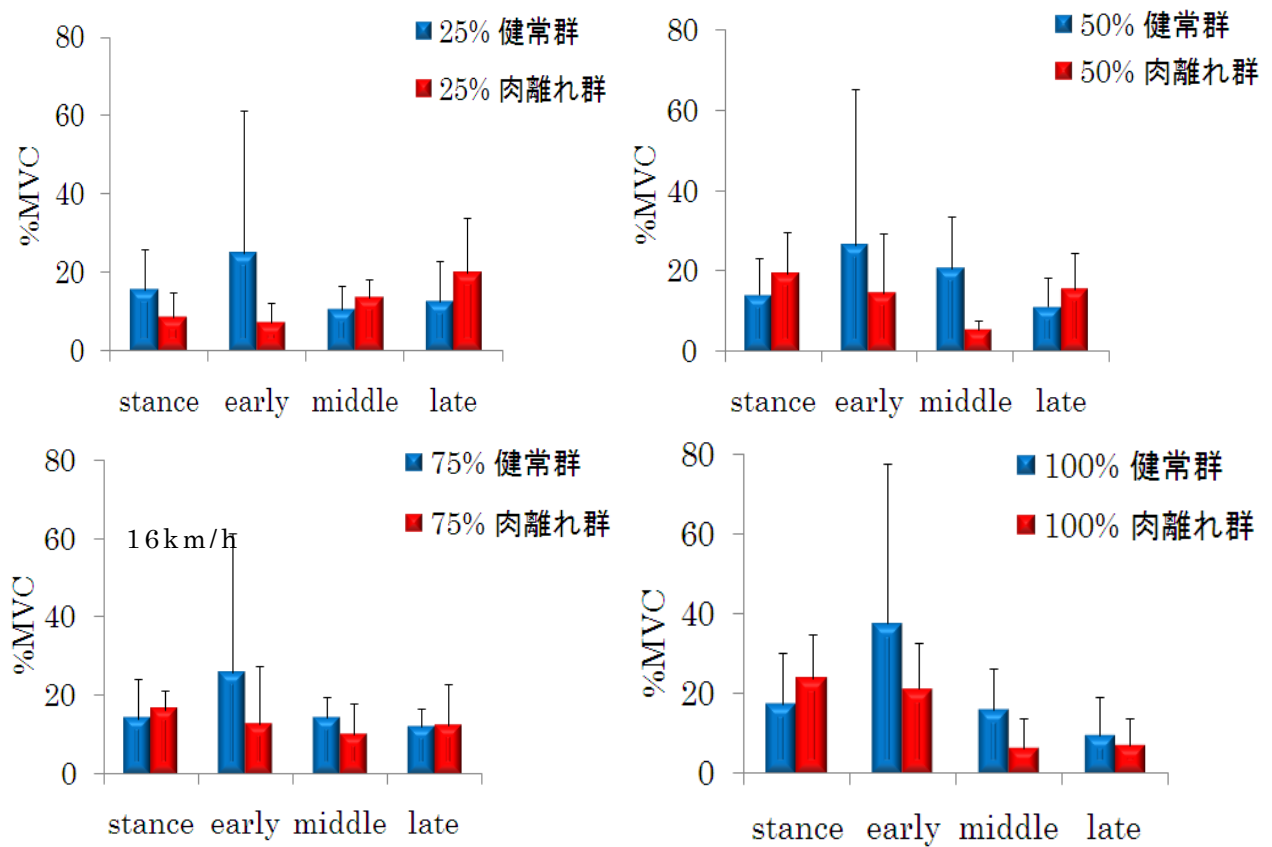


Figure3- 9. Compare with Control with Hamstrings in %MVC values of ST

IV) Stance phaseにおける筋電位の経時的変化

BF・STの各荷重条件における筋活動動態をハムストリング肉離れ群と健常群で比較し、Figure3-10からFigure3-13に示した。

BFに関して、12km/hにおいて、荷重25%、75%は著明な変化は見られなかった。50%において肉離れ群は、活動が二峰性を示さない傾向が見られた。100%において、筋活動が健常群よりも低い傾向が見られた(Figure3-10)。一方、16km/hにおいて、荷重25%では全体的に筋活動が低い傾向が見られた。50%、75%では立脚中期から後期にかけて、健常群と肉離れ群で筋活動が逆転する傾向が見られた。100%では、立脚中期から肉離れ群において筋活動が高い傾向が見られた。(Figure3-11)。

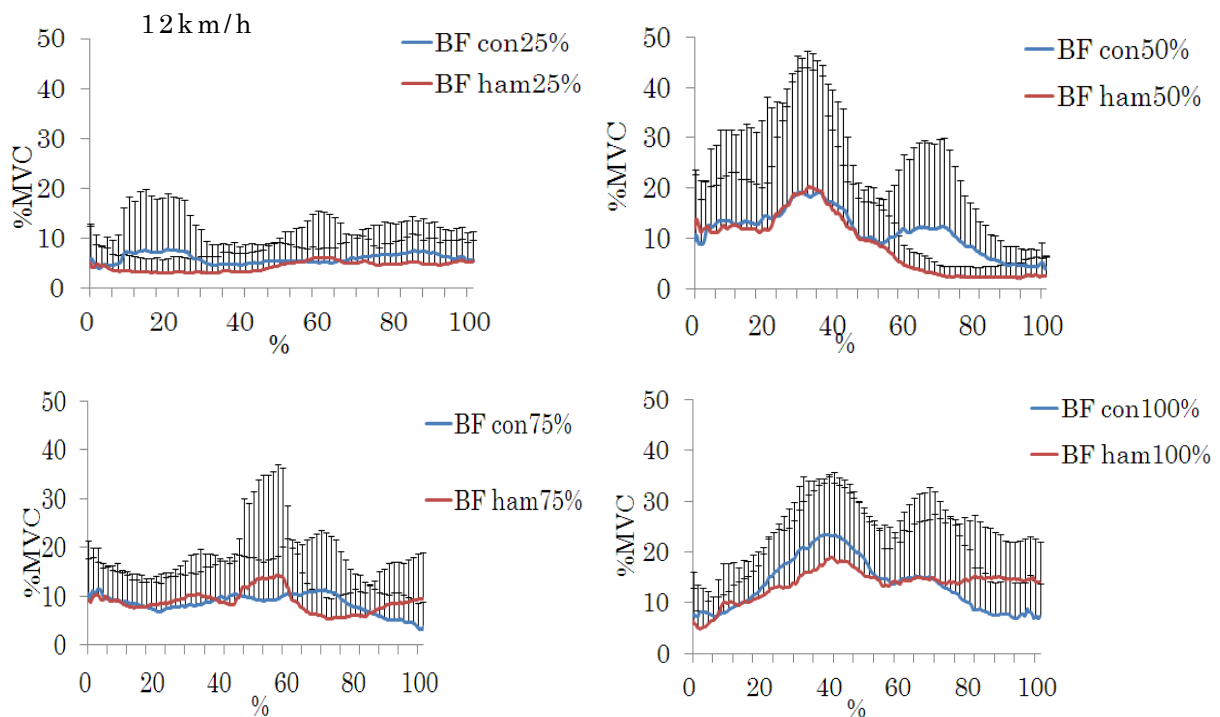


Figure3-10. The time course of the EMG activity of BF

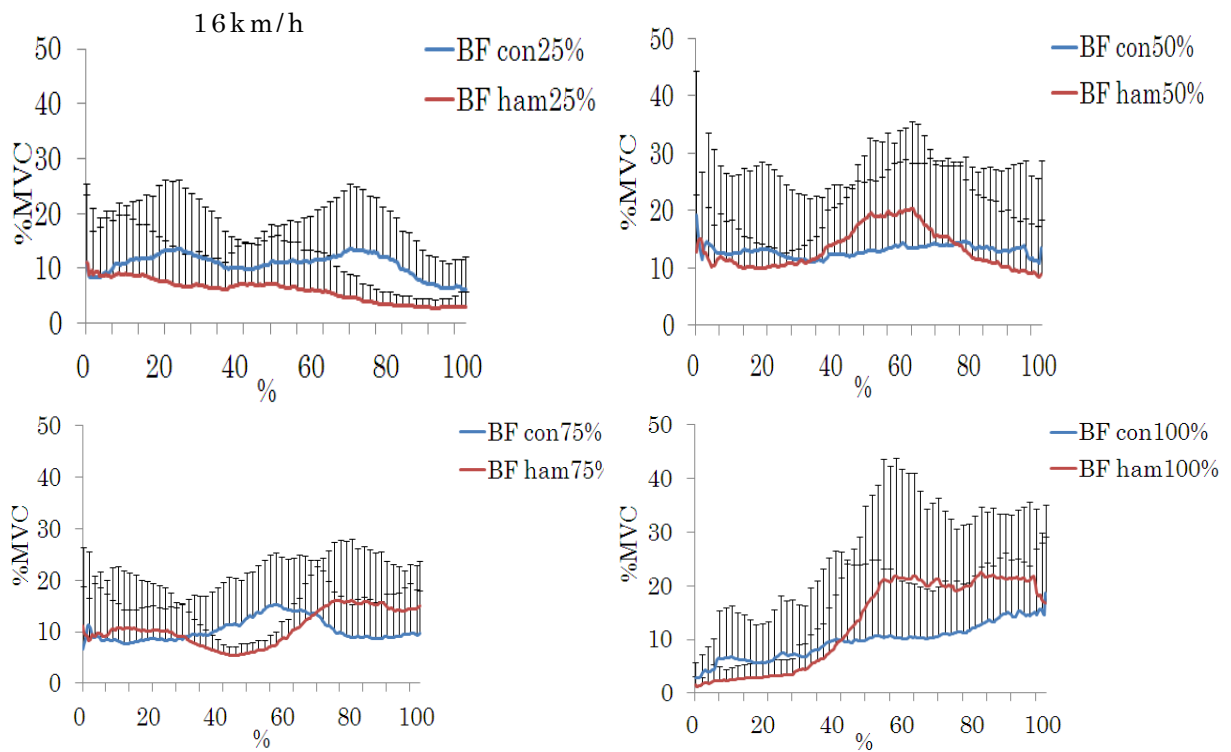


Figure3- 11. The time course of the EMG activity of BF

ST に関して、12km/h では荷重 25%、50%、100%において健常群と異なる筋活動を示す傾向があった(Figure3-12). しかし、荷重 75%ではほぼ同じ筋活動であった. 一方、16km/h では荷重 25%、75%、100%において健常群と異なる筋活動を示す傾向があった. しかし、荷重 50%ではほぼ同じ筋活動を示した(Figure3-13).

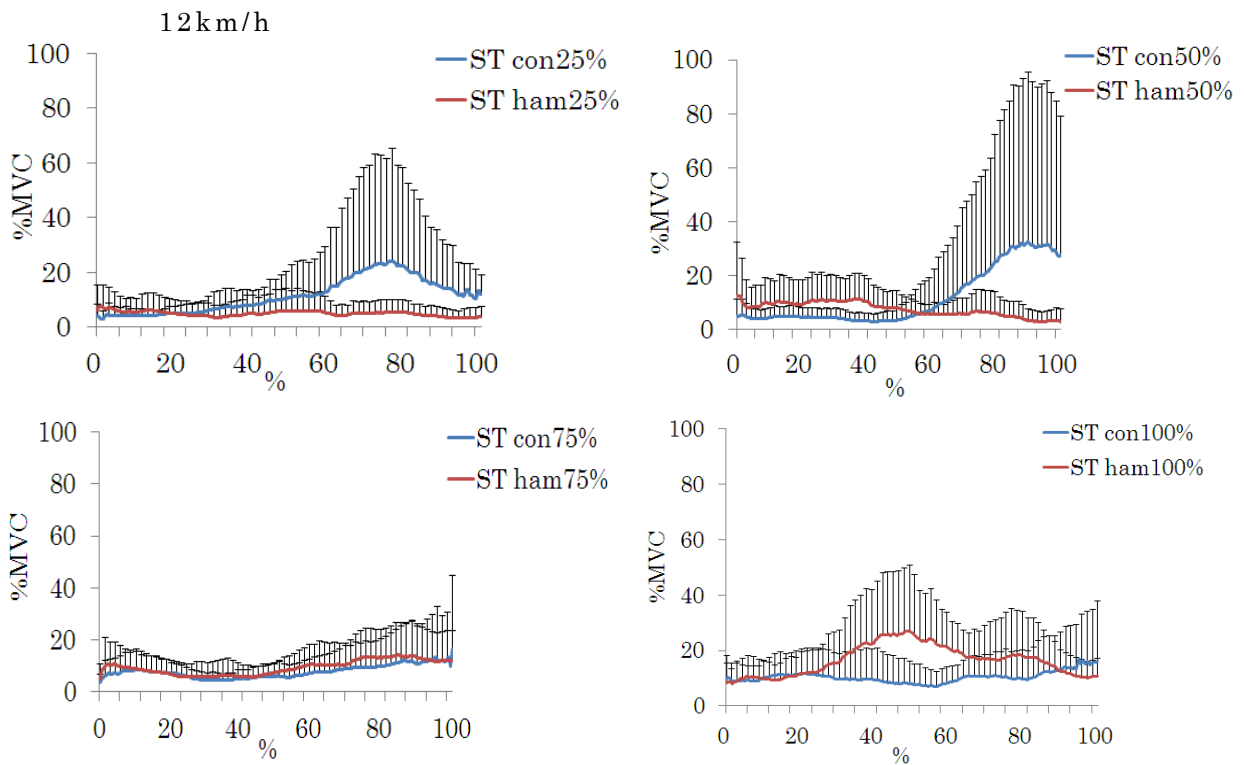


Figure3- 12. The time course of the EMG activity of ST

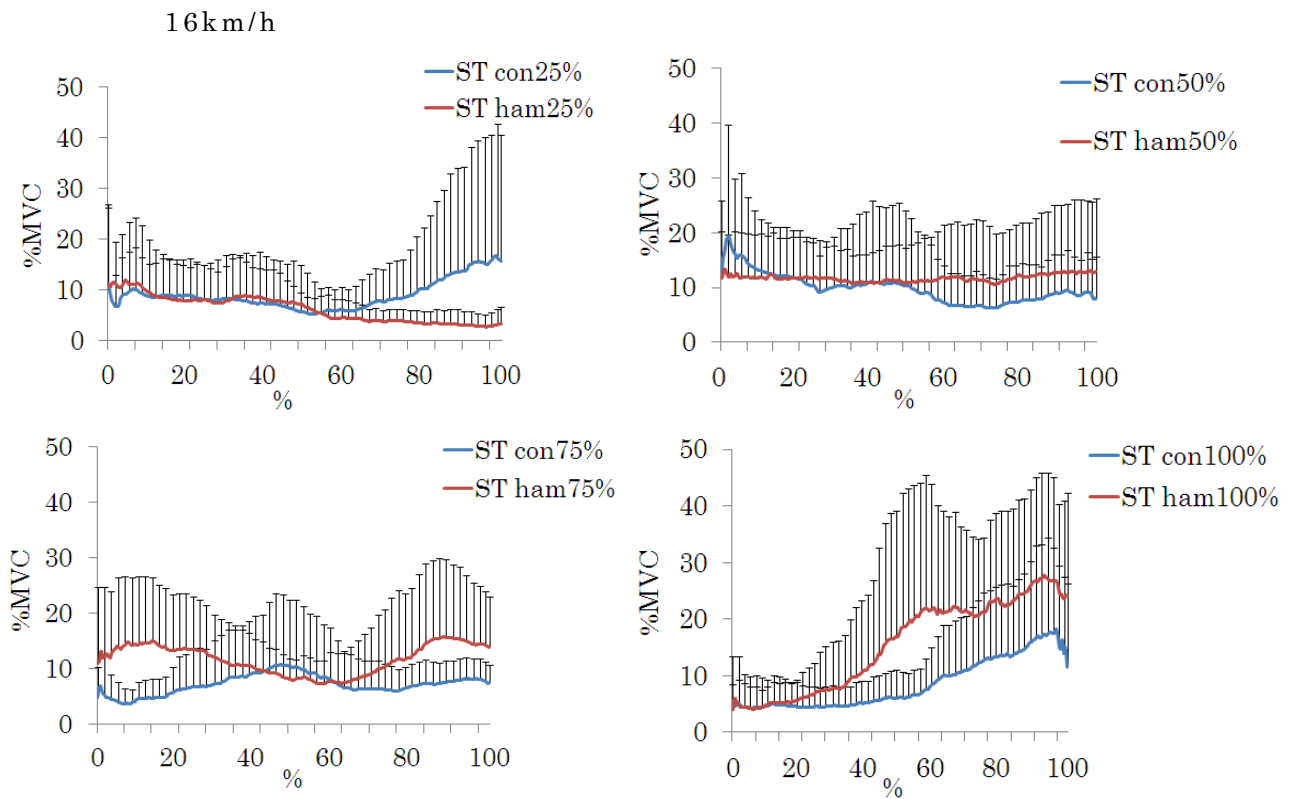


Figure3- 13. The time course of the EMG activity of ST

3-4 考察

本章では、ハムストリング肉離れ既往者の走動作中の筋活動を分析することを目的として、免荷トレッドミル上で 12km/h, 16km/h でのランニングを行い、その際の筋電図を測定し健常群と比較検討した。

I. 肉離れ群と健常群との平均筋活動量の比較検討

ハムストリング肉離れ群と健常群との筋活動量の比較では、ハムストリング肉離れ群の BF と ST において、100%荷重時の筋活動量に高い傾向が見られるものの、各筋いずれも有意な差は見られなかった。ハムストリング肉離れ患者においては、筋力や筋活動量に健常群と差はなかったとする報告があり^(4,41)、今回の結果は先行研究と一致した。これらから、ハムストリング肉離れ患者は、筋力や筋活動量よりも、ピーク時間や活動時間、筋活動のタイミングの違い、筋疲労等が影響することが推察され、今後これらを検討する必要があると考えられた。

II. 各免荷条件がハムストリング肉離れ群の平均筋活動量に及ぼす影響について

ハムストリング肉離れ群の筋活動量は、免荷条件の変化とともに MG・BF・ST・GM で有意に変化した。

MG に関して、12km/h 時の Stance phase において、100%, 75%, 50%それぞれの荷重条件に比して、25%条件では有意に筋活動量が減少した。このように、荷重が軽くなるにつれて筋活動量が減少した傾

向は、健常群と同じ傾向であった。

一方 BF に関して、12km/h 時の Stance phase において、100%、75%それぞれの荷重条件に比して 25%条件では有意に筋活動量が減少した。また、統計的な有意差は認められなかったが、16km/h における Stance phase においても、100%、75%、50%それぞれの荷重条件に比して 25%条件では筋活動量が減少する傾向が見られた。

ST においても、12km/h 時の Stance phase において、100%荷重条件に比して 25%条件では有意に筋活動量が減少した。また、16km/h 時の Stance phase において、100%、75%それぞれの荷重条件に比して、25%条件では有意に筋活動量が減少した。

GM に関して、12km/h 時の Stance phase において 100%荷重条件に比して 25%、50%条件では有意に筋活動量が減少した。また、これらの筋の Stance phase における筋活動量の減少は、16km/h 時と比べて 12km/h 時においてより顕著であった。

BF・ST・GM の筋活動量に関して、健常群では荷重条件によって変化が見られなかったのに対し、肉離れ群では有意に減少したのは注目すべき結果である。特に、いずれの筋においても荷重 25%時において筋活動量が有意に減少した。Eastlack ら⁽¹⁴⁾は、膝関節疾患で手術後の患者を対象として筋電図、床反力を測定しており、その結果は、荷重が軽くなるにつれて床反力は減少したが、大腿二頭筋のピーク値は荷重条件に関わらず一定であったと報告し、免荷トレッドミルは術後のリハビリテーションにおいて有効であったと結論づけている。しかしながら、肉離れを対象とした報告は今の所見られない。

ハムストリング肉離れは、その筋活動が大きくなる Heel contact や接地期後半の Toe off 期に生じると報告^(28,37)されており、さらに

Simonsen ら⁽³⁶⁾は、ハムストリングに最大負荷がかかるのは接地直後であると報告している。今回の結果から免荷によって Heel contact から立脚期の筋活動量が減少したとすると、適切な免荷負荷を設定することにより、肉離れ後の走動作のリハビリテーションを筋にストレスをかけずに安全に実施することができる可能性がある。

Ⅲ．肉離れ群と健常群との筋活動の経時的変化の比較検討

BF・ST の各筋について、各荷重条件での Stance phase における筋活動動態の経時的変化をハムストリング肉離れ群と健常群で比較検討した。

BF の筋活動の経時的変化において、12km/h 時の 75%と 25%荷重では健常群とほぼ同じ筋活動動態を示した。しかしながら、25%荷重では 100%荷重時と比較して有意に筋活動量が減少し、サイクル時間も延長することから、通常の走動作とは異なった動作となることが考えられる。一方、16km/h 時の 100%荷重では、肉離れ群の筋活動動態が全体的に高い傾向が見られた。

ST の筋活動の経時的変化において、12km/h, 16km/h 共に 100%荷重において肉離れ群の筋活動動態が高い傾向が見られた。100%荷重において、筋活動量に有意な差は見られないが、筋活動動態において肉離れ群に高い傾向が見られたのは、競技復帰後にも肉離れ群の筋活動に何らかの異常があることが考えられる。Croisier ら⁽¹¹⁾は、ハムストリング肉離れにおける再受傷のリスクの一つとして、疲労の影響を

挙げている．100%荷重時において筋活動動態が高い傾向を示したということは，健常群に比べて筋疲労が早く来ることが考えられ，再受傷のリスクファクターとなる可能性が推察される．一方，ST の12km/h の75%荷重時，16km/h の50%荷重時では，健常群と近似した筋活動動態を示した．

BF・STともに，健常群と比較し，BFの12km/hの50%荷重，STの12km/hの50%荷重，16km/hの75%荷重では，立脚中期から後期にかけて筋活動が増大しない傾向が見られた．立脚中期からToe off期にかけての股関節伸展動作において，股関節伸展筋であるST・BFの筋活動が低い傾向を示したことは，肉離れの再受傷リスクの恐れとなる可能性があり，今後走動作を含めた詳細な検討が必要である．

ST・BFともに100%荷重時において健常群と比較して高い筋活動が見られたが，荷重が減ることにより，健常群と同じ振る舞いを示した．荷重条件をコントロールし，健常群と筋活動動態に近い荷重条件で走動作を行うことで，損傷した筋の筋活動動態が正常に近づく可能性がある．これらのことから，BFに関しては12km75%，STに関しては12km75%，16km50%での走動作において走動作を行うことで，より正常に近い筋活動動態でリハビリテーションが実施できる可能性が推察された．しかしながら，競技復帰においては自体重をコントロールする必要があるため，最終的には100%荷重時においても健常群と同じ筋活動動態を示す必要があることが考えられる．

今回のハムストリング肉離れ損傷者は，半腱様筋3例，大腿二頭筋3例であり，対象者が少ないことが課題として考えられた．今後，さらに対象者を増やして測定すること，ハムストリング肉離れ患者のリ

ハビリテーションの一環として、実際に免荷トレッドミルを用いてデータを測定し、その変化を縦断的に観察すること、前十字靱帯術後や半月板切除術後などの関節疾患を有する患者へのリハビリテーションの一助として免荷トレッドミルを用いるなど、臨床現場への応用を行い、適切なリハビリテーションの Protokol 作成につなげることが検討課題となる。

3-5 結論

- ✓ Stance phase での筋活動量に関して，MG・BF・ST・GM では，ハムストリング肉離れ群では荷重が軽くなるにつれて筋活動量が有意に減少することが確認された．
- ✓ ハムストリング肉離れ群と健常群で，群間での筋活動量に有意な差は認められなかった．
- ✓ BF と ST は筋活動の経時的変化に健常群との違いが見られた．

以上のことから，ハムストリング肉離れ既往者においては荷重をコントロールすることによって，正常に近い筋活動でのリハビリテーションが可能となることが期待された．

第 4 章

総 合 考 察

総合考察

本研究では，異なる荷重条件での走動作中の筋活動量，筋電図の経時的変化，走サイクルの変化を荷重時と比較し，免荷による走動作の変化についての知見を得ることを目的とした．また，スポーツ傷害におけるハムストリング肉離れ既往者を対象として，免荷トレッドミル上での走動作と筋活動の特徴を検討した．

12km/h，16km/h の両速度において，荷重が少なくなることによってサイクルタイムは延長することが明らかとなった．ただし，サイクルタイムが 100%荷重に対して有意に延長し始める荷重条件は，走速度により異なっていた．12km/h 時では，荷重 50%以下で走動作に変化が見られ，16km/h では荷重 75%以下において走動作に変化がみられた．

一方，各 Phase 時間に分類してみると，荷重が軽くなるにつれて遊脚期においてサイクル時間が延長する傾向が見られた．しかし，立脚期においては大きな変化は見られなかった．荷重条件が自体重の 50%以下になると遊脚期においてサイクルタイムに変化が生じることが示され，免荷トレッドミルを用いて 100%荷重と同様の走動作を獲得するためのプロトコル作成の指針になりうると考えられた．今後，走動作中の膝関節角度，足関節角度の三次元解析を行い，より詳細に荷重条件の違いによる走動作の変化を検討していく必要がある．

健常群での走動作中の筋活動量について，MG と RF では荷重が軽くなるにつれて筋活動量が有意に減少した．しかしながら，TA・BF・ST・GM の各筋においては，荷重条件が変化しても筋活動量に変化は

見られなかった．一方，ハムストリング肉離れ群では MG・BF・ST・GM の Stance phase において有意に変化が見られた．特に，25%荷重条件では他の荷重条件と比較して，筋活動量が顕著に減少する傾向が見られた．健常群では，BF・ST・GM に荷重条件によって変化が見られなかったのに対し，肉離れ群では有意に減少したのは注目すべき結果である．推察の域を出ないが，BF・ST・GM の 100%荷重時の筋活動量は，有意ではないが健常群よりも多くの場合高い傾向がある．このような傾向は，動作不良により生じたものと思われる．このような動作不良が，免荷することにより修正された結果であると推察される．ハムストリング肉離れ患者を対象とした先行研究は今の所見られず，今後のさらなる検討が必要である．

BF・ST における，Stance phase における筋活動動態の経時的変化では，BF において，荷重 100%と 75%，50%では二峰性を示す波形となり，25%では一峰性を示した．また ST において，12km/h，16km/ともに荷重条件によって著明な変化は見られなかった．GM において，12k/h では荷重 50%と 25%において特異的な筋活動が見られた．荷重 100%と 75%では立脚中期から筋活動が高くなる傾向が見られるのに対し，50%では立脚前期に高い筋活動を示し，その後活動が低下していく傾向となった．この要因については，本研究では明らかにすることは出来ないが，免荷トレッドミルを用いる際に，25%荷重では BF において他とは異なる筋活動動態が生じる一方で，50%負荷までは，全荷重時の走行と同様の筋活動動態が見込まれることを示すもので

あろう．さらに，ST では荷重条件での差はなく，GM においては 50% および 25% で，100% と異なる筋活動動態が観察された．これらのことから，免荷トレッドミルを正常な走動作獲得に用いる際には，75% ないしは 50% までの条件で行うことで，100% と同様の走動作が遂行でき，また 100% と同様の筋活動を得られることが明らかとなった．これらの知見は，傷害再発リスクを最大限管理しながら，適切な走動作を獲得するためのリハビリテーションプログラム作成の一助となると考えられる．

BF，ST の各筋について，各荷重条件での **Stance phase** における筋活動動態の経時的変化をハムストリング肉離れ群と健常群で比較検討した．ST・BF とともに 100% 荷重時において健常群と比較して高い筋活動傾向が見られた．筋力の回復が得られて競技復帰したにも関わらず，このような差が見られたことは，動作中の筋の振る舞いと筋力が必ずしも一致しないことを示す例であろう．復帰に際して，単一動作での筋力のみでなく，動作中の筋の振る舞いも評価する必要があるだろう．

一方，荷重が減ることにより，筋活動動態は健常群と同じ振る舞いを示した．荷重条件をコントロールし，健常者と筋活動動態に近い荷重条件で走動作を行うことで，損傷した筋の筋活動動態が正常に近づく可能性がある．より健常な筋活動の振る舞いに近い荷重条件で走動作を実施することで，より安全に，かつスムーズな筋発揮へとつながる可能性が推察された．しかしながら，競技復帰においては自体重を

コントロールする必要があるため，最終的には 100%荷重時においても健常群と同じ筋活動動態を示す必要があると考えられる．

第 5 章

結 論

結論

本研究の実験 1 および実験 2 の結果から，以下の結論を得た．

- ✓ 1 サイクル時間は，荷重条件が軽くなるにつれて有意に増大した．
- ✓ 各 Phase 時間は，遊脚期で荷重条件が軽くなるにつれて有意に増大した．一方立脚期の時間に変化は見られなかった．
- ✓ 健常群における Stance Phase での筋活動量に関して，MG・RF は荷重条件が軽くなるにつれて筋活動が有意に減少した．
- ✓ ハムストリング肉離れ群における Stance phase での筋活動量に関して，MG・BF・ST・GM において荷重が軽くなるにつれて筋活動量が有意に減少した．
- ✓ ハムストリング肉離れ群と健常群で，群間での筋活動量に有意な差は認められなかった．
- ✓ 正常な走動作獲得のためには，荷重条件を 50% までとするのが適切であることが考えられた．
- ✓ ハムストリング肉離れ既往者においては荷重をコントロールすることによって，正常に近い筋活動でのリハビリテーションが可能となることが期待された．

参考文献

- 1, Agre, J. C : Hamstring injuries. Proposed aetiological factors, prevention, and treatment, Sports Med, 2(1), 21–33, 1985.
- 2, Aldo O. Perotto : 筋電図のための解剖ガイド 四肢・体幹, 西村書店, 142–195, 1985.
- 3, Arnason, A et al : Risk factors for injuries in football. Am J Sports Med. 32(1 Suppl), 5S–16S. 2004
- 4, Bennell, K et al : Isokinetic strength testing does not predict hamstring injury in Australian Rules footballers. Br J Sports Med, 32(4), 309–14. 1998.
- 5, Bennell, K. L and K. Crossley : Musculoskeletal injuries in track and field : Incidence, distribution and risk factors. Aust J Sci Med Sport, 28(3), 69–75. 1996.
- 6, Brockett, C. L, D. L Morgan, and U. Proske : Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length. Med Sci Sports Exerc, 33(5), 783–90, 2001.
- 7, Brockett, C. L, D. L. Morgan, and U. Proske : Predicting hamstring strain injury in elite athletes. Med Sci Sports Exerc, 36(3), 379–87. 2004.
- 8, Brooks, J. H et al : Epidemiology of injuries in English professional rugby union : part 2 training Injuries. Br J Sports Med, 39(10), 767–75. 2005.
- 9, Brooks, J. H et al : Epidemiology of injuries in English professional rugby union : part 1 match injuries. Br J Sports Med, 39(10) : 757–66, 2005.

- 10, Brooks, J. H et al: Incidence, risk, and prevention of hamstring muscle injuries in professional rugby union. *Am J Sports Med*, 34(8), 1297–306, 2006.
- 11, Croisier, J. L : Factors associated with recurrent hamstring injuries. *Sports Med*, 34(10), 681–95, 2004.
- 12, Croisier, J. L et al : Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players : a prospective study. *Am J Sports Med*, 36(8), 1469–75. 2008.
- 13, Cutuk, A et al : Ambulation in simulated fractional gravity using lower body positive pressure : cardiovascular safety and gait analyses. *J Appl Physiol*, 101(3), 771–7. 2006.
- 14, Eastlack, R. K et al : Lower body positive–pressure exercise after knee surgery. *Clin Orthop Relat Res*, (431), 213–9, 2005.
- 15, Grabowski, A. M : Metabolic and biomechanical effects of velocity and weight support using a lower–body positive pressure device during walking. *Arch Phys Med Rehabil*. 91(6), 951–7. 2010.
- 16, Grabowski, A. M and R. Kram : Effects of velocity and weight support on ground reaction forces and metabolic power during running. *J Appl Biomech*, 24(3), 288–97, 2008.
- 17, Hesse, S. and D. Uhlenbrock : A mechanized gait trainer for restoration of gait. *J Rehabil Res Dev*, 37(6) : 701–8, 2007.
- 18, 東原綾子 : 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－. 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 2008年度修士論文

- 19, Hoskins, W. and H. Pollard : The management of hamstring injury – Part 1 : Issues in diagnosis. *Man Ther*, 10(2), 96 – 107, 2005.
- 20, 濱野武彦, 宮下浩二, 小林寛和 : ラグビー選手のハムストリング肉離れに関する一考察～ランニング動作に着目して～. *Journal of Athletic Rehabilitation*, No.4, 59 – 67, 2002 – 2003.
- 21, 井上夏香 : 水中と陸上運動時における下肢筋群の筋活動量. 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 2008年度修士論文.
22. Jonhagen, S. G. Nemeth and E Eriksson : Hamstring injuries in sprinters. The role of concentric and eccentric hamstring muscle strength and flexibility. *Am J Sports Med*, 22(2) , 262 – 6, 1994.
- 23, 蒲田和芳 : 肉離れの評価とリハビリテーション. *臨床スポーツ医学*, Vol. 17, 687 – 694, 2000 – 6.
- 24, Kaneda, K et al : Lower extremity muscle activity during different types and speeds of underwater movement. *J Physiol Anthropol*, 26(2), 197 – 200, 2007.
- 25, 金田晃一 et al : 水中および陸上運動時の下肢筋群における筋活動とその違い. *体力科学*, 53, 141 – 148, 2004.
- 26, 金子文成, 車谷洋 et al : 投球動作における肩関節周囲筋筋電図の連続時系列変化に関する分析. *理学療法学*, 第 32 巻 3 号, 115 – 122, 2005.
- 27, Lehman G. J et al : Muscle recruitment patterns during the prone leg extension. *BMC Musculoskelet Disord*, (5), 3. 2004.

- 28, Mann R. V : A kinetic analysis of sprinting. *Med Sci Sports Exerc*, 13(5) : 325–8. 1981.
- 29, Masumoto K. D, Delion and J. A Mercer: Insight into Muscle Activity during Deep Water Running. *Med Sci Sports Exerc*, 1958–1964, 2009.
- 30, 三好扶, 佐藤健 et al : 弱重力下歩行での下肢筋活動の変化, 第20回バイオメカニズム学術講演会, 730–733, 1999.
- 31, 三好扶 et al : 水中歩行時の下腿三頭筋筋活動特性, 運動・物理療法, 14(4), 307–312, 2003.
- 32, Olsen O. E et al : Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports : cluster randomised controlled trial. *BMJ*, 330(7489), 449, 2005.
- 33, Orchard J et al : Injuries in Australian cricket at first class level 1995/1996 to 2000/2001. *Br J Sports Med*, 36(4), 270–4, discussion 275, 2002.
- 34, 大畑光司, 市橋則明 : 健常成人における体重免荷歩行の下肢筋電図解析. *理学療法学*, 31(5), 283–290, 2004.
- 35, 大坂裕 et al : 体重免荷歩行によるヒラメ筋 H 反射と下肢筋電図への影響. *川崎医療福祉学会誌*, 19(2), 297–301, 2010.
- 36, Simonsen E B. L. Thomsen and K Klausen : Activity of mono- and biarticular leg muscles during sprint running. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 54(5), 524–32, 1985.
- 37, Stanton P and C. Purdham : Hamstring injuries in sprinting—the role of eccentric exercise. *J Orthop Sports Phys Ther*, 10(9), 343–9. 1989.

- 38, Turl S. E and K. P George : Adverse neural tension : a factor in repetitive hamstring strain?. J Orthop Sports Phys Ther, 27(1), 16–21. 1998.
- 39, Verrall G. M et al : Clinical risk factors for hamstring muscle strain injury : a prospective study with correlation of injury by magnetic resonance imaging. Br J Sports Med, 35(6), 435–9, discussion 440, 2001.
- 40, Woods C et al : The Football Association Medical Research Programme : an audit of injuries in professional football – analysis of hamstring injuries. Br J Sports Med, 38(1), 36–41, 2004.
- 41, 山田実, 松本大輔 : 運動イメージ発揮能力とハムストリング肉離れ発症との関係 – 大学ラグビー選手を対象とした prospective 研究 –. 臨床スポーツ医学, 26(4), 461–466, 2009.

謝 辞

本研究論文作成に際しまして，ご多忙の中，熱心なご指導・ご鞭撻を賜りました広瀬統一准教授に心より深く御礼申し上げます．また，快く副査を引き受けて下さり，ご指導を賜りました福林徹教授，金岡恒治准教授に感謝申し上げます．

また，実験に協力して下さった被験者の皆様，広瀬研究室の皆様，福林研究室の皆様，共に修士課程 2 年間を過ごした大学院同期の皆様，支えて下さった友人や家族，ゼミの後輩の皆様に感謝致します．ありがとうございました．