

カッティング動作中の 床反力における内側ハムストリングの機能 —選択的筋疲労条件を用いた検討—

Analysis of the Medial Hamstring Function in the Ground Reaction Force
During the Cutting Maneuvers Under a Created Muscle Fatigue Condition

山津健太*1, 青木信裕*2, 片寄正樹*2, 渡邊耕太*2

キー・ワード : cutting maneuvers, ground reaction force, medial hamstring
カッティング動作, 床反力, 内側ハムストリング

【要旨】 カッティング動作は下肢スポーツ損傷の受傷機転の一つであり、内側ハムストリングがそのリスク低下に働くと考えられるが、筋機能の詳細は不明である。本研究は内側ハムストリングの選択的筋疲労介入前後のカッティング動作中の床反力を計測し、内側ハムストリングの力学的機能を明らかにすることを目的とした。8人の健康成人男性を対象として、半腱様筋への神経筋電気刺激により筋疲労を誘発し、その前後で随意収縮課題とカッティング動作を実施した。随意収縮課題として膝関節最大等尺性収縮と、最大膝屈曲トルクの50%を発揮する最大下等尺性収縮を行った。随意収縮課題中の最大膝屈曲トルクとハムストリングの筋電図中央周波数を算出し、筋疲労の確認に用いた。カッティング動作として方向転換角度（45°、90°）と助走速度（Slow、Fast）を組み合わせた4種類を実施した。動作時の床反力の値から、左右方向の推進成分と前後方向の減速・推進成分を筋疲労前後で比較した。電気刺激による筋疲労の結果、全対象者8人で内側ハムストリングの筋疲労を誘起した。床反力は、筋疲労前は前後方向の減速成分で4種類のカッティング動作方法全てで有意差を認めた。一方、筋疲労後には同一の助走速度で方向転換角度の異なる動作間での有意差が消失していた。このことより、内側ハムストリングは方向転換角度に応じてカッティング動作時の減速をコントロールする機能を有すると考えられた。

はじめに

膝前十字靭帯（anterior cruciate ligament：以下ACL）損傷や足関節捻挫はスポーツ活動中に多く発生するスポーツ損傷であり、その発生数も多い^{1,2)}。カッティング動作はこれらのスポーツ損傷の受傷機転として代表的なものの一つである^{1,2)}。

スポーツ動作中のACL損傷を防ぐためにACLの張力を減少させる機能を持つ筋の役割が着目されており、下腿前方移動を防ぐハムストリングの機能の重要性が報告されている^{3,4)}。ハムストリングには股関節伸展と膝関節屈曲作用がある

が、大腿四頭筋との同時収縮により関節圧迫力を増大させ、膝関節の安定性を高める機能がある⁵⁾。半腱様筋（semitendinosus muscle：以下、ST）と半膜様筋（semimembranosus muscle：以下、SM）からなる内側ハムストリングは、坐骨結節から下腿内側に停止する解剖学的走行から、膝関節外反に抗するモーメントアームや膝関節屈曲・内旋・内反作用を有している^{6,7)}。このことから、内側ハムストリングがカッティング動作中に脛骨前方移動だけでなく過度な膝関節外反に抗する働きを有することが考えられ、カッティング動作によるスポーツ損傷リスクを下げる可能性がある。しかし、カッティング動作中の内側ハムストリングの機能を明らかにした報告はない。

個別の筋の機能を明らかにするために、対象と

*1 札幌医科大学大学院保健医療学研究科

*2 札幌医科大学保健医療学部理学療法第二講座

する筋を選択的に筋疲労させることで一時的な機能欠損状態を誘起し、その前後に生じる運動の変化から機能を推察する方法が報告されている⁸⁾。この選択的筋疲労の手法を用いることで、カッピング動作中の内側ハムストリングの機能を推察できる可能性がある。

動作時の身体機能を定量化する手法として運動時に加わる外力である床反力に着目すると、身体重心の時間方向の動力学を指標化することができる⁹⁾。Hewettら⁵⁾はジャンプ着地時の床反力成分の変化がACL損傷の予測因子であると報告した。カッピング動作は方向転換時の減速・推進が動作の特徴であり、この特徴を床反力から考えると、三次元座標方向に分解したそれぞれの床反力成分において、左右方向の推進成分と前後成分の減速・推進力成分が重要であると考えられる。カッピング動作について床反力を用いて解析することで、関節角度や内力である筋力を統合して身体運動に関与する外力のみを計測することが可能となり、カッピング動作の制御戦略を推察することができる。

以上のことから、本研究では選択的筋疲労介入と4種類のカッピング動作がカッピング動作時の床反力成分にどのような影響を及ぼすのかを調査することで、カッピング動作時の内側ハムストリングの機能を明らかにすることを目的とした。

対象および方法

(i) 対象および手順

対象は健康な右利き成人男性8人(年齢:21.4±0.7歳,身長:173.7±2.9cm,体重:63.1±5.1kg)とした。除外基準は下肢に整形外科的既往のある者とした。また、事前に本研究の主旨ならびに内容を説明し、書面による同意を得た。なお、本研究は札幌医科大学倫理委員会の承認を得て実施した。

実験手順として、はじめに本実験の動作課題であるカッピング動作の練習を行った。続いて、表面筋電図の記録電極を貼付した後、選択的筋疲労介入前の筋疲労確認課題とカッピング動作を実施した。その後、選択的筋疲労介入として30分間の電気刺激を行った後に筋疲労確認課題とカッピング動作を行った。

(ii) 選択的筋疲労介入

対象筋をSTとして電気刺激装置(伊藤超短波社, NM-F1)を用いた神経筋電気刺激を実施した¹⁰⁾。電気刺激電極として、近位側には直径32mmの円形の電極、遠位側には50×90mmの長方形の電極(伊藤超短波社, アクセルガード)を使用した。各対象者において神経筋電気刺激によるSTへの選択的な筋収縮を誘起するために、陰極として近位側の電極をSTの運動点上、陽極として遠位側の電極を膝窩部のST腱直上に貼付し、単極誘導による神経筋電気刺激を実施した。各対象者における運動点の部位は、Botterら¹¹⁾の報告を参考に電気刺激装置の運動点探索モードで探索した。電気刺激条件として、刺激強度は対象者の耐え得る最大強度、刺激波形は非対称性パルス波、刺激周波数は20Hz、通電時間は5sec、休止時間は1sec、パルス幅は0.2msec、介入時間は30分間とした。介入中の肢位は、腹臥位で膝関節屈曲60°位とした。

(iii) カッピング動作

カッピング動作は、直線走行の助走から右脚で左方向へ方向転換動作をすることとした。方向転換時の右脚は床反力計(Kisler社, 9281E)上に接地させ、床反力計の中央から走行方向に対して左方向に45°と90°の2種類の方向転換角度を設定した。また、助走速度をジョギング程度の速さ(以下Slow)と90°の方向転換ができる限界の速さ(以下Fast)の2段階に設定した。カッピング動作は、2種類の方向転換角度と2段階の助走速度を組み合わせた4種類の動作を選択的筋疲労介入前後に各5試技実施した。カッピング動作を実施する順番はカッピング動作ごとに無作為とした。対象者は実験開始時にカッピング動作練習として、床反力計を右脚で踏んで身体を方向転換角度に向けること、助走角度を2段階で行うことを事前に練習した。また、助走速度を算出するために床反力計から助走区間1mと2m手前の2か所にレーザーセンサ(キーエンス社, LR-TB5000C)を設置し、リアルタイムで通過した時刻を計測した。助走速度Fastに関しては、Scottら¹⁾の報告を参考にし、4.0~5.5m/sの範囲を有効とした。助走速度Slowは、2.0~3.5m/sを有効とした。全試技において助走速度がFast, Slowそれぞれの基準範囲の前後0.5m/s以内を満たさない試技は除外し、基準を満たす試技が5回計測できるま

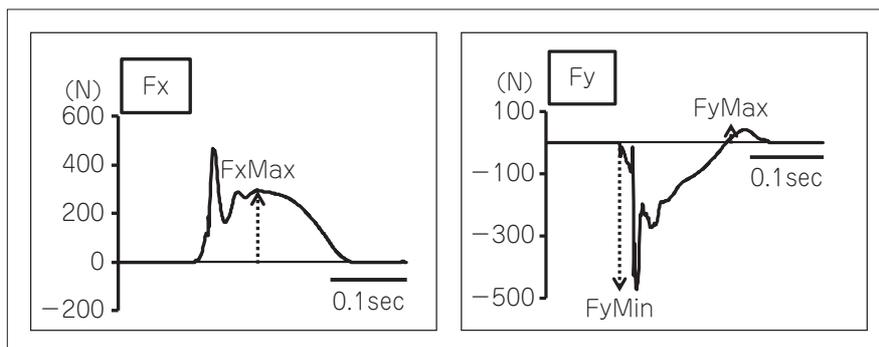


図1 カutting動作時の床反力生波形の典型例
 Fx：左右方向（+：左方向，-：右方向）
 Fy：前後方向（+：前方向，-：後方向）
 FxMax：Fx 立脚期後半最大値（方向転換の力）
 FyMin：Fy 立脚期最小値（減速の力）
 FyMax：Fy 立脚期最大値（加速の力）

でカutting動作を実施した。

床反力計からの信号は増幅器（DKH社，9865 EY28型）を介してAD変換ユニット（DKH社，PH-680）に接続し，パーソナルコンピュータに取り込んだ。サンプリング周波数は1000Hzとした。得られた床反力信号は床反力左右成分（Fx）と前後成分（Fy）に着目し，方向転換の力と考えられるFx立脚期後半最大値（FxMax），減速の力と考えられるFy立脚期最小値（FyMin），加速の力と考えられるFy立脚期最大値（FyMax）をオリジナルプログラム（Mathworks社，Matlab R2015b）を用いて算出した（図1）。

(iv) 筋疲労確認課題

筋疲労確認課題は，右膝関節屈曲の最大随意等尺性収縮（maximum voluntary contraction：以下，MVC）と，選択的筋疲労介入前のMVC時の発揮トルク50%を5秒間維持する随意等尺性収縮（submaximum voluntary contraction：以下，SubMVC）を実施した。これらの課題は，電気刺激により刺激筋が選択的に筋疲労しているか確認する目的で，選択的筋疲労介入前後に実施した。測定肢位は座位で股関節屈曲90°，膝関節屈曲60°位とし，対象者には胸部の前面で両腕を組むように指示した。選択的筋疲労介入前後において，MVC，SubMVCの順番で測定し，それぞれ2試技実施し，その平均値を算出した。各試技間の休憩は2分間とした。SubMVC課題は，選択的筋疲労介入前で計測したMVC課題の2試技における平均トルクの50%を5秒間発揮させた。

筋疲労確認課題での測定項目は，MVC時の最

大膝屈曲トルクと，SubMVC時の表面筋電図とした。最大膝屈曲トルクの測定は筋力測定器（竹井機器工業社，足伸展屈曲装置）を使用し，筋活動は表面筋電計（Delsys社，Trigno Wireless System）を用いた。表面筋電図はST，SM，大腿二頭筋（biceps femoris muscle：以下，BF）から記録した。筋電図電極の貼付部位として，STは坐骨結節と膝窩内側のST腱を結ぶ直線上で腱画より近位部の筋腹上，BFは坐骨結節と腓骨頭を結ぶ直線上の中間1/2，SMはST筋腱移行部より遠位側でSMの筋腹が体表に露出した部位に決定した。電極貼付の手順として，各筋を触診により同定した上で，超音波画像診断装置（メディソン社，SONOACE PICO）を用いて，各筋の境界とSTの腱画を確認した上で電極を貼付した。各筋の電極貼付部位は剃毛し，アルコール綿で皮脂を取り除いた。その後，電極をST，BF，SMの起始と停止を結んだ方向に沿って貼付した。表面筋電図のサンプリング周波数は2000Hzとした。SubMVC時の筋活動は，50%MVCトルク発揮5秒間中の中央の3秒間を解析区間とした。各筋から得られた信号はオリジナルプログラム（Mathworks社，Matlab R2015b）にて4次のバターワースフィルタを用いて低域遮断周波数10Hz，高域遮断周波数450Hzで帯域遮断処理した。その後，解析区間におけるフィルタ後の波形について高速フーリエ変換を用いてスペクトル解析し，中央周波数（median power frequency：以下，MDF）を算出した。選択的筋疲労介入前後で最大膝屈曲トルクとMDFが低下すると筋疲労状態であると考えられ

表 1 電気刺激前後の助走速度 (m/s)

	刺激前	95% 信頼区間		刺激後	95% 信頼区間	
		下限	上限		下限	上限
45Fast	4.57 ± 0.56	4.39	4.75	4.63 ± 0.50	4.47	4.79
45Slow	2.46 ± 0.30	2.36	2.56	2.51 ± 0.27	2.43	2.60
90Fast	4.40 ± 0.49	4.24	4.56	4.35 ± 0.42	4.22	4.49
90Slow	2.52 ± 0.26	2.41	2.56	2.42 ± 0.20	2.36	2.49

平均値 ± 標準偏差

45Fast : 4.0 ~ 5.5 m/s の助走速度で 45° カッティング動作

90Fast : 4.0 ~ 5.5 m/s の助走速度で 90° カッティング動作

45Slow : 2.0 ~ 3.5 m/s の助走速度で 45° カッティング動作

90Slow : 2.0 ~ 3.5 m/s の助走速度で 90° カッティング動作

る^{12,13)}。今回、筋疲労の定義を、選択的筋疲労介入前に比べて最大膝屈曲トルクが低下、ST か SM どちらかの MDF が 5% 低下し、BF では低下が見られなかったものとした。

(v) 統計学的解析

選択的筋疲労介入前後でのカッティング動作における助走速度に差がないことを明らかにするために、各カッティング動作における助走速度の平均値と 95% 信頼区間を算出した。

選択的筋疲労状態の確認のために選択的筋疲労介入前後の MVC 時の最大膝屈曲トルクと SubMVC 時における各筋の MDF に関して選択的筋疲労介入前後について対応のある t 検定を実施した。

カッティング動作で算出した床反力成分 (FxMax, FyMin, FyMax) に関して、選択的筋疲労介入による変化を調査するために、選択的筋疲労前後について対応のある t 検定を実施した。

本研究の目的である選択的筋疲労介入と異なる助走速度と方向転換角度を組み合わせた 4 種類のカッティング動作が床反力成分にどのような影響を及ぼすか調査するために、選択的筋疲労介入前後とカッティング動作方法 (45Fast, 90Fast, 45Slow, 90Slow) を要因とした二元配置分散分析を実施した。統計ソフトは SPSS statistics Ver. 22 (IBM 社) を使用し、有意水準は 5% とした。

結果

各カッティング動作における助走速度の平均値と 95% 信頼区間の値を表 1 に示す。計測した値から本実験では選択的筋疲労介入前後での各助走速度には差がないと考える。

筋疲労確認課題時の最大膝屈曲トルクと MDF

の結果を表 2, 3 に示した。全対象者 8 人において今回定義した筋疲労の基準を満たし、最大膝屈曲トルクは選択的筋疲労介入後に有意に低下し ($t = 4.36, p = 0.003$)、MDF は ST のみ有意に低下した ($t = 3.15, p = 0.02$)。よって、この 8 人について床反力成分の解析を行った。

筋疲労前後での床反力成分をカッティング動作ごとにまとめ解析した (表 4, 図 2)。その結果、対応のある t 検定では選択的筋疲労介入前後での各床反力成分に有意差は認められなかった。(FxMax 45Fast : $t = -0.29, p = 0.78$. 45Slow : $t = 0.94, p = 0.38$. 90Fast : $t = 2.00, p = 0.86$. 90Slow : $t = 0.22, p = 0.83$.) (FyMin 45Fast : $t = 1.18, p = 0.28$. 45Slow : $t = -1.93, p = 0.01$. 90Fast : $t = 1.89, p = 0.10$. 90Slow : $t = 0.10, p = 0.92$.) (FyMax 45Fast : $t = -0.63, p = 0.55$. 45Slow : $t = -0.40, p = 0.70$. 90Fast : $t = 2.25, p = 0.06$. 90Slow : $t = -1.21, p = 0.27$.) しかし、二元配置分散分析において FyMin では交互作用が認められた ($F = 3.77, p = 0.03$)。さらに、単純主効果の結果において、筋疲労前では 4 つのカッティング動作方法それぞれに統計学的に有意差があったのに対し、筋疲労後では同一の助走速度間で統計学的に差が認められなかった。FxMax, FyMax は交互作用を認めなかったが (FxMax : $F = 0.37, p = 0.62$, FyMax : $F = 1.30, p = 0.30$)、カッティング動作方法要因に有意な主効果が認められた (FxMax : $p = 0.03$, FyMax : $p < 0.0005$)。その後の検定の結果、FxMax では 45Fast と 45Slow, 45Fast と 90Slow の間、FyMax では 45Fast と 90Fast, 45Fast と 90Slow, 90Fast と 45Slow, 45Slow と 90Slow の間に有意差を認めた。

すなわち、選択的筋疲労の影響と考えらえる変

表2 電気刺激前後の最大膝屈曲トルク (Nm)

刺激前	刺激後
42.5 ± 5.7	34.5 ± 6.7*

* : p<0.05 vs. 刺激前

表3 電気刺激前後の中央周波数 (MDF) (Hz)

	刺激前	刺激後
ST	86.7 ± 14.0	75.1 ± 14.6*
SM	125.3 ± 14.3	115.0 ± 17.3
BF	69.3 ± 14.7	70.7 ± 14.7

平均値 ± 標準偏差

ST : semitendinosus muscle

SM : semimembranosus muscle

BF : biceps femoris muscle

* : p<0.05 vs. 刺激前

化は FyMin でみられた。筋疲労前は 45Fast と 90Fast の間と、45Slow と 90Slow の間で有意差があったが、筋疲労後にはこの有意差は消失していた。

考 察

本研究では、選択的筋疲労介入を用いてカッティング動作中の内側ハムストリングの機能を明らかにするために、カッティング動作を ST への神経筋電気刺激前後に行った。その結果、全対象者 8 人で MVC 課題時の最大膝屈曲トルクが低下し、SubMVC 時の ST か SM どちらかの MDF が 5% 低下した。今回の筋疲労について、筋疲労前後で助走速度に差がなく、正しくカッティング動作を行っていたため、後述する床反力成分変化は内側ハムストリングの筋疲労によって引き起こされたと考える。したがって、本実験では動作課題に対して適切な内側ハムストリングの筋疲労であったと考える。MDF が 5% 低下した状態について関節トルクの結果から推測すると、本研究では全対象者 8 人の最大膝屈曲トルクは電気刺激後に約 19% 低下した。先行研究¹²⁾では、90 分間のサッカーの試合による筋疲労を想定した運動課題前後で等速性運動による最大膝屈曲トルクを計測し、運動課題後に最大膝屈曲トルクが約 19% 減少したことを報告した。本実験の内側ハムストリング単独の筋疲労とは厳密に比較することはできないが、筋疲労による最大膝屈曲トルクを目安とした

表4 カッティング動作時の床反力の変化 (N/WB)

	刺激前	刺激後
FxMax		
45Fast	0.72 ± 0.26	0.75 ± 0.27
90Fast	0.65 ± 0.29	0.62 ± 0.38
45Slow	0.56 ± 0.20	0.51 ± 0.16
90Slow	0.47 ± 0.19	0.47 ± 0.21
FyMin		
45Fast	-1.60 ± 0.38	-1.70 ± 0.30
90Fast	-2.01 ± 0.31	-1.83 ± 0.36
45Slow	-0.56 ± 0.21	-0.71 ± 0.34
90Slow	-0.90 ± 0.31	-0.90 ± 0.24
FxMax		
45Fast	0.18 ± 0.07	0.18 ± 0.09
90Fast	-0.07 ± 0.09	-0.60 ± 0.09
45Slow	0.15 ± 0.07	0.12 ± 0.06
90Slow	-0.10 ± 0.09	-0.08 ± 0.08

平均値 ± 標準偏差

FxMax : Fx 立脚期後半最大値 (方向転換の力)

FyMin : Fy 立脚期最小値 (減速の力)

FyMax : Fy 立脚期最大値 (加速の力)

45Fast : 4.0 ~ 5.5 m/s の助走速度で 45° カッティング動作

90Fast : 4.0 ~ 5.5 m/s の助走速度で 90° カッティング動作

45Slow : 2.0 ~ 3.5 m/s の助走速度で 45° カッティング動作

90Slow : 2.0 ~ 3.5 m/s の助走速度で 90° カッティング動作

参考情報として、本実験における筋疲労の程度はサッカーの試合後の運動量と同程度の筋疲労強度であることが推察できる。

筋疲労は力やパワーを生成する能力が低下した状態と定義されており¹³⁾、筋疲労時の筋電図変化は、SubMVC 時では筋電図振幅の二乗平均平方根は増加し、MDF は減少すると報告されている¹⁴⁾。Mesin ら¹⁵⁾ は、末梢性筋疲労は二乗平均平方根よりも MDF に代表される周波数解析から得られる変数のほうがより筋疲労状態を示す感度が高いと報告している。そのため、本研究では選択的筋疲労介入後に最大膝屈曲トルクが低下し、ST か SM の MDF が低下したものを選択的筋疲労が得られた対象として検討を行った。

選択的筋疲労介入前後での各床反力成分に対応のある t 検定を行った結果、筋疲労のみでは各床反力成分に有意差を認めなかった。その一方で、4つのカッティング動作方法の要因を加えて二元配置分散分析した結果、各床反力成分に変化が表れた。

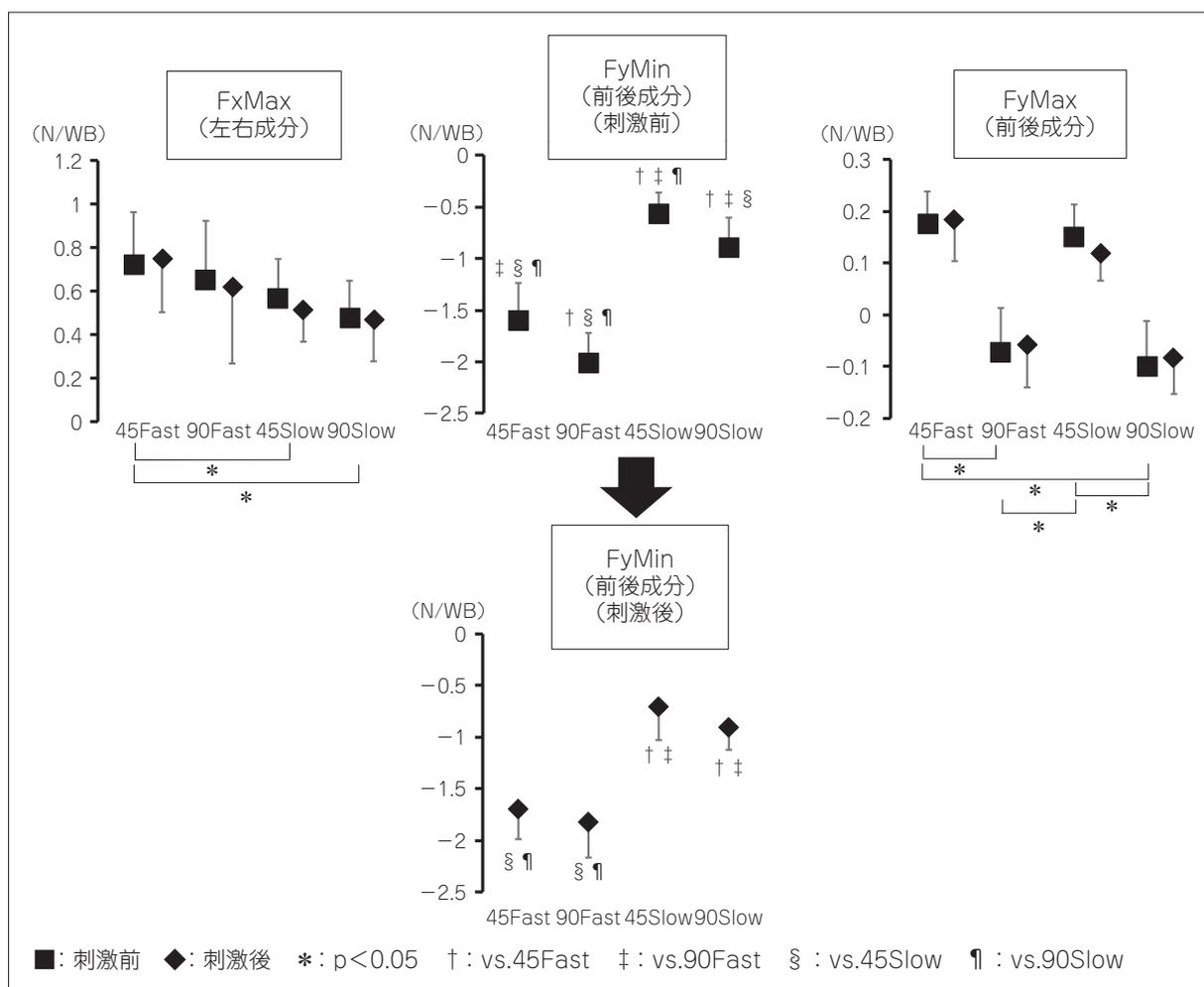


図2 カッティング動作時の床反力の変化

FyMinにおいて、刺激前は45Fast (†)と90Fast (‡)の間と、45Slow (§)と90Slow (¶)の間で有意差があったが、刺激後にはこの有意差は消失していた。

FxMax : 左右方向の立脚期後半最大値

FyMin : 前後方向の立脚期最小値

FyMax : 前後方向の立脚期最大値

45Fast : 4.0 ~ 5.5 m/s の助走速度で 45° カッティング動作

90Fast : 4.0 ~ 5.5 m/s の助走速度で 90° カッティング動作

45Slow : 2.0 ~ 3.5 m/s の助走速度で 45° カッティング動作

90Slow : 2.0 ~ 3.5 m/s の助走速度で 90° カッティング動作

二元配置分散分析した結果から、FyMin では交互作用があり、FxMax と FyMax についてはカッティング動作方法要因に主効果が認められた。つまり、今回着目した FxMax, FyMin, FyMax 全てにおいて、カッティング動作方法間において有意差が認められた。FxMax は方向転換の力であるが、45° において Slow の助走速度よりも Fast で高値となったことから、助走速度に依存すると考えられた。また、FyMin は減速の力であるが、筋疲労前には4種類のカッティング動作方法それぞれに統計学的な有意差が認められたので、カッ

ティング動作の方向転換角度と助走速度からそれぞれ影響を受ける可能性がある。さらに、FyMax は前方へ加速する力を表すが、同一助走速度間で有意差を認めたことから、方向転換角度に影響を受けることが考えられた。

本研究の目的であるカッティング動作時の内側ハムストリングの機能の影響と考えられる変化は FyMin でみられた。FyMin は筋疲労前では4種類のカッティング動作方法それぞれで有意差があった。しかし、筋疲労後には同一の助走速度で方向転換角度が異なる動作間で有意差がなかった

(45Fastと90Fast間, 45Slowと90Slow間). つまり, 方向転換角度の違いによって有意差のあった減速の力が, 内側ハムストリングの選択的筋疲労によって消失した. このことから, 内側ハムストリングはカッティング動作時の方向転換角度に応じて前後方向の減速成分をコントロールする機能があると考えた.

本研究の限界として, 被験者が8人と少なく, STへの神経筋電気刺激後のMDFの値もばらついていたことが挙げられる. 筋疲労の定義に関しては明確な基準はなく, 今回用いた定義についても筋疲労を誘発する方法や条件を含めて症例数を増やしたさらなる検討が必要である.

本研究は筆者らが渉猟し得た限り, カッティング動作時の内側ハムストリングの役割について検討した初めての研究である. 内側ハムストリングの新しい機能として, 方向転換角度に応じた減速のコントロールが考えられた. 内側ハムストリングの機能が低下するとカッティング動作時の方向コントロールに影響し, ACL損傷をはじめとしたスポーツ損傷のリスクが増大することが予想される. 逆に, カッティング動作を分析することで内側ハムストリングの機能を評価できる可能性がある. 内側ハムストリング腱を使用したACL再建術後では, この筋の機能低下が危惧される. 内側ハムストリングの機能評価やそのトレーニングはスポーツ損傷のリスクを下げ, カッティング動作を伴うスポーツパフォーマンスを向上させることにつながるだろう.

結 語

8人の健常者を対象に半腱様筋への選択的筋疲労介入前後のカッティング動作中の床反力を計測し, 内側ハムストリングの機能を調査した.

カッティング動作時の床反力成分について, 前後方向の最小値に交互作用が見られ, 筋疲労前は4種類のカッティング動作方法全てで差を認めた. 一方で, 筋疲労後には同一の助走速度で方向転換角度が異なる動作間で統計学的な差を認めなかった. 本結果から, 内側ハムストリングは方向転換角度に応じてカッティング動作時の減速をコントロールする機能を有することが推察された. 本研究で得られた知見は, カッティング動作が関係する下肢スポーツ障害における発生メカニズムの検討, カッティング動作の評価, 障害予防など

に有用となると考えられた.

利益相反

本論文に関連し, 開示すべき利益相反はなし.

文 献

- 1) Mclean SG, Lipfert SW, Bogert AJ, et al. Effect of gender and defensive opponent on the biomechanics of sidestep cutting. *Med Sci Sports Exerc.* 2004; 36: 1008-1016.
- 2) Merwe C, Shultz SP, Colborne GR, et al. The coordination patterns of the foot segments in relation to lateral ankle sprain injury mechanism during unanticipated changes of direction. *Foot.* 2020; 45: 101745.
- 3) Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athl Train.* 2002; 37: 80-84.
- 4) Renstrom P, Arms SW, Stanwyck TS, et al. Strain within anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. *Am J Sports Med.* 1986; 14: 83-87.
- 5) Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2005; 233: 492-501.
- 6) Kim AW, Rosen AM, Brander VA, et al. Selective muscle activation following electrical stimulation of the collateral ligaments of the human knee joint. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995; 76: 750-757.
- 7) Buchanan TS, Kim AW, Lloyd DG, et al. Selective muscle activation following rapid varus/valgus perturbations at the knee. *Med Sci Sports Exerc.* 1996; 28: 870-876.
- 8) 宮崎輝光, 青木信裕, 片寄正樹. 選択的筋疲労条件を用いた走行遊脚期後半におけるハムストリングの脚振り出し制動機能の探索. *理学療法科学.* 2017; 32: 639-643.
- 9) 黒後裕彦, 武田涼子, 藤澤宏幸, 他. 3次元動作解析装置・床反力計. In: 内山 靖 (編). 計測法入門〜計り方, 計る意味. 第1版. 東京: 協同医書出版; 157, 2001.
- 10) 青木信裕, 金子文成, 片寄正樹. 半腱様筋の選択的

- 筋疲労がハムストリング筋活動に及ぼす影響. 札幌保健科学雑誌. 2016; 5: 45-52.
- 11) Botter A, Oprandi G, Lanfranco F, et al. Atlas of the muscle motor points for the lower limb: Implications for electrical stimulation procedures and electrode positioning. *Eur J Appl Physiol.* 2011; 111: 2461-2471.
- 12) Cohen DD, Zhao B, Okwera B, et al. Angle-specific eccentric hamstring fatigue after simulated soccer. *Int J Sports Physiol Perform.* 2015; 10: 325-331.
- 13) An XC, Lee JH, Im S, et al. Anatomic localization of motor entry points and intramuscular nerve endings in the hamstring muscles. *Surg Radiol Anat.* 2010; 32: 529-537.
- 14) De Luca CJ. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng.* 1984; 11: 251-279.
- 15) Mesin L, Cescon C, Gazzoni M, et al. A bi-dimensional index for the selective assessment of myoelectric manifestations of peripheral and central muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009; 19: 851-863.
-
- (受付：2021年1月14日，受理：2022年2月14日)

Analysis of the Medial Hamstring Function in the Ground Reaction Force During the Cutting Maneuvers Under a Created Muscle Fatigue Condition

Yamatsu, K.^{*1}, Aoki, N.^{*2}, Katayose, M.^{*2}, Watanabe, K.^{*2}

^{*1} Graduate School of Health Sciences, Sapporo Medical University

^{*2} Second Division of Physical Therapy, School of Health Sciences, Sapporo Medical University

Key words: cutting maneuvers, ground reaction force, medial hamstring

[Abstract] This study was aimed to clarify the mechanical characteristics of the medial hamstring in the ground reaction force during cutting maneuvers under created muscle fatigue conditions.

Eight healthy adults were enrolled. Cutting maneuvers were performed before and after creating selective semitendinosus muscle fatigue. The torque and median frequency were analyzed with surface electromyography of voluntary contraction trials to evaluate selective muscle fatigue. Four types of cutting maneuvers that combined the cutting angle and the approach speed were performed. The propulsion component in the medial-lateral direction and the deceleration/propulsion component in the anterior-posterior direction were measured based on the value of the ground reaction force during cutting maneuvers, and these components were compared before and after muscle fatigue.

Selective muscle fatigue was induced in all participants in the medial hamstring. Differences were noted in the deceleration component of the ground reaction forces of these participants in an anterior-posterior direction with all four types of cutting maneuvers before muscle fatigue. However, there were no significant differences between the cutting maneuvers when the same approach speed and different cutting angles were used after muscle fatigue.

Our findings showed that depending on the cutting angle, the medial hamstring can control deceleration during cutting maneuvers.