

[原著]

## 下肢筋疲労が垂直跳びの着地動作に及ぼす影響

本 田 啓 太<sup>1)</sup>      安 永 裕 一<sup>2)</sup>  
浜 田 拳 伸<sup>1)</sup>      松 原 誠 仁<sup>3)</sup>

Effects of muscle fatigue in the lower limbs during landing motion of vertical jump.

Keita HONDA, Yuichi YASUNAGA, Kento HAMADA, Shigehito MATSUBARA

- 1 熊本保健科学大学大学院保健科学研究科
- 2 平成とうや病院
- 3 熊本保健科学大学

本研究の目的は、筋疲労前後における垂直跳びの着地動作について補償現象に着目した分析を行うことで、筋疲労後の着地動作の変容について明らかにすることであった。対象は、健康成人男性9名であり、3次元自動動作分析装置とフォースプラットフォームにて計測した身体分析点の3次元座標値および地面反力を用いて、筋疲労前後の跳躍高、床反力垂直成分の力積、関節トルク、関節角速度および関節トルクパワーを算出した。次いで、関節角速度と関節トルクの積により関節トルクパワーを算出した。さらに、関節トルクパワーを時間積分することによって力学的仕事を算出した。跳躍高および床反力垂直成分の力積を筋疲労前後で比較すると、筋疲労後の方が有意に低値を示した。また、筋疲労後の着地局面における下肢の負仕事（エネルギー吸収）は、負仕事増加群および負仕事減少群それぞれで有意に増加または減少した。以上のことから、筋疲労後の着地動作において、下肢各関節がエネルギー吸収能を高めることによって着地に伴う衝撃を吸収し、エネルギー産生能の低下を補償していたことが示唆された。

キーワード：筋疲労 着地動作 補償現象 負の仕事

### I. はじめに

筋疲労は、中枢からの信号により筋収縮が起こるまでの過程、エネルギー供給過程あるいは代謝産物除去過程のいずれかの過程の破綻によって生じるものと言われている<sup>1)</sup>。特に、高負荷な運動によって引き起こされる筋疲労は筋出力および収縮速度の低下といった可逆的なパフォーマンス低下を引き起こす<sup>2)</sup>。この可逆的なパフォーマンス低下が、スポーツ障害を引き起こす原因の1つとされており、筋疲労はアスリートにとって重要な問題である。

また、着地動作は、スポーツ場面において頻回に

行われる動作である。ACL損傷を引き起こした際の膝関節モーメントを算出した研究によると、着地直後に急激な膝外反モーメントが生じていたことが報告されている。したがって、着地動作はスポーツ外傷を発生する危険性がある動作であり、障害予防の知見を得るために多くの報告がなされている<sup>3)</sup>。

筋疲労後のリフティング動作について筋電図学的分析を行った報告では、動的な多関節運動において、疲労した姿勢筋が休止する間、他の姿勢協働筋の活動が増加して、疲労筋の作用を補うことが報告されており、この現象は補償現象と定義されているが<sup>4)</sup>、筋疲労後における垂直跳びの着地動作においても動

作の変容を最小限にするための補償現象が存在すると考えられる。

しかしながら、正常の状態よりもパフォーマンスが低下した状態である筋疲労後における着地動作に関する報告は少ない。

そこで、本研究では、筋疲労前後における垂直跳びの着地動作について補償現象に着目した分析を行うことで、筋疲労後のパフォーマンス低下を最小限にする動作の変容に関する基礎的知見を得ることを目的とした。

## II. 方法

### 2.1 被験者

被験者は、下肢傷害および障害の既往が無く、運動習慣の無い若年健常男性9名（年齢 $20.1 \pm 0.9$ 歳、身長 $1.69 \pm 0.04$ m、体重 $61.4 \pm 6.9$ kg）を無作為に抽出した。

本研究では、熊本保健科学大学倫理規定に従い被験者には実験に先立って研究目的、実験内容、データの取り扱いなどを説明し、危険や苦痛を感じた際には、自らの意思によって中止できることを伝え、協力の同意と署名を得た（疫24-9）。

### 2.2 実験手順

本研究では、垂直跳び動作を対象試技とした。初めに、最大努力での垂直跳び動作を行わせた。次いで、筋疲労前の膝関節伸展トルクを、BIODEX（SAKAImed社製、以下、BIODEX）を用いて計測し、筋疲労誘発プロトコル実施後に同様の手順で垂直跳び動作および膝関節伸展トルクを計測した。ここで、BIODEXを用いた膝関節伸展トルクの計測は、等尺性収縮で5秒間を3セット実施した。

### 2.3 疲労誘発プロトコル

課題試技には、スクワットジャンプを選択した。被験者には、指定された時間、地面に手をついてから高くジャンプをする動作を繰り返すように指示し、スクワットジャンプを4試行実施させた、1試行目から順に60、50、40および30秒間とした。各施行の間には60秒間の休憩時間を設定した（図1）。課題試技において、足尖離地が観察されなくなった状態を運動継続困難と定義し、運動継続困難となった場合に試技を終了した。

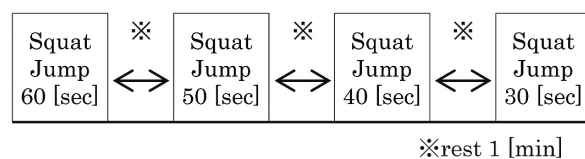


図1. 垂直跳び動作の分析区間

### 2.4 データ収集

標点座標の収集には、光学式3次元自動動作分析装置 EVaRT（Motion analysis社製）を使用した。カメラを6台使用し（サンプリング周波数100[Hz]）、対象試技である垂直跳び中の被験者の身体を取り囲むように約2.8[m]の高さで設置した。同時にカメラと同期した実験エリア中央に埋設した2台のフォースプラットフォーム（AMTI社製、サンプリング周波数100[Hz]）により被験者の左右下肢に作用する地面反力を計測した。

### 2.5 データ処理

本研究では、分析対象試技である垂直跳びにおいて地面反力に著明な変化がみられた着地局面を分析区間とした（図2）。本研究では、被験者間比較を行うために、着地時点から身体重心が最も低値を示した時点までを100%に規格化した。

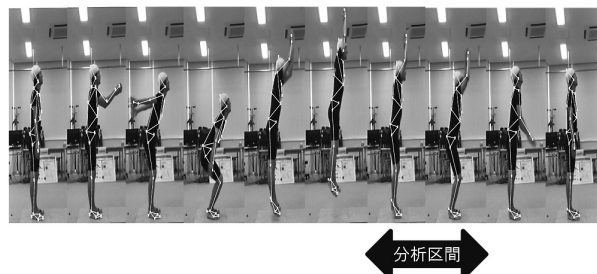


図2. 筋疲労誘発プロトコル

### 2.6 測定項目および測定方法

#### 2.6.1 反射マーカセットについて

運動学および運動力学的変数を算出する場合、複数の関節軸とセグメントを特定するために体表に多くの反射マーカを貼付する必要がある。ここで、セグメントとは、体節のことであり、本研究では足部、下腿、大腿および体幹のセグメントの3次元座標値を運動学および運動学的データの算出のために用いた。本研究では直径25mmのハードマーカ39個を用いることにより、被験者の身体部分係数に適した複数の関節軸とセグメントを正確に特定した。

## 2.6.2 跳躍高の推定

跳躍高の推定は、フォースプラットフォームによって計測した地面反力垂直成分から各跳躍における滞空時間を求め、以下の式 (1) により跳躍高を算出した<sup>5)</sup>。

$$Height_{max} = \frac{1}{8} g T^2 \quad (1)$$

ここで、 $T$  は滞空時間、 $g$  は重力加速度を示し、本研究では  $g=9.81$  とした。

## 2.6.3 力積

フォースプラットフォームによって計測された地面反力垂直成分を時間積分することで力積を算出した。ここで、地面反力とは身体が床面に作用した力の反作用力であり、地面反力垂直成分とは、身体が地面に対して垂直に加えた力の反作用である。力は、物体の質量と加速度の積によって求められることから、地面反力は、各セグメントの並進力の総和を示すものである。さらに、地面反力垂直成分の時間積分値は、分析区間において、地面から身体へ作用する力の総和を示すものである。つまり、地面反力垂直成分の時間積分値が増減することは、分析区間において身体へ作用する力の増減を意味するものである。

## 2.6.4 関節トルク

平滑化した身体分析点の 3 次元座標値を用いて、骨盤、左右の大腿、下腿および足部の身体各部分に移動座標系を定義した<sup>6)</sup>。移動座標系の各軸方向ベクトルを用いて各セグメントのオイラー角 (2), (3), (4) を算出し、次いで、各セグメントのオイラー角を数値微分することで、角速度を算出した<sup>6)</sup>。

$$\omega_{segment.x} = \dot{\psi} \sin\theta \sin\psi + \dot{\theta} \cos\psi \quad (2)$$

$$\omega_{segment.y} = \dot{\psi} \sin\theta \cos\psi - \dot{\theta} \sin\psi \quad (3)$$

$$\omega_{segment.z} = \dot{\psi} \cos\theta + \dot{\varphi} \quad (4)$$

ここで  $\theta$ ,  $\psi$ ,  $\varphi$  は、静止座標系 O-XYZ をそれぞれ Z 軸回りに角  $\psi$ , X' 軸回りに角  $\theta$ , Z' 軸回りに角  $\varphi$  回転させたときに、静止座標系が移動座標系 O-xyz に一致するような 3 次元回転角のことである。次いでセグメントの移動座標系軸と慣性主軸が一致すると仮定して、各セグメントの主慣性モーメントと移動座標軸回りの角速度を乗じることにより移動座標系回りの角運動量を算出し、座標変換行列を用いて静止座標系回りの角運動量に変換した。本

研究では、身体を足部、下腿、大腿からなる 3 次元剛体リンクにモデル化し、以下の手順で、逆動力学演算を行った。セグメント  $i$  がセグメント  $i+1$  から受ける関節力  $F_i$  は、以下の式 (5) により算出した。

$$F_i = F_{i-1} - m_i g k = m_i a_i \quad (5)$$

ここで、 $a_i$  はセグメント  $i$  の重心加速度、 $F_{i-1}$  はセグメント  $i$  がセグメント  $i-1$  に作用する関節力、 $m_i$  はセグメント  $i$  の質量、 $g$  は重力加速度、 $k$  は静止座標系の Z 軸方向の単位ベクトルを示す。セグメント  $i$  がセグメント  $i+1$  から受ける関節トルク  $T_i$  は以下の式 (6) によって算出した。

$$T_i = T_{i-1} + r_{i+1} \times F_i - r_{i-1} \times F_{i-1} = M_i \quad (6)$$

ここで、 $T_{i-1}$  はセグメント  $i$  がセグメント  $i-1$  に作用する関節トルク、 $r_{i+1}$ ,  $r_{i-1}$  はセグメント  $i$  の重心から近位端および遠位端への位置ベクトルを示す。また、 $M_i$  はセグメント  $i$  の重心回りの有効モーメントであり、静止座標系におけるセグメント重心回りの角運動量を時間で微分することによって算出した。ここで、有効モーメントとは、各セグメントの角加速度に依存するモーメントのことである。

また、足部については、足部から地面に作用するフリーモーメント  $M$  をフォースプラットフォームにより測定し、以下の運動方程式 (7) を用いた。ここで、フリーモーメントとは地面反力によって生じたモーメントのことで、鉛直軸回りのみに発生するものである。

$$T_f + r_f \times F_f - r_{f.g} \times F_g - M = M_f \quad (7)$$

ここで、 $F_f$ ,  $T_f$  は足部が下腿から受ける関節力および関節トルク、 $F_g$  は足部から地面に作用する力、 $r_f$  は足部の重心から近位端への位置ベクトル、 $r_{f.g}$  は足部の重心から地面反力の作用点への位置ベクトルを示す。次いで、得られた静止座標系における関節トルクを移動座標系における関節トルクに変換した。ここで、モーメントおよびトルクとは、物体がもつ回転力のことで、回転軸から力の作用点までの垂直距離であるモーメントアームと加わった力の乗算により算出される。本研究で算出された関節モーメントとは、拮抗する筋群によって生じた力の相対値であり、各関節の単関節筋群が発揮した筋力と等価であるため、動作時の発揮筋力を推定することができる。本研究では、関節トルクについて、股関節では伸展を正、膝関節では伸展を正、足関節では底屈を正とした。



### 2.6.5 関節トルクパワー、仕事

移動座標系の各軸方向ベクトルを用いて関節角度を算出し、時間微分したものを関節角速度とした。そして、関節角速度と関節トルクを乗じることにより関節トルクパワーを算出した。次いで、算出した関節トルクパワーを時間積分し、これを力学的仕事とした。ここで、関節トルクパワーとは筋の収縮様態を示す変数であり、正が求心性収縮を、負が遠心性収縮を意味する。さらに、正および負仕事とは、筋が産生および吸収したエネルギーの総和を示す。つまり、負仕事が増加することは、筋の遠心性収縮によって吸収されたエネルギーが増加したことを意味する。なお、本研究では、関節トルク、関節トルクパワーを被験者の身体質量 [kg] で除して示した。

### 2.6.6 support moment

逆動力学演算を行うことによって得られた下肢関節トルクを用いて、support moment を求めた<sup>7)</sup>。ここで、support moment とは、下肢各関節の伸展トルクの総和のことであり、身体に加わった外力、つまり地面反力に抗して動的姿勢を保持するために発揮された伸展筋力の総和のことである。本研究では、股関節、膝関節伸展および足関節底屈モーメントの総和を support moment とした。

### 2.7 統計処理

BIODEX により計測された膝関節伸展トルク、着地動作時の地面反力垂直成分の力積および負仕事において、筋疲労前後の差を調べるために対応のある t 検定を用いた。また、筋疲労前後における support moment と負仕事の関係を調べるためにピアソン相関係数を用いた。いずれも有意水準は 5 % 未満とした。

## Ⅲ. 結 果

### 3.1 膝関節伸展トルクおよび跳躍高

等尺性収縮での膝関節伸展トルクは、筋疲労前において  $3.36 \pm 0.41$  [Nm/kg]、筋疲労後では  $2.25 \pm 0.59$  [Nm/kg] であり、筋疲労後の方が有意に小さかった ( $p < 0.05$ , 図 3)。跳躍高は、筋疲労前において  $0.42 \pm 0.11$  [m]、筋疲労後では  $0.25 \pm 0.06$  [m] であり、筋疲労後の方が有意に小さかった ( $p < 0.01$ , 図 4)。

### 3.2 床反力垂直成分力積

床反力垂直成分は、筋疲労前において  $1.74 \pm 0.42$  [Ns/kg]、筋疲労後では  $1.36 \pm 0.31$  [Ns/kg] であり、筋疲労後の方が有意に小さかった ( $p < 0.05$ , 図 5)。

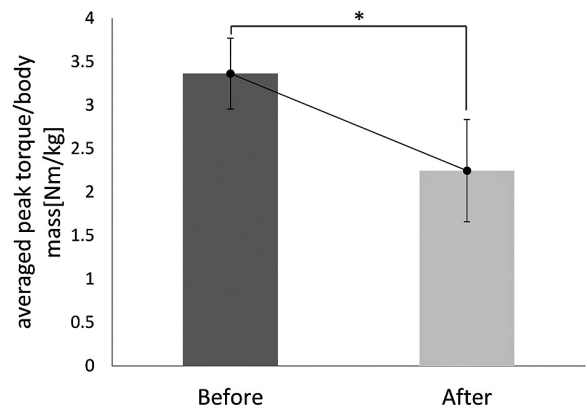


図 3. 筋疲労前後における膝関節伸展トルク

BIODEX を用いて等尺性収縮で計測された。筋疲労前後における膝関節伸展トルクの変化を平均値と標準偏差で示したものである。縦軸は体重で規格化した膝関節伸展トルクを示している (\*:  $p < 0.05$ )。

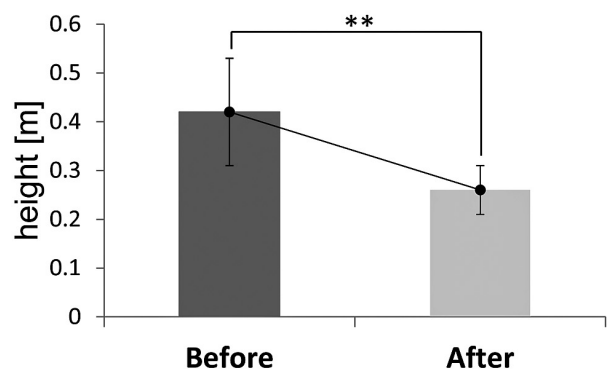


図 4 筋疲労前後における跳躍高

跳躍高の変化を平均値と標準偏差で示したものである。縦軸は跳躍高を示している (\*\*:  $p < 0.01$ )。

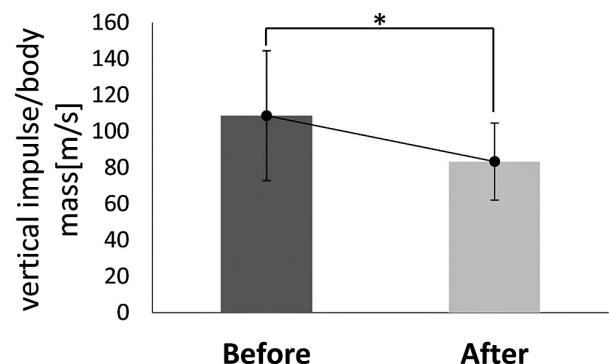


図 5. 筋疲労前後における床反力垂直成分の力積  
床反力垂直成分の力積を平均値と標準偏差で示したものである。縦軸は体重で規格化した床反力垂直成分を示している (\*:  $p < 0.05$ )。

### 3.3 下肢各関節の関節トルク、関節角速度および関節トルクパワー

#### 3.3.1 股関節

筋疲労前と筋疲労後を比較すると、股関節では時間および大きさに相違がみられた。

筋疲労前において屈曲伸展トルクは、最高到達点から30%付近まで伸展トルクを示した。その後55%付近の着地局面点まで屈曲トルクを示し、屈曲伸展

トルクを交互に発揮しながら着地直後の60%付近で屈曲トルク、80%付近で伸展トルクのピーク値を示した。そのとき角速度は屈曲方向を示した。屈曲伸展トルクパワーは、最高到達点から30%付近まで負のパワーを示し、着地後の60%付近で正のパワーがピーク値を示した。その後、パワーが正および負の方向へと交互に変化しながら80%付近で負のパワーがピークを示した。

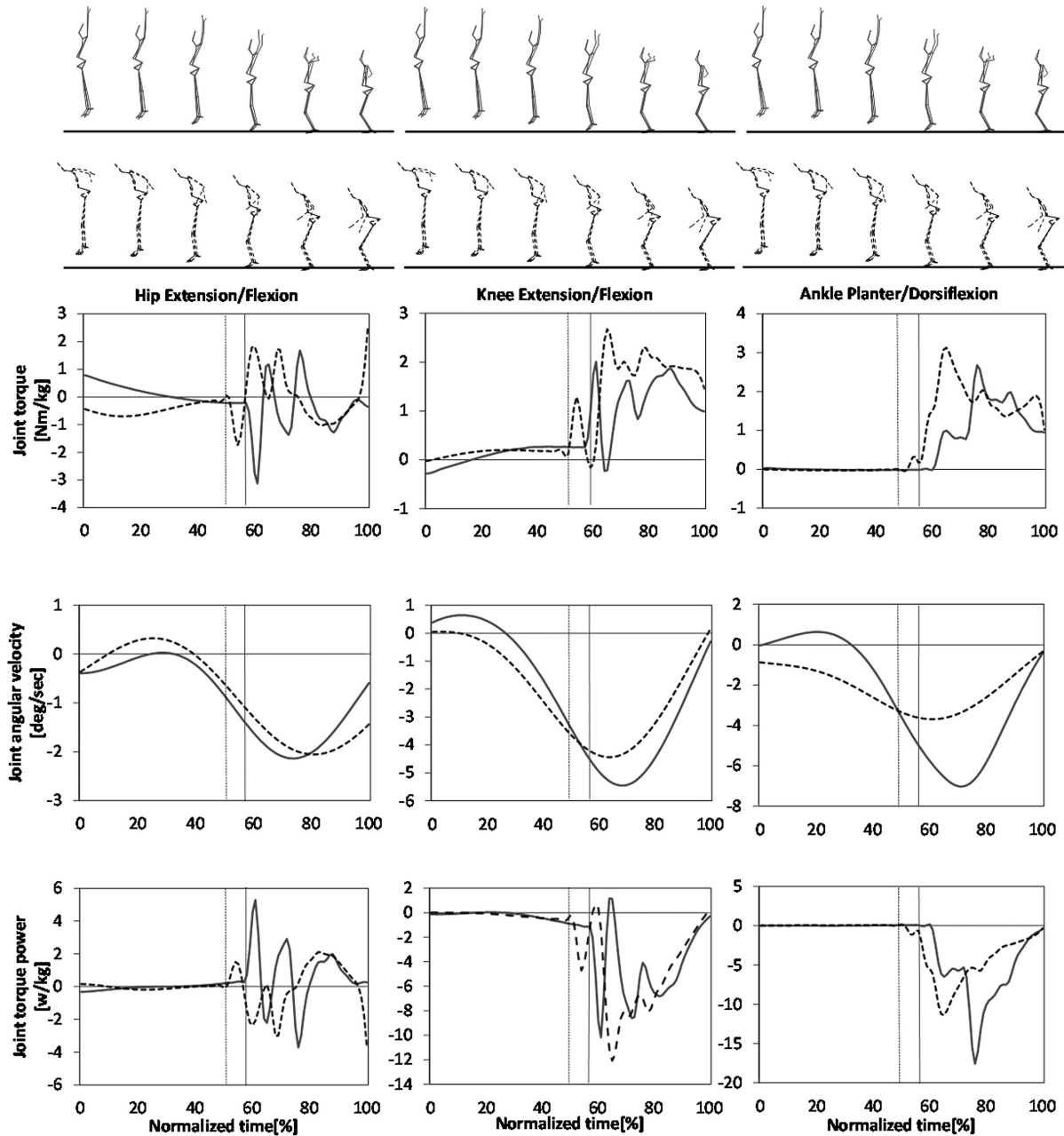


図6 垂直跳び着地動作における関節トルク、関節角速度および関節トルクパワー

上段から着地局面における下肢関節トルク、角速度、トルクパワーの変化の代表例を示したものである（実線：筋疲労前、破線：筋疲労後）。横軸は最高到達点から着地して沈み込みが最下端に到達するまでを100%として規格化した時間を示し、0%および100%の時点がそれぞれ最高到達点および沈み込みの最下端時点である。

筋疲労後の屈曲伸展トルクは、着地後の50%付近で伸展トルクを示すまで屈曲トルクを示し、55%付近で屈曲トルクのピーク値を示した。その後、屈曲伸展トルクを交互に発揮しながら100%付近で伸展トルクのピーク値を示した。角速度は、最高到達点から10%付近まで屈曲方向を示した後、40%付近まで伸展方向を示したが、再び40%以降は屈曲方向を示した。屈曲伸展トルクパワーは、最高到達点から10%付近まで正のパワーを示した後、40%付近まで負のパワーを示した。その後、パワーが正および負の方向へと交互に変化しながら85%付近で正のパワーが、100%付近では負のパワーがピーク値を示した（図6．左段）。

### 3.3.2 膝関節

膝関節においても同様に時間および大きさに相違がみられた。

筋疲労前において屈曲伸展トルクは、20%付近以降は伸展トルクを示し、65%付近では着地後の伸展トルクのピーク値を示した。角速度は最高到達点から25%付近まで伸展方向を示し、25%付近以降は屈曲方向を示した。屈曲伸展トルクパワーは、着地後の60%付近で負のパワーのピーク値を示し、65%付近で正のパワーのピーク値を示した。その後、75%および80%付近で再び大きな負のパワーを示した。

筋疲労後では、着地後の55%付近で大きな伸展トルクを、60%付近で屈曲トルクを示した。65%付近で伸展トルクのピーク値を示し、その後は大きな伸展トルクを示し続けた。角速度は10%および100%付近を除き屈曲方向を示した。屈曲伸展トルクパワーは、55%付近で大きな負のパワーを示し、60%

付近で正のパワーを示した。その後、再び65%付近で負のパワーのピーク値を示した（図6．中段）。

### 3.3.3 足関節

足関節において、筋疲労前後で時間および大きさに相違がみられた。

底屈背屈トルクは筋疲労前後ともに着地前においてわずかに背屈トルクを示した以外は、底屈トルクが有意であった。角速度は、筋疲労前は着地前の30%付近まで底屈方向を示したが、その後は背屈方向を示した。一方、筋疲労後は常に背屈方向を示した。屈曲伸展トルクパワーは、筋疲労前後ともに着地後に大きな負のパワーを示した。筋疲労前は80%付近、筋疲労後は65%付近においてピーク値を示した（図6．右段）。

## 3.4 仕事, support moment および負仕事の関係

負仕事は、筋疲労前において  $-7.21 \pm 3.41$  [J]、筋疲労後では  $-6.71 \pm 1.97$  [J] であり、群間に有意な差は認められなかった（図7．a）。そこで被験者9名のうち、4名が筋疲労後に負仕事が増加を示し、5名が減少する傾向であったため、これらをそれぞれ負仕事増加群、負仕事減少群とした。負仕事増加群における負仕事は筋疲労前において  $-4.08 \pm 1.68$  [J]、筋疲労後では  $-6.47 \pm 2.17$  [J] であり、筋疲労後が有意に大きかった ( $p < 0.05$ , 図7．b)。一方、負仕事減少群における負仕事は筋疲労前において  $-9.71 \pm 1.91$  [J]、筋疲労後では  $-6.90 \pm 2.02$  [J] であり、筋疲労後が有意に小さかった ( $p < 0.005$ , 図7．c)。また、support moment と負仕事の間には有意な負の相関がみられた ( $r = -0.78$ ,  $p < 0.05$ , 図8)。

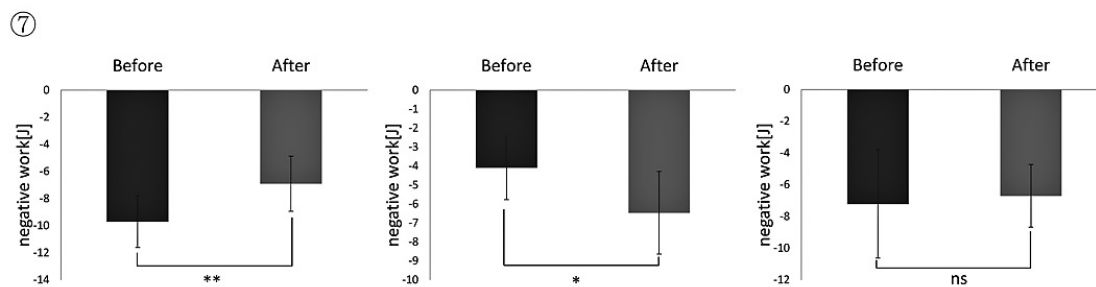


図7．垂直跳び着地動作における負仕事

a) 全被験者での比較, b) 負仕事増加群での比較, c) 負仕事減少群での比較

筋疲労前後における負仕事の変化を2群の平均値と標準偏差で示したものである。縦軸は着地動作の際に生じた負のパワーを時間積分した負仕事を示している (\* :  $p < 0.05$ , \*\* :  $p < 0.01$ )。



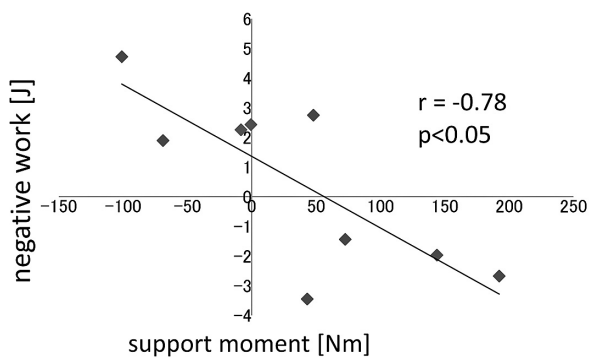


図 8. 負仕事と support moment の相関関係

筋疲労前後の負仕事と support moment の相関関係を示したものである。縦軸は負仕事の筋疲労前後での差を、横軸は support moment の筋疲労前後での差を示している ( $r = -0.78$ ,  $p < 0.05$ )。

#### IV. 考 察

##### 4.1 筋疲労誘発プロトコルについて

膝関節伸展トルクおよび跳躍高は筋疲労後の方が筋疲労前より小さかった。このことは、筋疲労誘発プロトコルによって膝関節伸展筋群および跳躍動作時にトルクを発揮する筋群に筋疲労が生じていたことを示しており、本研究で設定した筋疲労誘発プロトコルは有効であったことを示唆する。

##### 4.2 筋疲労後における床反力垂直成分の力積の変化について

筋疲労後では、床反力垂直成分の力積が、筋疲労前と比較すると小さい結果を示した。筋疲労後の力積が減少した最も大きな要因に床反力垂直成分の減少、すなわち身体重心加速度鉛直成分の減少または跳躍高の減少が考えられる。したがって、筋疲労後において身体重心加速度鉛直成分を減少させるような動作の変容が出現したことが考えられた。

##### 4.3 筋疲労後の負仕事の変化とその要因

筋疲労後の着地動作において、地面反力垂直成分の力積が減少したことから、筋疲労後の着地動作は、筋疲労前とは異なる動作パターンとなったこと、つまり疲労筋に対して補償現象が生じたことが考えられた。地面反力垂直成分の力積の減少、つまり身体に加わる衝撃力が減少した要因を明らかにするため、筋によって行われたエネルギー吸収能の指標となる負仕事に着目した。全被験者における負仕事を筋疲

筋前後で比較すると、有意な差がみられなかった。しかしながら、筋疲労前より筋疲労後に負仕事が高値を示した負仕事増加群および筋疲労前よりも筋疲労後に負仕事が低値を示した負仕事減少群に分類すると、それぞれ筋疲労後に負仕事が有意に増加または減少を示した。このことから、筋疲労後の着地動作において、負仕事増加群では筋の遠心性収縮によるエネルギー吸収能を増加させることで身体に作用する衝撃力を制御していたこと、負仕事減少群では筋の求心性収縮によるエネルギー産生能を増加させることで身体に作用する衝撃力を制御していたことが示唆された。

着地動作における下肢関節角速度は屈曲方向を示した。力学的仕事は、関節トルクと関節角速度の積で求められ、下肢関節が負仕事をするためには関節トルクパワーが負を示すこと、つまり関節角速度が屈曲方向（負）である場合、下肢関節は伸展トルク（正）を発揮しなければならない。したがって、負仕事増加群のエネルギー吸収能が増加したことは、下肢関節伸展トルクが増加したことを示している。一方で、負仕事減少群のエネルギー産生能が増加したことは、下肢関節伸展トルクが減少したことを示している。そこで、下肢関節伸展トルクの総和である support moment と負仕事の関係を検討した結果、筋疲労前後では有意な負の相関関係を示した。このことから、下肢関節伸展トルクが負仕事増加群と負仕事減少群に分類できる決定要因の1つであることが示唆された。

負仕事増加群は、身体に加わる衝撃力を吸収することで着地動作の制御を行っていた。一方で、負仕事減少群の着地動作は、身体に加わる衝撃力を吸収することなく行われていた。したがって、負仕事減少群の着地動作は、筋疲労前とは全く異なる制御パターンであったことが考えられる。吉田らによると、地面反力が生成したモーメントに対抗して下肢の各関節がモーメントを発揮するとされており<sup>7)</sup>、関節トルクは、地面反力によって決定される。つまり、負仕事減少群が着地動作を制御することができた要因として、関節トルクの大きさを決定する因子であるモーメントアームを短くしたことが考えられる。モーメントアームを短くするためには、下肢各関節の回転軸から地面反力の作用線までの距離を短くする必要がある。地面反力は、身体各セグメントの質量とその加速度によって決定されることから、身体

の中で最も質量が大きい体幹を制御するとされる股関節周りの筋群<sup>7)</sup>が下肢各関節の伸展トルクを変化させる一因となることが示唆された。

以上のことから、筋疲労後の着地動作は、負仕事増加群および負仕事減少群のそれぞれで異なった補償現象によって制御されることが示唆された。負仕事増加群では、筋によるエネルギー吸収能を増加させることで着地動作を制御し、負仕事減少群では、モーメントアームを短くすることで下肢各関節の伸展トルクを減少させ、着地動作の制御を行っていたと考えられた。これらの補償現象が筋疲労後の着地動作を制御していたと考えられた。

本研究では、筋疲労後における身体重心加速度鉛直成分の減少の要因が動作の変容によるものなのか、跳躍高の減少によるものなのかが明らかにされなかった。今後は、課題をドロップジャンプにすることによって、跳躍高の相違が身体重心加速度鉛直成分に及ぼす影響を取り除く必要があると考える。また、下肢のみではなく、体幹が筋疲労後の着地動作の制御に及ぼす影響に関して詳細に検討する必要がある。

## V. 結 論

本研究では、筋疲労後の着地動作において出現する補償現象を明らかにするために、力学的仕事の変化とその要因に着目して検討した。本研究で得られた知見をまとめると以下ようになる。

- (1) 筋疲労後の着地動作は、下肢各関節筋群による負仕事が増加または減少する2群に分類される。
- (2) 負仕事の増減の要因として、下肢伸展筋群の発揮トルクの増減が関与する。
- (3) 負仕事増加群は、筋によるエネルギー吸収能を高める補償現象によって、負仕事減少群は、モーメントアームを短くすることによって下肢伸展トルクを小さくする補償現象によって着地動作の制御を行う。

以上のことから、筋疲労後の着地動作におけるパ

フォーマンス低下を最小限にする動作の変容に関する基礎的知見を得たことになると言えるであろう。

また、着地動作によって生じる障害を予防するためには、身体へ加わる外力を小さくする必要がある。本研究では、筋疲労後の着地動作における身体へ加わる衝撃力を小さくする補償現象が明らかになった。このことから、着地動作によって生じる障害を予防するためのトレーニング法考案に寄与することができたと考えられた。

## 文 献

- 1) 吉岡利忠, 後藤勝正: 筋力をデザインする. 石井直方編, 杏林書院, pp108-122, 2003
- 2) 藤村鉄平, 北湯口純, 大道等: 下肢疲労時におけるインサイドキックの「踏み込み力」. 体力科学, 52: pp225, 2003
- 3) 小笠原一生, 古賀英之, 中前敦雄 他: ビデオ解析による非接触型前十字靱帯および内側側副靱帯損傷時の膝モーメント推定と受傷メカニズムの物理的考察. 日本臨床スポーツ医学会誌, 21: pp131-141, 2013
- 4) 伊藤太郎, 南本裕介, 渡邊完児: 投球動作時の姿勢筋の疲労回復に伴う姿勢協同筋の経時的変化. 大阪体育学研究, pp48: 107-113, 2010
- 5) 金高宏文: 垂直跳の測定方法についての分析 - タッチ式と滞空時間式による跳躍高の違い. スポーツトレーニング科学, 2: pp43-44, 1998
- 6) L. Vaughan, L. Davis, C. O'Connor et al.: Dynamics of human gait. Human kinetics publishers 2nd ED, pp89-106, 1992
- 7) DAVID A. WINTER: OVERALL PRINCIPLE OF LOWER LIMB SUPPORT DURING STANCE PHASE OF GAIT. Journal of Biomechanics 13: 923-7, 1980
- 8) 吉田康行, 丸山剛生: ドロップ着地動作における関節モーメントによる回転安定性の姿勢制御. スポーツ産業学研究14 (2): pp12-23, 2004

(平成26年1月31日受理)



## Effects of muscle fatigue in the lower limbs during landing motion of vertical jump.

Keita HONDA, Yuichi YASUNAGA, Kento HAMADA,  
Shigehito MATSUBARA

The purpose of this study was to investigate difference in muscle function and movement change during vertical jump between before and after muscle fatigue with a view to determine muscle compensation to minimize the performance decrease in lower limbs. The landing motion of 9 subjects was analyzed. Three dimensional coordinates of 39 reflective markers attached to subjects to measure correctly were obtained with 6 cameras operating at 100Hz, which was synchronized with two force platforms. Each subject's kinematics and kinetics of lower limbs were calculated. As a result, vertical impulse during landing motion after muscle fatigue was reduced than that of before. And, negative work in lower limbs after muscle fatigue was classified as increased group and that of decreased. In addition, our study showed that there was a relationship between negative work and support moment. These results suggested that landing motion after muscle fatigue was classified as two patterns, which reveal one of fundamental knowledge in prevention of injury.