

着地動作および着地からのジャンプにおける 下肢・体幹の筋活動のコーディネーション

Coordination of activities of lower limb and trunk muscles during landing and landing to jump

飯田 祥明 (東京大学大学院総合文化研究科)
深代 千之 (東京大学大学院総合文化研究科)

稲葉 優希 (東京大学大学院総合文化研究科)
金久 博昭 (東京大学大学院総合文化研究科)

I 緒言

着地から静止あるいはジャンプという動作は、様々なスポーツにおいて数多くみられる。これらの動作を用いた先行研究には、床反力や下肢の関節角度に加え、下肢の筋活動に着目したものが多く (Santello et al., 1998; Kellis et al., 2007; Bobbert et al., 1987; Walsh et al., 2004; Hoffrén et al., 2007)。例えば Santello et al. (1998) は、着地動作における下腿筋放電の振幅およびタイミングが落下高の変化によって影響されることを報告し、Hoffrén et al. (2007) は、ドロップジャンプ中の下腿の筋活動、足関節角度および床反力の測定結果に基づき、足関節スティフネスと跳躍高との間に正の相関関係があると述べている。また、着地動作中に大腿四頭筋とハムストリングスには共収縮が観察され、これは膝関節の安定性を高めるという指摘 (Kellis et al., 2007; Urabe et al., 2005) もある。さらに Bobbert et al. (1987) は、ドロップジャンプの動作様式が床反力、ならびに下肢の関節角度、関節トルク、および筋活動に影響を与えることを示し、Eloranta (1997) はバランスを取る必要のない状態のドロップジャンプでは、下肢伸展時の筋活動のピークが大腿から下腿の順で起こり、この現象は力の伝達に貢献していると報告している。

また、上記の動作課題については、体幹の筋群の活動に着目した研究もいくつかなされてきた (Kulas et al., 2006; Blackburn et al., 2008; Vanrenterghem et al., 2008)。その中で着地動作時の体幹部筋活動を観察した Kulas et al. (2006) は、体幹部は身体質量の約 60% を占める (LeVeau, 1962) ことから、その位置や運動は着地時の床反力に影響を及ぼすと指摘している。また、Vanrenterghem et al. (2008) は、体幹の矢状面上での傾きが、スクワットジャンプ時の股関節および膝関節トルクならびに跳躍高に影響を与えると報告し、Blackburn et al. (2008) は着地時の体幹の屈曲角度の増加は、股関節および膝関節の最大屈曲角度を増大させることを明らかにしている。これら一連の報

告は、着地動作あるいは着地からのジャンプ動作を目的的に行うためには、下肢のみならず体幹の筋活動も重要な役割を果たしていることを示唆するものに他ならない。

着地および着地からのジャンプのような全身運動では、動作目的に応じた下肢および体幹筋群の活動の coordination (コーディネーション) が必要不可欠であると考えられ、その実態は着地時の姿勢および衝撃の強さ、ならびに着地後のジャンプパフォーマンスに影響を及ぼすと推測される。しかしながら、上記に引用した先行研究のほとんどは、課題動作中の下肢あるいは体幹のいずれかの筋活動や動きに着目したものにすぎず、両セグメントの筋活動と動きを捉え、それらと着地時の衝撃あるいは着地後のジャンプパフォーマンスとの関係について検討した例はない。そこで本研究では、着地および着地からのジャンプにおける下肢および体幹の筋電図およびキネマティックデータ、ならびに着地時の地面反力および着地からジャンプ動作に移行した際の跳躍高の分析結果に基づき、両動作課題実施中の下肢および体幹の筋活動のコーディネーションについて検討することを目的とした。

II 方法

1. 被験者

健康な成人男性 18 名 (年齢: 25.2 ± 2.3 歳, 身長: 174.3 ± 6.0 cm, 体重: 68.4 ± 9.9 kg, 平均値 \pm 標準偏差) が、被験者として本研究に参加した。実験の実施に先立ち、被験者には本研究の目的、実施内容、測定に伴う危険性について説明し、被験者から書面にて実験参加の同意を得た。本研究は東京大学大学院総合文化研究科・教養学部「ヒトを対象とした実験研究に関する倫理審査委員会」の承認を得たうえで実施した。

2. 実験の概要

本研究では、床反力計の端からの距離 20cm に設置し

た高さ 35cm の台からの着地動作 (landing: LAND) および着地からのジャンプ (landing to jump: L-J) の 2 種類の試行を被験者に課した。両試行に共通し、被験者には裸足で、手を腰に当て左足支持の状態から落下し両足で着地すること、そして視線は常に前方のマーカに置くことを指示した。また、LAND 試行では、できる限り衝撃を緩衝することを、L-J 試行では、できる限り高く跳躍することを、それぞれ課題実施の条件とした。各試行の実施順序はランダムとし、試行間に十分な休息をはさみ、各課題について 10 回ずつ計 20 回実施した。

3. キネマティック、キネティックおよび筋活動データの取得

課題動作の遂行中、3次元動作解析システム (Motion Analysis Corp.) を用いてキネマティックデータを、床反力計 (Kistler) によって地面反力データを、さらに表面筋電計 (日本光電) によって下肢および体幹の筋電図データを取得した。各データのサンプリング周波数は、キネマティックデータが 200Hz、床反力および筋電図データは 1000Hz とした。3次元動作解析システムによる計測では、頭頂部、前頭部、後頭部、右肩甲骨下、左右肩峰、左右肘頭、左右手茎状突起、左右大転子、左右膝関節中心、左右足関節中心、左右踵骨後部、左右第三中足骨遠位端の各箇所、計 20 カ所に反射マーカを貼付した。なお本研究では、課題動作中の関節角度を図 1 に示すように定義した。

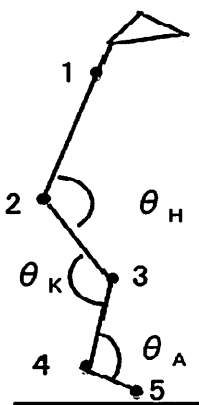


図 1 : 関節角度定義
1 : 右肩峰 2 : 右大転子
3 : 右膝関節中心
4 : 右足関節中心
5 : 右第三中足骨遠位端
 θ_H : 股関節角度
 θ_K : 膝関節角度
 θ_A : 足関節角度

筋電図は、腹直筋 (RA)、外腹斜筋 (EO)、脊柱起立筋 (ES)、大殿筋 (Gmax)、大腿二頭筋 (BF)、大腿直筋 (RF)、外側広筋 (VL)、腓腹筋内側頭 (MG)、ヒラメ筋 (SOL)、前脛骨筋 (TA) の各筋について、身体右側より導出した。なお RA および ES に対する電極の貼付位置は、それぞれ臍の右側方約 2cm 付近および第 3 腰椎部側方約 2cm 付近とした。計測に先立ち、電極貼付部を除毛し、アルコール綿で拭拭することで電極間抵抗を落とした。電極は筋腹部に貼付 (電極間距離 20mm) し、アース電極は脛骨粗面に貼付した。また LAND および L-J 中の被験筋の筋放電量を規格化するために、課題試行の実施に先立ち、各筋の等尺性最大随意収縮 (MVC) 時の筋電図を得るための測定を次に示す方法により実施した。まず、SOL および MG

に関しては、両肩に垂直下方への負荷をかけ、カーフレイズの姿勢での MVC を被験者に課した。その他の筋に関しては、徒手筋力検査法 (Helen & Jacqueline, 2003) を参考に、被験筋の遠位端への徒手抵抗を与え、これに対抗する形で被験者に MVC を行わせた。その際の被験者の姿勢および各関節角度は次のように規定した。まず、RA および EO については、股関節約 120° (完全伸展時: 180°)、膝関節屈曲約 90° (完全伸展時: 180°)、足関節約 120° (解剖学的肢位時: 90°) での仰臥位股関節屈曲動作を、ES については股関節約 200° 、膝関節約 180° 、足関節約 120° での腹臥位股関節伸展動作をそれぞれ実施した。Gmax および BF については股関節約 200° 、膝関節約 180° 、足関節約 90° での立位股関節伸展動作を、RF については股関節屈曲約 90° 、膝関節屈曲約 90° 、足関節底屈約 90° での座位股関節屈曲動作を、VL に関しては股関節屈曲約 120° 、膝関節屈曲約 180° 、足関節底屈約 90° での座位膝関節伸展動作をそれぞれ実施した。TA に関しては股関節屈曲約 180° 、膝関節屈曲約 180° 、足関節底屈約 90° での立位足関節背屈動作を実施した。MVC 試行は各筋 2 試行ずつ実施し、1 試行 3 秒間とした。2 試行の筋電図を全波整流した後、それぞれの試行について 1 秒間の筋放電量が最大となる区間を選別し、その区間における筋放電量の平均値を算出した。2 試行のなかで、より高値を示した試行の値を MVC 時の筋放電量 (EMG_{MVC}) として採用した。

4. データ解析

データの解析に先立ち、接地中の膝関節最小角度を基準として分析に採用する試行を選別した。まず LAND および L-J の各 10 試行について、膝関節最小角度を算出した。そして膝関節最小角度における LAND と L-J の平均値間の差が $\pm 5^\circ$ の範囲に収まり、LAND および L-J それぞれにおいて、分散が最も小さくなる 5 試行を選別し分析の対象とした。また各測定変数の代表値は、選別した 5 試行の測定変数を加算平均することによって算出した。

3次元動作解析システムによって得たデータをもとに、身体重心位置 (CoM)、ならびに股関節、膝関節、足関節の各角度 (HIP_{angle} , $KNEE_{angle}$, $ANKLE_{angle}$) および角速度 (HIP_{angle_v} , $KNEE_{angle_v}$, $ANKLE_{angle_v}$) を算出した (Winter, 2004)。L-J 時の跳躍高は離地時の重心上昇速度から算出した ($H=v^2/2g$: H =跳躍高, v =離地時の重心上昇速度, g =重力加速度)。床反力データをもとに、垂直床反力 (F_z) および接地時間を算出した。各筋活動データは、全波整流を行った後に、各筋の EMG_{MVC} により規格化 ($\%EMG_{MVC}$) した。

本研究では、時系列データの分析に際し、先行研究 (Kellis et al., 2003; Kulas et al., 2006) にならない、動作を接地の 100ms 前から接地まで (PRE 局面)、接地から 100ms

後まで (ABSORPTION局面)、接地100ms後からCoMが最下点に達するまで (BRAKING局面)、重心が上昇し始めて離地するまで (PROPULSION局面、L-J試行のみ)の4局面に分けた (図2)。キネマティクス、キネティクス、筋電図の各時系列データは、局面毎に解析ソフト (MATLAB: The MathWorks社) の補間関数 (interp1) により全被験者のデータを揃え、18名分を平均処理した値により示した。筋電図データから、各局面の%EMGMVC平均値を算出した。さらに、床反力データから、着地直後の衝撃の大きさを表す衝撃緩衝指標を算出した。衝撃緩衝指標はABSORPTION局面のFzピーク値を各被験者の体重で除すことで求めた (Decker et al., 2003; Zhang et al., 2000)。

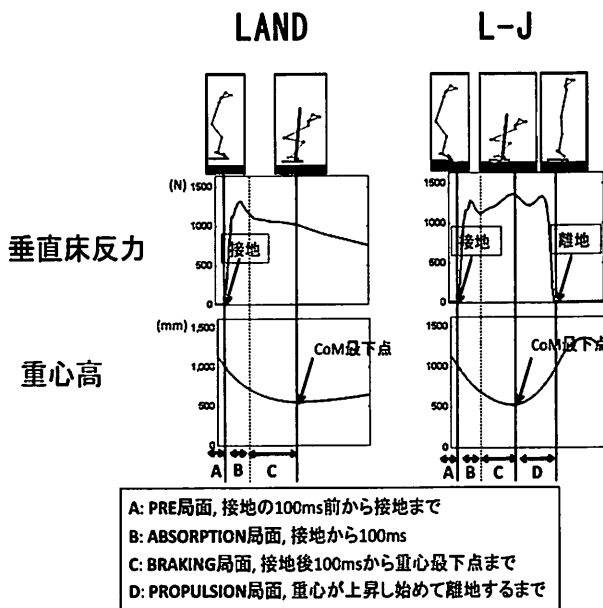


図2 分析局面

5. 統計処理

測定値の基本統計量は平均値 ± 標準偏差 (S.D.) により表した。同一の関節角度および被験筋における試行間の比較には、対応のあるt検定を用いた。跳躍高および衝撃緩衝指標とその他の測定結果との相関関係は、Pearsonの相関係数 (r) により検討した。なお、相関関係の分析に際し、平均値 ± 3*S.D. 範囲外の測定変数は外れ値として除去し (出村, 2007)、分析の対象とした測定変数の個数は該当する図の中に示した。いずれの検定においても有意水準は5%以下とした。

III 結果

各局面の所要時間は、LANDのBRAKING局面が 302.6 ± 78.5 ms、L-JのBRAKING局面とPROPULSION局面がそれぞれ 251.4 ± 60.8 ms および 326.0 ± 59.3 ms

であり、接地時間は 677.4 ± 113.4 msであった。ABSORPTION局面におけるFzのピーク値に、LAND (1818.8 ± 395.4 N)とL-J (1861.5 ± 498.2 N)との間で有意な差は認められなかった。両課題動作における接地時および重心最下点時の下肢関節角度平均値を表1に示した。接地時の股関節および膝関節、ならびに重心最下点時の股関節の各角度は、L-JよりLANDの方が有意に大きな値であった。

表1 関節角度平均値データ

	LAND	L-J
接地時関節角度(deg)		
HIP _{angle}	147.8 ± 8.2	143.6 ± 8.3 **
KNEE _{angle}	152.5 ± 6.2	150.5 ± 7.2 **
ANKLE _{angle}	119.0 ± 7.1	118.4 ± 6.1
CoM最下点時関節角度(deg)		
HIP _{angle}	68.6 ± 13.8	61.3 ± 11.4 **
KNEE _{angle}	73.0 ± 7.7	73.1 ± 8.9
ANKLE _{angle}	64.1 ± 4.4	63.8 ± 4.6

** : p < 0.01

図3に両動作におけるキネマティクスおよび垂直床反力の時系列データを示した。関節角度時系列変化についてみると、まず両動作のABSORPTION局面およびBRAKING局面では、足関節から膝関節および股関節の順で屈曲 (足関節は背屈) が、PROPULSION局面では、逆に股関節、膝関節、足関節の順で伸展 (足関節は底屈) が生じた。また両動作において、ABSORPTION局面およびBRAKING局面で屈曲 (足関節は背屈) 角速度が股関節、膝関節、足関節の順に増加し、PROPULSION局面では伸展 (足関節は底屈) 角速度が股関節、膝関節、足関節の順に増加した。

図4に筋電図の時系列データ (18名分の平均) を示した。まず、両課題動作の%EMGMVCについてみると、ESはPRE局面よりABSORPTION局面で、RAおよびEOはABSORPTION局面よりPRE局面でそれぞれ高値を示し、両局面においてRAおよびEOはESと逆位相の変化を示した (図4-a)。L-JのPROPULSION局面においては、RAおよびEOは前半部より後半部で、ESは後半部より前半部でそれぞれ高い%EMGMVCを示し、RAおよびEOの%EMGMVCはESのそれと逆位相で変化した。LANDにおけるGmax、BF、RFおよびVLの各%EMGMVCは、ABSORPTION局面で増加、BRAKING局面で緩やかな減少を示し、同位相で変化した (図4-b)。またL-JのBRAKING局面およびPROPULSION局面において、股関節の伸展筋 (Gmax, BF) と屈曲筋 (RF)、ならびに膝関節の伸展筋 (RF, VL) と屈曲筋 (BF) の各%EMGMVCは同位相で変化した。さらにTAの%EMGMVCは、L-Jの

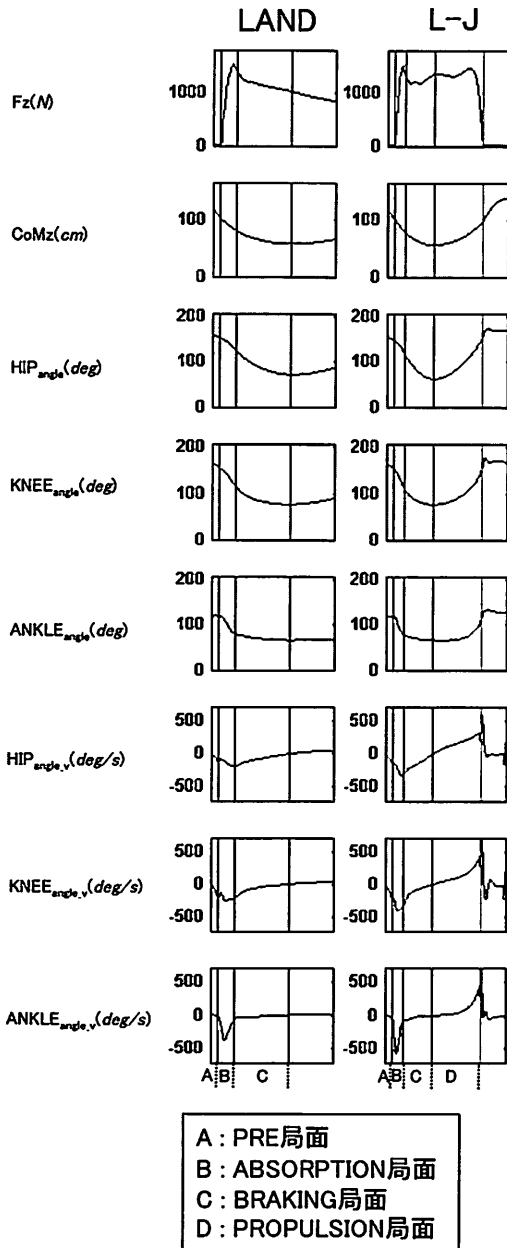


図3 床反力およびキネマティクス時系列データ

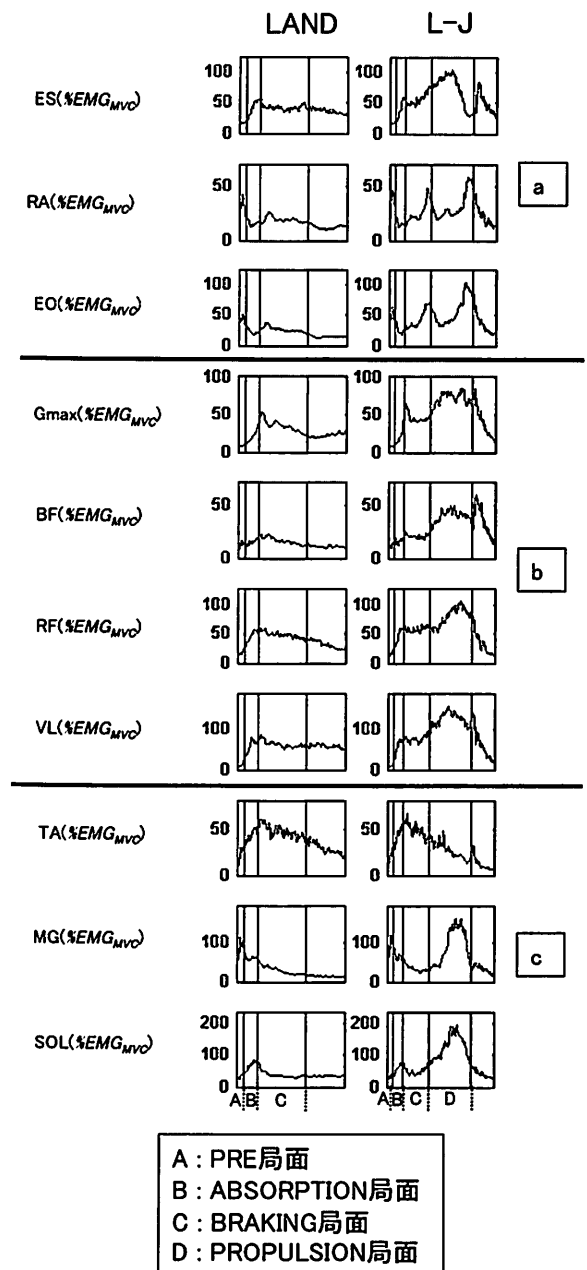


図4 体幹および下肢の筋電図時系列データ

PROPULSION局面より両課題動作の ABSORPTION局面およびBRAKING局面で高く、逆にMGおよびSOLの%EMGMVCは、両課題動作のABSORPTIONおよびBRAKING局面よりL-JのPROPULSION局面で高値を示し、ABSORPTIONからPROPULSIONの一連の局面において、TAはMGおよびSOLの両筋と逆位相の活動を示した(図4c)。

図5は、PROPULSION局面以外の局面における%EMGMVCについて、LANDとL-Jとを比較したものである。L-J時の%EMGMVCは、PRE局面においてRFおよびEOが、ABSORPTION局面においてRFおよびVL

が、BRAKING局面においてTAを除く9筋がそれぞれLAND時よりも有意に高い値を示した。

本研究では着地時の測定変数と跳躍高との関係を明らかにするため、L-Jにおける衝撃緩衝指標、接地時の関節角度、下肢関節最小角度、ならびに各筋のPRE局面、ABSORPTION局面およびBRAKING局面の%EMGMVCと跳躍高との相関関係を検討した。その結果、衝撃緩衝指標(ABSORPTION局面におけるFzピーク値(N)/体重(N))と跳躍高との間に有意な負の相関関係が認められた($r=-0.539$, $p<0.05$, 図6-a)。また、衝撃緩衝指標はPRE局面におけるMG(図6-b)およびES

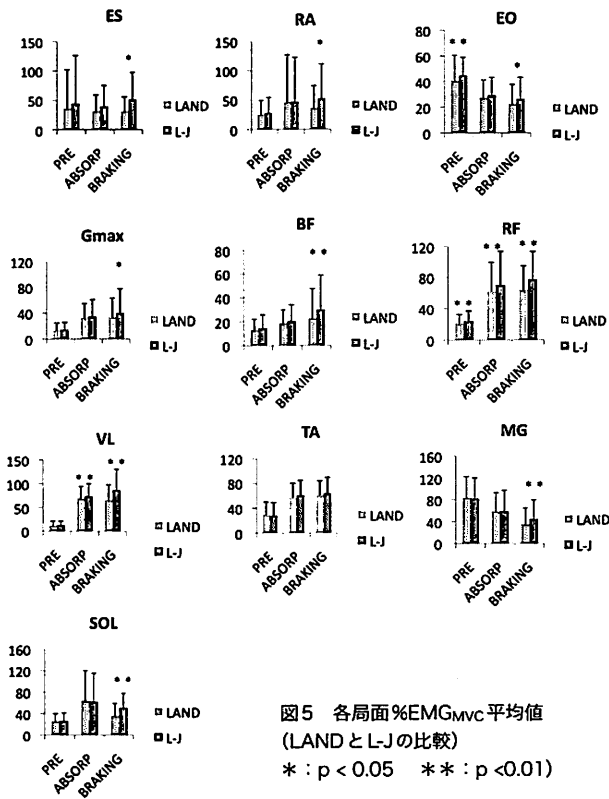


図5 各局面%EMGMVC平均値 (LANDとL-Jの比較)
* : p < 0.05 ** : p < 0.01

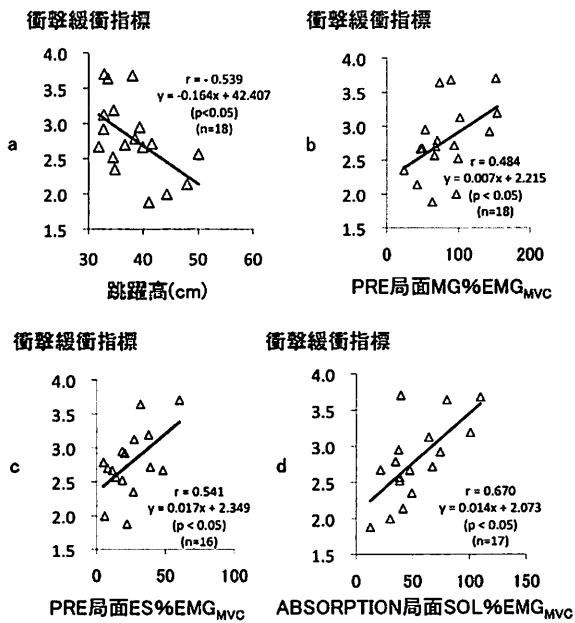


図6 跳躍高および衝撃緩衝指標と測定変数の関係(n : 被験者数)

(図6-c)とABSORPTION局面におけるSOL(図6-d)の各%EMGMVCとの間に有意な正の相関関係が認められた(MG, $r=0.484$; ES, $r=0.541$; SOL: $r=0.670$, いずれも $p<0.05$)。

IV 考察

本研究の結果において、L-Jの接地時間は $677.4 \pm 113.4\text{ms}$ 、重心最下点時関節角度は股関節 $61.3 \pm 11.4^\circ$ 、膝関節 $73.1 \pm 8.9^\circ$ 、足関節 $63.8 \pm 4.6^\circ$ であった(表1)。Bounce drop jump (BDJ) と counter-movement drop jump (CDJ) の比較をなした Bobbert et al. (1987) によると、接地時間はBDJが約300ms、CDJが約450msであり、重心最下点での関節角度はBDJが股関節約 130° 、膝関節約 110° 、足関節約 70° 、CDJが股関節約 100° 、膝関節約 85° 、足関節約 70° であると報告されている。このような先行知見に比較して、本研究のL-JはCDJよりも接地時間が長く、関節の動きが大きい動作であったといえる。

垂直跳のPROPULSION局面や投球動作においては、近位から遠位の順で運動が生じることが知られている(Putnam, 1991; Fukashiro et al., 1987; Eloranta, 1997)。本研究の結果においても、L-JのPROPULSION局面では、股関節伸展、膝関節伸展、足関節底屈の順、すなわち近位から遠位の順で運動が生じた。それに対し、両課題動作のABSORPTION局面およびBRAKING局面では、足関節から膝関節および股関節の順で屈曲(足関節は背屈)が生じた。スプリント走の接地時には、関節力パワーが身体の末端部から体幹へと向かって伝達され(阿江, 2001)、接地時の衝撃を緩衝するためには、衝撃を受け止める時間を長くする必要がある(阿江ら, 2002)。この点を本研究の結果にあてはめて考えると、LANDおよびL-Jの接地時における足関節、膝関節、股関節の順による背屈および屈曲は、衝撃を受け止める時間を長くし、接地に伴う衝撃を緩衝するための動作の表れと解釈できる。また、ABSORPTION局面におけるFzのピーク値にLANDとL-Jとの間の有意な差は無く、またPREおよびABSORPTION局面の%EMGMVCに両動作間で有意な差が認められたのは、EO、RF、VLの3筋のみであった(図5)。このような結果は、「跳躍高をできるだけ高くする」ように指示を受けたL-J試行においても、被験者はABSORPTION局面まではLAND試行と同様の筋活動パターンによって衝撃を緩衝していたことを示すものといえる。

両課題動作のPRE局面とABSORPTION局面ならびにL-JのPROPULSION局面において、脊柱の伸展筋(ES)と屈曲筋(RA, EO)が、またL-JのBRAKING局面とPROPULSION局面では、足関節周りの底屈筋(SOL, MG)と背屈筋(TA)がそれぞれ逆位相で活動した。これに対し、両動作の接地中、股関節の伸展筋(Gmax, BF)と屈曲筋(RF)が、また膝関節の伸展筋(RF, VL)と屈曲筋(BF)がそれぞれ同位相で活動した。この結果は、反動ありジャンプにおける下腿および大腿の筋電図を分析した

Le Pellec et al. (1999) の報告と一致したものであった。このような主動筋と拮抗筋の活動パターンに関し、Le Pellec et al. (1999) は、反動ありジャンプのBRAKING局面において、SOLの活動低下およびTAの活動増加からなる予測的姿勢制御が、BRAKING局面における足圧中心の後方移動のタイミングおよびPROPULSION局面におけるCoMの上昇速度に影響を与えていると指摘している。さらにEloranta (1997) は、ドロップジャンプのBRAKING局面におけるTAの活動が、同局面におけるMGなどの足関節底屈筋の活動を抑制し、PROPULSION局面において、筋活動のピークが大腿から下腿の順に発生し、効率よく下肢が力を発揮するのを補助していると考察している。したがって、本研究のL-J試行BRAKING局面におけるSOLの活動低下およびTAの活動増加は跳躍のための予測的姿勢制御と考えられ、PROPULSION局面での下肢伸展筋群における力の伝達に貢献していると推察される。また、歩行、走行、着地などの動作を用いた多くの先行研究 (Kellis et al., 2007; Kellis et al., 2003; da Fonseca et al., 2006; Draganich et al., 1989; Hagood et al., 1990) において、膝関節伸筋および屈曲筋の共収縮が観察されており、これは関節の安定性を高めると考えられている。さらにKuitunen et al. (2002) は、走速度が全力疾走速度の70%から100%に増した場合に、スプリント中の足関節スティフネスは変化しないが、膝関節スティフネスは有意に増大し、下肢に大きな力がかかる際は膝のスティフネスを高める必要があると指摘している。これらの知見と本研究の結果を考え合わせると、本研究のLANDおよびL-Jにおける接地中のGmax、BF、RFおよびVLの同位相での筋電図変化は股関節および膝関節のスティフネスを増すことで、その動作局面における下肢の安定化に貢献していると考えられる。

衝撃緩衝指標 (ABSORPTION局面におけるFzピーク値(N)/体重(N)) は、跳躍高との間に有意な負の相関関係を示した。この結果は、L-Jの場合に、地時の衝撃が小さいほどジャンプに移行した際の跳躍高が高くなることを示唆するが、着地時の衝撃が大きいほどドロップジャンプの跳躍高が高いというHoffrén et al. (2007) の報告とは異なる。このような先行研究との違いを説明する要因の1つに、採用された課題動作の差異があると考えられる。すなわち、Bobbert et al. (1987) の分類に従えば、Hoffrén et al. (2007) が採用した課題動作はBDJに相当するものであり、着地後の動作の切り返しが速く接地時間が短い。この動作様式においては、着地時の垂直床反力のピークは重心最下点時付近に発生するため、動作を速く切り返すことで着地時の大きな床反力を跳躍の増大に利用することができると考えられる。それに対し本研究で採用したL-Jの動作様式は、先に述べたように接地時間が長く、着

地時に股関節、膝関節および足関節の大きな屈曲 (足関節は背屈) によって衝撃を緩衝した後に跳躍に移行するというものであった。その結果として、着地時の垂直床反力は、PROPULSION局面に先立つABSORPTION局面においてピークとなり、着地時の床反力は跳躍高の増大に貢献しなかったと推察される。しかし、この解釈は、あくまでも先行研究との結果の違いについて述べたものであり、L-Jにおける着地時の衝撃の大きさとジャンプ高との負の相関関係を説明しうるものではない。着地時における大きな床反力が、BRAKING局面からPROPULSION局面に至る一連の動作における各セグメント間の筋活動および運動のコーディネーションを妨げた可能性が考えられるが、その機序については今後の検討課題である。

また、衝撃緩衝指標はPRE局面でのMG、ESおよびABSORPTION局面でのSOLの各%EMGMVCとの間に有意な正の相関関係を示した。このような結果は、L-Jにおいて接地時の衝撃を緩衝できる者ほど高いジャンプ高を達成でき、その制御にPRE局面でのMGおよびESとABSORPTION局面でのSOLの各活動水準が関与していることを示唆するものといえる。関節角度変化に関する結果に示されるように、足関節の背屈および体幹の屈曲はそれぞれPRE局面とABSORPTION局面の主動作であり、該当する局面における足関節および股関節の動きに対し、MG、ESおよびSOLはそれぞれに拮抗的に作用する筋であるといえる。したがって、PRE局面におけるMG、ESおよびABSORPTION局面におけるSOLの過度の緊張は、それぞれの局面の主動作の妨げになると考えられる。高齢者を対象にした知見であるが、Hoffrén et al. (2007) は、ドロップジャンプの着地において、MGおよびSOLの活動量と足関節スティフネスとの間に有意な正の相関が認められたと報告している。Santello (2005) によると、足関節スティフネスが高い状態で着地をすると、大きな衝撃が発生するといわれている。また、Funase et al. (1999) は、予備緊張がH反射を増大させると述べている。これら一連の報告は四肢の筋群を対象としたものであるが、本研究における接地時の関節角度および筋電図に関する結果と考え合わせると、PRE局面におけるMG、ESおよびABSORPTION局面におけるSOLの過度の緊張は、それぞれ足関節および股関節にスティフな状態を生み、結果的に接地時の衝撃力を大きなものにしたと推察される。

以上のように、着地動作および着地からのジャンプ動作中、下肢と体幹の筋群の活動は、各動作局面において、関節の安定化、着地時の衝撃緩衝、セグメント間の力の伝達を効率よく行えるようコーディネートされているといえる。そして、その実態は、接地時の衝撃の大きさ

や、ジャンプに移行した際の跳躍高と関連すると推測される。しかし、本研究の結果は、ドロップ高が35cmという限られた高さでの課題遂行により得られたものでしかない。Santello(2005)は落下高の違いが下腿の筋活動の振幅およびタイミングに影響を与えることを示し、Zhang et al.(2000)は落下高の増大に伴い、衝撃の吸収に対する下肢の貢献が、足関節で減少、股関節では増加すると報告している。また、BDJに関する先行研究(Asmussen et al., 1974; Komi et al., 1978; Lees et al., 1994)によると、過度の落下高からのドロップジャンプでは、跳躍高が低下することが報告されている。したがって、落下高によって本研究で観察された衝撃緩衝指標と跳躍高との関係も異なることが予想され、今後、その影響について検証する必要がある。

V 結論

本研究では、着地動作(LAND)および着地からのジャンプ動作(L-J)における下肢・体幹の筋活動のコーディネーションを明らかにすることを目的として、両課題動作における下肢および体幹の筋電図、着地時の地面反力、関節角度、およびL-Jにおける跳躍高と各測定変数との関係について検討した。その結果、以下の知見が得られた。

1. 両課題動作中、体幹および下腿においては屈曲(背屈)筋と伸張(底屈)筋の筋電図が逆位相での変化を、殿部および大腿部における屈曲筋と伸張筋の筋電図は同位相での変化を示した。
2. PRE局面およびABSORPTION局面の筋活動水準(%EMG_{MVC}平均値)は、殆どの被験筋においてLANDとL-Jで類似したものであり、ABSORPTION局面のFzピーク値も、LANDとL-Jの値に有意な差は認められなかった。
3. L-Jにおける衝撃緩衝水準(ABSORPTION局面のFzピーク値/体重)と跳躍高との間に有意な負の相関関係が認められた。また、衝撃緩衝水準とPRE局面におけるMG、ESおよびABSORPTION局面におけるSOLの%EMG_{MVC}平均値との間に、有意な正の相関関係が認められた。

以上の結果から、着地動作および着地からのジャンプにおける、下肢と体幹の筋活動のコーディネーションは、接地時の関節の安定性および衝撃の大きさ、ならびにジャンプに移行した際の跳躍高に関連すると考えられた。

引用文献

阿江 通良. (2001) スプリントに関するバイオメカニクスの研

究から得られるいくつかの示唆. スプリント研究. (11): 15-26.

阿江 通良, 藤井 範久. (2002) スポーツバイオメカニクス 20 講. 朝倉書店 115-7

出村 慎一. (2007) 健康・スポーツ科学のための研究方法—研究計画の立て方とデータ処理方法—. 杏林書院 93-96

Asmussen, E, Bonde-Petersen, F. (1974) Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol Scand.* 91(3): 385-92.

Blackburn, JT, Padua, DA. (2008) Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 23(3): 313-9.

Bobbert, MF, Huijing, PA, van Ingen Schenau, GJ. (1987) Drop jumping. I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Med Sci Sports Exerc.* 19(4): 332-8.

Decker, MJ, Torry, MR, Wyland, DJ, Sterett, WI, Richard Steadman, J. (2003) Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 18(7): 662-9.

Draganich, LF, Jaeger, RJ, Kralj, AR. (1989) Coactivation of the hamstrings and quadriceps during extension of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 71(7): 1075-81.

Eloranta, V. (1997) Effect of postural and load variation on the coordination of the leg muscles in rebound jumping movement. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 37(2): 79-88.

Funase, K, Miles, TS, Gooden, BR. (1999) Trial-to-trial fluctuations in H-reflexes and motor evoked potentials in human wrist flexor. *Neurosci Lett.* 271(1): 25-8.

Hagood, S, Solomonow, M, Baratta, R, Zhou, BH, D'Ambrosia, R. (1990) The effect of joint velocity on the contribution of the antagonist musculature to knee stiffness and laxity. *Am J Sports Med.* 18(2): 182-7.

Helen J. Hislop, Jacqueline Montgomery (2003) 新・徒手筋力検査法 原著第7版 (津山直一 訳), 協同医書出版社 38-253

Hoffrén, M, Ishikawa, M, Komi, PV. (2007) Age-related neuromuscular function during drop jumps. *J Appl Physiol.* 103(4): 1276-83.

Kellis, E, Arabatzi, F, Papadopoulos, C. (2003) Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. *J Electromyogr Kinesiol.* 13(3): 229-38.

Kellis, E, Kouvlioti, V. (2009) Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. *J Electromyogr Kinesiol* (19), 55-64

Komi, PV, Bosco, C. (1978) Utilization of stored elastic energy

- in leg extensor muscles by men and women. *Med Sci Sports*. 10(4): 261-5.
- Kuitunen, S, Komi, PV, Kyröläinen, H. (2002) Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Med Sci Sports Exerc.* 34(1): 166-73.
- Kulas, AS, Schmitz, RJ, Shultz, SJ, Henning, JM, Perrin, DH. (2006) Sex-specific abdominal activation strategies during landing. *J Athl Train.* 41(4): 381-6.
- Lees, A, Fahmi, E. (1994) Optimal drop heights for plyometric training. *Ergonomics.* 37(1): 141-8.
- Le Pellec, A, Maton, B. (1999) Anticipatory postural adjustments are associated with single vertical jump and their timing is predictive of jump amplitude. *Exp Brain Res.* 129(4): 551-8.
- LeVeau BF. (1962) *Biomechanics of Human Motion.* Philadelphia, PA: WB Saunders. 129-38
- Putnam CA. (1991) A segment interaction analysis of proximal-to-distal sequential segment motion patterns. *Med Sci Sports Exerc.* 1991 Jan; 23(1): 130-44.
- Santello, M, McDonagh, MJ. (1998) The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. *Exp Physiol* 83(6): 857-74.
- Santello, M. (2005) Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait Posture.* 21(1): 85-94.
- Urabe, Y, Kobayashi, R, Sumida, S, Tanaka, K, Yoshida, N, Nishiwaki, GA, Tsutsumi, E, Ochi, M. (2005) Electromyographic analysis of the knee during jump landing in male and female athletes. *Knee.* 12(2): 129-34.
- Vanrenterghem, J, Lees, A, Clercq, DD. (2008) Effect of forward trunk inclination on joint power output in vertical jumping. *J Strength Cond Res.* 22(3): 708-14.
- Walsh, M, Arampatzis, A, Schade, F, Brüggemann, GP. (2004) The effect of drop jump starting height and contact time on power, work performed, and moment of force. *J Strength Cond Res.* 18(3): 561-6.
- WINTER, DA. (2004) *BIOMECHANICS and MOTOR CONTROL of HUMAN MOVEMENT THIRD EDITION,* Wiley 53-67
- Zhang, SN, Bates, BT, Dufek, JS. (2000) Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Med Sci Sports Exerc.* 32(4): 812-9.

連絡責任者

飯田 祥明

〒 153-8902 東京都目黒区駒場 3-8-1

東京大学大学院 総合文化研究科 広域科学専攻

生命環境科学系 身体運動科学グループ

Phone: 03-5454-6878 (院生控室)

E-mail: youshi73@yahoo.co.jp