原著論文

ドロップ着地における関節モーメントによる回転安定性の姿勢制御[†]

吉田 康行* 丸山 剛生*

Postural Control of Rotary Stability by Joint Moments
during Drop Landings[†]

Yasuyuki YOSHIDA * and Takeo MARUYAMA *

Abstract

In drop landing studies, control of rotary stability based on the net effect of the three joint moments has not been previously investigated. Ashby & Heegaard(2002) quantified rotary stability in a standing long jump study by using the moment about the center of mass by ground reaction force (M_{CM}). The purpose of the present study was to investigate rotary stability by M_{CM} and the lower extremity joint moments, as well as the effects of the joint moments on rotary stability.

Ten healthy male subjects (age : 22.9 ± 0.99 yr, body mass : mass 68.2 ± 7.00 kg, and height : 174.5 ± 3.57 cm) participated. A force platform (Kistler type 9287BA&9281CA, Kistler Instruments, Switzerland) was used to measure ground reaction forces (GRF) at 1kHz. Also, two high speed cameras (FASTCAM, Photron, Japan) were used to record human motions at 0.25kHz. Each subject performed stiff and soft drop landings from a platform (0.48m). In stiff landing, as much as possible, the subjects did not flex their joints. On the other hand, in soft landing the subjects used joint flexions to attenuate impact. Joint moments were calculated using an inverse dynamic analysis. In addition, M_{CM} was calculated by vector product of the position vector from the whole body center of mass to the center of pressure and GRF.

The M_{CM} in backward direction was larger in stiff landing than in soft landing. In addition, when the hip joint moment increased, the knee joint moment decreased. On the contrary, when the hip joint moment decreased, the knee joint moment increased. Thus, these findings indicate that the coordination of knee flexion joint moment and hip extensor joint moment is an important factor for controlling rotary stability during drop landings.

Key words : Biomechanics, Drop Landing, Stability

[†]原稿受付 2004年2月9日

*東京工業大学大学院社会理工学研究科

〒152-8552 東京都目黒区大岡山 2-12-1

*Graduate School of Decision Science and Technology, Tokyo Institute of Technology, 2-12-1, Ookayama, Meguro, Tokyo, Japan (152-8552)

1. 緒 言

身体運動には鉛直方向から落下し、衝撃力を受けるドロップ着地が多く含まれている。そして着地の際に身体は筋を収縮させ、張力を発揮し、関節というテコを介し関節モーメントを生成する。この関節モーメントが衝撃力緩衝や姿勢の保持を含めた身体運動を制御し、安全で安定した着地動作を実現している。ドロップ着地をバイオメカニクスの観点から研究することは衝撃や転倒によるスポーツ障害の予防に貢献することは当然ながら、更には安全性を考慮したシューズのソールやスポーツ施設のサーフェスの材料選択や設計といったスポーツ工学分野における評価方法の基礎研究として役立つ可能性があると考えられる。

一般的に、ドロップ着地においては着地後に下肢関節を屈曲させる現象がよく見られる。Lafortune et al¹⁾は、振り子式のベッドの上に被験者を寝かせ、足部と壁面を衝突させる実験をおこない、その結果として足部と壁面の接触時において膝関節の屈曲はより衝撃を緩衝すると報告している。このことからドロップ着地において下肢関節を屈曲させることは着地時の衝撃をより緩衝させるストラテジーであることが推測できる。Devita & Skelly²⁾は、膝関節をできる限り屈曲させないスティフ(以下 STIFF と略)なドロップ着地と膝関節を屈曲させたソフト(以下 SOFT と略)なドロップ着地を被験者におこなわせ、逆動力学演算をおこない関節モーメントや仕事量を算出している。確かにドロップ着地において下肢関節を屈曲させ、衝撃力を緩衝することは動作制御の重要な因子の一つである。しかし、身体は衝撃力緩衝と同時に身体を転倒させない安全のための制御、即ち安定性制御をおこなっていると考えられるが、Devita & Skelly²⁾はその点については注目していない。

ドロップ着地では着地後に身体を転倒させないために、身体セグメントを並進・回転運動させ、最終的に身体質量中心を足部が形成した基底面上で静止状態となる制御をおこなう必要が

あると考えられる。Kreighbaum & Barthels³⁾は、転倒しないための回転安定性のある固定軸周りの回転による平衡状態が崩れることに対する物体の抵抗と定義し、それに加えて並進安定性は外力により動かされることに対する物体の抵抗と定義している。しかしながら身体運動において安定性を論じるときはほとんどが回転安定性であり、並進安定性よりも注目されると述べている。

Ashby & Heegaard⁴⁾は、ロングジャンプ研究において、安定性を評価するために身体質量中心周りの地面反力によるモーメント(以下 M_{CM} と略)を用いて定量化した。この場合の安定性は、先に述べた回転安定性と等しいと考えることができる。この研究では画像分析をおこない身体を質量中心モデルとし、そしてフォースプレートを使用し地面反力を計測している。しかし、身体質量中心の位置の制御については述べられていない。画像分析において身体質量中心の位置は、リンク・セグメント・モデルに置き換えられた各身体セグメントの位置と姿勢、及び部分慣性係数により決定される。そして、これらの各身体セグメントの位置は、アクチュエータである筋が生成した関節モーメントにより制御される。そのため各関節モーメントが身体質量中心の位置の制御や回転安定性にどのように貢献しているのかが興味深い。例えば身体がドロップ着地中に下肢三関節モーメントを協調させ、どのように回転安定性を保っているのかを解明することは、どの筋がセグメントの位置と姿勢制御に重要な役割を担っているかを理解できる可能性があると考えられる。

本研究の目的は STIFF と SOFT なドロップ着地における回転安定性について M_{CM} を用いて定量化し、更には着地時における関節モーメントの発揮パターンが回転安定性にどのように影響を及ぼしているかを考察することである。

2. 実験方法

2.1 被験者

10名の男子学生(mean ± SD: age 22.9 ± 0.99

years ; body mass 68.2 ± 7.00 kg ; height 174.5 ± 3.57 cm) が, 実験内容に関して十分に説明を受けた後, 本実験に参加した. 尚, 被験者は中学, 高校時代に運動部経験がある者もいたが, 特別な競技スポーツとして実施していた者はいなかった. また, 本実験は東京工業大学 大学院社会理工学研究科 疫学研究倫理委員会から承認された研究である.

2.2 実験機材

地面反力を計測するためにフォースプレート (Kistler type 9287BA&9281CA, Kistler Instruments, Switzerland) 二台を 1kHz のサンプリング周波数で使用し, AD 変換ソフトウェア (Wad, DKH, Japan) により PC に取り込んだ. そして, ハイスピードカメラ (FASTCAM, Photron, Japan) 二台を 250Hz で使用し, 動作を撮影した. 尚, フォースプレートとハイスピードカメラは同期ユニット (PH-1460, DKH, Japan) により同期させた. そして, 撮影した画像を動作解析用ソフト (Frame-DIAS2, DKH, Japan) によりデジタイズをおこなった. 反射マーカーは, 身体左側の中足点, 踵点, 外果点, 膝関節点, 転子点と肩峰点に装着した.

2.3 実験手順

本研究では各被験者が高さ 0.48m の台から STIFF な着地と SOFT な着地を各 3 回おこなった. また, 試技は裸足でおこなった. 被験者には腰に両手を当て, 一方の脚は目標着地点上空に投げ出すようにリラックスして宙に浮かせ, もう片方の支持脚でジャンプを伴わないように台をゆっくり押し, 空中で両脚を閉じ左右のフォースプレートに同時に着地するよう指示を徹底した. すなわち, 一本の支持脚で身体を徐々に前方に押し出すことにより被験者の身体の質量中心が前方にゆっくりと押し出される. その後, 身体の質量中心は放物線の軌跡を可能な限り描かず極めて鉛直に近い形でフォースプレートに落下するドロップ着地とした.

SOFT では, 着地の際に下肢関節を自発的に曲げ, 着地時の衝撃をできるだけ緩衝する動作をおこなうよう指示した. STIFF では, 着地の際に可能な限り下肢関節を屈曲させないよう指示した. また, 本実験では被験者が不自然な動作をおこなうのを防ぐために SOFT と STIFF における厳密な関節角度の規制はおこなわなかった.

Fig.1(a)(b)(c) The definitions of (a) the joint angles and (b) the joint moments (c) the moment about center of mass by ground reaction force (M_{CM}).

Table 1 Mean $\pm$ SD of the maximum joint flexion angles. (n=10)

	STIFF	SOFT	p value
Ankle Joint (deg) Mean	-22.58	-28.61	p<0.05
SD	(4.02)	(7.58)	
Knee Joint (deg) Mean	60.24	96.50	p<0.001
SD	(11.29)	(6.78)	
Hip Joint (deg) Mean	34.59	87.03	p<0.001
SD	(15.36)	(17.15)	

2.4 データ分析

本研究ではフォースプレートの値が被験者の体重の3%を超えた時を着地とした。更にフォースプレートのデータを Devita & Skelly²⁾を参考に位相ずれなしの4次のバタワース型ローパスデジタルフィルタの80Hzで平滑化した。そして、デジタル化されたデータを三次元DLT法⁵⁾により三次元座標に再構築した。その際、残差分析法⁶⁾により遮断周波数を決定し、位相ずれなしの4次のバタワース型ローパスデジタルフィルタを用い、5～10Hzで位置座標データを平滑化した。その後、三次元位置データを矢状面に射影し身体左側の二次元分析をおこなった。

各三試技の中からSTIFFでは鉛直最大地面反力が最も大きかった試技を、SOFTでは鉛直最大地面反力が最も小さかった試技を選択し、分析をおこなった。本研究では4リンク・セグメント・モデルと身体部分慣性係数⁷⁾を用い、逆動力学演算⁶⁾から足関節、膝関節と股関節モーメントを計算し、被験者の質量により正規化した。Fig.1(a)(b)には関節角度と関節モーメントの定義を示した。ここでは膝・股関節の伸展モーメントと足関節底屈モーメントは正の値を示す。また、画像データから下肢三関節の最大屈曲角度を算出した。そして、フォースプレートのデータを被験者の体重で正規化し、最大地面反力と最大地面反力に達するまでの時間を求めた。更に最大地面反力を最大地面反力に達するまでの時間で除し、負荷率⁸⁾⁹⁾も求めた。

Table 2 Mean $\pm$ SD of the vertical ground reaction force (VGRF) parameters. (n=10)

	STIFF	SOFT	p value
Maximum VGRF (GRF/BW) Mean	3.04	1.84	p<0.01
SD	(0.79)	(0.68)	
Time to Peak (s) Mean	0.05	0.06	
SD	(0.01)	(0.02)	
Loading Rate (GRF/BW/s) Mean	68.58	32.44	p<0.01
SD	(26.02)	(21.82)	

2.5 M_{CM}

身体質量中心は Dempster⁷⁾の身体部分慣性係数により求めた。そして、M_{CM}は次のように定義した。

$$M_{CM} = - (r_{CMCOP} \times F_{GRF}) \quad (1)$$

M_{CM}は身体質量中心周りの地面反力によるモーメントに対抗して発揮するモーメント、r_{CMCOP}は身体質量中心から圧力中心までの位置ベクトル、F_{GRF}は地面反力を示す。ここで身体は地面反力によるモーメントに対抗して身体質量中心周りにモーメントを発揮する必要があると考えられるため、本研究では正負を逆転させ解析をおこなった (Fig.1(c))。

2.6 統計処理

SOFTとSTIFFのパラメータの比較は対応のあるt検定を使用し、有意水準5%未満をもって有意と判定した。

3. 結 果

STIFFとSOFTの最大背屈・屈曲角度をTable 1に示した。足関節においてはSTIFFが $-22.58 \pm 4.02\text{deg}$ 、SOFTが $-28.61 \pm 7.58\text{deg}$ であり有意差 ($p < 0.05$)があった。膝関節においてはSTIFFが $60.24 \pm 11.29\text{deg}$ 、SOFTが $96.50 \pm 6.78\text{deg}$ であり有意差 ($p < 0.001$)があった。股関節においてはSTIFFが $34.59 \pm 15.36\text{deg}$ 、SOFTが $87.03 \pm 17.15\text{deg}$ であり有意差 ($p < 0.001$)があった。

Table 2には鉛直地面反力の最大値、最大時までの時間と負荷率を示した。鉛直地面反力の

Fig.2(a)(b) Typical changes in joint moment curves and stick pictures of (a) STIFF and (b) SOFT. Solid line is GRF vector, and ● is center of mass. A, B, and C are particular time in joint moment curves.

最大値は STIFF が $3.04 \pm 0.79\text{BW}$, SOFT が $1.84 \pm 0.68\text{BW}$ であり有意差 ($p < 0.01$) があつた. 最大時の時間は STIFF が $0.05 \pm 0.01\text{s}$, SOFT が $0.06 \pm 0.02\text{s}$ であり有意差はなかつた. 負荷率は STIFF が $68.58 \pm 26.02\text{BW/s}$, SOFT が $32.44 \pm 21.82\text{BW/s}$ であり有意差 ($p < 0.01$) があつた.

Fig.2(a)(b) には, STIFF と SOFT における足関節モーメント, 膝関節モーメントと股関節モーメントの時系列変化の典型例を示した. 足関節モーメントは STIFF と SOFT 共に着地時から底屈方向に作用していた. STIFF においては着地後から 0.05s 付近まで急激に増加し, その後緩やかに減少していた. SOFT においては 0.08s 付近まで緩やかに増加し, その後にはほぼ一定の値を維持している. 膝関節モーメントは STIFF と SOFT 共に着地後から 0.01s 付近まで伸展しながら増加し, 一つめの伸展ピークが出現していた. その後, 屈曲に向かい 0.03s 付近で屈曲ピークが出現し, 再び伸展に作用していた. そして, STIFF は 0.07s 付近まで伸展し,

伸展の最大ピークが出現しているが, その途中の 0.05s 付近でも伸展ピークが見られた. また, SOFT は 0.07s 付近まで伸展し, その後に緩やかに減少していた. 股関節モーメントは STIFF と SOFT 共に着地後から 0.01s まで屈曲し, 屈曲ピークが出現していた. そして, STIFF は 0.03s 付近で一つめの伸展ピークが出現し, その後に 0.06s 付近で二つめの伸展ピークが出現していた. SOFT は 0.03s 付近で一つの伸展ピークが出現していた. また, 着地後に膝関節モーメントが伸展すると股関節モーメントは屈曲し, その後に膝関節モーメントが屈曲すると股関節モーメントが伸展するミラーパターンが膝関節モーメントと股関節モーメントの間にみられた. 各関節モーメントの変化量やパターンは, 各被験者の各試技において違いは認められるものの, 膝関節と股関節モーメントがミラーパターンを示す現象は全て共通していた.

Fig.2 には (a) に STIFF, (b) に SOFT のスティックピクチャの典型例を示した. また, 地面反力のベクトルを破線で, 身体質量中心の位置を●

Fig.3 Typical changes in moment curves of the moment about center of mass by ground reaction force (M_{CM}).

で表示し、スティックピクチャに重ね合わせた。Fig.2 に表示されている A, B, C は Fig.2 の関節モーメントのグラフに示した時刻 A, B, C におけるスティックピクチャ、地面反力ベクトルと身体質量中心の位置である。時刻 A において STIFF と SOFT 共に膝関節伸展モーメントと股関節屈曲モーメントを発揮している。この際、地面反力のベクトルはつま先付近から膝関節と股関節の後方に向かっている。時刻 B において STIFF は膝関節と股関節共に伸展モーメントを発揮している。この際に地面反力のベクトルは足部中央付近から膝関節の後方を通り、そして、股関節の前方に向かっている。また SOFT は時刻 B において膝関節屈曲モーメントと股関節伸展モーメントを発揮している。この際、地面反力ベクトルはつま先付近から膝関節を通り、股関節の前方へ向かっている。時刻 C において STIFF と SOFT 共に膝関節伸展モーメントと股関節屈曲モーメントを発揮している。この際には地面反力のベクトルはつま先付近から膝関節の後方を通り、股関節の後方へ向かっている。また、全ての時刻において STIFF と SOFT 共に身体質量中心の位置は下腹部付近にみられた。

M_{CM} の典型的な時系列変化を Fig. 3 に示した。STIFF と SOFT 共に着地後から 0.01s まで急激に前方へ向かい前方ピークが出現していた。そして、STIFF と SOFT 共に後方へ向かう

Table 3 Mean $\pm$ SD of maximum moment about center of mass by ground reaction force (M_{CM}) in positive direction (Forward) and negative direction (Backward). (n=10)

		STIFF	SOFT	p value
Forward (Nm/kg)	Mean	2.96	2.86	
	SD	(0.95)	(0.77)	
Backward (Nm/kg)	Mean	-4.02	-1.84	p<0.001
	SD	(1.41)	(1.53)	

が STIFF は 0.03s 付近で一つめの後方ピークが出現し、その後に 0.06s 付近でも二つめの後方ピークが出現していた。一方、SOFT は 0.03s 付近で後方ピークが出現していた。 M_{CM} の変化量やパターンは、各被験者の各試技において違いは認められるものの、着地後に前方へのピークが出現すること、そしてその後に後方へのピークが出現する現象は全て共通していた。Table 3 には M_{CM} における着地後の一つめの前方ピークと後方への最大ピークの平均値を示した。一つめの前方ピーク値は STIFF で $2.96 \pm 0.95 \text{ Nm/kg}$ 、SOFT で $2.86 \pm 0.77 \text{ Nm/kg}$ を示したが有意差はなかった。後方ピーク値は STIFF で $-4.02 \pm 1.41 \text{ Nm/kg}$ 、SOFT で $-1.84 \pm 1.53 \text{ Nm/kg}$ を示し有意差 ($p<0.001$) がみられた。

4. 考 察

Kreighbaum & Barthels³⁾ は、安定性には並進と回転の二種類があると述べている。並進安定性は平衡状態が乱されるにつれ安定性が低くなると考えるのが適しているであろう。具体的にドロップ着地の研究で考えた場合、外力の総和はフォースプレートで計測でき、動作は鉛直方向であることから鉛直地面反力が大きいほど平衡状態が乱され並進の安定性が低くなると考えられる。これまでドロップ着地の先行研究においては鉛直地面反力を身体に作用する衝撃力として定量化してきている。そのため本研究の STIFF と SOFT では鉛直地面反力が STIFF で大きくなり、結果として STIFF の安定性が低くなることは容易に推測できる。また、フォース

プレートだけの計測では身体を質量中心モデルとして扱うため回転運動は無視される。しかし、フォースプレートと画像分析を組み合わせることにより身体はリンク・セグメント・モデルに置き換えられ、その結果として身体は並進だけでなく回転運動も評価できることになる。これまでドロップ着地の研究は衝撃緩衝ばかりが注目され、身体の転倒防止のための制御、即ち回転安定性については注目していない。したがって、本研究では並進安定性に注目するのではなく、回転安定性を Ashby & Heegaard⁹⁾の方法により定量化し、更には身体の回転安定性を制御する関節モーメントの作用にも焦点を当てドロップ着地の分析をおこなった。

ドロップ着地中の下肢三関節の最大角度は STIFF と SOFT で有意差がみられた。また、これらのデータから SOFT は STIFF よりも足関節で 6.03deg、膝関節で 36.26deg、股関節で 52.44deg 背屈・屈曲していたことがわかった。膝関節と股関節の角度には大きな差がみられたが足関節は僅かな差しかみられなかった。足関節が最も小さな値を示したのは足関節の関節可動域が解剖学的に小さいことが理由であると考えられる。また、鉛直最大地面反力と負荷率にも有意差がみられた。したがって、STIFF は膝関節と股関節を可能な限り屈曲させない着地時の衝撃力が大きい着地動作をおこなっていて、SOFT は膝関節と股関節を大きく屈曲させ、着地時の衝撃力を小さくする着地動作をおこなっていたと考えられる。

Ashby & Heegaard⁹⁾は、ロングジャンプ研究ではあるが回転安定性を定量化するために M_{CM} を算出し評価している。回転安定性においては、 M_{CM} が大きいほど回転の平衡、即ち外力によるモーメントの総和がゼロの状態が乱され回転安定性が低くなり、逆にそれらが小さいほど安定性が高くなると表現するのが適していると考えられる。本研究の STIFF と SOFT における M_{CM} は、後方の最大ピーク値に有意差があったが、一つめの前方ピーク値には有意差はみられなかった。ゆえに STIFF と SOFT の回転

安定性を評価した場合、前方への回転安定性は STIFF と SOFT で差がなく、後方への回転安定性は SOFT が STIFF よりも高いといえる。

股関節モーメントと膝関節モーメントは互いに打ち消しあうように増減を繰り返している。Ferber et. al.¹⁰⁾ は歩行中に外乱を与え、その際の関節モーメントと EMG により筋活動を定量化した。その結果、動作は異なるものの本研究と同様に膝関節モーメントと股関節モーメントは互いに打ち消しあうように増減を繰り返していたと報告した。膝関節モーメントと股関節モーメントを生成する筋群には、股関節伸展と膝関節屈曲の機能を持つ筋、及び股関節屈曲と膝関節伸展の機能を持つ筋の二関節筋が含まれている。それゆえに股関節伸展モーメントが発揮されると同時に膝関節屈曲モーメントが発揮され、股関節屈曲モーメントが発揮されると同時に膝関節伸展モーメントが発揮されるという現象が起きたとも報告している。しかし、本研究、及び先行研究における関節モーメントは関節中心周りに発生したモーメントの総和であるため単関節筋と二関節筋が発揮したモーメントには分離できていない。そのため単関節筋が協調し、偶然にこのような結果になった可能性も否定できない。但し、Ferber et. al.¹⁰⁾ は通常歩行に比べ外乱を与えた歩行において、大腿二頭筋の EMG が大きな値を示したと報告している。このことから姿勢が急に崩れ転倒しそうになると、その状態から姿勢制御のために二関節筋が重要な役割を果たす可能性があるとも考えられる。

股関節モーメントが増加すると M_{CM} は減少し、反対に股関節モーメントが減少すると M_{CM} が増加するという同期するパターンがみられた。 M_{CM} は質量中心位置と地面反力から計算されていることから、これらの二つのパラメータが重要になってくる。全身体質量の 68% を占める HAT セグメントの姿勢は質量中心位置を決定する際に最も大きな影響を与える。そして、地面反力は全身体セグメントが生成した加速度と質量の積の総和として説明できる⁶⁾¹¹⁾こ

とから, 単純なドロップ着地の場合には最も質量が大きいHATセグメントが最も大きな影響を与えていると考えられる。したがって, ドロップ着地において M_{CM} はHATセグメント, 即ち上半身の運動に制御されていると考えられる。次にリンク・セグメント・モデルで考えた場合, HATセグメントは股関節モーメントにより制御される。本研究において股関節屈曲モーメントが生成されるとHATセグメントは前方へ角加速するために前方への M_{CM} が生成され, 反対に股関節伸展モーメントが生成されるとHATセグメントは後方に角加速するために後方への M_{CM} が生成されたと考えられる。

更にはスティックピクチャに地面反力を重ね合わせるにより, SOFTとSTIFFにおける関節モーメントの発揮パターンが容易に, 且つ明確に説明できると考えられる。前述したようにSOFTとSTIFF共に膝関節モーメントと股関節モーメントはミラーパターンを示している。膝関節モーメントが伸展し, 股関節モーメントが屈曲している場合には地面反力が膝関節に屈曲モーメント, 股関節に伸展モーメントを生成させていることがスティックピクチャの関節位置と地面反力の方から理解できる。その結果, 地面反力が生成したモーメントに対抗し身体は膝関節に伸展モーメント, 股関節に屈曲モーメントを発揮させていると考えられる。反対に膝関節モーメントが屈曲し, 股関節モーメントが伸展している場合, 地面反力は膝関節に伸展モーメントを生成し, 股関節に屈曲モーメントを生成している。そして, その地面反力が生成したモーメントに対抗するために身体は膝関節屈曲モーメントと股関節伸展モーメントを発揮したと考えられる。

また, 股関節モーメントと M_{CM} が同期し, データの処理方法により片方の正負は逆転するものの, 二つのパラメータが同値を示す傾向であった。このこともスティックピクチャにおける股関節の位置, 身体質量中心の位置, そして地面反力の方から理解できる。立位時において男性の身体質量中心は地面から身長約

57%の位置にある¹²⁾といわれている。この位置は下腹部付近と推測でき, そして股関節に近い位置と考えられる。股関節と質量中心の二点間距離の短さはスティックピクチャと質量中心のマークから視覚的に確認できる。このため, 地面反力が股関節周りに生成するモーメントと, 地面反力が質量中心周りに生成するモーメントが同期し, 且つ同値を示す傾向になったと考えられる。

前述したように後方への M_{CM} の最大ピーク値はSTIFFがSOFTよりも有意に大きく, 後方への回転安定性はSTIFFがSOFTよりも低いことが考えられた。後方への M_{CM} には股関節伸展モーメントを生成する股関節伸展筋群が深く関与してくると考えられるが, SOFTとSTIFF共に股関節伸展モーメントが生成されると同時に膝関節屈曲モーメントが生成されているので, 膝関節モーメントと股関節モーメントの協調作用が深く関与していると考えられる。また, 本研究ではSTIFFの股関節伸展モーメントはSOFTよりも大きい傾向がみられた。Devita & Skelly²⁾は, その理由について股関節角速度をより減速させるためと体幹を直立させた姿勢で維持するためと説明している。これから, ドロップ着地において身体回転安定性が上半身の位置により制御され, 後方への回転安定性が低くなると股関節伸展モーメントと膝関節屈曲モーメントによる姿勢調節の役割が重要になると考えられる。

本研究には幾つかの限界があると考えられる。本研究では関節モーメントを単関節筋と二関節筋が発揮するモーメントに分離することができていない。また, 本研究では逆動力学演算をおこなったが, 今後は本研究で得られた関節モーメントのデータを基に順動力学演算をおこない, 膝関節モーメントと股関節モーメントの協調作用による姿勢変化が地面反力と質量中心周りのモーメントにどのような変化を具体的に与えるかを追及していく必要があると考えられる。

5. 結 論

本研究では、ドロップ着地における回転安定性を評価し、下肢三関節の関節モーメントが回転安定性に対してどのように影響を及ぼしているか検討するため、着地時に下肢三関節をできる限り屈曲させない STIFF な着地動作と着地時に下肢三関節を屈曲させる SOFT な着地動作を比較した。

その結果、着地後すぐに出現した M_{CM} の一つめの前方ピーク値に有意差はなかったが、 M_{CM} の後方への最大ピーク値は STIFF が SOFT よりも有意に大きかった。よって、前方への回転安定性は STIFF と SOFT で差はないが、後方への回転安定性は STIFF が SOFT よりも有意に低かったことになる。そして、後方への回転安定性には膝関節屈曲モーメントと股関節伸展モーメントがミラーパターンを示したことから、これら二つの関節モーメントの協調性が関わってくると考えられた。したがって、STIFF なドロップ着地をおこなう場合には、SOFT よりも衝撃力が大きくなるだけでなく後方への回転安定性も低くなるので、安定性の制御のために膝関節屈曲モーメントと股関節伸展モーメントの協調作用が重要な役割を果たすことが示唆された。

参 考 文 献

- 1) Lafortune, MA., et. al. ; Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture, J. Biomech., Vol.29, No.5, pp.1531-1537,1996.
- 2) Devita, P. and Skelly, WA. ; Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity, Med. Sci. Sports. Exerc., Vol.24, No.1, pp.108-115, 1992.
- 3) Krehbaum, E. and Barthels, K. ; Biomechanics : A Qualitative Approach for Studying Human Movement, (4th Edition), Allyn and Bacon, pp.129-145, 1995.
- 4) Ashby, BM. and Heegaard, JH. ; Role of arm motion in the standing long jump, J. Biomech., Vol.35, No.12, pp.1631-1637, 2002.
- 5) Abdel-Aziz, YI. and Karara, HM. ; Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry, Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry, pp.1-18, 1971.
- 6) Winter, DA. ; Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 2nd ed, John Wiley & Sons, New York, pp.11-102, 1990.
- 7) Dempster, W. T. ; Space requirements of the seated operator, WADC-55-159, AD-087-892, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1955.
- 8) Madigan, ML. and Pidcoe, PE. ; Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity, J. Electromyogr. Kinesiol., Vol.13, No.5, pp.491-498, 2003.
- 9) Decker, MJ., et. al. ; Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing, Clin. Biomech., Vol18, No.7, pp.662-669, 2003.
- 10) Ferber, R., et. al. ; Reactive balance adjustments to unexpected perturbations during human walking, Gait Posture, Vol.16, No.3, pp.238-248, 2002.
- 11) Bobbert, MF., et. al. ; Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data, J. Biomech., Vol.24, No.12, pp.1095-1105,1991.
- 12) McGinnis, PM. ; Biomechanics of Sport and Exercise, Human Kinetics, Champaign, pp.127-156, 1999.