

# 横方向への跳躍動作に関するバイオメカニクス研究

## Biomechanical Study of Lateral Jump

稲葉 優希 (東京大学大学院総合文化研究科)  
吉岡 伸輔 (東京大学)

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)

### I. 緒言

多くの球技スポーツにおいて、身体を上下、左右、前後方向に移動させる動作の素早さは重要な能力である。素早い動作を遂行するためには、瞬発的に大きな力を地面に対して発揮する必要がある。そのため、身体移動中のパフォーマンスの向上を目的として、ヒトがどのような動作戦略によって瞬発的に力を発揮しているのかを検討する研究が多く行われてきた。これらの研究においては、垂直跳動作や立ち幅跳、直進走など、上下・前後方向への移動動作が主に研究対象とされてきた (Pandy et al., 1991; Jacobs et al., 1999; Fukashiro et al., 2005)。最大努力の反動動作を用いた垂直跳においては、跳躍高を最大にするために筋神経系が最適にコントロールされるため、被験者間で動作コーディネーションに差が少ない (Bobbert et al., 1988; Jacobs et al., 1992)。したがって、垂直跳は瞬発的な力発揮メカニズムを明らかにするための研究対象として最適であったと言える。

しかし、実際の球技スポーツでは、動作方向が上下、前後方向に限られていることは少なく、多方向への移動動作が行われる。例えば、バスケットボールやサッカーなどの競技ではボールを追いかけたり、相手をかわしたりする際に、サイドステップやクロスステップ等を用いて動作方向を転換し、素早く多方向へ移動する能力が重要となる。ところが、多方向移動動作については、膝前十字靭帯損傷や足関節捻挫の発生原因を探るという目的で行われた研究 (Besier et al., 2001; McLean et al., 2005; Kawamoto et al., 2003) は多く存在するが、パフォーマンスの向上を目的として多方向移動動作メカニズムを明らかにしようとした研究は見られない。そのため、多方向への移動動作における動作方向の調節や移動のための瞬発的な力発揮のメカニズムは解明されておらず、多方向への移動動作を素早く行うための動作戦略は明らかになっていない。したがって、球技スポーツ等における多方向への移動動作を素早く行うための最適な動作ストラテ

ジーを明らかにするために、まずは前後・上下方向以外の方向への移動動作メカニズムを理解する必要がある。

これまでに多方向移動動作メカニズムが解明されてこなかった背景として、多方向移動動作の複雑さが考えられる。例えば、方向転換動作は走動作、ストップ動作、ステップ動作等、様々な要素から成り立つ複雑な動作であり、動作のメカニズムを明らかにすることは困難である。多方向移動動作メカニズムを理解するためには、このような複雑な動作ではなく、様々な方向へのシンプルな移動動作を採用し、動作を解析していくことが、研究の第一段階として有効であると考えられる。したがって、本研究では、助走やストップ動作を伴わない、シンプルな動作である静止状態からの跳躍動作を、鉛直方向だけでなく横方向へ行わせ、両動作を比較することにより、横方向への移動動作メカニズムの基礎を明らかにすることを目的とした。本研究においては、横方向への移動動作メカニズムの基礎として、下肢三関節のキネマティクス、筋活動量、床反力の変化パターンを解明することとした。

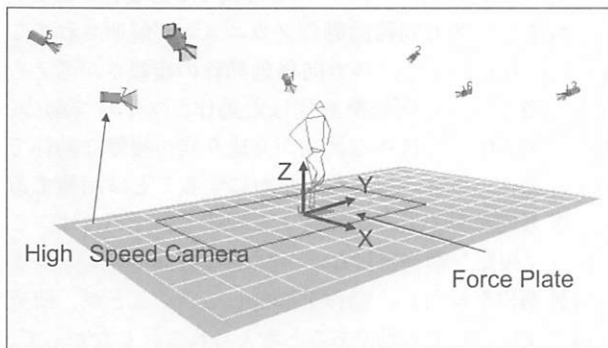
### II. 方法

#### 1. 実験手法及び測定方法

被験者は健康男性7名(身長 $1.74 \pm 0.06$  m, 体重 $66.5 \pm 8.8$  kg, 年齢 $24.3 \pm 1.1$  歳, 平均値  $\pm$  標準偏差)とした。被験者にフォースプレート (9281B, Kistler, Switzerland) 上から2種類の跳躍動作 (片脚垂直跳 Single Vertical Jump: SVJ, 片脚横跳 Single Lateral Jump: SLJ) を各5回ずつ行わせた。予め被験者の利き足 (ボールを蹴る方の足) を調査したところ、被験者全員の利き足が右脚であったため、両跳躍ともに右脚で実施した。両跳躍ともに片脚静止立位状態から反動を用い、SVJではできるだけ高く、SLJでは被験者から見て左方向へできるだけ遠くに跳躍するよう意識させ、着地は両脚で行わせた。また、跳躍動作において腕の振りの影響をなくすため、手は腰に当てるように指示した。

これらの動作は、被験者の解剖学的位置に貼付した

31個の反射マーカを3次元動作解析システム (HAWK Digital System, Motion Analysis Corp., USA) によって追従することによって記録した (Fig. 1)。また、それと同時に右側の腓腹筋内側頭 (MG)、ヒラメ筋 (SOL)、前脛骨筋 (TA)、大腿二頭筋長頭 (BF)、大腿直筋 (RF)、外側広筋 (VL)、大殿筋 (Gmax)、中殿筋 (Gmed)、長内転筋 (ADD) から表面筋電図 (Electromyogram: EMG) を導出した。3次元動作解析システム、フォースプレート、表面筋電図からのデータは、それぞれ200Hz, 1000Hz, 1000Hzを用い、同期して記録した。



動作解析システムとフォースプレート。フォースプレートの角を原点として、全体座標系(X-Y-Z)を設定した。

Fig. 1 動作解析システムとフォースプレート

## 2. 解析項目

### A. 解析区間

解析区間は2局面とし、SVJ, SLJともに、膝関節角度が静止立位時より10°以上減少した時点から身体重心 (COM) 位置が最下点に達するまでを反動動作局面とした。また、COM位置最下点から離地までをプッシュオフ局面とした。離地は床反力の値がゼロになった時間とした。反動動作局面開始からプッシュオフ局面終了までを100%とし、全ての動作における時系列を統一した。

### B. キネマティクス

3次元動作解析システムから得られたマーカの3次元座標 (全体座標系 X: 前後方向, Y: 左右方向, Z: 鉛直方向, Fig. 1) は、4次の Butterworth Low-pass Filter (遮断周波数: 6Hz) により平滑化した。その後、マーカの3次元座標を基に12のセグメント (頭, 体幹, 上腕, 前腕, 大腿, 下腿, 足) から成るリンクセグメントモデルを作成した。さらに、骨盤及び右側下肢セグメントには座標系を設定した (Fig. 2)。本実験において、セ

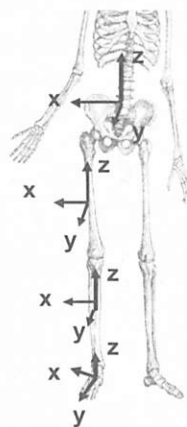


Fig. 2 下肢に設定された座標系

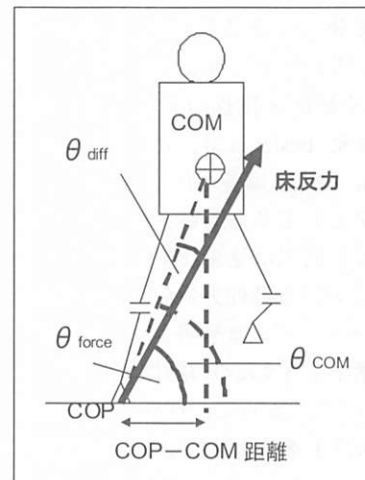
グメントに設定した座標系は左右方向をx軸、前後方向をy軸、鉛直方向をz軸とした。そして、近位セグメント座標系に対する遠位セグメント座標系をカルダン角 (x-y'-z'' sequence) を用いて算出し、股関節、膝関節についてはx軸周りの回転角度を屈曲/伸展角度、y'軸周りの回転を外転/内転角度、足関節についてはx軸周りの回転角度を背屈/底屈角度、y'軸周りの回転を回外/回内角度とした。また、Dumasら (2007) が報告した身体部分慣性係数を用いて、セグメントの質量、重心位置を算出し、それらを基に全身の重心位置を算出した (Winter, 1996)。さらに、全体座標系におけるCOMのY座標値からCOPのY座標値を引くことにより、COP-COMの水平距離を算出した (Fig. 3)。SVJにおける跳躍高は、立位時のCOM高さからCOMの空中最高到達点との差とした。SLJにおける跳躍距離は、離地時のCOM速度 (v0) から以下の式により推定した

$$\text{跳躍距離 (D)} = v_0 \times \cos(\theta) \times t_{z\max} \times 2$$

ここで、 $\theta$  をCOM速度の左右方向成分と鉛直成分の成す角度、 $t_{z\max}$  をCOMが最高地点に達するまでの時間とした。

### C. キネティクス

動作時に算出された床反力 (F) の X, Y, Z 成分をそれぞれ前後 (Fx), 左右 (Fy), 鉛直 (Fz) 成分とし、Fy と Fz の合力を Fyz とした。これらの値を数値積分し、それぞれの成分の力積とした。床反力は全て被験者の体重で除して規格化した。また、床反力の作用線とCOM位置の関係を検討するため、床反力作用線の矢状面における角度 ( $\theta_{\text{force}} = \arctan(Fz/Fx)$ )、前額面における角度 ( $\theta_{\text{force}} = \arctan(Fz/Fy)$ ) を算出し、COPとCOMを結ぶ直線の矢状面、前額面における角度 ( $\theta_{\text{COM}}$ ) と比較した (Fig. 3)。



前額面上における床反力、COP-COM角度の定義。  
角度差 ( $\theta_{\text{diff}}$ ) =  $\theta_{\text{COM}} - \theta_{\text{force}}$

Fig. 3 前額面上における床反力作用方向

D. 筋活動

EMGから得られたデータ(1000Hz)は全て双方向から2次のhigh pass filter(遮断周波数:20Hz)を通し、動作時の揺れによると考えられる低周波成分のノイズを遮断した上で全波整流した。全波整流したEMGデータは動作課題に先立って測定された各筋の最大随意収縮(MVC)中のEMGデータによって規格化した。また、規格化されたEMGデータの反動動作局面、プッシュオフ局面における筋電積分値(iEMG)を数値積分により算出した。

動作課題に先立って、「新・徒手筋力検査法」(Hislop&Montgomery, 2003)を参考に、験者が被験者に徒手抵抗を与え、各筋の等尺性筋力発揮を約3秒間行ってもらった。この際のEMGデータの1秒間の平均値の最大値をMVC時のEMGデータとし、各筋の試行時のEMGデータをMVC時のEMGデータで規格化した。

E. 統計処理

動作開始時、プッシュオフ局面開始時、離地時の各関節角度、床反力の各成分、及び反動動作局面、プッシュオフ局面における床反力の各成分の力積、各筋のiEMGについて、対応のあるt検定を用い、SVJとSLJを比較した。また、SVJにおける跳躍高の5試行の平均値と、SLJにおける跳躍距離の5試行の平均値の関係を検討するため、Pearsonの相関係数を算出した。これらの有意水準はいずれも5%以下とした。

III. 結果

1. 関節角度

SVJ, SLJにおける下肢関節屈曲角度(足関節背屈角度)及び外転角度(足関節回外角度)の時系列変化をFig. 4に示した。両跳躍動作の動作時間を平均すると、プッシュオフ局面は平均で全動作の54%で開始していた。両跳躍の動作開始時(0%)、プッシュオフ局面開始時(54%)、離地時(100%)における各関節角度をTable1に示した。動作開始時にはSVJとSLJで下肢関節角度に有意な差は見られなかったが、プッシュオフ局面開始時に股関節屈曲角度がSVJでは77.9 ± 8.4°, SLJでは73.9 ± 7.1°、離地時には膝関節屈曲角度がSVJでは8.8 ± 3.8°, SLJでは13.1 ± 6.6°、足関節背屈角度がSVJでは-32.4 ± 5.3°, SLJでは-24.4 ± 5.1°となり、有意な差(p<0.05)が見られた。下肢関節外転角度については、離地時に股関節外転角度がSVJでは8.3 ± 3.8°, SLJでは29.9 ± 3.3°となり、足関節回外角度がSVJでは-7.0 ± 5.1°, SLJでは-10.8 ± 3.9°となり、有意な差(p<0.05)が見られた。股関節外転角度については、離地時にSLJでSVJよりも角度が21.6°大きくなっており、他関節と比較すると大きな差であった。下肢関

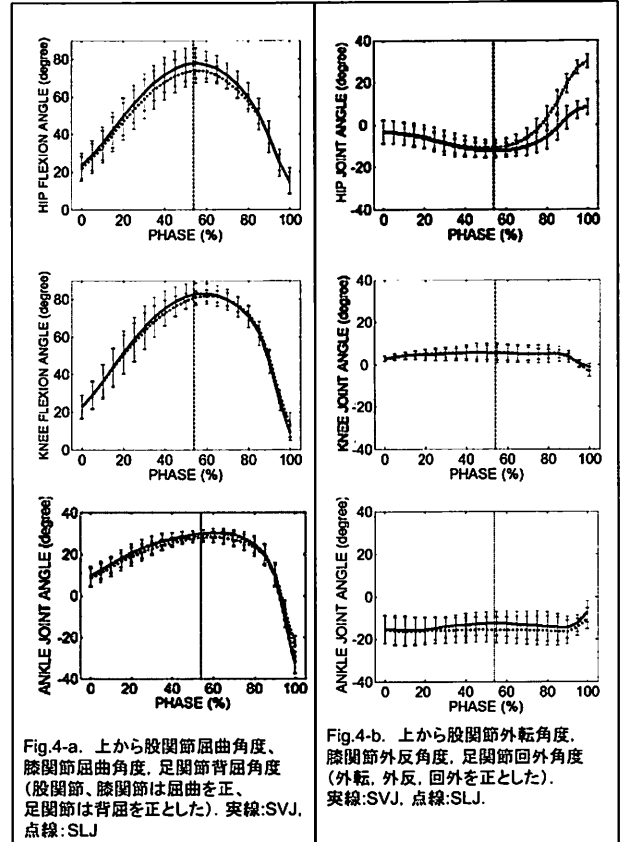


Fig. 4-a, Fig. 4-b 下肢関節角度

Table 1 下肢関節角度  
反動動作開始(0%), プッシュオフ局面開始(54%), 離地(100%)時の関節角度, 有意差 \*p<0.05

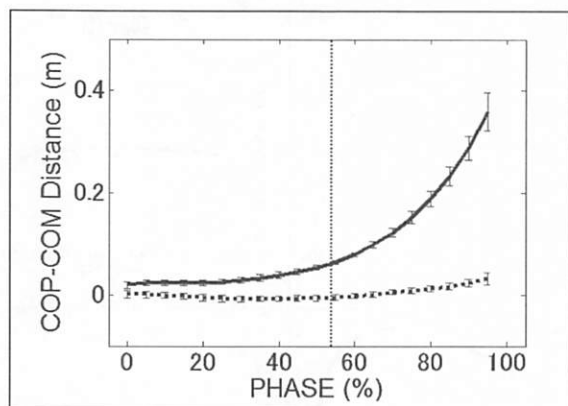
	SVJ	SLJ
股関節屈曲角度 (deg.)	0% 23.2 (6.8)	21.8 (6.6)
54%	77.9 (8.4)	73.9 (7.1) *
100%	15.0 (7.1)	14.1 (5.5)
膝関節屈曲角度 (deg.)	0% 22.8 (6.0)	22.7 (6.2)
54%	82.6 (6.0)	80.9 (3.2)
100%	8.8 (3.8)	13.1 (6.6) *
足関節背屈角度 (deg.)	0% 9.6 (4.6)	8.7 (4.6)
54%	29.7 (2.0)	28.1 (2.0) *
100%	-32.4 (5.3)	-24.4 (5.1) *
股関節外転角度 (deg.)	0% -3.2 (5.6)	-3.4 (5.6)
54%	-12.3 (3.5)	-11.1 (3.9)
100%	8.3 (3.8)	29.9 (3.3) *
膝関節外反角度 (deg.)	0% 3.1 (1.4)	2.8 (0.9)
54%	5.7 (4.4)	5.6 (3.7)
100%	-0.8 (1.6)	-2.4 (2.8)
足関節回外角度 (deg.)	0% -15.4 (6.7)	-15.6 (6.4)
54%	-12.5 (5.7)	-15.6 (6.1) *
100%	-7.0 (5.1)	-10.8 (3.9) *

節角度の時系列変化パターンを見ると、股関節外転角度以外はSVJとSLJで類似していた。

2. COP-COM水平距離

COP-COM水平距離の時系列変化パターンをFig. 5に示した。SVJではCOP-COM水平距離は常に3.3 × 10<sup>-2</sup>m

未満に保たれており、COMはCOPの鉛直上方に位置していた。一方、SLJではCOP-COM水平距離は動作開始時の  $(1.9 \pm 0.7) \times 10^{-2}$  mから離地直前の  $(3.6 \pm 0.4) \times 10^{-1}$  mまで増加しており、COMがCOPの鉛直上方より左側に偏っていた。



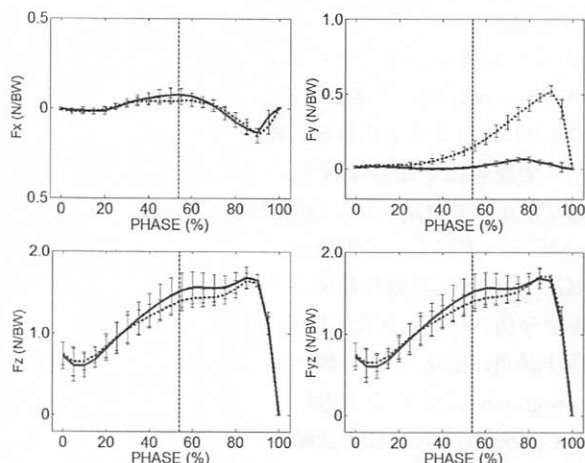
COP-COM水平距離 実線:SVJ, 点線SLJ

Fig. 5 COP-COM水平距離

### 3. 床反力

SVJ, SLJにおけるFx, Fy, Fz, Fyzの時系列変化パターンをFig. 6に、それぞれの動作開始時(0%)、プッシュオフ局面開始時(54%)の床反力をTable 2に、反動動作局面及びプッシュオフ局面の力積をFig. 7に示した。Fx, Fz, Fyzともに時系列変化パターンは類似していたが、プッシュオフ局面開始時にはそれぞれSVJでは  $(7.5 \pm 4.2) \times 10^{-2}$  N/BW,  $1.5 \pm 0.2$  N/BW,  $1.5 \pm 0.2$  N/BW、SLJでは  $(3.8 \pm 2.0) \times 10^{-2}$  N/BW,  $1.4 \pm 0.1$  N/BW,  $1.4 \pm 0.1$  N/BWとなり、SVJにおいて有意に大きくなった ( $p < 0.05$ )。FyはSLJにおいて反動動作局面中盤から増加し始め、プッシュオフ局面開始時にはSVJでは  $(1.2 \pm 0.7) \times 10^{-2}$  N/BW、SLJでは  $(1.5 \pm 0.3) \times 10^{-1}$  N/BWとなり、SLJで有意に大きくなった ( $p < 0.05$ )。また、反動動作局面ではFyの力積はSVJよりもSLJにおいて有意に大きかったが (SVJ:  $(4.1 \pm 2.8) \times 10^{-3}$  Ns/BW, SLJ:  $(3.4 \pm 0.5) \times 10^{-2}$  Ns/BW,  $p < 0.05$ )、その他の成分については有意な差は見られなかった。プッシュオフ局面ではFyの力積はSVJよりもSLJにおいて有意に大きく (SVJ:  $(1.5 \pm 0.4) \times 10^{-2}$  Ns/BW, SLJ:  $(1.4 \pm 0.2) \times 10^{-1}$  Ns/BW,  $p < 0.05$ )、Fz, Fyzの力積はSLJよりもSVJで有意に大きくなった (Fz, SVJ:  $(5.8 \pm 0.4) \times 10^{-1}$  Ns/BW, SLJ:  $(5.4 \pm 0.5) \times 10^{-1}$  Ns/BW,  $p < 0.05$ , Fyz, SVJ:  $(5.9 \pm 0.4) \times 10^{-1}$  Ns/BW, SLJ:  $(5.4 \pm 0.5) \times 10^{-1}$  Ns/BW,  $p < 0.05$ )。

また、Fig. 8bに前額面上及び矢状面上での床反力の作用線の角度 ( $\theta_{force}$ ) と、COPとCOMを結んだ直線の角度 ( $\theta_{COM}$ ) との差 ( $\theta_{diff}$ :  $\theta_{diff} = \theta_{COM} - \theta_{force}$ ) を示した。SVJ,



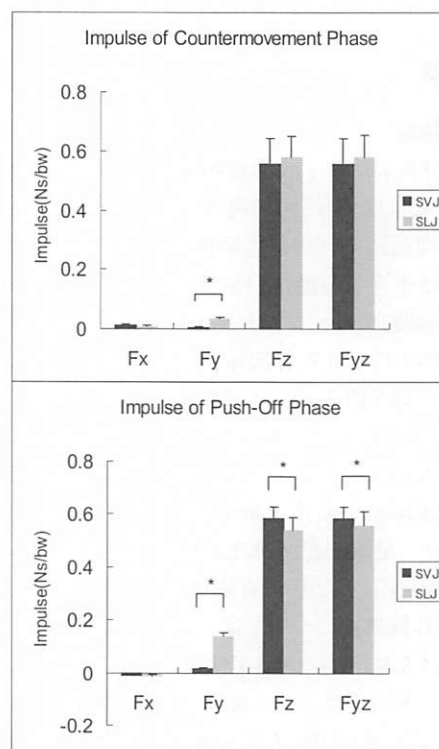
床反力時系列変化。左上:Fx(前後方向成分), 右上:Fy(左右方向成分), 左下:Fz(鉛直成分), 右下:Fyz(FyとFzの合力)。実線:SVJ, 点線:SLJ。

Fig. 6 床反力時系列変化パターン

Table 2 動作開始時,プッシュオフ局面開始時の床反力

反動動作開始(0%),プッシュオフ局面開始(54%)時の床反力。有意差 \*: $p < 0.05$

		SVJ	SLJ	
Fx (N/BW)	0%	$(-4.9 \pm 0.7) \times 10^{-3}$	$(-0.7 \pm 0.3) \times 10^{-3}$	
	54%	$(7.5 \pm 4.2) \times 10^{-2}$	$(3.8 \pm 2.0) \times 10^{-2}$	*
Fy (N/BW)	0%	$(0.9 \pm 1.3) \times 10^{-2}$	$(1.4 \pm 0.8) \times 10^{-2}$	
	54%	$(1.2 \pm 0.7) \times 10^{-2}$	$(1.5 \pm 0.3) \times 10^{-1}$	*
Fz (N/BW)	0%	$(7.3 \pm 1.6) \times 10^{-1}$	$(7.5 \pm 1.4) \times 10^{-1}$	
	54%	$1.5 \pm 0.2$	$1.4 \pm 0.1$	*
Fyz (N/BW)	0%	$(7.3 \pm 1.7) \times 10^{-1}$	$(7.5 \pm 1.4) \times 10^{-1}$	
	54%	$1.5 \pm 0.2$	$1.4 \pm 0.1$	*



反動動作局面(上),プッシュオフ局面(下)の力積。有意差\*: $p < 0.05$

Fig. 7 力積

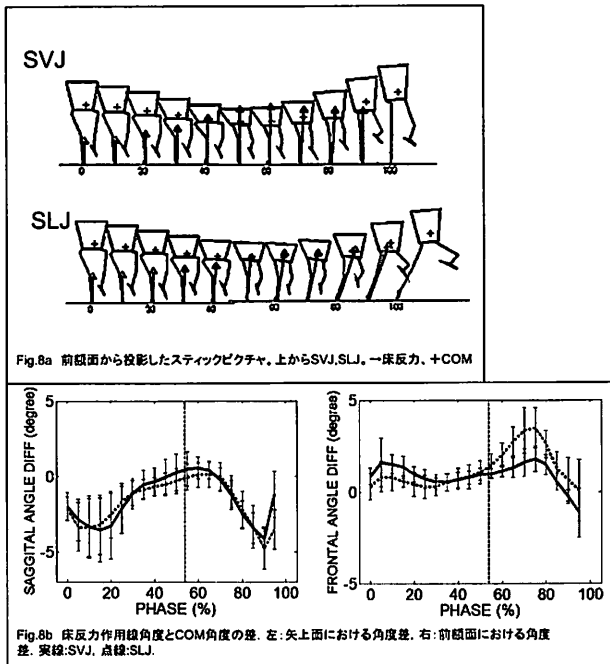


Fig. 8 床反力作用線角度とCOP-COM角度の差

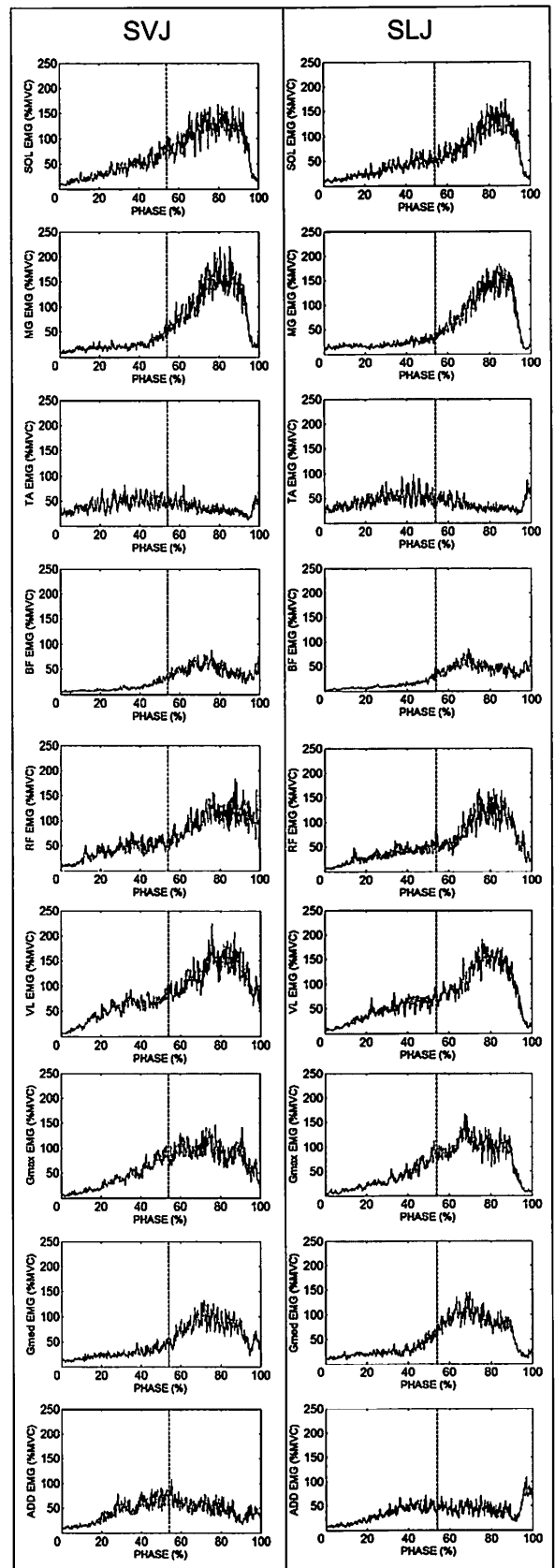
SLJの矢状面、前額面上の $\theta_{diff}$ は、 $\pm 5^\circ$ の範囲に収まっていた。前額面上の $\theta_{diff}$ は反動動作局面終盤からプッシュオフ局面中盤でSLJの方が大きくなっていった。

#### 4. 筋活動

SVJ, SLJにおける被験者7人のEMG平均値の時系列変化をFig. 9に示した。SOL, MG, TA, BFについては両跳躍で非常に類似した変化パターンが見られた。RF, VL, Gmaxについてはプッシュオフ局面の終盤までは両跳躍で同様の変化パターンを示したが、SVJでは離地まで高い筋活動が維持されていたのに対し、SLJでは90%付近から筋活動が急激に減少していた。Gmedは反動動作終盤からプッシュオフ局面開始時はSVJよりもSLJで高い筋活動が観察され、離地直前はSLJで筋活動の急激な減少が見られた。一方、ADDについてはSVJの反動動作終盤からプッシュオフ局面開始時にSLJよりも高い筋活動が観察され、離地直前ではSLJにおいてSVJよりも筋活動が増加していた。この時の反動動作局面、プッシュオフ局面におけるiEMG値をFig. 10に示した。反動動作局面ではRFが、プッシュオフ局面ではSOL, MG, BF, VL, ADDがSVJにおいてSLJよりも有意に大きな値を示した。

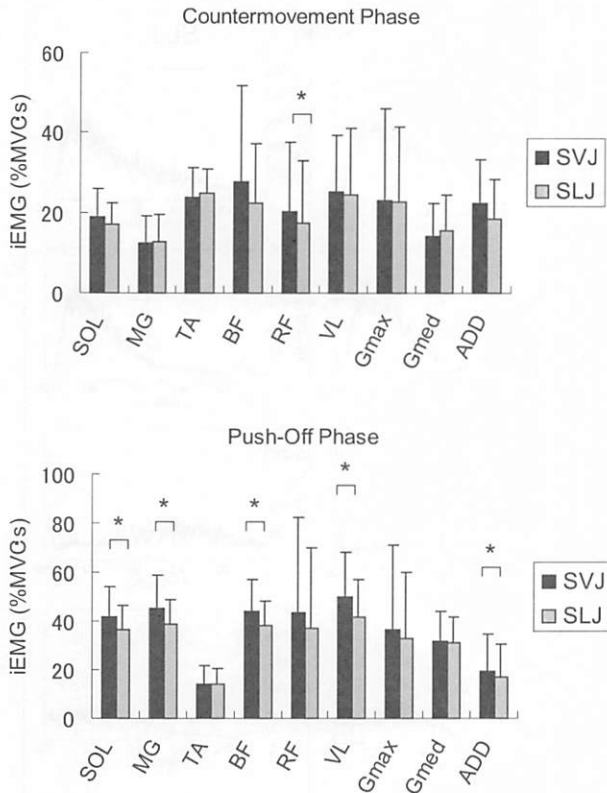
#### 5. 跳躍高, 跳躍距離

Fig. 11に各被験者におけるSVJでの跳躍高と、SLJでの跳躍距離の関係を示した。跳躍高と跳躍距離の間に有意な相関は認められなかった( $r=0.67, n.s.$ )。

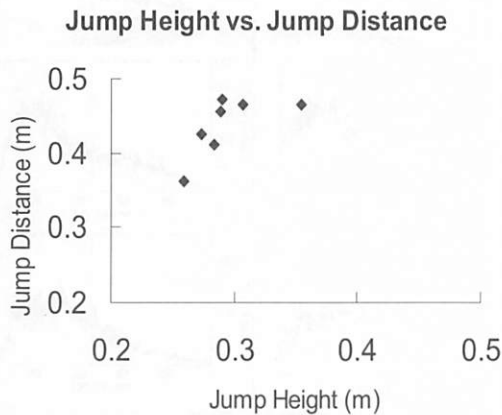


筋活動加算平均値(左SVJ, 右SLJ。上からSOL, MG, TA, BF, RF, VL, Gmax, Gmed, ADD)

Fig.9 筋電図



iEMG. 上: 反動動作局面, 下: プッシュオフ局面. 有意差 \* $p < 0.05$   
Fig. 10 iEMG



跳躍高と跳躍距離の関係 ( $r = 0.67$ )  
Fig. 11 跳躍高と跳躍距離の関係

#### IV. 考察

本研究の目的は、片脚垂直跳と片脚横跳を比較することにより、片脚横跳動作を遂行する際の下肢三関節のキネマティクス、筋活動、床反力を明らかにし、球技における多方向移動動作について検討することであった。右脚による左方向への片脚横跳では、片脚垂直跳とは異なり、反動動作局面からCOM位置をCOPの鉛直上方から左側にずらすことにより、身体が左側に倒れていく状態

をつくり出していた。これに伴い下肢は全体座標系における垂直軸に対して左側に倒れていくのに対し、体幹の長軸は中殿筋、長内転筋の活動の調節によって垂直軸に対し平行を保っていた。床反力も、反動動作局面終盤からプッシュオフ局面中盤では、前額面上でCOMに対し倒れていく方向とは逆方向に回転を生じさせる(身体を起こす)ように働いていた。したがって、片脚横跳では、倒れていく身体を股関節において制御をしながら、垂直跳と類似した下肢伸展動作(足関節では底屈動作)をすることにより、跳躍を遂行していたと言える。

下肢関節角度についてSVJとSLJで最も大きな差が現れたのは、股関節外転角度であり、離地時にSLJでは股関節外転角度がSVJよりも $21.6^\circ$ 大きくなっていった。股関節外転角度の増加は、COM位置がCOPの鉛直上方より左側にずれたことにより受動的に起きたと考えられる。COP-COM水平距離は、SVJでは常に $3.3 \times 10^{-2}$  m未満に保たれていたのに対し、SLJでは動作開始時から離地まで増加していった。SVJでは鉛直上方へ跳躍する必要があったため、右脚の股関節を内転位に維持しCOMがCOPの鉛直上方に位置するようにしていた。一方、SLJにおいては、動作開始後すぐにCOMがCOPの鉛直上方より左側に位置するようになり、COMにはCOPを支点とした左周りの回転運動が生じる。この時、下肢は左側に倒れていくのに対し、体幹は中殿筋の活動により直立位を維持した(Fig. 8a)ため(筋活動については後述)、結果的に股関節外転角度は増加した。横跳ではこのように股関節において姿勢の調節を行うことにより、動作方向を調節していたと考えられる。

下肢関節屈曲角度については、SLJにおいてプッシュオフ局面開始時に股関節屈曲角度がSVJよりも有意に小さくなったが、動作全体として時系列変化パターンは類似していた。股関節屈曲角度が浅くなると、屈曲角度が深い時よりもCOM位置は高くなる。COM位置が高くなると前額面上での姿勢がより不安定となる。したがって、両跳躍において類似した下肢の屈曲伸展動作が行われたが、SLJでは同時に横に倒れていく動作が必要とされたため、より身体が倒れやすい浅い屈曲角度が採用されたと推測される。

Fx, Fz, FyzはSVJとSLJで類似した時系列変化パターンを示したが、SLJではSVJと比較して反動動作局面の中盤からFyが大きくなった。これは、反動動作局面中盤から身体が左側に倒れていく状態で下肢の屈曲伸展動作が行われた結果、床反力の左右成分であるFyが増加したためであると考えられる。また、FyとFzの合成成分であるFyzの時系列変化パターンは、SVJとSLJで類似しており、身体が倒れていく状態であるため、全体座標系においては床反力の発揮される方向は異なるが、同様な動作(股関

節・膝関節伸展、足関節底屈)によって力発揮がなされていることが推測できる。後述するが、股関節外転動作を起こす中殿筋の活動レベルがSVJとSLJで類似していたことから、身体は下肢伸展動作(足関節底屈動作)による力発揮によって移動していると考えられ、外転動作によって身体を移動させるための力発揮を行っているのではないと予測できる。しかし、外転動作が実際に身体移動のための力発揮に貢献していないことを断言するためには、各関節の発揮トルク、パワー、仕事量等を検討する必要があり、今後の課題である。

さらに、床反力の作用方向を考えると、Fig. 8bが示すように、矢状面においてはSVJ, SLJともに $\theta_{force}$ と、 $\theta_{COP-COM}$ の差( $\theta_{diff}$ )は小さく、床反力はCOMが位置する方向に作用しており、身体に対しては同様に作用していたと言える。一方、前額面上では $\theta_{diff}$ は $\pm 5^\circ$ の範囲内ではあるが、SVJよりもSLJで $\theta_{diff}$ が大きくなっていた。つまり、SLJでは床反力の作用線はCOMの左側を通過しており、身体が倒れていく方向とは逆方向へ回転を生じさせるように働いていたといえる。ヒトがつかずいて前方へ倒れそうになった際、支持脚は前方への角運動量を中和するように、作用線がCOMの前方を通過するような床反力により、後方への運動量を生成し、姿勢を回復しようとするのが報告されている(Pijnappels et al., 2004, 2005)。したがって、片脚の横跳において床反力はCOMがCOPの鉛直上方からずれたことによって生じた回転を制御するため、倒れていく身体を起こすようなCOM周りの角運動量を生成するように作用していたと考えられる。

跳躍動作時の筋活動の時系列変化パターンを見ると、SVJとSLJの活動パターンは全体的に類似していることが分かる。特に、SOL, MG, TA, BFに関しては離地まで同様のパターンで活動していた。また、RF, VL, Gmaxに関しては、離地直前までは同様のパターンで活動していた。しかし、RF, VL, GmaxはSVJでは離地まで高い活動が維持されるのに対し、SLJでは離地前に活動レベルが低下していた。これは、跳躍方向によって着地姿勢のための準備が異なってくるためであると考えられる。これまでに、垂直跳と前方への跳躍を比較し、RF, VL, Gmaxにおいて離地直前に垂直跳では高い活動が維持されたのに対し、前方への跳躍では筋活動が低下したことが報告されている。Jones & Cardwell (2003)は、垂直跳では完全伸展し、鉛直上方に向かって離地するのが最適であるのに対し、前方への跳躍では着地のために下肢を前方に振り出す必要がある為、上記のような異なる筋活動パターンが起きると示唆した。したがって、本研究においても、SVJでは股関節、膝関節の完全伸展、及び体幹が後方へ振り出されないようにするためにRF, VL, Gmaxの活動が維持されたのに対し、SLJでは離地直後に下肢を跳躍方向に移動

させる必要があったため、完全伸展位となる前にそれらの筋の活動レベルが低下したと推測できる。

また、SVJとSLJの動作で最も大きな違いは股関節外転動作であったため、股関節外転筋群の一つであるGmedと内転筋群であるADDの活動に差が表れると予測された。SLJでは反動動作中盤からプッシュオフ局面前半でGmedの活動が増加している様子が見られた。これは、下肢を右側に傾けていた状態から下肢をニュートラルポジション(全体座標系における直立位)に戻すためにGmedが活動したためであると推測される(Fig. 8a)。下肢がニュートラルポジションになり、体幹が直立位であれば、COM位置はCOPより左側に位置することになる。Lyonらは前方、斜め方向への踏み出し動作において、片脚支持期にはCOMがCOPの鉛直上方より外側に位置するようになると、重力によって身体が足関節を軸に倒れることを報告している(Lyon et al., 1997)。したがって、前述した通り、SLJでは反動動作局面中盤から下肢がニュートラルポジション、さらには左側に傾き、水平面上におけるCOM位置がCOPの鉛直上方からずれ、身体が受動的に倒れていく状態となったと推測できる。しかし、SVJにおいてもSLJと全体的に同様のGmedの活動が観察された。Gmedには股関節外転作用があるが、歩行の支持期には骨盤の傾斜を抑え、股関節を安定させるために働くことが報告されている(Gottschalk et al. 1989)。したがって、本研究におけるSVJ, SLJにおいても、Gmedの活動は骨盤の傾きを抑え、全体座標系における体幹の直立を保つために発揮されていたと考えられる。つまり、SLJではCOMがCOPの鉛直上方に位置しないために下肢が左方向に倒れていき、その状態で体幹の直立を保つためにGmedが活動したために外転動作が起きたと推測できる。そして、このように股関節において姿勢を調節しながら、身体が倒れていくのと同時に下肢の伸展動作(足関節底屈動作)を行ったことにより、片脚横跳が行われていたと言える。また、離地直前において、SLJではGmedの活動は減少、ADDの活動は増加したのに対し、SVJでは筋活動は同レベルに維持されていた。これは、VL, RF, Gmaxと同様に、着地の準備に関係していると言える。SLJでは着地のために空中で股関節内転動作をする必要があるため、離地直前にGmedの活動は減少、ADDは増加したのに対し、SVJでは離地後も直立姿勢を保つ必要があったため、Gmedの活動は変化しなかったと考えられる。

また、跳躍高と跳躍距離の関係を見ると、有意な相関関係はないが、跳躍高が高い被験者ほど跳躍距離が大きくなる傾向が見られた。これは、横方向への跳躍動作において、下肢外転動作よりも伸展動作が主となって力発揮を行っているため、伸展筋力が大きい被験者(跳躍高が高い被験者)ほど横方向へも大きな力を発揮できたため

であると考えられる。しかし、相関関係は有意ではなく、SLJでは伸展動作以外の要素が跳躍距離に影響していると考えられる。伸展動作以外の要素としては、今回の実験結果から考えると、最もSVJとSLJで差が見られた股関節外転動作に関係していると考えられる。股関節外転動作は伸展動作とは異なり、跳躍方向を調節する役割があると思われる。つまり、鉛直上方には高く跳躍できる被験者においても、股関節における跳躍方向の調節が最適に行われなかったため、跳躍距離が伸びなかったことが推測される。しかし、本研究においては、被験者数が7名と少なく、検出力が低かったことが、相関係数や有意性の検定に影響した可能性がある。したがって、これらの点については、更なる研究が必要であり、今後の課題である。

## V. 結論

本研究では、横方向への移動動作メカニズムを明らかにするために、片脚横跳と、鉛直上方への移動動作である片脚垂直跳を比較した。片脚横跳ではCOMとCOP位置の左右のずれにより生じた回転を股関節において制御しながら、跳躍方向を調節していた。股関節・膝関節伸展動作、足関節底屈動作や下肢屈曲・伸展筋群の活動については、両跳躍で類似しており、また、床反力も身体に対して同様に作用していたため、片脚横跳においても身体移動は主に下肢伸展動作によって行われていたと推測できる。つまり、横方向への移動動作は、身体が側方へ倒れていくのを股関節周りの筋で制御し、移動方向を調節しながら下肢伸展動作を行うことによって遂行されていたと考えられる。しかし、伸展動作、外転動作が実際にどのような役割を果たしていたかを断言するためには、各関節のトルク、パワー、仕事量等を求める必要がある。

## 引用文献

- Besier, T. F., Lloyd, D. G., Cochrane, J. L., and Ackland, T. R. (2001) External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers., *Med. Sci. Sports Exerc.*, 33(7): 1168-1175.
- Bobbert, M. F., and van Ingen Schenau G. J. (1988) Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics.*, 21(3): 249-262.
- Dumas, R., Cheze, L., and Verriest, J.-P. (2007) Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics.*, 40: 543-553.
- Fukushiro, S., Besier, T. F., Cochrane, J., Nagano, A., and Lloyd, D. G. (2005) Direction control in standing horizontal and vertical jumps. *International Journal of Sport and Health Science.*, 3: 272-279.
- Gottschalk, F., Kourosh, S., and Leveau, B. (1989) The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. *J. Anat.*, 166: 179-189.
- Hislop H. J., and Montgomery J., (2003): 新・徒手筋力検査法, 原著第7版(津山直一訳), 182-254, 協同医書出版社
- Jacobs, R., and van Ingen Schenau G. J. (1992) Control of an external force in leg extensions in humans. *J. Physiol.*, 457: 611-626.
- Jacobs, R., Bobbert, M. F., and van Ingen Schenau, G. J. (1999) Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: The role of biarticular muscles. *Journal of Biomechanics.*, 29(4): 513-523.
- Jones, S. L., and Caldwell, G. E. (2003) Mono- and biarticular muscle activity during jumping in different directions. *Journal of Applied Biomechanics.*, 19: 205-222.
- Kawamoto, R., Ishige, Y., Watarai, K., and Fukushiro, S. (2003) Quantitative investigation of torsional loading of the tibia during quick change of running direction. *International Journal of Sport and Health Science.*, 1(1): 24-33.
- Lyon, I. N., and Day, B. L. (1997) Control of frontal plane body motion in humans stepping. *Exp. Brain Res.*, 115(2): 345-356.
- McLean, S. G., Huang, X., and van den Bogert, A. J. (2005) Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: Implications for ACL injury. *Clinical Biomechanics.* 20: 863-870.
- Pandy, M. G., and Zajac, F. E. (1991) Optimal muscular coordination strategies for jumping. *Journal of Biomechanics.*, 24(1):1-10.
- Pijnappels M., Bobbert M.F., and Van Dieen J.H. (2004) Contribution of the support limb in control of angular momentum after tripping. *J. Biomech.*, 37(12): 1811-1818.
- Pijnappels M., Bobbert M.F., and Van Dieen J.H. (2005) Push-off Reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers. *Gait Posture.*, 21(4): 388-394.
- Winter, D. A. (2005) *Biomechanics and motor control of human movement*, third ed. Wiley and Sons Publishers, New Jersey, USA.

## 連絡責任者

稲葉 優希

〒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

TEL: 03-5454-6878 (院生控室)

Email: jason\_yukid@hotmail.com