〔学術奨励賞〕 〔原 著〕

選択反応によるサイドステップカット動作中の 膝関節運動について

木村 健二 (中京大学体育学研究科), 桜井 伸二 (中京大学体育学部)

Effect of choice reaction on knee joint kinematics during sidestep cutting maneuvers

Kenji KIMURA 1), Shinji SAKURAI 2)

(Abstract)

Previous studies on the kinetics of sidestep cutting movement reported that the external moment of knee joint was larger under an unanticipated (UN) condition than a preplanned (PRE) condition. The purpose of this study was to compare the lower limb joint kinematics in sidestep cutting maneuvers in the first half of the foot contact phase between UN and PRE conditions.

A VICON motion analysis system using ten cameras (125Hz) was used to determine the lower limb joint kinematics of 8 healthy male subjects during sidestep cutting tasks performed under the UN and PRE conditions.

Knee flexion angle and anterior tibial draw at initial foot contact were smaller under the UN condition than the PRE condition (UN: 27.4 ± 10.0 deg; PRE: 38.1 ± 10.6 deg and UN: 0.9 ± 0.5 cm, PRE: 1.3 ± 0.6 cm, respectively). Knee valgus angle at minimum running speed in the foot contact phase was larger under the UN condition than the PRE condition (UN: 7.0 ± 1.8 deg; PRE: 4.9 ± 2.9 deg). Subjects tended to turn their lower trunk in the direction of travel after cutting earlier under the PRE condition, and the angle of pelvis in horizontal plane at first half in foot contact phase was significantly smaller (UN: 10.3 ± 10.6 deg; PRE: 20.6 ± 10.4 deg) under the UN condition than the PRE condition.

Previous research on the knee joint stiffness based on cadaveric studies reported that the combination of the knee valgus load and anterior tibial drawer force increased the anterior cruciate ligament tensile force. In the present study, we found that the knee valgus

¹⁾ Graduate School of Health and Sport Sciences, Chukyo University

²⁾ School of Health and Sport Sciences, Chukyo University

E-mail: allegrisc@gmail.com

angle and anterior tibial draw in the first half of the foot contact phase were larger under the UN condition. The results in the present investigation suggest that sidestep cutting under the UN condition increases the risk of knee joint injuries.

Key words : Unanticipated condition, knee joint injuries, knee joint coordinate system

キーワード 移動方向が不測の状態、膝関節傷害、 膝関節座標系

1. はじめに

サッカー、バスケットボールなどに代表される フィールドスポーツでは、選手は状況に応じて 様々な方向変更動作を行い、プレーを遂行してい る. Andrews et al. (1977) は走行中に行われる方 向変更動作をカッティングとよび、サイドステッ プカット、クロスオーバーカットの2種類に分け 定義した。サイドステップカットとは接地をした 脚の反対側に進行方向を変更する方法で、クロス オーバーカットは接地をした脚の反対側の脚を身 体の前方で接地脚と交差させて、接地をした脚の 同側に進行方向を変更する方法を示している。

これまで、カッティング中に見られる急激な減 速および方向変更によって、膝関節で生じる力 学的ストレスから前十字靱帯(ACL)損傷のリ スクは大きくなると報告されてきた (Chappell et al., 2007; Yu et al., 2006; Boden et al., 2000). Agel et al. (2005) は、サッカーとバスケットボー ルにおけるACL損傷の65%は着地や急激な 減速、方向変更のように、他者との接触が無 い状態(noncontact)で生じたものであるとし、 noncontact で ACL 損傷の多くが発生することを 示した、Cerulli et al. (2003) はストレインゲージ を直接 ACL に取り付けて急激な減速をさせた実 験の結果から、接地した脚に作用する鉛直成分の 地面反力(GRF)のピークとACL 張力のピーク は共に接地期前半のほぼ同時期に発生することを 示した。Besier et al. (2001a) はカッティング中に 膝関節に生じる内外反負荷と内外旋負荷はランニ ングと比較して有意に大きいことを示し、特にサ イドステップカットにおける接地期前半の内旋、 外反負荷はランニング、クロスオーバーカットと 比較して大きくなることを示した。

これまでの膝関節の傷害を検討したサイドス テップカット研究の多くは、前もって変更する方 向がわかっている状態で下肢各関節のトルクを検 討したものであり、変更する方向を選択反応に よって決定しカッティングをおこなう脚の接地中 の膝関節運動に注目したものは少ない。しかしな がら、サッカー、バスケットボールなどでは、選 手はそれぞれの状況に応じて瞬時に変更する方向 を決定し動作を行っていると考えられる。Besier et al. (2001b. 2003) はカッティング動作におい て、方向についての選択反応の有無(移動方向が 不測の状態; Unanticipated、以後 UN とする。前 もって移動方向を指示した状態; Preplanned、以 後 PRE とする。) によって生じる膝関節への負荷 の違いを、接地中における膝関節に作用する外 的モーメントを算出し比較した。UN のサイドス テップカットでは、接地期前半に膝関節に生じる 外反負荷と内旋負荷が、PRE に比べ有意に増加 したと報告している。この結果は、選択反応があ ること、いわば、とっさに進行方向を変えるとい うことがサイドステップカット動作の変化を引 き起こしている可能性を示している。そのため、 とっさに進行方向を変える状態において、膝関節 運動がどのように変化するのかについて検討する ことで、サイドステップカット動作をより詳細に 明らかにできると考えられる。

膝関節運動は、これまで回転運動については多 く検討されてきた。しかしながら、膝関節は解剖 学的な構造上、回転運動と同時に大腿骨に対して 脛骨が並進運動を行う。膝関節は脛骨大腿関節と 膝蓋大腿関節によって構成されている。脛骨大腿 関節は矢状面での屈曲/伸展、および膝関節屈曲 位において水平面の内旋/外旋の運動が可能であ り、前額面では他動的に内反/外反の運動が可能 である。膝蓋大腿関節は膝蓋骨関節面と大腿骨顆 間溝の間の関節であり、膝関節の屈伸に伴い、膝

2

蓋骨関節面は大腿骨顆間溝上を滑る。脛骨大腿関 節内では、関節間を構成している脛骨高原と大腿 骨の内/外果の関節面が膝関節の屈伸に伴い相対 的に並進運動をする。このように膝関節は単純な 蝶番関節ではなく、回転と並進運動が組み合わさ ることで関節運動を実現している。これまで、脛 骨の前方引き出しなどの大腿骨に対する脛骨の並 進運動は、ACLに張力を与える因子として傷害 との関係が検討されてきた(Fleming et al., 2001; Markolf et al., 1995). しかしながら、サイドス テップカット中の膝関節まわりの回転運動と大腿 骨に対する脛骨の並進運動を検討している研究は 少ない。

本研究ではサイドステップカットについて、前 もって移動方向が分かっている状態と比較して、 選択反応があることによる膝関節まわりの回転運 動と大腿骨に対する脛骨の並進運動の違いを検 討した.更に、サイドステップカット接地期前半 に膝関節傷害のリスクが大きくなる(Besier et al., 2001a; 2001b)と報告されていることから、特に 接地期前半の下肢の運動について検討した。

本研究の目的は選択反応によってサイドステッ プカット動作がどのように変化するのかを接地期 前半の膝関節の運動に注目して明らかにすること である。

2. 方法

2.1 被検者

被検者は8名の成人男性を対象として研究を 行った。被検者の年齢は24.1 ± 2.7歳(平均値 ± 標準偏差)、身長は1.70 ± 0.04m、体重は66.6 ± 8.8kgであった。この被検者グループには、下肢 の筋骨格系の傷害の既往歴がないことを事前に確 認した。中京大学大学院体育学研究科倫理委員会 規定の「人を対象とする研究に関する倫理規定」 に基づき、各被検者には研究の目的、実験の内容、 安全性の説明を行い、実験参加の同意を得た。

2.2 実験環境および機器設備

本実験で作成した走路は方向変更後も含めて全 長約7.35mで設定した。助走から4.35m地点に 方向変更の走路を規定する3方向の走路をカラー



Figure 1 Experimental setup.

テープで示し、方向変更後の走路を3mとした (Fig.1)。

助走から60度斜め前方へのサイドステップ カット、クロスオーバーカット、および直線走行 の走路をそれぞれ最大努力で走行するように指示 した。全ての被検者が右脚でカッティングを行っ たため、サイドステップカットでは被検者は右脚 接地後に左斜め前方に移動し、クロスオーバー カットでは右斜め前方に移動した。移動方向の 指示は、走路の前方に設置した光刺激提示装置 (DKH 社)のLED ライトを点灯することで提示 し、 左の LED ライトが 点灯 したら サイドステッ プカット、右の LED ライトが点灯したらクロス オーバーカット、中央の LED ライトが点灯した ら前方へ移動するように指示した。UN と PRE の 2つの状態について、それぞれの実験データを採 取した。なお UN の移動方向の指示は、サイドス テップカット、クロスオーバーカット、直線走 行をランダムに提示した。スタートラインの3m 前方に示した1ストライド前の接地を規定する ラインから、進行方向へ 0.45m、高さ 0.6m の位 置に光電管 (Multi-Pas System, DKH 社) を設置し、 光電管通過の瞬間に移動方向を提示するようにし

た。被検者はサイドステップカット、クロスオー バーカット、および直線走行を指示する LED ラ イトのランダムな点灯に慣れるため、十分な練習 をした後に実験を行った。被検者には、移動方向 の指示後に反応して動作を行うように指示した。

全ての試行において光電管通過からゴールまで の所要時間を計測し、被検者に計測結果をフィー ドバックした (Fig.1)。実験では 10 台の VICON-MX カメラを使用したモーションキャプチャシス テム (VICON Nexus, Oxford Metrics 社) を撮影ス ピード毎秒125フレームで使用した。被検者の 下肢 26 点の解剖学的特徴点に直径 8 mm の反射 マーカを厚さ2mmの台座を介して貼付し、各特 徴点の走行中の3次元座標値を採取した。採用し た解剖学的特徴点は、左右(LR)において上前 腸骨棘 (AS)、上後腸骨棘 (PS)、大腿骨内外側上 顆(MTH、LTH)、脛骨高原の内外側結節(MTB、 LTB)、脛骨粗面 (TT)、ガーディ結節 (TG)、腓 骨外果 (LM)、脛骨内果 (MM)、シューズ上のつ ま先 (TO) · 第5 指上 (M5) · 踵骨隆起 (CT) と した (Fig.2)。実験データはカッティング脚の1 歩前の左脚接地から、カッティング後の左脚接 地までを撮影し、サイドステップカットのデー タを分析対象とした.実験中に被検者が使用した シューズは室内用で、各被検者の所有しているも のであった。



Figure 2 Positions of reflective markers.

2.3 分析

2.3.1 身体位置データの処理

各被検者につき、UNと PRE のサイドステップ カット動作をそれぞれ3試行成功するまで撮影し た。成功試行は、移動方向の指示に合わせて方向 変更を行い、なおかつ変更後の走路を走行できた ものとした。移動方向の指示後に止まってしまっ た試行や移動方向の指示と異なった方向へ移動し た試行は失敗として扱った。連続して失敗をした 被検者はいなかった。分析には3試行の中でゴー ルまでの所要時間が最も短かったものを使用した。

計測から得られた解剖学的特徴点の3次元座標 値は、座標成分ごとに最適遮断周波数を決定し (Yu et al., 1999)、4次のバターワース型デジタル フィルタを用いて平滑化した。走行中の計測点毎 の最適遮断周波数の平均は10.9Hzであった。

2.3.2 キネマティクス

走路に直交右手型の慣性系 RG を定義し、慣性 系のX軸とY軸がなす面を水平面とし、直走路 でのY軸とZ軸がなす面を矢状面、X軸とZ軸 がなす面を前額面と定義した(Fig.1)。解剖学的 特徴点に取り付けたマーカの3次元座標値に基 づいて、骨盤、大腿骨および脛骨セグメントに 固定された運動座標系(RP、RF、RT)を定義し た(Fig.3)。大腿骨長軸の近位端として定義した 股関節中心(CH)は、骨盤に取り付けた4点の マーカを利用して Vaughan(1992)の方法に基づ いて推定した。骨盤座標系 RP の原点を仮想の身 体重心点として定義し、カッティング脚接地中の 走行スピードを求めた。

サイドステップカット中のカッティング脚の接 地時間は、被検者のシューズ上に貼付されたマー カの地面からの高さを基に、CT(踵骨隆起マー カ)が地面から5cm以下になった瞬間を接地の 瞬間とし、TO(つま先マーカ)が地面から5cm 以上になった瞬間を離地の瞬間として求めた。 カッティング脚接地の直前の左脚の接地からカッ ティング脚接地(右脚)までの1ストライドにお ける所要時間を、カッティング脚接地の直前の1 ストライド所要時間として求めた。

膝関節の運動を膝関節まわりの回転運動と大腿



Figure 3 Segment coordinate systems, pelvis (R_P), femur (R_F), tibia (R_T).

骨に対する脛骨の並進運動として記述するために、 Grood and Suntay (1983)の方法に基づいて膝関 節座標系 (R_{KJ})を定義した (Fig.4)。簡略にその 定義を説明すると、大腿骨左右軸 (X_{KJ})を MTH と LTH を結んだベクトルとし、脛骨長軸 (Z_{KJ}) を MTB と LTB の中点と、MM と LM の中点を 結んだベクトルとした。そして、 X_{KJ} と Z_{KJ} のな す面に直交するベクトルを浮動軸 (Y_{KJ})とした。 膝関節まわりの回転運動は、膝関節の屈曲/伸展 角を Y_F と Y_{KJ} の間の角度と定義し、内/外旋角 と内/外反角も同様に、それぞれ X_T と Y_{JK} 、 X_F と Z_T の間の角度で定義した。並進運動について は、MTH と LTH の中点と MTB と LTB の中点を 結んだベクトル H を R_{KJ} に投影し、 X_{KJ} に投影さ れた成分を左/右方向の移動距離、 Y_{KJ} に投影さ



Figure 4 Definition of the knee joint coordinate system (upper), and the translations of tibial proximal end relative to femoral distal end (bottom).

れた成分を前/後方向の移動距離、ZKJ に投影された成分を上/下方向の移動距離として定義した。 股関節角度は、骨盤セグメントに固定された 運動座標系 Rp に対する大腿骨セグメントに固定 された運動座標系 Rp の3次元的な回転を回転順 序 X-Y'-Z"のカーダン角で表した(Kadaba et al., 1990)。運動座標系 Rp に対する運動座標系 Rp の X 軸まわりの回転を股関節の屈曲/伸展運動軸と し、Y'軸まわり、Z"軸まわりの回転を、それぞ れ股関節の内/外転運動軸、内/外旋運動軸とし て定義した(Fig.3)。なお、算出された各関節角 度と並進移動距離は立位姿勢を基準にオフセット された関節角度と並進移動距離として表わした。

下肢の方向変更中の進行方向の変化を記述する ために、水平面(X-Y面)上に骨盤を2次元的 に投影し、カッティング脚の接地中において、水 平面の骨盤の回転角を示した。

2.3.3 統計処理

UNとPREの2つの条件間における、サイド ステップカット中の走行スピード、カッティング 脚の接地時間、カッティング脚接地の直前の1ス トライド所要時間、膝関節まわりの回転運動と大 腿骨に対する脛骨の並進移動距離、股関節角度、 水平面上の骨盤の回転角に関する結果について、 条件間の平均値の差の検定を行った。検定には対 応のある t-test を用いた。また、膝関節まわりの 回転運動と大腿骨に対する脛骨の並進移動距離の それぞれとサイドステップカット中の走行スピー ドとの間の相関、および膝関節まわりの回転運動 と大腿骨に対する脛骨の並進移動距離の間につい ての相関を検定した。有意水準は全て5%未満 とした。

3. 結果

3.1 サイドステップカット中の走行スピー ドと接地時間

UNとPREの2つの条件間について、カッ ティング脚接地の瞬間の走行スピードと接地中の 走行スピード極小点のスピード、カッティング脚 接地時間、カッティング脚接地の直前の1ストラ イド所要時間の平均値と標準偏差をTable1に示 した。

UN における、接地の瞬間の走行スピードは、 PRE よりも有意に減少し、UN では 2.52 ± 0.58m/s、 PRE では 3.52 ± 0.32m/s であった。UN における、 走行スピード極小点のスピードは、PREよりも 有意に減少し、UNでは1.68 ± 0.37 m/s、PREで は3.23 ± 0.31 m/sであり、UNでは接地中の有意 な減速が認められた。減速量は、UNでは0.84 ± 0.23 m/s、PREでは0.30 ± 0.09 m/sであり、UN では有意に大きな減速量が認められた。UNにお ける、カッティング脚接地時間は、PREよりも 有意に増大し、UNでは0.32 ± 0.07 秒、PREで は0.20 ± 0.02 秒であった。カッティング脚接地 の直前の1ストライド所要時間は、UNでは0.34 ± 0.07 秒、PREでは0.23 ± 0.05 秒であり、有意 な差が認められた。UN、PRE 共に走行スピード の時系列変化は、走行スピード極小点まで減少の 傾向を示した。

3.2 接地期前半における膝関節まわりの回転運動

これまで、カッティング中に見られる急激な減 速は、膝関節で生じる力学的ストレスを増加さ せ、前十字靱帯(ACL)損傷のリスクを大きくす ると報告されてきた(Chappell et al., 2007; Yu et al., 2006; Boden et al., 2000)。本研究では、急激な 減速が行われると考えられる接地期前半を、カッ ティング脚接地中の走行スピード極小点までとし た。条件間のカッティング脚接地の瞬間と走行ス ピード極小点におけるそれぞれの膝関節屈曲/伸 展角、内/外旋角、内/外反角の平均値と標準偏 差を Table 2 に示した。

UN における、接地の瞬間の膝関節屈曲角は、 PRE よりも有意に小さく、UN では 27.4 ± 10.0°、 PRE では 38.1 ± 10.6° であった。UN と PRE それ

Table 1	Running speed (average \pm S.D.) at initial foot contact and at minimum running speed in foot contact
	phase. Durations (average \pm S.D.) of foot contact and pre foot contact under the UN condition and
	under the PRE condition.

	At Initial Foot Contact		At Minimum Running Speed	
	Unanticipated	Preplanned	Unanticipated	Preplanned
Running Speed (m/s)	2.52(±0.28)	3.52 (±0.32) *	1.68 (±0.37)	3.23(±0.31) *
	Unanticipated	Preplanned		
Duration of Foot Contact (s)	0.32(±0.07)	0.20 (±0.02) *		
Duration of Pre Foot Contact (s)	0.34(±0.07)	0.23 (±0.05) *		

*denotes significant difference between Unanticipated and Preplanned (p<0.05).

ぞれにおける、接地の瞬間の膝関節屈曲角は、走 行スピードとの間に有意な相関が認められなかっ た(UN: r = -0.18, PRE: r = -0.18, p>0.05)。UN、 PRE 共に膝関節屈曲角の時系列変化は、走行ス ピード極小点まで増加の傾向を示した。

UN における、走行スピード極小点の膝関節外 反角は、PRE よりも有意に大きく、UN では 7.0 ± 1.8°、PRE で は 4.9 ± 2.9° で あ っ た。UN と PRE それぞれにおける、走行スピード極小点の 膝関節外反角は、走行スピードとの間に有意な 相関は認められなかった (UN: r = -0.05, PRE: r = 0.04, p>0.05)。UN における、走行スピード極小 点までの膝関節外反角の時系列変化は1名を除い て外反角増加の傾向が認められ、PRE において は、1名を除いて外反角変位が小さい傾向が認め られた (Fig.5)。



Figure 5 Changes of knee valgus angle in decelerating phase under the Unanticipated (top) and the Preplanned (bottom) conditions.

Table 2 Knee joint kinematics (average \pm S.D.) at initial foot contact and at minimum running speed in foot contact phase. Translations of tibial proximal end relative to femoral distal end (average \pm S.D.) under the UN condition and under the PRE condition.

	At Initial Foot Contact		At Minimum Running Speed	
	Unanticipated	Preplanned	Unanticipated	Preplanned
Flexion Angle (deg)	27.4 (±10.0)	38.1 (±10.6) *	60.2 (±7.7)	56.8 (±4.4)
External Rotation Angle (deg)	-0.2 (±5.9)	0.6 (±3.2)	-0.1 (±5.9)	0.2(±4.3)
Valgus Angle (deg)	4.8 (±2.7)	4.4 (±2.4)	7.0 (±1.8)	4.9 (±2.9) *
Lateral Tibial Shift (cm)	0.3 (±0.3)	0.3 (±0.2)	0.3 (±0.2)	0.2 (±0.2)
Anterior Tibial Draw (cm)	0.9 (±0.5)	1.3 (±0.6)	2.0 (±0.5)	2.2(±0.7)
Joint Distraction (cm)	0.4 (±0.5)	0.2 (±0.7)	-0.1 (±0.7)	-0.2 (±0.7)

*denotes significant difference between Unanticipated and Preplanned (p<0.05).

3.3 接地期前半における大腿骨に対する脛 骨の並進移動距離

条件間のカッティング脚接地の瞬間と走行ス ピード極小点におけるそれぞれの大腿骨に対する 脛骨の内/外側移動距離、前/後方移動距離、大 腿骨の遠位端と脛骨の近位端間の上/下方向移動 距離の平均値と標準偏差を Table 2 に示した。

UNにおける、接地の瞬間の脛骨前方移動距 離は、PREよりも有意に小さく、UNでは0.9 ± 0.5 cm, PRE τ that 1.3 ± 0.6 cm τ as $- t_{\circ}$ UN と PRE それぞれにおける、接地の瞬間の脛骨前 方移動距離は、走行スピードとの間に有意な相 関を認めなかった (UN: r = 0.20, PRE: r = -0.21, p>0.05)。PRE において、接地の瞬間の脛骨前方 移動距離は膝関節屈曲角との間に有意な正の相関 が認められた (PRE: r = 0.73, p < 0.05, UN: r = 0.36, p>0.05)。走行スピード極小点の脛骨前方移動距 離は、UN において、膝関節屈曲角との間に有意 な正の相関が認められた(UN: r = 0.78, p<0.05, PRE: r = 0.13, p>0.05。UN、PRE 共に大腿骨に対 する脛骨前方移動距離の時系列変化は、走行ス ピード極小点まで増加の傾向を示し、大腿骨に対 する脛骨の内/外側移動量と大腿骨の遠位端と脛 骨の近位端間の上/下方向移動距離の時系列変化 は、移動量の変化が小さい傾向が認められた。

3.4 接地期前半における股関節角度と水平 面の骨盤の回転角

条件間のカッティング脚接地の瞬間と走行ス ピード極小点におけるそれぞれの股関節屈曲/伸 展角、内/外旋角、内/外転角および水平面の骨 盤の回転角の平均値と標準偏差を Table 3 に示し た。

UN における、接地の瞬間の股関節屈曲角は、 PRE よりも有意に小さく、UN では $33.9 \pm 6.8^{\circ}$ 、 PRE では $46.7 \pm 9.5^{\circ}$ であった。また、条件に関 わらず、カッティング脚接地期前半において、股 関節は内旋位と外転位をとっていた。

UNにおける、カッティング脚接地中の水平面 の骨盤の回転角は、PREと比較して、接地の瞬間 と走行スピード極小点で共に進行方向へ向く回転 角が有意に小さく、接地の瞬間において、UN で は 11.4 ± 8.0°、PRE では 16.6 ± 9.3°、走行スピー ド極小点において、UN では 10.3 ± 10.6°、PRE では 20.6 ± 10.4° であった。UN におけるカッ ティング脚接地期前半の骨盤は、PREと比較して、 進行方向へ向く回転角が有意に小さかった。

4. 考察

本研究の目的は、UN と PRE の 2 つの条件間 において、サイドステップカット動作がどのよう に変化するのかを、カッティング脚接地期前半の 膝関節の屈曲/伸展角、内/外旋角、内/外反 角、および大腿骨に対する脛骨の内/外側移動距 離、前/後方移動距離、大腿骨の遠位端と脛骨の 近位端間の上/下方向移動距離に注目して明らか にすることである。

UNのサイドステップカットでは、カッティン グ脚接地の瞬間の走行スピードと極小点の走行ス ピードが共に、PREよりも有意に遅かった。カッ ティング脚の接地時間とカッティング脚の接地の 直前の1ストライドの所要時間は、UNで有意に 長かった。すなわち、選択反応課題があることで、 走行スピードは減少し、反応をしてからサイドス

Table 3 Hip joint kinematics (average \pm S.D.) at initial foot contact and at minimum running speed in foot contact phase under the UN condition and under the PRE condition.

	At Initial Foot Contact		At Minimum Running Speed	
	Unanticipated	Preplanned	Unanticipated	Preplanned
Flexion Angle (deg)	33.9 (±6.8)	46.7 (±9.5) *	38.4 (±6.6)	41.4 (±7.0)
Internal Rotaion Angle (deg)	10.2 (±8.2)	6.9 (±9.0)	10.8 (±7.5)	8.2 (±8.4)
Abduction Angle (deg)	12.4 (±6.1)	7.8 (±4.3)	12.4 (±5.4)	8.4 (±6.0)
Direction Angle of Pelvis (deg)	11.4 (±8.0)	16.6 (±9.3)	10.3 (±10.6)	20.6 (±10.4) *

* denotes significant difference between Unanticipated and Preplanned (p<0.05).

テップカットを完了するための所要時間は長くな る傾向が認められた。Rand and Ohtsuki (2000)は、 方向変更の指示のための視覚刺激を走行中に与え ることで、急激な方向変更動作の変化を検討した。 彼らは、方向変更動作を正確に遂行するためには、 長い接地時間によって、動作の準備時間を作り出 す必要があると考察した。本研究も同様に、移動 方向呈示に反応してからカッティング完了までの 間において、走者はカッティング脚の接地の直前 の1ストライドの所要時間とカッティング脚の接 地時間を長くすることで動作の準備時間を作り出 し、60°方向のサイドステップカットを成功させ ていたと考えられる。

Besier et al. (2001b) は、選択反応課題がある ことで、カッティング脚接地の瞬間の膝関節屈 曲角は大きくなったと報告している (UN と PRE で、膝関節屈曲角はそれぞれ、34.3°と32.3°、 p<0.01、と報告している)。しかし、彼らの研究 ではフォースプレート上に接地するという実験デ ザインによる制約があったため、カッティング 脚接地位置の制限が内在していると考えられる。 フォースプレートなどへの足の接地の制限につい ては、動作の制限を招く原因として検討されてい る (Sanderson et al., 1993)。本研究ではカッティ ング脚の接地位置に制約は無く、カッティング後 に走路を通過することを試技の課題としたため、 接地の制限についての問題は生じなかった。

UNにおける、接地中の走行スピード極小点 の膝関節外反角は、PREよりも有意に大きかっ た。膝関節外反角と走行スピードとの間に有意な 相関は認められなかったことから、選択反応課題 があることが、走行スピード極小点の膝関節外反 角の増大を引き起こしたと考えられる。Besier et al. (2001a, 2001b)は、サイドステップカット中 の Peak Push Off 時(鉛直方向の地面反力が最も 大きくなった瞬間)では、ランニングと比較して 外的な膝関節外反モーメントが大きくなることを 示した。また、選択反応課題があることで、PRE よりも、Peak Push Off 時の外的な膝関節外反モー メントは1.5倍増大すると報告した。彼らは、選 択反応課題があることによって、カッティング動 作を正確に遂行するための十分な時間を取ること ができず、筋の活動のタイミングや大きさが変化 することで、膝関節に生じる負荷が増大すると考 察している。本研究における走行スピード極小点 の膝関節外反角の増大は、選択反応課題があるこ とで膝関節に生じた負荷の増大の影響によるもの であると考えられる。

UN における、接地の瞬間の大腿骨に対する脛 骨の前方移動距離は、PRE よりも有意に小さかっ た。また、走行スピード極小点の大腿骨に対する 脛骨の前方移動距離は、膝関節屈曲角との間に有 意な正の相関が認められた。接地の瞬間の膝関節 屈曲角は、PRE よりも有意に小さかったことも 合わせると、走者は UN の接地の瞬間には、膝関 節屈筋群と伸展筋群の共収縮(Besier et al., 2003) を行うことで、膝関節の剛性を高めて接地をして いたことが示唆された。これまで膝関節屈曲/伸 展の運動面(矢状面)において、脛骨の前方引 き出し力と ACL の張力の関係が検討されてきた (Yu et al., 2006; Pflum et al., 2004)。彼らの研究 では、急激な減速や landing によって、減速のた めの地面反力の後方成分が増加することで、膝関 節屈曲方向の外的モーメントが生じ、それに抗す るための大腿四頭筋の活動による膝関節伸展モー メントの発生は、同時に脛骨の前方引き出し力と なり、ACL 張力を増大させるとしている。本研 究では地面反力について検討していないため、前 方移動量と地面反力の後方成分との間の関係を検 討することはできなかった。しかしながら、UN における、走行スピード極小点の脛骨の前方移動 距離は膝関節屈曲角の増加と共に増加していたこ とから、大腿四頭筋のエキセントリックな活動に よって、膝関節伸展モーメントと共に脛骨の前方 引き出し力が生じ、脛骨の前方移動距離の増加を 引き起こしたと考えられる。

UNにおける、接地の瞬間の股関節屈曲角は、 PREよりも有意に小かった。また、両条件とも カッティング脚接地期前半において、股関節は内 旋位と外転位をとっていた(Tab.3)。また、水 平面の骨盤の向きは、接地の瞬間と走行スピード 極小点で共に、PREよりも進行方向へ向く回転 角が有意に小さかった。このことは、選択反応課 題があることで、走者の目的とする移動方向に下 肢を向けることができなかったことを示している。 減速期の股関節内旋位と外転位は、減速のための 地面反力の鉛直成分の影響で、膝関節に外的な外 反モーメントを生じさせると考えられる。さらに、 股関節内旋位と外転位での膝関節屈曲運動は、膝 関節中心と地面反力の鉛直成分との間のモーメン トアームを増加させるため、外的な膝関節外反 モーメントを更に増加させると考えられる。本 研究で示された、UNにおける、接地中の走行ス ピード極小点の膝関節外反角の増大は、選択反応 課題があることによる、骨盤の水平面における回 転角の減少と股関節内旋位と外転位での膝関節屈 曲運動の影響で、外的な膝関節外反モーメントが 増加したため生じたものであると考えられる。

本研究では、被検者に身体マーカを貼付け、サ イドステップカット中の膝関節まわりの回転運動 と大腿骨に対する脛骨の並進運動について検討し た。これまで、身体マーカを使用して歩行やサイ ドステップカット中の動作を撮影する際に生じる 皮膚動揺によるマーカ認識誤差について検討が されてきた(Benoit et al., 2006; Reinschmidt et al., 1997; Lafortune et al., 1992)。本研究でも同様に身 体マーカの認識誤差は含まれていると考えられる。 しかしながら、同被検者において同じ解剖学的特 徴点にマーカを貼付けた状態で、サイドステップ カットの条件間の比較をすることを目的としたた め、皮膚動揺による影響を含みながらも、条件間 の違いは明らかにすることができたと考えられる。

Markolf et al. (1995) は、脛骨の前方引き出し 力に内外反負荷と内外旋負荷のそれぞれを死体膝 関節に組み合わせて生じさせることで、ACL 張 力の増加を検討した。結果として、脛骨の前方引 き出し力と外反負荷との組み合わせで膝を10°以 上屈曲させた場合に、脛骨の前方引き出し力のみ と比較して1.5倍から2倍のACL 張力が生じた と報告した。本研究で示された、選択反応課題が あることによるサイドステップカット動作の変化 は、ACL 張力を増加させる条件と一致していた。 すなわち、選択反応があることで、カッティング 脚接地期前半における膝関節のACL の張力は増 加し、膝関節傷害のリスクが高くなる可能性を示 唆している。

5. 結論

選択反応課題があることで、サイドステップ カット中の接地の瞬間において膝関節屈曲角は減 少し、接地中の走行スピード極小点における膝関 節外反角は増大した。また、走行スピード極小点 において、大腿骨に対する脛骨の前方移動距離と 膝関節屈曲角との間に有意な正の相関を認めた。 カッティング脚接地期前半の股関節は内旋位と外 転位であった。そのため、膝関節屈曲運動に伴っ て、外的な膝関節外反モーメントが増大すること で、外反角が増大したと考えられた。本研究で確 認された走行スピード極小点における膝関節外反 角の増大と脛骨の前方引き出しは、ACLの張力 を増加させると報告がされていることから、選択 反応によるサイドステップカット動作は、膝関節 傷害を引き起こす要因をもつことが示唆された。

文 献

- Agel J., Arendt, E. A., and Bershadsky B. (2005) Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer. Am. J. Sports Med. 33:524-530.
- 2) Andrews, J. R., McLeod, W. D., Ward T. and Howard K. (1977) The cutting mechanism. Am. J. Sports Med. 5:111-121.
- 3) Benoit, D. L., Ramsey, D. K., Lamontagne M., Xu L., Wretenberg P. and Renstroem P. (2006) Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. Gait and Posture 24: 152-164.
- 4) Besier, T. F., Lloyd, D. G., Cochrane, J. L. and Ackland, T. R. (2001a) External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers. Med. Sci. Sports Exerc. 33:1168-1175.
- 5) Besier, T. F., Lloyd, D. G., Ackland, T. R. and Cochrane, J. L. (2001b) Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. Med. Sci. Sports Exerc. 33:1176-1181.
- 6) Besier, T. F., Lloyd, D. G. and Ackland, T. R. (2003) Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. Med. Sci. Sports Exerc. 35:119-127.

- 7) Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A. Jr. and Garrett, W. E. Jr. (2000) Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics 23: 573-578.
- 8) Cerulli G., Benoit, D. L., Lamontagne M., Caraffa A. and Liti A. (2003) In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during rapid deceleration movement: case report. Knee Surg. Sports Traumatol Arthrosc. 11:307-311.
- 9) Fleming, B. C., Renstrom, P. A., Beynnon, B. D., Engstrom B., Peura, G. D., Badger G. J. and Johnson, R. J. (2001) The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. J. Biomech. 34: 163-170.
- Grood, E. S. and Suntay, W. J. (1983) A joint coordinate system for the clinical description of threedimensional motions: application to the knee. J. Biomech. Eng. 105: 136-144.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K. and Wootten, M. E. (1990) Measurement of lower extremity kinematics during level walking. J. Orthop. Res. 8: 383-392.
- 12) Lafortune, M. A., Cavanagh, P. R., Sommer, H. J. III and Kalenak A (1992) Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. J. Biomech. 25: 347-357.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A. M. and Slauterbeck, J. L. (1995) Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. J.

Orthop. Res. 13:930-935.

- 14) Pflum, M. A., Shelburne, K. B., Torry, M. R., Decker, M. J. and Pandy, M. G. (2004) Model prediction of anterior cruciate ligament force during drop-landings. Med. Sci. Sports Exerc. 36:1949-1958.
- 15) Rand, M. K. and Ohtsuki T. (2000) EMG analysis of lower limb muscles in humans during quick change in running directions. Gait and Posture 12:169-183.
- 16) Reinschmidt C., van den Bogert, A. J., Nigg, B. M., Lundberg A. and Murphy N. (1997) Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. J. Biomech. 30: 729-732.
- Sanderson, D. J., Franks, I. M. and Elliott D. (1993)
 The effects of targeting on the ground reaction forces during level walking. Human Movement Science 12: 327-337.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L. and O'Connor, J. C. (1992) Dynamics of human Gait (2nd Edition) . Kiboho Publishers: Cape Town, South Africa, pp.15-43.
- 19) Yu B., Lin, C. F. and Garrett, W. E. (2006) Lower extremity biomechanics during the landing of a stopjump task. Clin. Biomech. 21: 297-305.
- 20) Yu B., Gabriel D., Noble L. and An, K. N. (1999) Estimate of the optimum cutoff frequency for the butterworth low-pass digital filter. J. Appl. Biomech. 15:318-329.