

〔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±10.0deg; PRE: 38.1±10.6deg and UN: 0.9±0.5cm, PRE: 1.3±0.6cm, 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±1.8deg; PRE: 4.9±2.9deg). 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±10.6deg; PRE: 20.6±10.4deg) 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靭帯 (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

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 \pm 標準偏差)、身長は 1.70 ± 0.04 m、体重は 66.6 ± 8.8 kg 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

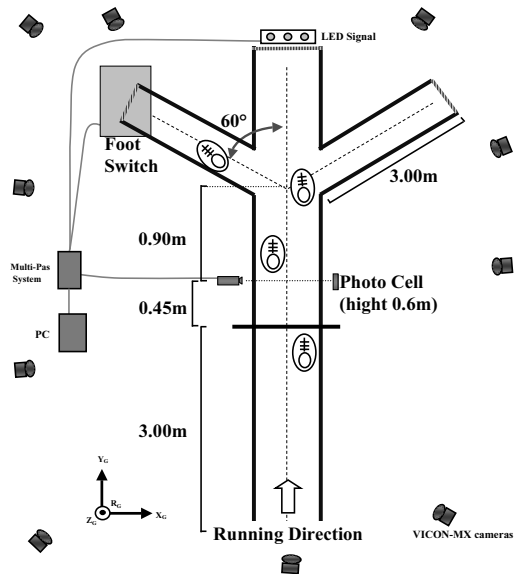


Figure 1 Experimental setup.

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8mm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。

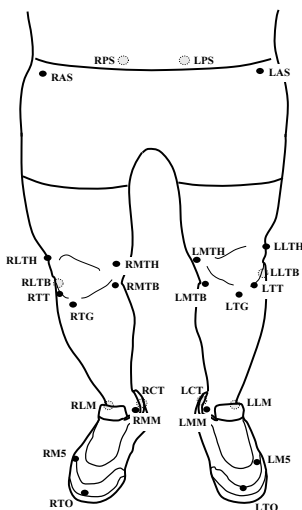


Figure 2 Positions of reflective markers.

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 R_G 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 (R_P 、 R_F 、 R_T) 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 R_P 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

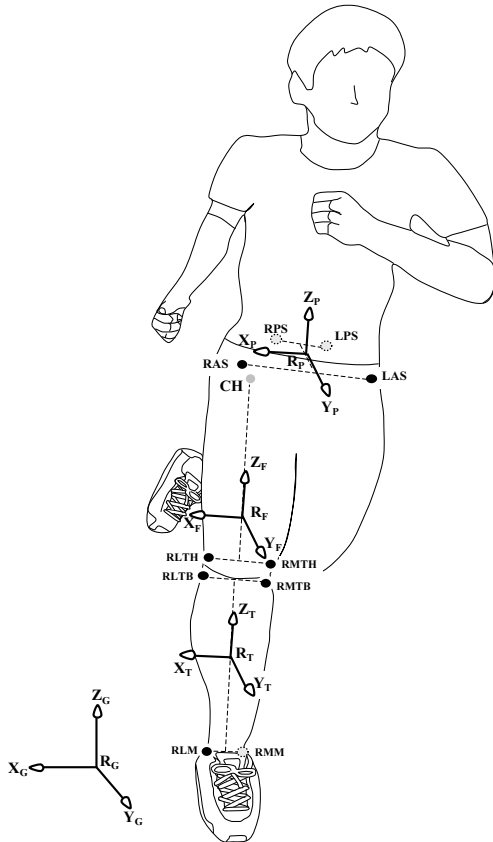


Figure 3 Segment coordinate systems, pelvis (R_P), femur (R_F), tibia (R_T).

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_{KJ} 、 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

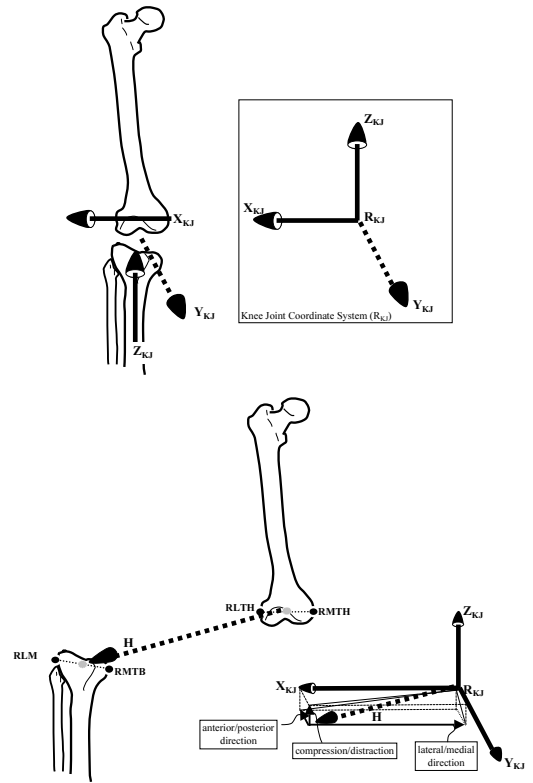


Figure 4 Definition of the knee joint coordinate system (upper), and the translations of tibial proximal end relative to femoral distal end (bottom).

れた成分を前/後方向の移動距離、 Z_{KJ} 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 R_P に対する大腿骨セグメントに固定された運動座標系 R_F 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 R_P に対する運動座標系 R_F 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次元の

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Table 1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 ± 0.58 m/s、PREでは 3.52 ± 0.32 m/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、前十字靭帯 (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 $27.4 \pm 10.0^\circ$ 、PREでは $38.1 \pm 10.6^\circ$ 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(\pm 0.28)	3.52 (\pm 0.32) *	1.68 (\pm 0.37)	3.23(\pm 0.31) *
	Unanticipated	Preplanned		
Duration of Foot Contact (s)	0.32(\pm 0.07)	0.20 (\pm 0.02) *		
Duration of Pre Foot Contact (s)	0.34(\pm 0.07)	0.23 (\pm 0.05) *		

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

それぞれにおける、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 $7.0 \pm 1.8^\circ$ 、PRE では $4.9 \pm 2.9^\circ$ 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)。

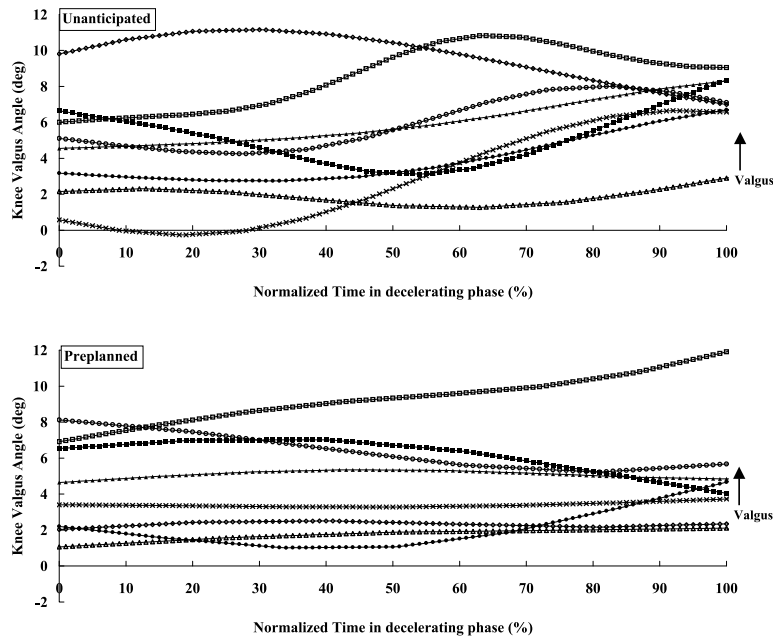


Figure 5 Changes of knee valgus angle in decelerating phase under the Unanticipated (top) and the Preplanned (bottom) conditions.

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 $0.9 \pm 0.5\text{cm}$ 、PRE では $1.3 \pm 0.6\text{cm}$ であった。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 $11.4 \pm 8.0^\circ$ 、PRE では $16.6 \pm 9.3^\circ$ 、走行スピード極小点において、UN では $10.3 \pm 10.6^\circ$ 、PRE では $20.6 \pm 10.4^\circ$ 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 Rotation 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 よりも有意に小さかった。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つ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

- 1) 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.
- 10) Grood, E. S. and Suntay, W. J. (1983) A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J. Biomech. Eng.* 105: 136-144.
- 11) 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.
- 13) 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.
- 17) 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.
- 18) 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 stop-jump 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.