

原 著

瞬時的な判断を伴う方向転換動作が 膝関節への力学的負荷に及ぼす影響

佐々木 睦¹⁾, 木村 新¹⁾, 泉 重樹²⁾

要旨: [目的] 方向転換 (カッティング) 動作に移動方向の瞬時的な判断を付加し, その際の地面反力成分及び, 下肢関節角度を検討することを目的とした.

[方法] 一般成人男性 10 名を対象とし, 3 次元動作解析システム及び, フォースプラットフォームを用いて解析を行った. その際, カッティング動作中の下肢関節キネマティクス, キネティックスデータおよび地面反力データについて, 瞬時の判断が有る条件と, 無い条件で比較した.

[結果] 瞬時の判断が有る条件の方が支持脚接地時において膝関節への外的な外反モーメントを増大させるような地面反力ベクトルの生成および, 関節角度, 関節トルクの変化を示した.

[考察] 外的な外反モーメントの増大に伴い, 身体では外反モーメントに抗する形で発揮される内反トルクが増大する. 従って, 瞬時の判断が伴うカッティングは膝関節への力学的負荷を増大させる可能性が示唆された.

キーワード: 方向転換動作, 瞬時の判断, 膝関節負荷

1. 緒 言

スポーツ活動中に発生する前十字靭帯 (Anterior cruciate ligament; ACL) 損傷のうち 70~80% は非接触型損傷であると報告されている¹⁾²⁾³⁾. ACL 損傷は Boden et al.¹⁾ の質問紙調査と受傷時の映像解析によると, 急激な減速動作や方向転換動作時に発生する例が多いとされており, 特にバスケットボールやサッカーなどに代表されるフィールドスポーツで好発する. フィールドスポーツでは選手はボ-

ルの動きや敵の選手, あるいは味方の選手などに合わせて, 様々な方向転換動作を行い, プレーを遂行している. 走行中に行われる方向転換動作はカッティングとよばれ, カッティング方法の一つとしてサイドステップカットがある⁴⁾. サイドステップカットは接地脚の反対側に進行方向を変更する方法とされている.

これまで, サイドステップカットにおける急激な減速および方向転換により生じる膝関節への力学的負荷の増大に伴い, ACL 損傷のリスクは大き

1) 東京大学総合文化研究科 〒153-8902 東京都目黒区駒場 3-8-1 東京大学総合文化研究科広域科学専攻生命環境科学系
TEL: 03-5454-6877 Email: atsushi-sasaki@g.ecc.u-tokyo.ac.jp

2) 法政大学スポーツ健康学部 〒194-0298 東京都町田市相原町 4342 TEL: 042-783-3003

受付日 2017 年 10 月 26 日 受理日 2018 年 2 月 1 日

くなると報告されてきた⁵⁾。サイドステップカット中に生じる膝関節外反、内旋モーメントは特にカッティング脚接地期において、直進走と比較して有意に大きいことが示されている⁶⁾。

しかしながら、従来のカッティングと ACL 損傷メカニズムに関する研究の多くは、あらかじめ移動方向が分かっている状態におけるカッティング中の下肢関節のキネマティクスあるいはキネティクスを検討したものである。実際のスポーツ場面では、選手はいつも予期した動作を行っているとは限らず、相手をかわしたりボールの弾みに合わせたりと、常に瞬時的な判断をしながら次の動作を選択、遂行していると考えられる。そのため、事前に移動方向が分かっている状況下におけるカッティングの検討は、必ずしも実際のスポーツ場面を反映していないことが考えられる。Besier et al.⁷⁾ はカッティングにおいて移動方向があらかじめ予測できる状況と、予測できない状況での膝関節に作用する外的モーメントの違いを検討している。その結果、移動方向を予測できない状況下におけるサイドステップカットでは、予測できる状況下でのサイドステップカットと比較して膝関節の外反、内旋モーメントが増加したと報告している。このことは、予測できない状況下において瞬時的判断を伴うことが膝関節への外的モーメントを増大させた可能性を示唆している。そのため、予測できない状況下においてサイドステップカットがどのように行われるのかということを検討することは、より実際のスポーツ場面に類似した状況での ACL 損傷メカニズムを明らかにできる可能性が考えられる。

Besier et al.⁷⁾ の研究では膝関節に作用するモーメントに焦点を当てた検討をしていた。サイドステップカット中、膝関節へ作用するモーメントは、生成される地面反力の向きや大きさ、あるいは、その際の関節角度により決定されることが考えられる。そのため、関節負荷を決定する要因を検討するためには、地面反力の生成される向きや、大きさ、また、その際の関節角度を明らかにする必要がある。そこで本研究では、カッティング中に生成される地面反力成分の向き、大きさ、および股関節を含

めた下肢関節角度に注目し、次に行う動作を予測できない (Unanticipated; UN) 状況下で瞬時に移動方向を決定し行うサイドステップカットと、あらかじめ移動方向が分かっている状態で行うサイドステップカットを比較検討することを目的とした。

II. 方 法

1. 被験者

被験者は膝関節に既往のない健常成人男性 10 名 (身長 1.72 ± 0.05 m, 身体質量 65.1 ± 4.3 kg : 平均値 \pm 標準偏差) であった。ヘルシンキ宣言に基づき、実験の説明を口頭および書面にて行い、参加の同意を得た。

2. 実験課題

測定に先立ち、被験者には十分なウォーミングアップを行わせた後、実験室に設定した走路にてカッティング動作の練習をおこなった。実験課題は直進走、60度左斜め前方へのサイドステップカット、60度右斜め前方へのクロスオーバーカットの3課題とした。クロスオーバーカットは、接地した脚の対側の脚を身体前方で接地脚と交差させて、接地した脚の同側に進行方向を変更する方法である。本研究では、直進走およびクロスオーバーカットと比較して、より ACL 損傷のリスクを高めるとされている⁵⁾⁶⁾ サイドステップカットに注目し、分析対象とした。本研究で作成した走路は、助走から 5 m 地点に方向変更後の走路を規定する 3 方向の走路をカラーテープで示し、カッティングは方向変更地点の中央に設置したフォースプラットフォーム上で行うものとした (図 1)。

UN 条件では、走路の前方に設置した画面上で課題を提示することで、移動方向を指示した。課題には Stroop 課題を用いた。本研究では青色で書かれた「あか」という文字が提示されたときに、左へサイドステップカット、緑色で書かれた「あお」という文字が提示されたときには直進走、赤色で書かれた「みどり」という文字が提示されたときには右へクロスオーバーカットをするものとした。提示

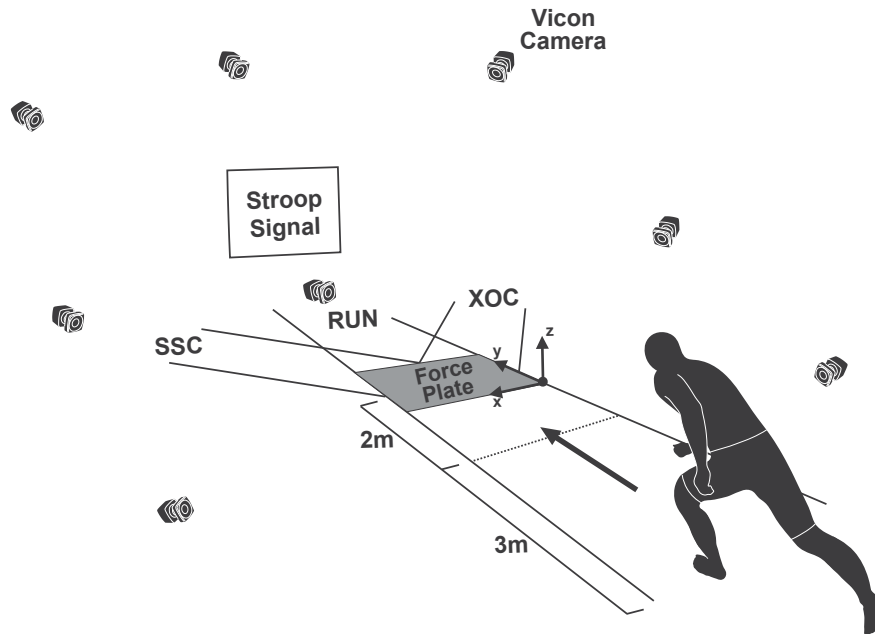


図1 実験環境図. SSC: サイドステップカット, RUN: 直進走, XOC: クロスオーバーカット

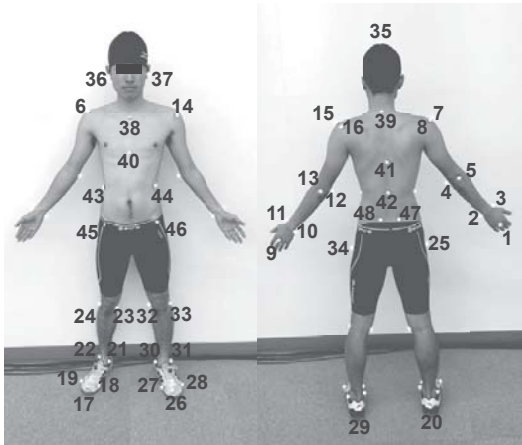
された課題の文字の色と一致する色の走路を移動方向とした。スポーツ活動中、選手の注意処理資源の大部分は競技そのものに向けられ、傷害予防のために身体に注がれる注意はわずかである可能性が考えられる。注意処理資源と課題遂行に関する研究では、いくつかの課題を同時遂行するとき、処理資源が十分に配分された課題は上手く遂行され、不十分な課題はうまく遂行できないということが報告されている⁸⁾。同様にスポーツ活動においても周囲の状況や戦略など複数の事柄を常に思考しながら動作を遂行することが求められる。そのため、本研究ではより認知負荷の高い Stroop 課題を採用することで、動作以外の部分に注意を割きながら同時にカッティングを行う、より実際のスポーツ場面に近い条件設定を行った。課題は、被験者がフォースプラットフォーム中央の2 m手前に来たときにランダムに提示され、課題と一致する走路を方向変更後に走行できたものを成功試技とした。

実験手順は、初めに Control (CON) 条件として、移動方向をあらかじめ指示し、サイドステップカットを3試技記録した。その後 UN 条件下において試技を行い、サイドステップカットの成功試技が3試技記録できるまで試技を行った。被験者への試技間の試技成功失敗のフィードバックは行わず、すべ

ての試技が終了するまで、成功試技の数も通知しなかった。移動方向を間違えたものや方向変更後にコースからはみ出てしまった試技は失敗として扱った。全ての試技を最大努力で走行するように指示し、疲労の影響を避けるため、試技間に十分な休息時間をおいた。また、UN 条件でのランダムな課題提示になれるために十分な練習をした後に実験を行った。

3. データ収集

身体動作のデータ収集には赤外線カメラ13台を含む光学式三次元動作解析装置 (VICON MX-T10-S, Vicon Motion Systems 社製) を使用し、本研究では、被験者の進む向きの水平方向を Y 軸の正方向、鉛直上向き方向を Z 軸の正方向、Y 軸と Z 軸の外積で得られる方向を X 軸の正方向とする右手系の直行座標系を実験室内における絶対座標系として定義した (図2)。図3は分析基準点として被験者に貼付した反射マーカの位置を示したものであり、マーカの3次元位置座標データをサンプリング周波数200 Hzで収集した。また、フォースプラットフォーム (Berotec Force Plates, BERTEC 社製) を用いて、地面反力データを収集し、その際のサンプリング周波数は2000 Hzとした。なお、



- | | | |
|--------------|-------------|--------------|
| 1. 右第3中手骨頭 | 17. 右つま先 | 33. 左大腿骨外側顆 |
| 2. 右尺骨茎状突起 | 18. 右第1中足骨頭 | 34. 左大転子 |
| 3. 右橈骨茎状突起 | 19. 右第5中足骨頭 | 35. 頭頂 |
| 4. 右上腕骨内側上顆 | 20. 右踵骨 | 36. 右耳珠 |
| 5. 右上腕骨外側上顆 | 21. 右内果 | 37. 左耳珠 |
| 6. 右上腕骨小結節 | 22. 右外果 | 38. 胸骨上縁 |
| 7. 右肩峰 | 23. 右大腿骨内側顆 | 39. 第7頸椎棘突起 |
| 8. 右肩峰角 | 24. 右大腿骨外側顆 | 40. 剣状突起 |
| 9. 左第3中手骨頭 | 25. 右大転子 | 41. 第8胸椎棘突起 |
| 10. 左尺骨茎状突起 | 26. 左つま先 | 42. 第12胸椎棘突起 |
| 11. 左橈骨茎状突起 | 27. 左第1中足骨頭 | 43. 右第12肋骨下端 |
| 12. 左上腕骨内側上顆 | 28. 左第5中足骨頭 | 44. 左第12肋骨下端 |
| 13. 左上腕骨外側上顆 | 29. 左踵骨 | 45. 右上前腸骨棘 |
| 14. 左腕骨小結節 | 30. 左内果 | 46. 左上前腸骨棘 |
| 15. 左肩峰 | 31. 左外果 | 47. 右上後腸骨棘 |
| 16. 左肩峰角 | 32. 左大腿骨内側顆 | 48. 左上後腸骨棘 |

図2 分析基準点

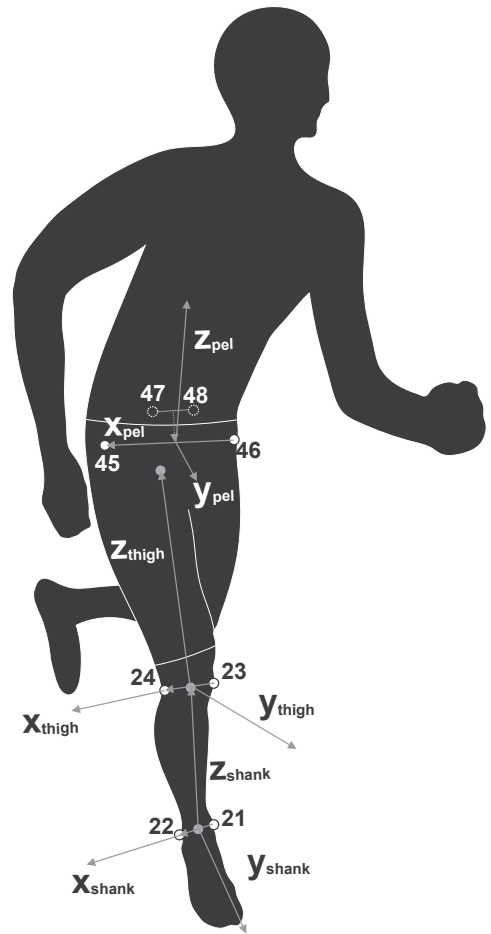


図3 移動座標系

身体分析点の3次元位置座標データと地面反力データは自動分析装置にて同期を行った。

4. データ処理

収集した被験者の身体各部に貼付したマーカーの3次元位置座標データは、遮断周波数を Wells and Winter⁹⁾の残差分析により各分析点それぞれに決定し(遮断周波数: X軸座標 7-11 Hz, Y軸座標 7-11 Hz, Z軸座標 7-11 Hz), 4次の位相ずれのない Butterworth low-pass digital filter)により平滑化を行った。地面反力データは 200 Hz にダウンサンプリングを行った後、遮断周波数 13 Hz で位相のずれのない 4 次の Butterworth low-pass digital filter により平滑化を行った。足関節中心、膝関節中心については関節の内外側に貼付した 2 個のマーカーの中心点をそれぞれ関節中心とした。股関節中心は Reynolds et al.¹⁰⁾ が示した方法により推定した。

6. 分析区間

これまでカッティング中にみられる急激な減速は、膝関節への力学的負荷を増加させると報告されてきた¹⁾。そのため本研究では、カッティング脚接地地から、カッティング脚接地中の走速度が最小になる時点(走速度極小点)までを接地期前半と定義し、この区間を分析対象とした。各試技間における動作時間を規格化するために、接地から走速度極小点までを 100% として規格化した。

5. 身体各セグメントの移動座標系と慣性係数

身体各セグメントの姿勢を決定するために、分析基準点に基づいて、下腿、大腿、および骨盤の各セグメントに固定された移動座標系を設定した¹¹⁾(図3)。また、身体分析点の座標データおよび被験者の体重から、身体各セグメントの重心と慣性パラメータを算出した¹¹⁾。

6. 算出項目

6.1 走速度, 接地時間

Y 軸方向の身体重心速度を算出することで走速度とした。またフォースプラットフォームより得られた地面反力の立ち上がり時を接地, 地面反力の消失時を離地と定義し, 地面反力の作用時間を接地時間とした。

6.2 地面反力

フォースプラットフォームより得られた地面反力成分からカッティング中の地面反力の合力を算出した。また, 支持脚接地時の前額面での地面反力ベクトルと X 軸のなす角 (図 4) を算出した。

6.3 関節角度

近位のセグメントの移動座標系 $O-xyz$ に対する遠位のセグメントの移動座標系 $O-x''y''z''$ をカルダン

角で表すことにより関節角度を算出した。その際カルダン角は $x \rightarrow y' \rightarrow z''$ の順番を用いた。この時 x 軸まわりの回転角度を屈曲 / 伸展角度, y 軸まわりの回転角度を内転 / 外転 (内反 / 外反) 角度, z 軸まわりの回転角度を内旋 / 外旋角度とした。

6.4 関節トルク

推定した身体各セグメントの重心位置と慣性パラメータを用いて逆動力学演算を行い, 各関節が発揮する正味のトルクを算出した。そして, 算出した関節トルクを各関節に定義した移動座標系¹²⁾の各軸に射影することで, 各関節軸まわりの関節トルクを算出した。

7. 統計処理

統計処理には, 統計処理ソフト SPSS (IBM 社製 Version22) を使用した。CON 条件と UN 条件における各パラメータについて対応のある t 検定を行い, その際の有意水準は 5% 未満とした。

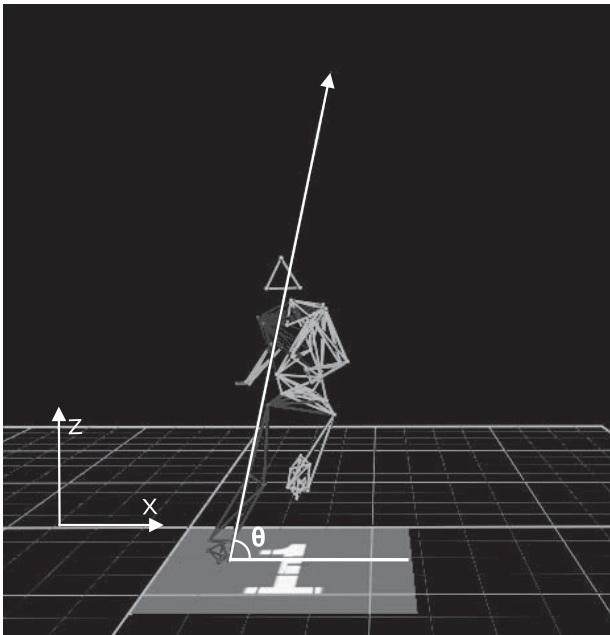


図 4 支持脚接地時の前額面での地面反力ベクトルと X 軸のなす角 θ

III. 結果

1. カッティング中の走速度 (表 1), 接地時間 (表 2)

UN 条件における走速度は接地時および, 速度極小点において CON 条件に比べ有意に減少した ($p < 0.05$)。また, UN 条件におけるカッティング脚接地時間は CON 条件に比べ有意に増大した ($p < 0.05$)。

2. カッティング中の地面反力データ (表 3)

UN 条件における前額面上での地面反力ベクトルと X 軸のなす角は接地時において CON 条件に比べ有意に増大した ($p < 0.05$)。

表 1 CON, UN 条件における接地時および速度極小点での走速度

	接地時		走速度極小点	
	CON	UN	CON	UN
走速度 (m/s)	4.60 (\pm 0.46)	4.10 (\pm 0.47)*	4.20 (\pm 0.51)	3.41 (\pm 0.33)*

* : CON, UN 条件間の有意差を示す ($p < 0.05$)

3. カutting中の関節角度 (表 4)

膝関節屈曲角度は条件間で有意な差は認められなかった。UN 条件における膝関節内旋角度は接地時において CON 条件に比べ有意に増大した ($p<0.05$)。UN 条件における膝関節外反角度は接地時および、速度極小点において CON 条件に比べ有意に増大した ($p<0.05$)。股関節屈曲角度は条件間で有意な差は認められなかった。UN 条件における股関節内旋角度は接地時において CON 条件に比べ有意に増大した ($p<0.05$)。UN 条件における股関

節外転角度は接地時および、速度極小点において CON 条件に比べ有意に増大した ($p<0.05$)。

4. Cutting中の膝関節内反トルク (表 5)

UN 条件における膝関節内反トルクは接地時および、速度極小点において CON 条件に比べ有意に増大した ($p<0.05$)。

IV. 考 察

本研究の目的は UN 条件における Cutting中の地面反力成分および、下肢関節角度を膝関節に生ずる力学的負荷に注目して検討することであった。

これまで、次の動作が予測可能な状況下では、中枢神経系は姿勢保持に関与する筋活動パターンをあらかじめ適切にプログラムしていることや、反射

表 2 CON, UN 条件における接地時間

	CON	UN
接地時間 (s)	0.20 (\pm 0.03)	0.24 (\pm 0.02)*

* : CON, UN 条件間の有意差を示す ($p<0.05$)

表 3 CON, UN 条件における接地時および速度極小点での地面反力データ

	接地時		走速度極小点	
	CON	UN	CON	UN
地面反力ベクトルの大きさ (N)	3.3 (\pm 2.2)	3.5 (\pm 2.7)	25.9 (\pm 2.1)	23.6 (\pm 3.9)
地面反力ベクトルと X 軸の成す角 (deg)	92.9 (\pm 6.9)	101.2 (\pm 9.3)*	115.1 (\pm 2.4)	116.7 (\pm 2.9)

* : CON, UN 条件間の有意差を示す ($p<0.05$)

表 4 CON, UN 条件における接地時および速度極小点での膝関節, 股関節角度

	接地時		走速度極小点	
	CON	UN	CON	UN
膝関節 屈曲 (deg)	34.4 (\pm 6.1)	33.2 (\pm 6.9)	49.6 (\pm 9.9)	52.2 (\pm 7.4)
内旋 (deg)	13.8 (\pm 9.9)	17.2 (\pm 8.6)*	2.7 (\pm 8.1)	2.5 (\pm 10.8)
外反 (deg)	-2.9 (\pm 2.6)	-0.9 (\pm 2.8)*	-4.1 (\pm 3.1)	-2.9 (\pm 3.7)*
股関節 屈曲 (deg)	54.4 (\pm 7.8)	50.4 (\pm 8.2)	24.8 (\pm 9.2)	25.3 (\pm 9.3)
内旋 (deg)	2.7 (\pm 9.3)	9.1 (\pm 11.1)*	4.2 (\pm 7.1)	6.6 (\pm 7.9)
外転 (deg)	6.4 (\pm 4.5)	19.3 (\pm 9.2)*	12.8 (\pm 4.8)	22.7 (\pm 5.7)*

* : CON, UN 条件間の有意差を示す ($p<0.05$)

表 5 CON, UN 条件における接地時および速度極小点での膝関節内反トルク

	接地時		走速度極小点	
	CON	UN	CON	UN
膝関節内反トルク (Nm/kg)	0.09 (\pm 0.15)	0.31 (\pm 0.25)*	-1.51 (\pm 0.88)	-0.42 (\pm 1.09)*

* : CON, UN 条件間の有意差を示す ($p<0.05$)

活動を合目的的に調節できることが報告されてきた⁸⁾。これは予測性姿勢反射と呼ばれ、最終的な随意運動制御を効果的に発揮させることを助けるといわれている。本実験の CON 条件ではあらかじめ移動方向が明らかとなっているため、予測性姿勢反射のような事前の運動準備による姿勢制御方略が取られていた可能性が考えられる。一方で、UN 条件では直前まで行う動作が明らかではなく、動作遂行に対する事前の運動準備にかかる時間が十分でない可能性が考えられる。本研究の結果より、走速度が UN 条件において CON 条件よりも有意に低くなり、接地時間は増大した。これは動作開始前の予測的な運動準備にかかる時間が不十分であるため、走速度を下げ、接地時間を長くすることで動作の準備時間を作り、サイドステップカットを成功させていたと考えられる。UN 条件下では、遂行される動作に対する事前の予測的な運動準備の欠如が CON 条件との動作の差を生じさせる可能性が示唆された。

地面反力ベクトルの大きさに条件間で有意な差は見られなかった。一方で、前額面上での X 軸と地面反力ベクトルの成す角は CON 条件に比較して、UN 条件において有意に増大した。さらに膝関節内反トルクも CON 条件と比較して UN 条件において有意に増大した。サイドステップカット中、膝関節の外反モーメントに作用する地面反力成分は、その向きや大きさにより決定される。本研究の結果からは、UN 状況下では地面反力成分の大きさよ

りも、地面反力成分が生成される方向が変化することが示された。カッティング脚接地時の前額面上での X 軸と地面反力ベクトルの成す角の増大は、外側方向への地面反力ベクトルの生成を意味している(図5)。地面反力ベクトルと X 軸との成す角の増大は膝関節中心と地面反力ベクトルのモーメントアームを増加させ、外的な膝関節外反モーメントを増大させる。この時、身体では外的な外反モーメントに抗する形で発揮される内反トルクが増大し(表5)、膝関節への力学的負荷が増大することが示唆された。

膝関節角度は UN 条件において CON 条件と比較して外反、内旋角度の増大が見られた。ACL 損傷時の下肢アライメントとしては、膝関節軽度屈曲位で、なおかつ外反位による受傷肢位が多いとされており、回旋に関しては内外旋どちらにおいても起こりうるとされている¹³⁾。本研究で示された瞬時の判断があることによるカッティング中の関節角度変化は、ACL 損傷発生時の下肢アライメントと類似したことから UN 条件は膝関節傷害のリスクを高める可能性が示唆された。本研究では膝の回旋角度は、大腿部および下腿部に設定したマーカーをもとに算出している。結果としては UN 条件において CON 条件に比べて膝関節内旋角度が大きくなった。一方で、本研究で示された結果はカッティング中の膝関節回旋角度を検討した先行研究と比較しても、量的に少ないことや、ばらつきが大きいいため、今後 Point cluster 法やより回旋に着目したそ

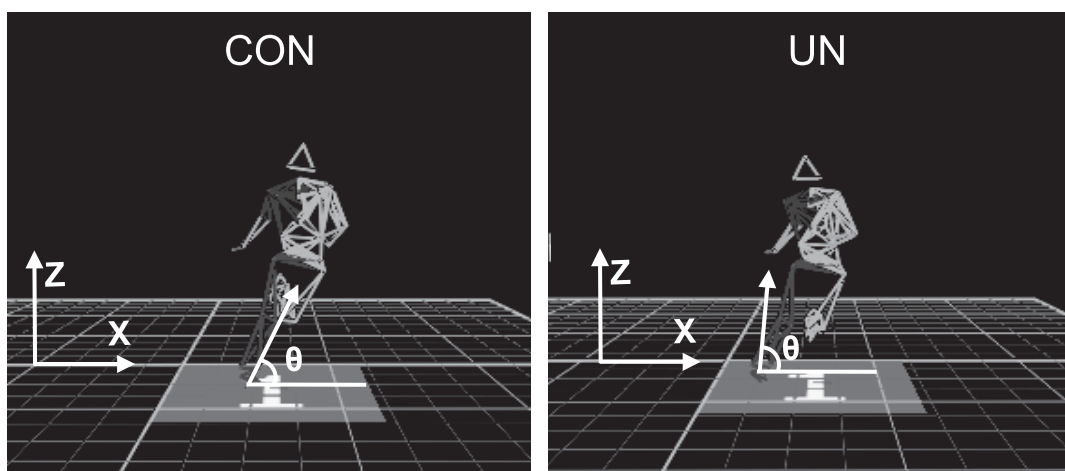


図5 CON 条件と UN 条件における地面反力ベクトルの立ち上がりの一例

の他の方法¹⁴⁾を用いて、より詳細な検討を行う必要がある。

UN条件ではカッティング脚接地時および、走速度極小点においてCON条件よりも有意に股関節外転位となった。Patle et al.¹⁵⁾は歩行中のサイドステップによる方向転換動作について、あらかじめ移動方向が分かっている条件と、方向転換の2歩前に移動方向を決める条件で比較検討をした。その結果、あらかじめ移動方向が分かっている条件では、足部を移動方向側に接地することで方向転換を行うFoot Placement Strategyという運動方略がとられることを示した。一方で、移動方向を直前に決定する条件では、支持脚側の股関節外転および体幹側屈をすることによって移動方向へ身体重心を偏移させるようなHip Strategyという運動方略がとられることを報告した。本研究のUN条件において股関節外転角度の増大がみられたが、このことは移動方向が直前まで不測であったため、Hip Strategyが選択された可能性が示唆された。Hip strategyによる股関節外転角度の増大は、カッティング脚接地時に地面反力ベクトルを身体の外側方向へ生成させることで膝関節の外的な外反モーメントの増大に寄与する可能性が考えられた。さらに、UN条件ではCON条件よりも有意に股関節内旋位となった。カッティング脚接地時の股関節内旋角度と膝関節外反モーメントのピーク値に正の相関関係があることが報告されている¹⁶⁾。そのため、本研究のUN条件で示された股関節内旋角度の増加も膝関節外反モーメントの増加と関係している可能性が示唆された。

本研究より、UN条件下でのサイドステップカットは膝関節内旋、外反角度の増大が見られ、これはBesier et al.⁷⁾の研究と類似した。また、UN条件における膝関節の外的な外反モーメントの増大には地面反力ベクトルの大きさやよりも、生成される向きが寄与する可能性が示唆された。サッカーやバスケットボールにおけるディフェンシブなカッティング動作では相手選手の動きに合わせた受動的な応答が必要であると考えられる。本研究は実験デザイン上、課題提示により移動方向が決定するため受

動的な応答が必要であり、これはスポーツ場面においてはディフェンシブな状況であると想定される。サッカーにおけるACL損傷時の映像解析によると、ディフェンシブな状況で相手選手に対してサイドステップカットを用いてプレスをかけるような場面でno-contactにて、受傷する例が多いとされている¹⁷⁾。従って、本研究ではより実際の受傷場面に近い条件設定においてカッティング動作の検討が行えたと考えられる。ACL損傷を予防するという観点からは、動作者の意図しないタイミングや方向へ動作を行う場合でも、ACL損傷を起こさない予測的な運動制御ができるスキルを獲得することが重要である。具体的には、「UN条件のような状況下においてもFoot Placement Strategyによる対応ができること」または「Hip Strategyにおいても膝関節への力学的負荷を制動するための股関節、体幹機能を有すること」、あるいはその両方が、ACL損傷予防に有効である可能性が考えられた。

V. 結 論

本研究では瞬時の判断を伴うカッティング時の膝関節負荷を検討するために、その際の地面反力成分、および下肢関節動態に注目して検討を行った。その結果、瞬時の判断を伴うカッティングでは、カッティング脚接地時において、膝関節外反負荷を増大させるような方向へ地面反力成分が生成された。さらに膝関節外反、内旋角度は増大し、膝関節への力学的負荷を増大させる可能性が示唆された。

参考文献

- 1) Boden BP, Dean GS, Feagin JA Jr, et al.: Mechanism of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 2000, 23(6): 573-578.
- 2) McConkey JP: Anterior cruciate ligament rupture in skiing. A new mechanism of injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 1986, 14(2): 160-164.
- 3) Hewett TE, Myer GD, Ford KR: Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *The American Journal of Sports Medicine*, 2006, 34(2): 299-311.



- 4) Andrews JR, McLeod WD, Ward T, et al.: The cutting mechanism. *The American Journal of Sports Medicine*, 1977; 5(3): 111-121.
- 5) Cross MJ, Gibbs NJ, Bryant GJ: An analysis of the sidestep cutting maneuver. *The American Journal of Sports Medicine*, 1989, 17(3): 363-366.
- 6) Besier TF, Lloyd DG, Cochrane JL, et al.: External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2001, 33(7): 1168-1175.
- 7) Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR, et al.: Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 2001, 33(7): 1176-1181.
- 8) 西平賀昭, 大築立志: 運動と高次神経機能—運動の脳内機能を探検する—杏林書院, 東京, 2005, pp99, 144.
- 9) Wells RP, Winter DA: Assessment of signal noise in the kinematics of normal, pathological and sporting gait. *Human Locomotion*, 1980, 1: 36-41.
- 10) Reynolds HM, Hubbard RP: Anatomical frames of reference and biomechanics. *Human Factors*, 1980, 22(2): 171-176.
- 11) Dumas R, Cheze L, Verriest JP: Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics*, 2007 40(7): 543-553.
- 12) Wu G, Siegler S, Allard P, et al.: ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. Journal of Biomechanics*, 2002, 35(4): 543-548.
- 13) 福林徹, 蒲田和芳: ACL 損傷予防プログラムの科学的基礎. ナップ, 東京, 2008, pp33-34.
- 14) Bohn MB, Petersen AK, Nielsen DB, et al.: Three-dimensional kinematic and kinetic analysis of knee rotational stability in ACL-deficient patients during walking, running and pivoting. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 2016, 3(1): 27.
- 15) Patla AE, Adkin A, Ballard T: Online steering: coordination and control of body center of mass, head and body reorientation. *Experimental Brain Research*, 1999, 129(4): 629-634.
- 16) McLean SG, Huang X, van den Bogert AJ: Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: Implications for ACL injury. *Clinical Biomechanics*, 2005, 20(8): 863-870.
- 17) Waldén M, Krosshaug T, Bjørneboe J, et al.: Three distinct mechanisms predominate in non-contact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: a systematic video analysis of 39 cases. *British journal of sports medicine*, 2015, 49(22): 1452-1460.

Effect of Cutting Maneuvers accompanied by Momentary Choice Reaction on Knee Joint Loading

Atsushi SASAKI¹⁾, Arata KIMURA¹⁾, Shigeki IZUMI²⁾

Abstract

[Objectives] The objectives of this study were to investigate knee joint loading during cutting maneuvers accompanied by momentary choice reaction.

[Methods] Ten healthy male subjects performed cutting maneuvers under preplanned and unanticipated conditions. Three-dimensional motion analysis system and force platform were used to determine the lower limb joint load during cutting maneuvers.

[Results] The ground reaction force to increase knee joint loading were found under the unanticipated condition.

[Conclusion] Momentary choice reaction during cutting maneuver may increase the risk of non-contact knee ligament injury because of increase of knee joint loading.

Key words: cutting maneuvers, momentary choice reaction, knee joint loading

1) Graduate School of Arts and Sciences, The University of Tokyo: 3-8-1 Komaba, Meguro-ku, Tokyo, 153-8902 Japan,
TEL: +81 3-5454-6877 E-mail: atsushi-sasaki@g.ecc.u-tokyo.ac.jp

2) Faculty of Sports and Health Studies, Hosei University: 4342Aihara-tyo, Machida-city, Tokyo, 194-0298 Japan.
TEL: +81 42-783-3003