

小笠原一生

目 次

要約	1
1. 緒言	2
2. 方法	3
2.1. 症例.....	3
2.2. Direct Linear Transformation (DLT) 法によるビデオ映像の 3 次元解析	4
2.3. 床反力および膝モーメントの算出	6
2.4. 本手法の精度検証.....	7
3. 結果	8
3.1. 精度検証の結果.....	8
3.2. 受傷時の膝モーメントの推定結果.....	10
4. 考察	11
謝辞	14
参考文献	14

ビデオ映像に基づく膝モーメント推定法の考案と膝前十字靭帯損傷映像への応用

小笠原一生 俵紀行 藤堂幸宏

要約

スポーツ外傷のビデオ映像は、その発生メカニズムに関して実験室研究では得られない重要な情報を含んでいる。著者らは特にケガ発生時の力学情報に注目し、ビデオ映像のみから関節に作用した力学ストレスを定量化する手法を考案した。本研究は、手法の精度検証と実際におきた膝前十字靭帯 (ACL) 損傷のビデオ映像への適用を通して、スポーツ外傷の発生メカニズムを力学的視点から検討する。

対象は女性エリートハンドボール選手が片脚着地の際、右膝を大きく外反脱臼する様子の映像 (3アングル) であった。背景に映り込んだコートラインやゴールのサイズに基づき、Direct Linear Transformation 法にて2次元のカメラ座標を3次元座標へ変換するカメラパラメータをフレーム毎に求め、このカメラパラメータより受傷時の選手の姿勢を表す3次元キネマティクスを得た。床反力は質量-バネ-ダンパモデルで推定した接地直後の衝撃力と、ビデオから得た重心加速度に基づく慣性力を合成することで求めた。これらから膝に作用した床反力のモーメントを推定した。実際のハンドボールコートにて受傷時の撮影環境を再現して本手法の精度検証をしたところ、推定膝モーメントと計測値との誤差は屈曲/伸展, 内反/外反, 内旋/外旋いずれも 15%以下であることが確認された。推定結果で特徴的であったのは、膝外反モーメントが着地後 0.026 秒という極めて短い時間に 341.6Nm の過大なピークを認めたことであった。映像上、この時刻以降に膝外反脱臼が生じたことから、本症例は着地直後の過大な膝外反モーメントによってもたらされたと考えられる。一方、本症例では着地後 0.2 秒経過した時点でも脱臼位が継続しており、それと同期して膝外反モーメントの 2 度目の増加が認められた。この時間帯の膝外反モーメントは体質量の慣性力に依存した力成分であり、すなわち質量割合の大きい体幹部が患部である右膝に覆い被さるように落下したために患部が体幹と床に挟まれる形となり、脱臼からの整復を遅延させたものと考えられた。今後は、多様な ACL 損傷のメカニズムについての総合的に理解を深めるため、解析時間の短縮や推定精度の向上を図り、より多くの症例を解析する必要がある。

代表者所属: 武庫川女子大学

1. 緒言

非接触型膝前十字靭帯(ACL)や内側側副靭帯(MCL)損傷は重篤なスポーツ外傷である。この傷害は球技や体操競技において、着地や方向変換など、下肢に過大な床反力が作用する動作で好発する(Renstrom et al., 2008)。その場合、膝は異常な外反位や回旋位を呈することが知られている(Ireland, 1999)。近年、欧米を中心にトレーニング介入によって受傷率を下げる試みが成果を上げているが(Hewett et al., 1999; Mandelbaum et al., 2005; Myklebust et al., 2003)、その一方で、この外傷の発生メカニズムにはいまだ議論の余地があり(Krosshaug et al., 2007a)、このことがトレーニング介入の効率化を妨げる要因になっている。仮に発生メカニズムがより深く解明されれば、それを克服するトレーニングに重点を置くことで、予防の効率化が期待される。

受傷メカニズムに関する過去の研究は、健常被験者を対象としたバイオメカニクス的研究(Hewett et al., 2005; Sigward and Powers, 2007)や、コンピュータシミュレーション(Chaudhari and Andriacchi, 2006; Shin et al., 2007)、屍体膝の実験(Fukuda et al., 2003; Markolf et al., 1995)などが中心であった。これらの研究は受傷メカニズムに対して一定の知見をもたらしたものの、例えば、健常被験者を対象とした実験では倫理的問題から危険な試技を行わせることが出来なかったり、あるいはコンピュータシミュレーションでは実際の発生機序との隔たりがあったりと、受傷メカニズムの核心に迫ることは困難であった。このような状況の中、2000年頃から、実際に起きたACL損傷のビデオ解析を通じて受傷時のキネマティクスを定量化する研究が行われ始めた。Krosshaug et al. (2005)によるModel-based image matching techniqueは受傷時の経時的な膝キネマティクス変化を評価することに成功し、Koga et al.(2011)はこの手法を用いてハイスピード撮影された受傷シーンの詳細な膝キネマティクスを報告した。これらの研究は、受傷場面の撮影という偶然性や、

ビデオの画質に左右されるものの、発生メカニズムの研究に画期的な進歩をもたらした。しかしながら、これまでのビデオ解析は受傷時の膝キネマティクス、つまり、過大なストレスが膝に強い運動学的な結果を定量化したにすぎず、このキネマティクスを引き起こした原因である関節モーメントを評価するものではなかった。もしビデオ映像から受傷時の膝モーメントを推定することが出来れば、組織を破綻に至らしめた”原因”を評価でき、受傷メカニズムが飛躍的に理解されることとなる。そこで本研究はビデオのみから膝モーメントを推定する方法論の確立および精度検証を通して、非接触型膝 ACL 損傷の発生メカニズムを力学的に考察することを目的とした。

2. 方法

2.1. 症例

本症例は、28歳の女性エリートハンドボール選手(62kg, 166cm)の右膝 ACL および MCL 損傷であった。当該選手が右脚で着地した際、膝が外反し、そのまま転倒したものである(図 1)。なお、受傷の前後に相手選手との接触はなかった。受傷約1ヶ月後に行われたACL再建手術にて、鏡視下的に上記の損傷が確認された。本研究を実施するにあたり、選手本人および財団法人日本ハンドボール協会には、研究の詳細を書面にて説明し、映像データと医療画像データの使用許諾を得た。なお、本研究で用いた手法は、独立行政法人日本スポーツ振興センター国立スポーツ科学センターの倫理審査委員会の承認を得たものである。



図 1 本研究で対象とした右膝 ACL 損傷の様子

2.2. Direct Linear Transformation (DLT) 法によるビデオ映像の 3 次元解析

本研究では、上記症例を 3 方向から撮影した映像データの解析を行った。図 2 には、選手の移動方向およびカメラのおおよその位置、そして DLT 法に使用したコントロールポイントを示した。コントロールポイントの 3 次元座標は公式ルールに則した。miniDV カセットに録画された NTSC 形式の映像は、Adobe Premiere Pro CS3 (Adobe Systems Inc., USA) を用いて AVI 形式のデジタルファイル (画素数: 640×480 pixel, フレームレート: 30 fps) に変換された。3 つの映像は足部と床の衝突時刻で同期をとった。分析の対象区間は選手が離地する直前 1 フレームと、それにつづく滞空期間の 20 フレーム、および接地後の 10 フレームとした。

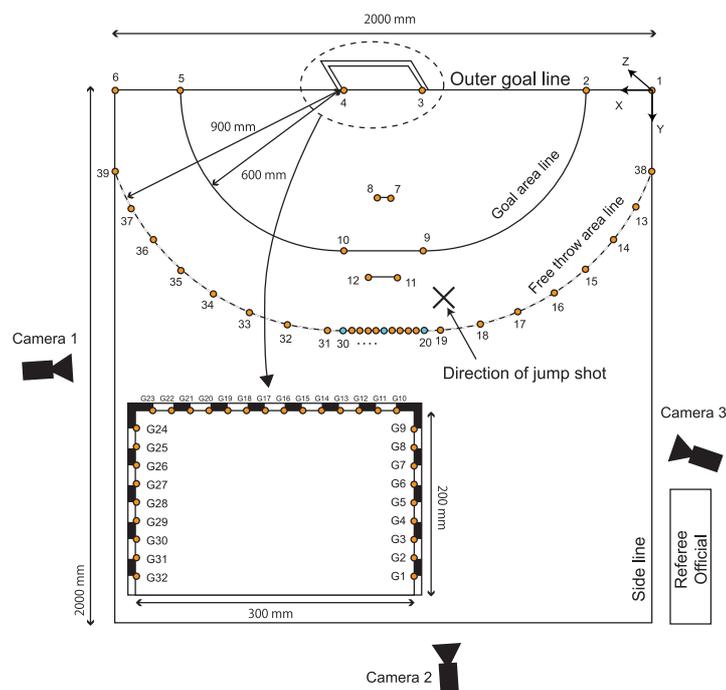


図 2 カメラ配置と DLT に用いたコントロールポイント

コントロールポイントのカメラ座標は著者らが構築した LabVIEW (National Instruments Corporation, US) スクリプトを用いて画像処理的に取得した。また選手の肩関節中心, 肘関節中心, 手関節中心, 手部, 股関節中心, 膝関節中心, 足関節中心, 足尖および頭部中心のカメラ座標を徒手的に取得した。より正確なデジタル化のため, 整形外科医および日本体育協会公認アスレティックトレーナーによる協議の上で関節位置を同定し, データの一貫性を保つため全て同じ作業者が行った。デジタル化に起因するノイズを軽減するため, 3 回のデジタル化を行い, その平均値を採用した。コントロールポイントのカメラ座標と実座標との対応からカメラパラメーターをフレーム毎に算出し, DLT 法を用いて関節中心のカメラ座標を 3 次元座標に変換した (Mössner and Kaps, 1996)。3 次元座標は 2 次のバターワース型ローパスデジタルフィルタにてノイズを除去した。カットオフ周波数は, 水平成分 (X, Y 成分) は 6Hz とし, 鉛直成分 (Z 成分) は 10Hz とした。次に, 推定床反力の時間軸と対応させるため, サンプリング周波数 1kHz 相当のデータに補間した。得られた

関節中心の3次元座標から全身15リンクの運動学モデルを構築した。各体セグメントの部分質量と重心位置、全身の重心位置は阿江ら(1992)のモデルに基づき推定した。

2.3. 床反力および膝モーメントの算出

一般に、着地時の床反力波形は接地直後に鋭いピークとして現れる衝撃力成分と、その後に緩やかに高まる慣性力成分とに分けられる(Liu and Nigg, 2000; Nigg and Liu, 1999; Zadpoor et al., 2007)。本研究では、衝撃力成分を Nigg et al.(1999)および宮地ら(1988)の質量-バネ-ダンパモデルを用いて推定し、慣性力成分はビデオから得た重心加速度と体質量の積(Bobbert et al., 1991; Ren et al., 2008)でそれぞれ別個に求め、それらを結合して床反力を算出した(Ogasawara, 2011)。質量-バネ-ダンパモデル中のバネ係数およびダンパ係数は、後述する精度検証実験において、床反力計で計測した実測値とモデルでの推定値の誤差が最小になるように定めた。

膝モーメントは著者らが過去に報告したモデル(小笠原と太田, 2009)

$$\hat{\tau}_i = (\mathbf{e}_i \times \mathbf{p})^T \mathbf{f} \quad (i = x, y, z), \quad (1)$$

で算出した。ここで、左辺の $\hat{\tau}_i$ は膝モーメントである。このモーメントは外モーメントであり膝が外力によって受けたモーメントを表す。 \mathbf{e}_i は膝内外反軸、膝屈曲伸展軸、膝内旋外旋軸を表す互いに直交する単位ベクトルである。モーメントアームベクトル \mathbf{p} は膝関節中心から床反力作用点に向けたベクトルである。床反力作用点の正確な位置が画像から求められなかったため、足部セグメントの遠位端から1/3の点を足圧中心と仮定した。膝の内外反軸 \mathbf{e}_x は下腿セグメントに垂直で、膝関節中心、足関節中心、足尖の3点で張られる平面に平行なベクトルとし、前方向を正とした。膝内外旋軸 \mathbf{e}_z は足関節中心から膝関節中心に向けた単

位ベクトルとした。最後に膝の屈曲伸展軸 \mathbf{e}_y は \mathbf{e}_z と \mathbf{e}_x の外積として求め、内側を正とした。ビデオから得た運動学データで式(1)の右辺を満たし、未知数である左辺の膝モーメントを推定した。

2.4. 本手法の精度検証

膝モーメント推定値の精度検証のため、本手法により推定した床反力および膝モーメントを床反力計とモーションキャプチャシステムによって求めた数値と比較する実験を行った。なお本実験は武庫川女子大学研究倫理委員会によって承認されたものである。対象は下肢に既往歴のない女子ハンドボール選手(22歳, 67.5kg, 168cm)とした。インフォームドコンセントの後、直径 1.4cm の反射マーカを左右の足尖、内果、外果、踵中央、脛骨粗面、大腿骨内外側上顆、大腿部前面中央、大転子、上前腸骨棘、上後腸骨棘、肩峰、上腕骨内外側上顆、橈尺骨の茎状突起、耳珠点および胸骨柄、胸骨剣状突起、頭頂部に添付した。試技は受傷場面と同じジャンプシュートからの着地とし、ハンドボールコート内に設置した床反力計(Type 9281B, サンプルング周波数:1kHz, Kistler, Switzerland) 上に左足で着地を行った。着地の様子はデジタルビデオカメラ(HDR-CX560, フレームレート:30 fps, SONY, Japan) 3 台で撮影した。反射マーカをの 3 次元座標はモーションキャプチャシステム OptiTrack (e250s, フレームレート:250Hz, NaturalPoint, Inc., US) 6 台で計測した。ビデオカメラの映像から、先述した解析手法を用いて床反力および膝モーメントを推定し、床反力データとモーションキャプチャデータから計算した膝モーメントと比較した。推定誤差は接地後 0～0.25 秒区間の平均平方誤差(RMSE)と、RMSEをデータの最大値と最小値の差で標準化した%RMSEとして表した。

3. 結果

3.1. 精度検証の結果

図 3 および図 4 に床反力および膝モーメントの計測値と推定値を示した。実線が計測値を表し、破線が推定値を表す。推定波形は実測波形の時間様相を概ね再現できており、とりわけ接地直後の各波形のピークは精度良く再現できた。

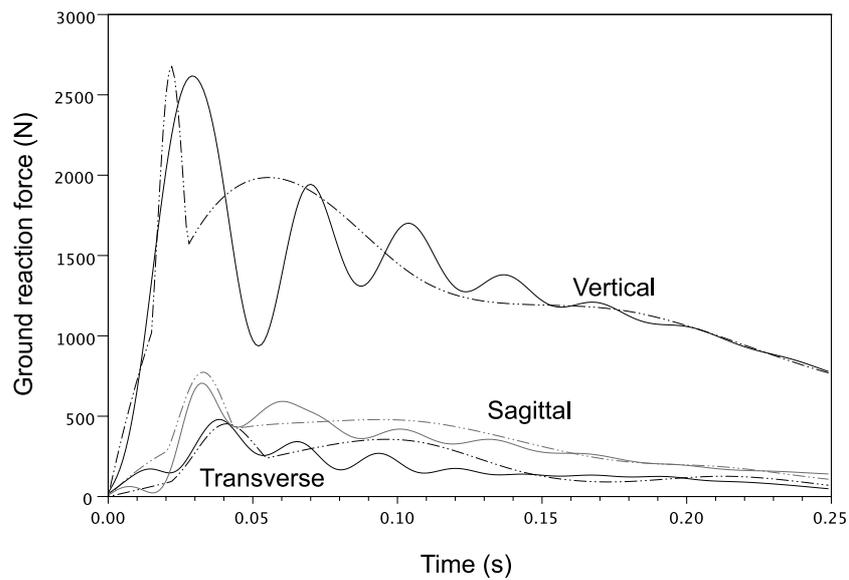


図 3 推定床反力と計測値の比較

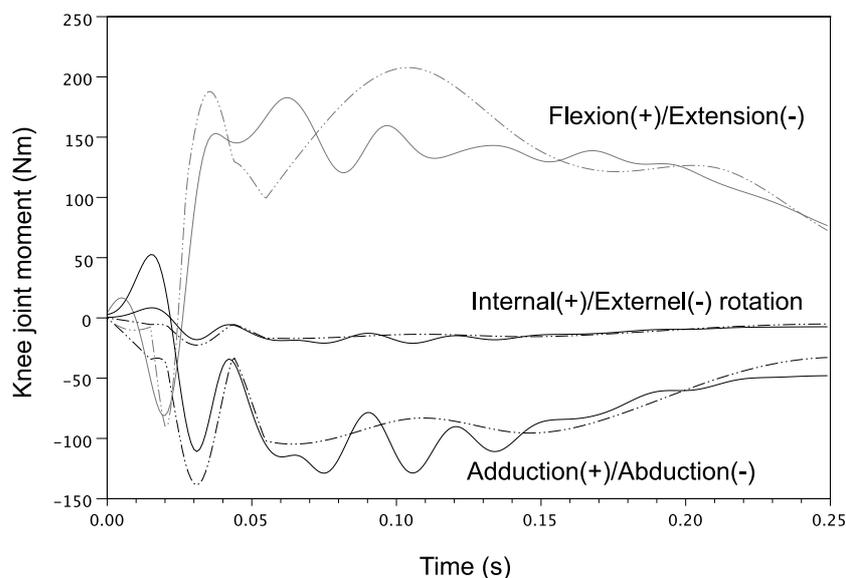


図 4 推定膝モーメントと逆動力学計算で求めた膝モーメントの比較

床反力の鉛直成分の RMSE が 180.1N であった。この誤差は水平成分と比較すると大きいですが、これは鉛直成分のもともとの絶対値が水平成分に比べて大きいためであり、%RMSE では 6.9 %と、最も小さい相対誤差であった。膝モーメントでは屈曲伸展モーメントの RMSE が 22.9 Nm, %RMSE が 14.2 %であり、他の成分に比べて若干誤差が大きかった。内外反モーメントでは、RMSE は 19.0 Nm, %RMSE は 7.2 %であり、最も精度良く推定できていた。内外旋モーメントはもともとの絶対値が小さいために RMSE では 3.6 Nm と小さい誤差であったが、%RMSE では 12.5 %であり、内外反モーメントほどの推定精度ではなかった。以上の結果より、本ビデオ解析手法によって推定した膝モーメントの相対誤差はいずれの成分も 15%未満であったことが示された(表 1)。

表 1 床反力および膝モーメントの推定誤差 (RMSE および %RMSE)

		Transverse	Sagittal	Vertical
GRF	RMSE(N)	57.6	48.0	180.1
	%RMSE(%)	12.2	6.8	6.9
		Add/Abd	Flex/Ex	Int/Ext rot.
Moment	RMSE(Nm)	19.0	22.9	3.6
	%RMSE(%)	7.2	14.1	12.6

3.2. 受傷時の膝モーメントの推定結果

図 5 に受傷ビデオから推定した膝モーメントおよび時間軸に対応したビデオ画像を接地時から 6 フレーム分示した。膝モーメントでは接地直後に急峻なピークがあり、屈曲モーメントでは 378.9 Nm, 外反モーメントでは 341.6 Nm のピークが、それぞれ接地後 0.028 秒と 0.026 秒の時点で観察された。同時刻に外旋モーメントが 11.7 Nm のピーク値を示したが、他のモーメントに比べて非常に小さなものであった。その後、屈曲および外反モーメントは軽減するが、0.15 秒以降で再び緩やかに屈曲方向と外反方向に増加した。

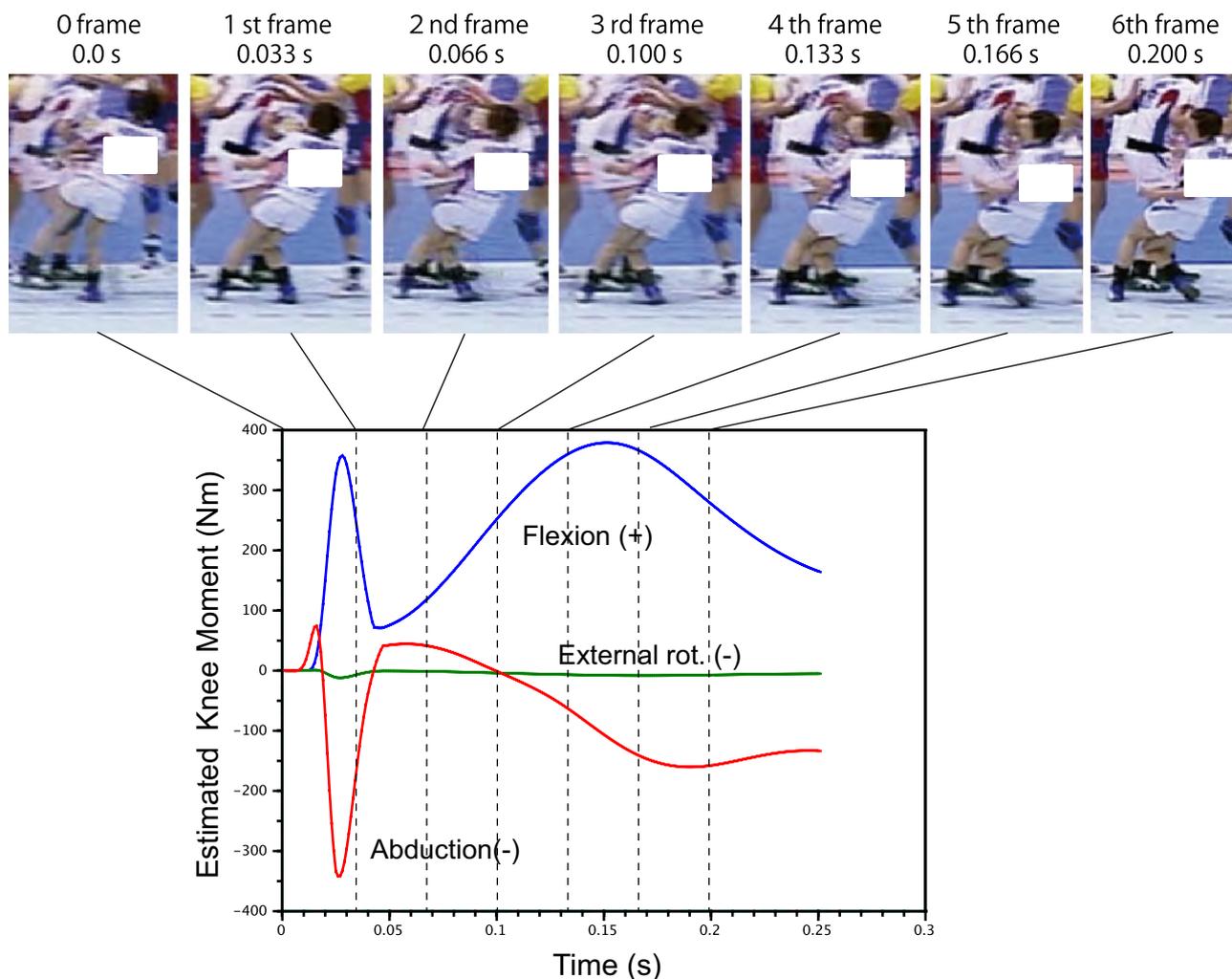


図 5 推定した膝モーメントの時間変化と、受傷時のビデオフレーム

4. 考察

図 5 に示したように推定した膝モーメントには接地直後に外反および屈曲方向に鋭いピークが現れた。これらのピークは明らかに質量-バネ-ダンパモデルで推定した衝撃力に由来するものである。これまでのビデオ解析では、ビデオデータのサンプリング周波数が低い(30 fps)ことから、接地直後の衝撃力を正確に見積もることができていない(Krosshaug and Bahr, 2005)。この限界に対して、質量-バネ-ダンパモデルの導入は妥当な解決策であったと考えられる。一方、接地後 0.1 秒以降に現れるこの緩やかなモーメントの増加は体の慣性力に起因したものであると言える。これらモーメントの時間様相から、本症例のメカニズムと

して以下の2点が考えられる。まず第1に、損傷のきっかけは接地直後の外反モーメントの急激な高まりであったと考えられた。接地後3フレーム目(接地後0.1秒)では既に膝に外反が認められるため(図5)、少なくとも3フレーム目以前の力学的要因、すなわち外反モーメントのピークが膝の外反を引き起こしたと言える。ビデオ映像からMCLやACLが破断した正確な時刻を求めることはできないが、今回、損傷が疑われた時間帯はKrosshaug et al.(2007a)が報告したACL損傷の発生時刻(0.017-0.05秒)とほぼ同時刻である。このことはACL損傷が接地後きわめて間も無い時間帯に生じ始めたことを意味し、さらには外反モーメントがピークとなった0.026秒という時間オーダーは0.1秒以上を要する長潜時反射よりも短いことから、着地後のフィードバック的な回避行動が不可能であったことが推察される。

次に、第2のメカニズムとして、体質量の慣性力の影響が指摘できる。6フレーム目のビデオ画像より、接地後0.2秒経過した時点でもなお関節が変位したままであったことが示された(図5)。このときの体幹の姿勢に注目すると、体幹が受傷脚に覆い被さるように落下した様子がわかる。また、これと同期的に外反モーメントが2度目のピークを形成していた(図5)。したがって、本症例では、受傷脚上に落下してきた体質量の慣性力によって外反モーメントが再び増強された結果、関節の整復が遅延され、膝が変位した状態がより続いたと考えられる。非接触型ACL損傷と体幹部の制御の関連性は、従来より多くの先行研究で指摘されており、運動学的な検討では、女性アスリートは男性に比べ、ACL損傷の瞬間の体幹角度が有意に受傷脚側に傾倒していたことや(Hewett et al., 2009)、また、全体重に占める割合の大きい体幹部が着地脚側に傾倒した場合、外反モーメントを発生、増強させることが報告されている(小笠原ら, 2010)。体質量の慣性力は、衝撃力のように短時間で減少するタイプの力ではなく、質量割合の大きな体幹部の挙動によっては、ある程度の期間、継続的に作用するタイプの力であり、この特性が膝の変位を継続させたと考えられる。

本症例は、衝撃力に由来した外反モーメントによる損傷開始と、体質量の慣性力に由来した外反モーメントによる変位の継続という、2つの力学的要因が関与した外傷であった。外反モーメントのピーク時間が接地後0.026秒と非常に短いことから、先にも述べたように、反射であっても着地後の動作修正は困難であることが推察できる。また、本症例では不適切な体幹制御のため、その慣性力が外反モーメントを増強することとなったが、たとえ接地後に受傷者が体幹姿勢の不適切さを知覚できたとしても、大きな質量を持つ体幹を即座に制御し、関節に負担にならないように体幹の落下軌道を変えることは極めて困難である。ヒトの知覚-運動系の生理的限界を考慮すると、非接触型ACL損傷を予防するためには、地面との衝突の前から、自身の運動状態をもとに床反力の方向と大きさを予測し、過大な外反モーメントを生まない下肢姿勢と体幹姿勢をフィードフォワード的に生成し、着地を迎える必要があると考えられる。近年、トレーニング介入による非接触型ACL損傷の予防効果が多く報告されている。これらのトレーニングには、筋力強化、アジリティ、柔軟性等、いくつかの種類メニューで構成されている。本研究は、既存の予防トレーニング介入に加えて、予測的運動制御のスキルを養うトレーニングを提案したい。つまり、自己と外部環境との相互関係から、外力(床反力や相手選手から接触力等)を予測し、それに応じて適切な下肢肢位を作り出すスキルの獲得を目的としたトレーニングである。今後は、受傷メカニズムの生理学的、力学的理解のもと、予測と制御の観点から各トレーニングメニューの改善と具体化が必要と考えられる。

謝辞

本研究に対して資料を提供していただきました被験者の選手, および財団法人日本ハンドボール協会に心より御礼申し上げます. 本研究は財団法人上月スポーツ教育財団の第 8 回スポーツ研究助成を受けて行われました. ここに心からの謝意を申し上げます. なお, 本論文は日本臨床スポーツ医学会誌に「ビデオ解析による非接触型前十字靭帯および内側側副靭帯損傷時の膝モーメント推定と受傷メカニズムの物理的考察」として掲載された研究を方法論的にさらに発展させたものです.

参考文献

Bobbert, M.F., Schamhardt, H.C., Nigg, B.M., 1991. Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data. *Journal of Biomechanics* 24, 1095-1105.

Chaudhari, A.M., Andriacchi, T.P., 2006. The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury. *Journal of Biomechanics* 39, 330-338.

Fukuda, Y., Woo, S.L.-Y., Loh, J.C., Tsuda, E., Tang, P., McMahon, P.J., Debski, R.E., 2003. A quantitative analysis of valgus torque on the ACL: a human cadaveric study. *Journal of orthopaedic research* 21, 1107-1112.

Hewett, T.E., Lindenfeld, T.N., Riccobene, J.V., Noyes, F.R., 1999. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine* 27, 699-706.

Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R., Heidt, R.S., Colosimo, A.J., Mclean, S.G., van den Bogert, A.J.,

Paterno, M.V., Succop, P., 2005. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine* 33, 492-501.

Hewett, T.E., Torg, J.S., Boden, B.P., 2009. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *British Journal of Sports Medicine* 43, 417-422.

Ireland, M.L., 1999. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. *Journal of athletic training* 34, 150-154.

Koga, H., Bahr, R., Myklebust, G., Engebretsen, L., Grund, T., Krosshaug, T., 2011. Estimating Anterior Tibial Translation From Model-Based Image-Matching of a Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury in Professional Football: A Case Report. *Clinical Journal of Sport Medicine* 21, 271-274.

Krosshaug, T., Bahr, R., 2005. A model-based image-matching technique for three-dimensional reconstruction of human motion from uncalibrated video sequences. *Journal of Biomechanics* 38, 919-929.

Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B.P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J.R., Hewett, T.E., Bahr, R., 2007a. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *The American Journal of Sports Medicine* 35, 359-367.

Krosshaug, T., Slauterbeck, J.R., Engebretsen, L., Bahr, R., 2007b. Biomechanical analysis of anterior cruciate ligament injury mechanisms: three-dimensional motion reconstruction from video sequences. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 17, 508-519.

Liu, W., Nigg, B.M., 2000. A mechanical model to determine the influence of masses and mass distribution on the impact force during running. *Journal of Biomechanics* 33, 219–224.

Mandelbaum, B.R., Silvers, H.J., Watanabe, D.S., Knarr, J.F., Thomas, S.D., Griffin, L.Y., Kirkendall, D.T., Garrett, W., 2005. Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *The American Journal of Sports Medicine* 33, 1003–1010.

Markolf, K.L., Burchfield, D.M., Shapiro, M.M., Shepard, M.F., Finerman, G.A., Slauterbeck, J.L., 1995. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of orthopaedic research* 13, 930–935.

Mössner, M., Kaps, P., 1996. A method for obtaining 3-D data in alpine skiing using pan-and-tilt cameras with zoom lenses. *Skiing Trauma and Safety* 10, 155–164.

Myklebust, G., Engebretsen, L., Braekken, I.H., Skjølberg, A., Olsen, O.E., Bahr, R., 2003. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. *Clinical Journal of Sport Medicine* 13, 71–78.

Nigg, B.M., Liu, W., 1999. The effect of muscle stiffness and damping on simulated impact force peaks during running. *Journal of Biomechanics* 32, 849–856.

Ogasawara, I., 2011. Video based analysis of three dimensional knee joint moments during anterior cruciate ligament injury. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 43, s639.

Ren, L., Jones, R., Howard, D., 2008. Whole body inverse dynamics over a complete gait cycle based only

on measured kinematics. *Journal of Biomechanics* 41, 2750–2759.

Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., Georgoulis, T., Hewett, T.E., Johnson, R., Krosshaug, T., Mandelbaum, B., Micheli, L., Myklebust, G., Roos, E., Roos, H., Schamasch, P., Shultz, S., Werner, S., Wojtys, E., Engebretsen, L., 2008. Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *British Journal of Sports Medicine* 42, 394–412.

Shin, C.S., Chaudhari, A.M., Andriacchi, T.P., 2007. The influence of deceleration forces on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. *Journal of Biomechanics* 40, 1145–1152.

Sigward, S.M., Powers, C.M., 2007. Loading characteristics of females exhibiting excessive valgus moments during cutting. *Clinical Biomechanics* 22, 827–833.

Zadpoor, A.A., Nikooyan, A.A., Arshi, A.R., 2007. A model-based parametric study of impact force during running. *Journal of Biomechanics* 40, 2012–2021.

阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志. 1992. 日本人アスリートの身体部分慣性係数の推定. *バイオメカニズム* 11, 23–33.

宮地力, 小林一敏, 牛山幸彦. 1988. ランニングの着地衝撃の粘弾性モデルによるシミュレーション. *筑波大学体育科学紀要* 11, 253–263.

小笠原一生, 宮川俊平, 朴時英. 2010. 片脚着地動作における着地姿勢が膝外反モーメントに与える効果の静力学的検討: 膝前十字靭帯損傷のリスクを高める動作の同定. *体力科学* 59, 485–494.

小笠原一生, 太田憲. 2009. 静力学を用いた膝前十字靭帯損傷のリスク評価. *スポーツ工学ジョイントシ*

ンポジウム講演論文集, 247-252.