

歩行者脚部有限要素モデルの開発

－ 歩行者事故の再現性検証 －

Development of a Finite Element Model for the Pedestrian Lower Limb

－ Model validation in car-pedestrian impacts －

高橋 裕 公* 菊池 裕 二*
Yukou TAKAHASHI Yuji KIKUCHI
鴻巣 敦 宏** 石川 博 敏**
Atsuhiko KONOSU Hirotoshi ISHIKAWA

要 旨

歩行者脚部と車体前部との衝突を模擬した公表された実験結果を用い、立位姿勢の脚部有限要素モデルの精度を検証した。脚部に生じる加速度を比較した結果、衝撃負荷位置および膝関節部における加速度の最大値を精度よく再現していることがわかった。また、膝部靱帯損傷および下腿部骨折の発生状況を比較した結果、衝撃負荷条件の変化による受傷パターンの変化を正確に再現していることがわかった。さらに、脚部の応答に加え上半身の挙動も再現可能とするため、脚部モデルに剛体セグメントとジョイント要素を組み合わせて構築した上体モデルを組み込んだ。頸部の応答性は被験者を用いた公表された実験結果により検証した。また、公表された車対歩行者衝突実験の結果を用いて全身挙動を比較したところ、この全身モデルにより脚部の傷害を再現しつつ人体各部の挙動を正確に再現できることがわかった。

ABSTRACT

A finite element model for a human lower limb in standing position has been validated against published experiments simulating an impact between a pedestrian lower limb and a car front. The results show that the model can accurately reproduce the peak linear acceleration during the impact at both the impact level and the knee joint. The comparison of injuries to leg bones and knee ligaments in the experiment and the computer simulation showed that the model can precisely predict different injury patterns observed in different impact conditions. In addition, the upper part of the human body modeled with rigid segments connected by joint elements has been incorporated in order to simulate the kinematics of the upper body as well as the response of the lower limb. The neck model has been validated against published experiments with human volunteers. The full body model has been validated against published full scale car-pedestrian impact tests. It was found that the full body model can accurately simulate both injuries to the lower limb and the kinematics of the human body.

1. はじめに

歩行者事故における典型的な脚部傷害として骨折と膝部靱帯損傷の二つがあるが、過去に行われた実験では下腿部に骨折が発生する場合に膝部靱帯損傷が生じることはまれであった⁽¹⁾。このことは、下腿部骨折が発生すると膝部への負荷が低下し、逆に膝部靱帯損傷が発生すると骨格への衝撃負荷が低下することを示唆している。また骨折と靱帯損傷のどちらが発生するかは脚部への負荷条件に依存するものと考えられる。従って歩行者脚部モデルにおける傷害の再現性を検証するためには、負荷条件の違いによる受傷

パターンの変化が再現可能であることを調べる必要がある。また、脚部の応答の変化は上体の挙動に影響を及ぼすと考えられるため、車両の歩行者に対する安全性向上のための検討ツールとしては、脚部傷害の再現と同時に上体挙動についても再現できるモデルであることが望ましい。

Schusterら⁽²⁾は歩行者脚部の有限要素モデルを開発し、脚部衝撃実験の結果を用いて検証を行ったが、衝撃負荷条件は一種類のみに限定されており、脚部の境界条件も実際の歩行者事故とは異なるものであった。Ishikawaら⁽³⁾はマルチボディを用いた歩行者全身モデルを開発し、全身挙動に関して実験結果を精度良く再現したが、脚部傷害の再

* 栃木研究所

** (財)日本自動車研究所

現が課題であった。このように過去の研究において開発された歩行者モデルでは、脚部への種々の衝撃負荷条件における受傷パターンの再現性は検証されておらず、また脚部傷害の再現と同時に上体挙動も再現することは不可能であった。

本報では、筆者らが開発した立位姿勢の脚部有限要素モデルにおける傷害の再現性と、脚部モデルに上体部分を組込んだ全身モデルにおける上体挙動の再現性の検証結果について述べる。脚部傷害の再現性検証には、実際の歩行者事故に近い境界条件と種々の衝撃負荷条件において行われた脚部単体衝撃実験の公表された結果を用いた。また全身モデルにおける上体挙動の再現性は公表されたフルスケール実験の結果を用い、脚部傷害の比較も同時に実施した。

2. 脚部傷害の再現性検証

従来の研究では、脚部モデルの検証には Kajzer ら^{(4), (5)}が行った脚部衝撃実験の結果が用いられてきた^{(2), (5)}。しかしながら Kajzer らの実験では、大腿骨がジグで固定されていたため実際の歩行者事故とは境界条件が異なり、膝関節部の応答性は検証できるものの、歩行者事故における傷害の再現性の検証に用いることはできない。Bunketorp ら⁽⁶⁾は脚部単体に上半身相当の質量を付加し、立位姿勢を保った状態でバンパおよびフードエッジを模擬したスレッド装置により速度 32km/h で衝撃を加える実験を行った。この実験ではバンパおよびフードエッジの高さ二種類とバンパの剛性二種類の組み合わせにより計四種類の実験条件が用いられており、骨折と靱帯損傷についてそれぞれ異なった受傷パターンが観察されている。そこで本研究では、筆者らが開発した立位姿勢の人体脚部有限要素モデルを用いてこの実験の再現計算を行い、実験条件ごとの脚部の受傷パターンを比較した。

Fig. 1 に再現計算に用いたモデルを示す。衝突方向は実験と同様に、スレッド装置が脚部に対し真横より15度前方

向から衝突するよう設定した。実験では骨盤の一部に上半身に相当する質量 47kg のブロックを固定しているが、モデルでは単純化のためブロックと大腿骨頭部とを球ジョイントで結合し、ジョイントには股関節の可動範囲および特性を与えた。地面は剛体平面でモデル化し、モデル全体に下向きの重力加速度を与えた。バンパおよびフードエッジの高さは、実験に合わせバンパ中心の高さが地面から325mm (Low)および 450mm(High)の二種類となるよう設定した。実験ではバンパおよびフードエッジに相当する部材を取りつけたスレッド装置が用いられたが、装置の質量やフードエッジ部分の荷重特性に関する情報が文献から得られなかったため、記載のあったバンパおよびフードエッジからの入力荷重の波形を強制外力として与えた。フードエッジからの入力については、単純化のため大腿部表面のフードエッジとの接触部位に分布荷重として入力したが、バンパは傷害発生部位の近傍に位置するため形状を再現する必要があると判断し、Fig. 1 のような剛体モデルに強制外力を与えた。実験ではバンパおよびフードエッジの高さ二種類と、荷重特性の異なる二種類のバンパ部材(Rigid, Compliant)の組み合わせにより、合計四種類の衝撃負荷条件が用いられている。それぞれの実験条件に対応するバンパおよびフードエッジからの入力荷重の波形を Fig. 2 に示す。

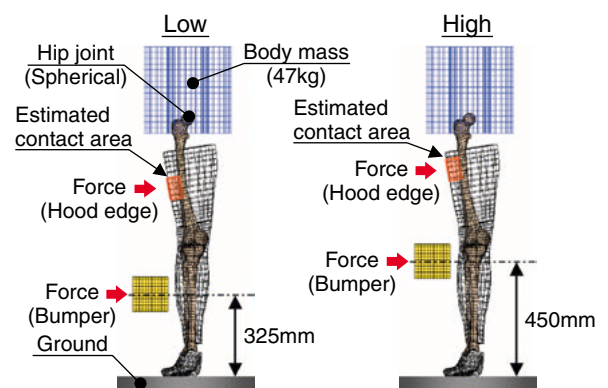


Fig. 1 Model setup for lateral impact validation

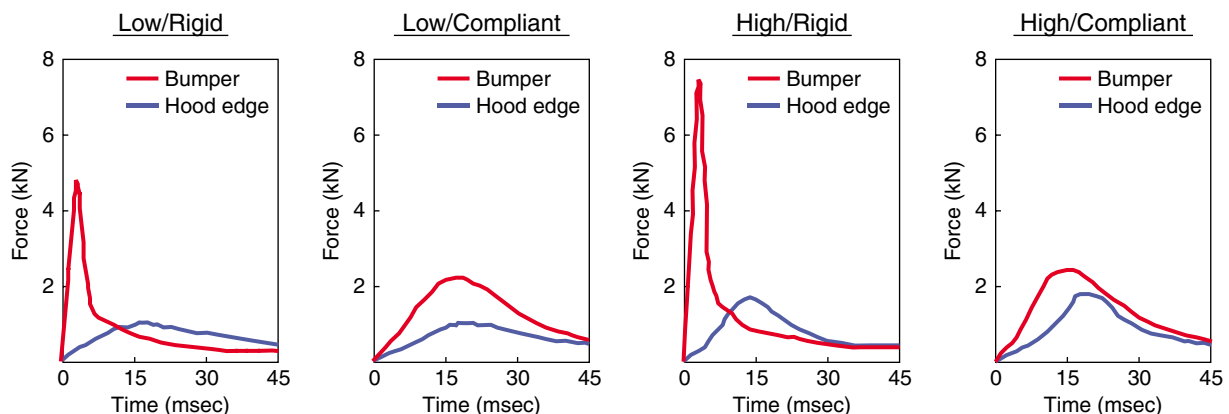


Fig. 2 External force applied to the lower limb

上記四種類の実験条件に対する再現計算を実施し、脚部に生じる加速度の最大値と、膝部靭帯損傷および下腿部骨折の発生パターンの比較を行った。Fig. 3に加速度の最大値の比較結果を示す。実験は各条件に対しそれぞれ五回行われており、図にはその平均値と上下限値を示している。衝撃入力部位と膝関節部の加速度については、計算結果は実験結果の平均値に近い値を示しており、両者の差異はほぼ実験結果の上下限値の範囲内に収まっている。しかし足関節部の加速度については計算結果が実験結果よりも高い値を示している。実験における足部と地面との摩擦係数が不明

であったため計算では推定値を用いているが、その影響で足部の挙動が実際と異なり、足関節部の加速度に差異が生じたものと思われる。しかしながら実験で観察された傷害は膝部靭帯損傷と打撃位置近傍の骨折であり、これらの部位における加速度は精度良く再現されていることから、傷害の予測精度に対しては大きな影響はないものと判断した。

Fig. 4 に例としてバンパ高さが低い場合の脚部挙動の計算結果を示す。バンパの剛性が高い場合には、特に15msecで顕著に見られるように下腿骨に比較的大きなたわみが生じ、腓骨上部に骨折が見られるが、膝部靭帯損傷は発生していな

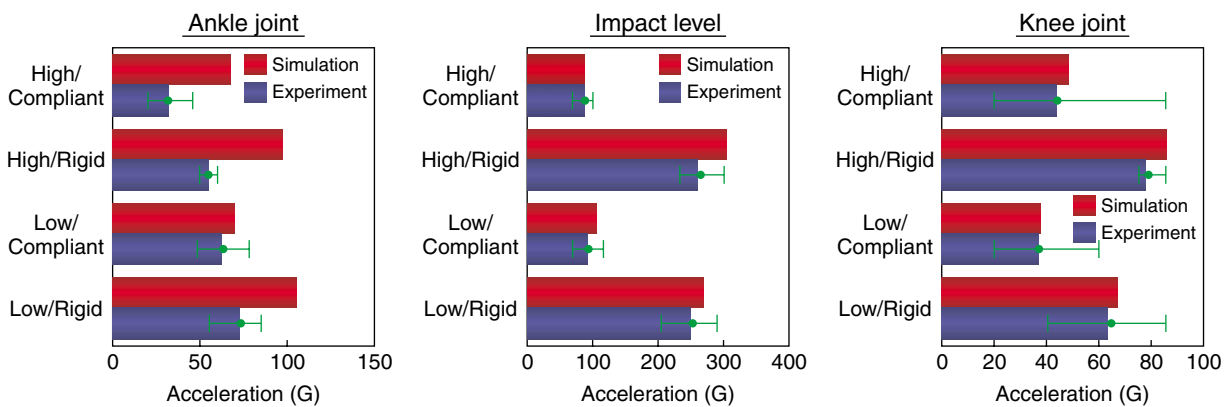


Fig. 3 Comparison of peak acceleration between experiment and simulation

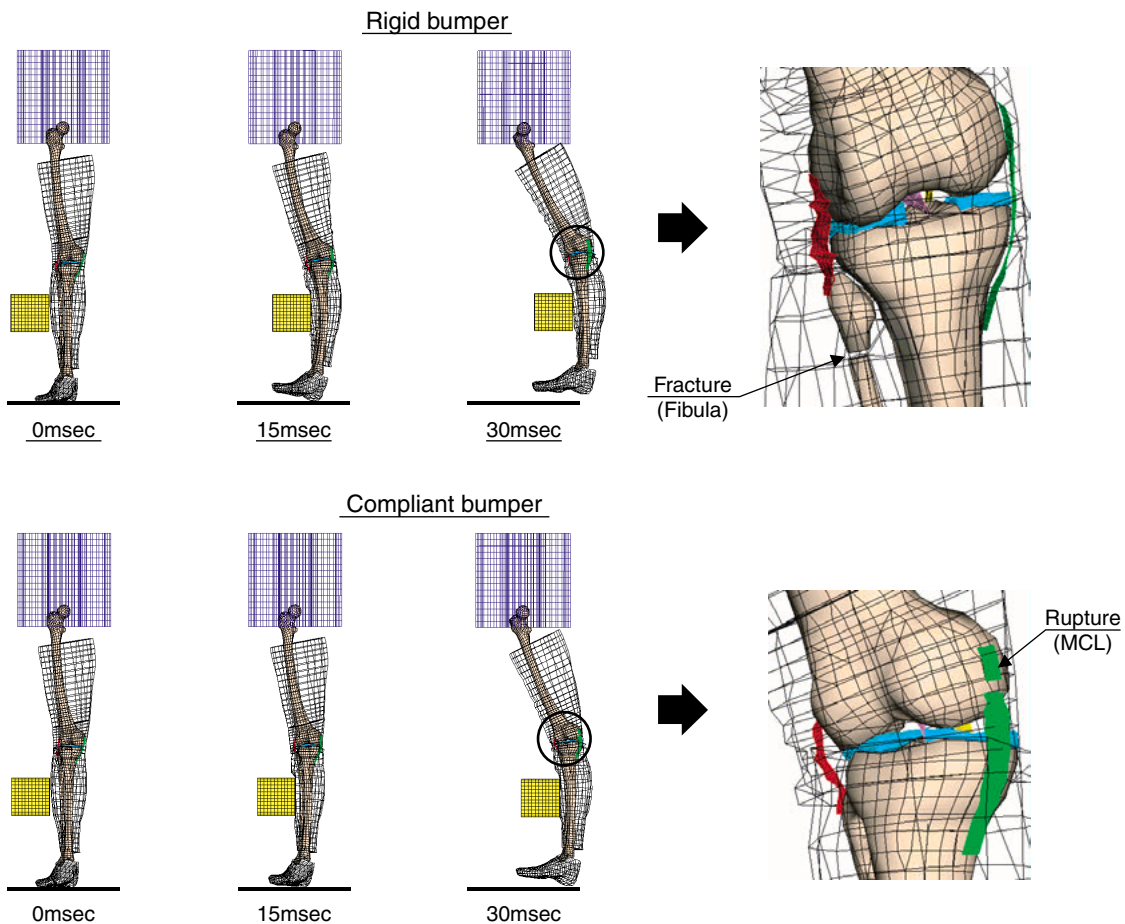


Fig. 4 Kinematics of the lower limb in low bumper configuration

い。これに対しバンパの剛性が低い場合には、下腿骨のたわみは小さいが内側側副靱帯の断裂が観察される。Table 1および Table 2 にそれぞれバンパ高さが高い場合と低い場合の膝部靱帯損傷および下腿骨骨折の発生状況の比較を示す。バンパ高さが低い場合には(Table 1)、バンパ剛性が高いと実験の全ケースにおいて腓骨の骨折が見られ、膝部靱帯損傷は5ケースのうちの1ケースでのみ発生している。またバンパ剛性が低い場合は、実験の全ケースで内側側副靱帯の断裂が見られ、骨折は1ケースでのみ発生している。これに対し計算では、バンパ剛性が低い場合には腓骨骨折のみが、バンパ剛性が高い場合には内側側副靱帯の断裂のみが生じており、実験におけるバンパ剛性の違いによる受傷パターンの差異を精度良く再現している。バンパ高さが低い場合(Table 2)も同様に、実験において半数を超えるケースで生じた傷害が計算でも再現されている。これらの結果から、このモデルによりバンパの高さや剛性の違いに起因する脚部の受傷パターンの変化を正確に再現できることがわかった。

3. 上体のモデル化

脚部傷害の再現と同時に上体挙動も解析できるツールとするため、検証された脚部有限要素モデルに腰部および上

体のモデルを組み込んで歩行者の全身モデルを構築した。Fig. 5に全身モデルの構成を示す。骨盤および周囲の軟組織のモデルは、将来的に骨盤骨折を含めた傷害評価を可能とするため、日本イーエスアイが開発した人体有限要素モデル(H-DummyTM)⁽⁷⁾のものを用いた。上体は挙動再現を目的としたため、比較的簡易で計算時間も短い剛体セグメントとジョイント要素を組み合わせたモデルとした。歩行者の上

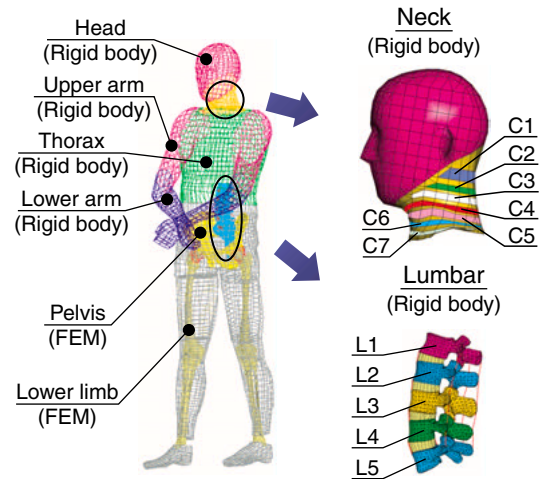


Fig. 5 Structure of full body model

Table 1 Comparison of injury description between experiment and simulation in low bumper setup

Rigid bumper							Compliant bumper						
Experiment No.	Ligament				Bone		Experiment No.	Ligament				Bone	
	ACL	PCL	LCL	MCL	Tibia	Fibula		ACL	PCL	LCL	MCL	Tibia	Fibula
Simulation						▲	Simulation				■		
11	■	■				▲	16				■		
12						▲	17				■		
13						▲	18				■		▲
14						▲	19				■		
15						▲	20				■		

* ■ : Ligament rupture, ▲ : Bone fracture, □ : Experiment, ■ : Simulation
 ACL : Anterior Cruciate Ligament, PCL : Posterior Cruciate Ligament, LCL : Lateral Collateral Ligament,
 MCL : Medial Collateral Ligament

Table 2 Comparison of injury description between experiment and simulation in high bumper setup

Rigid bumper							Compliant bumper						
Experiment No.	Ligament				Bone		Experiment No.	Ligament				Bone	
	ACL	PCL	LCL	MCL	Tibia	Fibula		ACL	PCL	LCL	MCL	Tibia	Fibula
Simulation	■			■			Simulation				■		
1	■			■			6					▲	▲
2	■			■			7						
3	■			■		▲	8		■		■		
4	■	■		■			9	■	■		■		
5	■			■			10				■		

* ■ : Ligament rupture, ▲ : Bone fracture, □ : Experiment, ■ : Simulation
 ACL : Anterior Cruciate Ligament, PCL : Posterior Cruciate Ligament, LCL : Lateral Collateral Ligament,
 MCL : Medial Collateral Ligament

体挙動を精度良く再現するためには、脊椎の柔軟性を表現することが重要である。胸椎は肋骨および胸骨とともに胸郭を形成しているため柔軟性は比較的低いと考えられるが、頸椎および腰椎については人体と同等の自由度を与える必要がある。そこで胸部は簡略化のため1セグメントでモデル化し、頸椎および腰椎についてはそれぞれ椎体の数と同数の7セグメントおよび5セグメントに分割した。また頭部、上腕部、前腕部についてはそれぞれ1セグメントでモデル化した。

歩行者の死亡事故は、頭部の傷害が主要因であることが多い。このため上体の中でもとりわけ頭部の挙動を正確に再現することは重要である。そこで、頭部の挙動に影響が大きいと考えられる頸部モデルの応答性について個別に精度検証を実施した。Thunnissen ら⁽⁸⁾は、Ewing and Thomas⁽⁹⁾が行った被験者を用いた横方向および前後方向の衝撃実験の結果を分析し、第1胸椎に対する相対的な頭部の軌跡、

並進加速度および回転角加速度のコリドーを求めた。ここではThunnissen らの文献に示されている第1胸椎の平均加速度波形(Fig. 6)を頭頸部モデルの胸部-第7頸椎間のジョイント点に与え、頭部の軌跡、並進加速度および回転角加速度を実験結果のコリドーと比較した。横方向および前後方向のそれぞれについて、頭頸部挙動の計算結果をFig. 7に示す。波形比較では図に示すような座標系を用いた。Fig. 8に頭部軌跡の比較結果を示す。横方向については最大変位近傍で計算結果がコリドーを若干超えているが、それ以外はコリドー内に収まっており、ほぼ人体と同等の軌跡を示したものと判断できる。Fig. 9 および Fig. 10 にそれぞれ横方向、前後方向に対する頭部の並進加速度および回転角加速度の比較結果を示す。計算結果は実験結果のコリドー内に完全には収まっていないものの、波形パターンやピーク値については実験に近い結果が得られている。

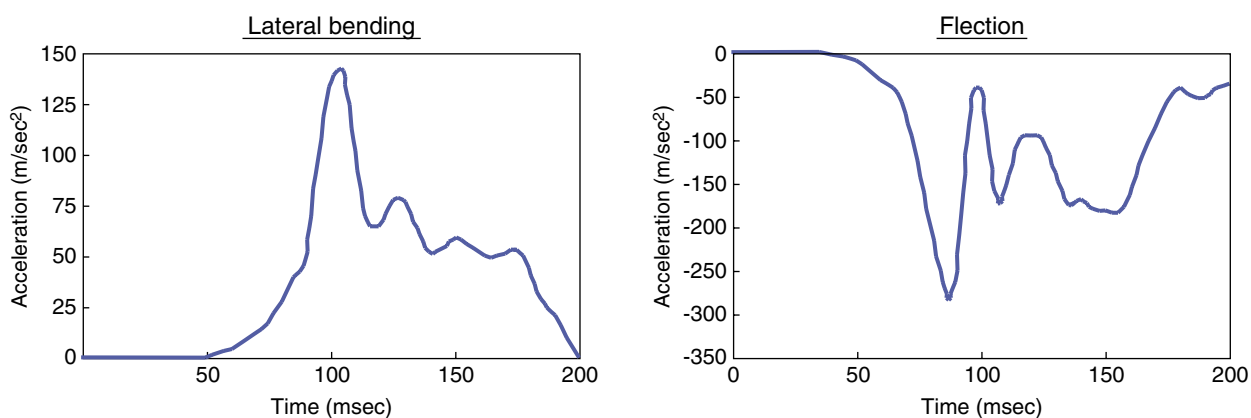


Fig. 6 Acceleration pulse applied to the first thoracic vertebra

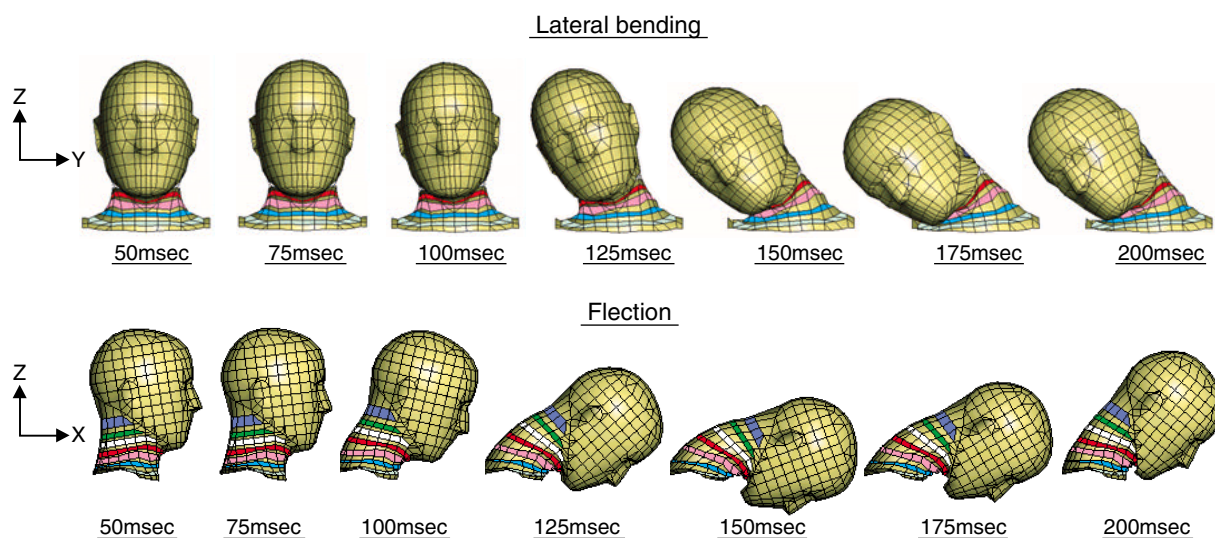


Fig. 7 Kinematics of the head-neck

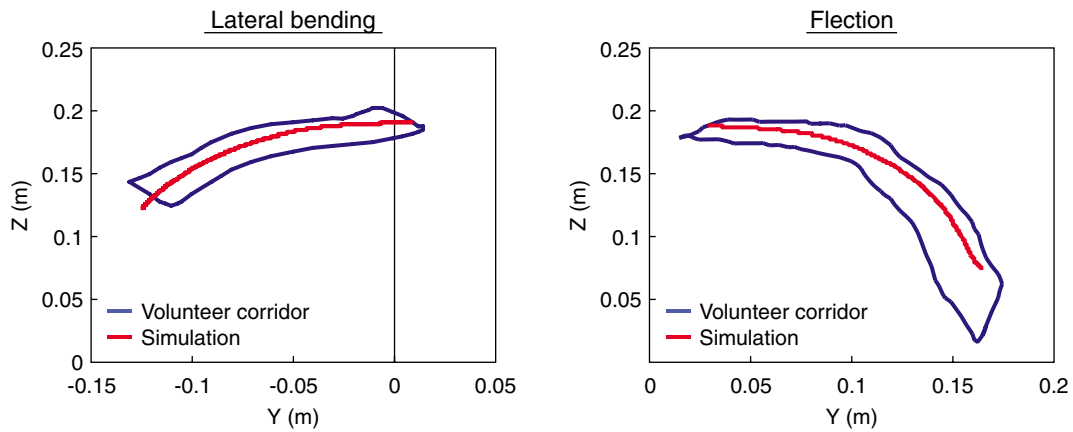


Fig. 8 Comparison of head trajectory between volunteer corridor and simulation result in lateral bending and flection

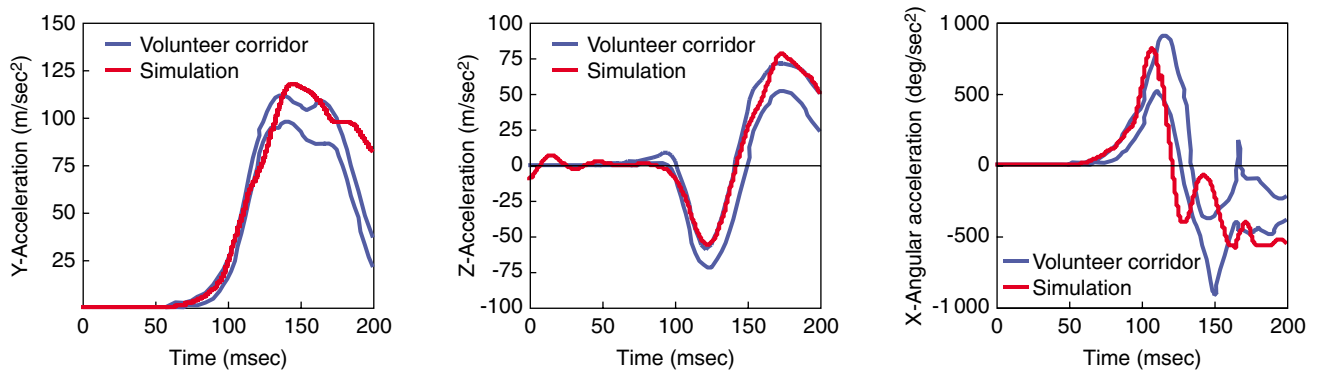


Fig. 9 Comparison of head linear and angular acceleration between volunteer corridor and simulation result in lateral bending

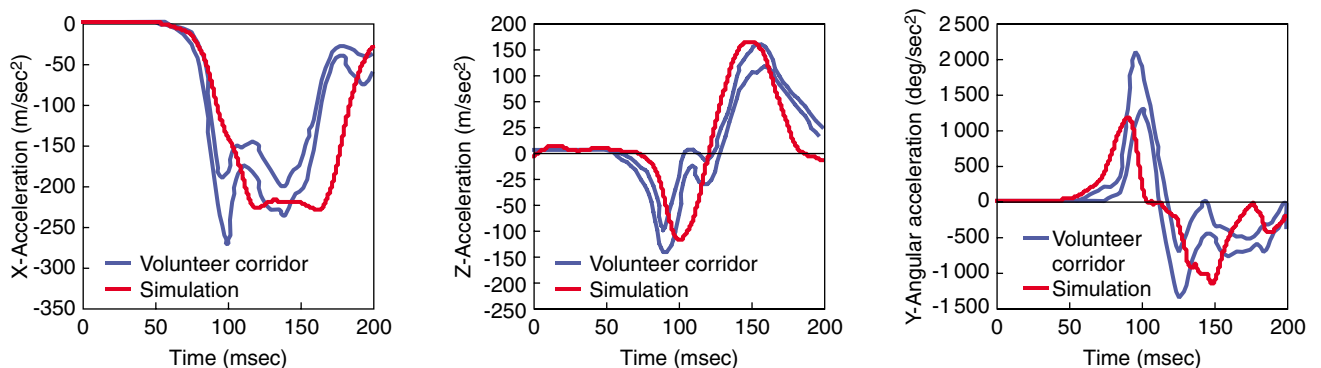


Fig. 10 Comparison of head linear and angular acceleration between volunteer corridor and simulation result in flection

4. 全身挙動の再現性検証

Schroeder ら⁽⁹⁾は比較的新しい車種のカットボディをスレッド装置に固定し、速度 30km/h および 40km/h での全身を用いた車対歩行者衝突実験を行った。3 ケースの実験が行われたが、開発した全身モデルがアメリカの成人男性の平均体型を模擬しているため、この体型に最も近い実験ケースを選定し再現計算を行った。Table 3 にこの実験ケースで用いられた車体前部の形状データと人体の体型データを示す。衝突速度は 40km/h である。計算では、この車体

前部形状に近い形状を持つ車種の有限要素モデルを使用した。Fig. 11 に脚部挙動の計算結果を示す。実験では、脚部の傷害として脛骨および腓骨の骨折が発生したが、計算でも同様に脛骨および腓骨の骨折が生じている。また膝部靱帯損傷は実験、計算ともに発生していない。全身挙動の計算結果を時系列で Fig. 12 に示す。また Fig. 13 に頭部、胸部、腰部の軌跡の比較結果を示す。各部位の挙動が精度良く再現されており、開発した全身モデルは脚部の傷害に加え上体の挙動に関しても高い精度を有することがわかった。

Table 3 Test condition (Schroeder et al., 2000)

Geometry of car front		Anthropometry of human subject	
Bumper height (mm)	446	Height (cm)	177
Bumper protrusion (mm)	141	Weight (kg)	84
Hood leading edge (mm)	641	Gender	Male
Hood length (mm)	1 110	Age (years)	66
Hood inclination (degree)	10		
Windshield inclination (degree)	35		

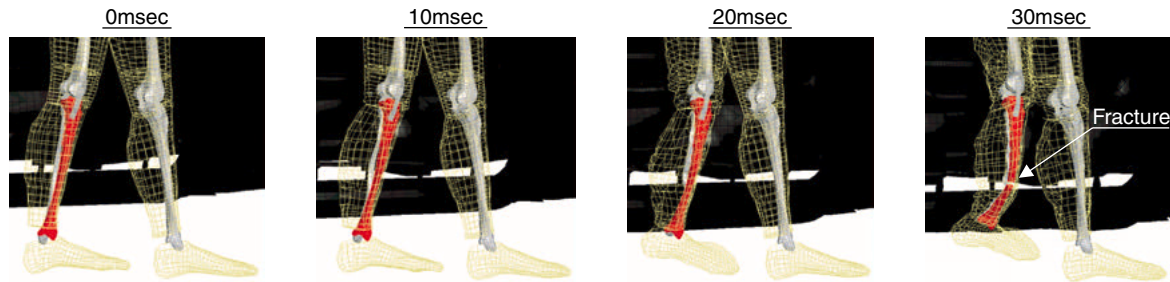


Fig. 11 Kinematics of the lower limb in car-pedestrian impact simulation

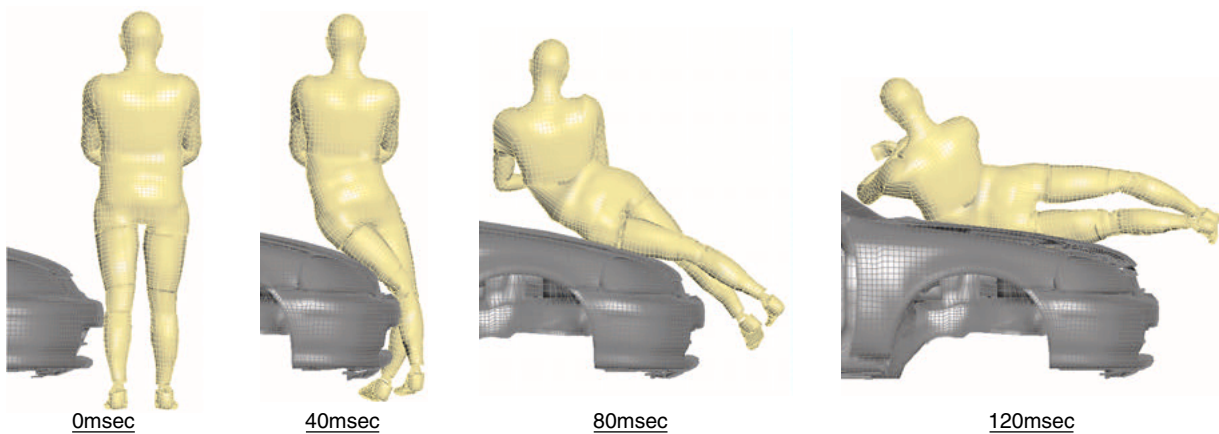


Fig. 12 Kinematics of the full body in car-pedestrian impact simulation (posterior view)

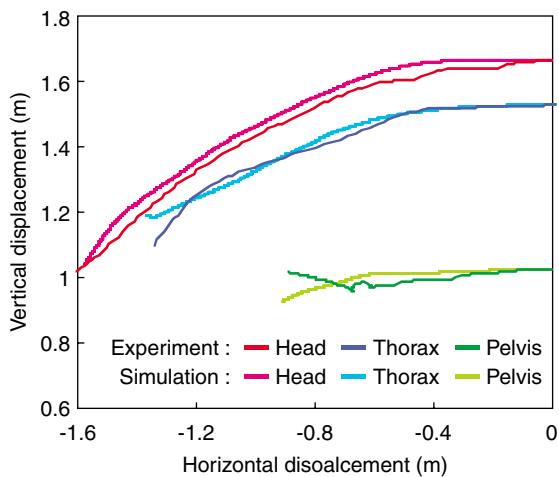


Fig. 13 Comparison of pelvis and upper body trajectories between experiment and simulation

5. まとめ

骨格および膝関節の応答性について検証された脚部有限要素モデルを用い、歩行者事故に近い条件で行われた実験の再現計算を行った。またこの脚部モデルに上体モデルを組み合わせて構築した全身モデルを用いて、フルスケールの車対歩行者衝突実験の再現計算を行った。これらの再現計算の結果と実験結果との比較から、以下の結論を得た。

- (1) 筆者らが開発した脚部モデルにより、実際の歩行者事故に近い状況において、脚部への負荷条件の違いによる下腿部骨折および膝部靭帯損傷の発生パターンの変化を正確に再現できることがわかった。
- (2) 剛体セグメントとジョイント要素でモデル化した頭頸部モデルは、各頸椎を独立したセグメントとしてモデ

ル化し人体と同等の自由度を持たせることにより、人体に近い動的応答性を再現できることがわかった。

- (3) 開発した全身モデルにより、車対歩行者実験における脚部傷害の再現と同時に、上体の挙動についても正確に再現できることがわかった。

参考文献

- (1) Cesari D., Cavallero C., Roche H.: “ Mechanisms producing lower extremity injuries in pedestrian accident situations ”, 33rd AAAM (1989)
- (2) Schuster P. J., Chou C. C., Prasad P.: “ Development and Validation of a Pedestrian Lower Limb Non-Linear 3-D Finite Element Model ”, STAPP CAR CRASH JOURNAL, Vol.44 (2000)
- (3) Ishikawa H., Kajzer J., Schroeder G.: “ Computer simulation of impact response of the human body in car-pedestrian accidents ”, 37th Stapp Conference Proceedings, SAE paper 933129 (1993)
- (4) Kajzer J. et al.: “ Shearing and bending effects at the knee joint at low speed lateral loading ”, SAE paper 1999-01-0712 (1999)
- (5) Kajzer J. et al.: “ Shearing and bending effects at the knee joint at high speed lateral loading ”, SAE paper 973326 (1997)
- (6) Maeno T., Hasegawa J.: “ Development of a finite element model of the Total Human Model for Safety (THUMS) and application to car-pedestrian impacts ”, 17th ESV Conference (2001)
- (7) Bunkertorp O. et al.: “ Experimental study of a compliant bumper system ”, SAE paper 831623 (1983)
- (8) H-DummyTM Version 1.6 User's Manual, Hankook ESI, Engineering Systems International, 1998
- (9) Thunnissen J. et al.: “ Human volunteer head-neck response in frontal flexion: a new analysis ”, SAE paper 952721 (1995)
- (10) Ewing C. L., Thomas D. J.: “ Human head and neck response to impact acceleration ”, NAMRL Monograph 21 (1973)
- (11) Schroeder G. et al.: “ Injury mechanism of pedestrians during a front-end collision with a late model car ”, JSAE Spring Convention (2000)

■ 著 者 ■



高橋 裕 公



菊池 裕 二



鴻巣 敦 宏



石川 博 敏