

特集 車両との衝突における歩行者下肢負荷の解析*

Analysis of Loading on the Lower Extremity of Pedestrians in Car-to-Pedestrian Collisions

細川 俊夫

Toshio HOSOKAWA

桑原 貞之

Sadayuki KUWAHARA

岡田 圭太

Keita OKADA

水野 幸治

Koji MIZUNO

In order to prevent lower extremity injuries to pedestrians when they are struck by a car, it is important to elucidate the loadings from car front structures on lower extremities. In this study, using a human finite element (FE) model, a bending moment diagram and a stress diagram of the human tibia were introduced to examine the effects of loading from the lower absorber. The lower absorber is effective in reducing the risk of knee ligament rupture; however, it can increase the risk of tibia fracture. A lower absorber with a low ground height reduces the risk of tibia fracture without increasing the risk of knee ligament rupture.

Key words: Pedestrian, Injury, Simulation, Bending moment, Stress

1. 序論

車両と歩行者の衝突において、下肢傷害は発生頻度が高く、しばしば長いリハビリテーション期間を必要とし、後遺症に至る場合もみられるため、歩行者保護では重要な傷害として位置づけられている。下肢傷害を防ぐには、車両が下肢に与える負荷、及び傷害に至るまでのメカニズムを明らかにし、得られた知見を反映して、より傷害発生リスクの小さい車両前部構造を研究していく必要がある。

欧州では、法規及びEuropean New Car Assessment Program (EuroNCAP)において、脚部保護試験が実施されている。この試験は、European Enhanced Vehicle-safety Committee (EEVC) WG17が作成した試験法¹⁾に基づいており、成人男性の脚部を模擬したTRLレッグフォームインパクトが、衝突試験に用いられている。主な下肢傷害である脛骨の骨折と膝靭帯の損傷は、TRLレッグフォームインパクトに発生する脛骨加速度、膝曲げ角とせん断変位によって評価される。一方、歩行者保護研究においては、人体有限要素 (FE) モデルを用いた解析が、多く実施されてきている。人体FEモデルは死体実験データにより検証され、傷害値や耐性レベルの調査に用いられている。TRLレッグフォームインパクトと人体FEモデルとの比較も行われ、膝関節の曲げ角の差が指摘されている。²⁾ 人体の下肢負荷や傷害発生メカニズムの解析には、人体FEモデルの使用が有効であろう。

近年、歩行者保護を考慮した車両前部構造が見られるようになり、いくつかの車両には、バンパ下部にロアアブソーバが取り付けられている。ロアアブソーバは、TRLレッグフォームインパクトの脛骨加速度、膝

曲げ角の低減に有効である。³⁾⁴⁾ しかし、人体への影響に関する解析結果の報告はあまり多くはなく、下肢負荷への影響は必ずしも明らかにされていない。

本研究では、車両との衝突時に、ロアアブソーバが人体の下肢負荷に及ぼす影響を明らかにするため、人体FEモデルを用いて、衝突シミュレーションを実施した。下肢負荷の解析においては、傷害に関連する物理パラメータを用いた、脛骨の曲げモーメント線図、応力線図を導入した。これにより、脛骨全体の負荷の定量的な評価が可能となり、車両前部構造の下肢負荷への影響について、知見を得ることができた。

2. 人体FEモデル

2.1 モデルの修正

人体FEモデルには、THUMS (Total Human Model for Safety) AM50歩行者モデル (V1.4)⁵⁾ を使用した (Fig. 1)。このモデルは、側方からの衝撃における骨

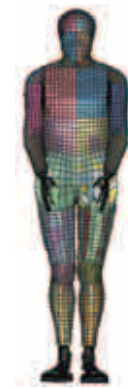


Fig. 1 THUMS AM50 pedestrian model

*2007年2月23日 原稿受理

盤や下肢の応答，及び車両との衝突における全身挙動が検証されている。⁶⁾⁷⁾ 本研究では，下肢傷害を重点的に調査するため，脛骨と膝靭帯を修正して使用した。

脛骨に加わる負荷を精度良く評価するためには，脛骨の皮質骨の形状を正確に表現する必要がある．そこで，情報通信研究機構の人体数値モデル（173 cm，65 kg）⁸⁾ の形状データに基づき，ソリッド要素により，皮質骨をモデル化した（Fig. 2）．この皮質骨モデルの断面積，断面係数をFig. 3に示す．これらはそれぞれ，足関節から80 mm，140 mmの位置で最も小さくなっている．また，皮質骨の材料特性は，山田の実験に基づき決定した（Table 1）⁹⁾ 脛骨の骨折は要素削除法により表現し，判定基準には相当塑性ひずみ（0.011）を使用した．

Fig. 4に，膝靭帯の応力ひずみ特性を示す．この特性は，人体データを基に決定しており，¹⁰⁾¹³⁾ ひずみ速度依存性は，山本らによる家兎実験に基づいている¹⁴⁾．

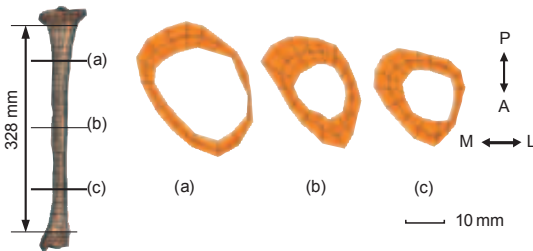


Fig. 2 Cross section of tibia shaft

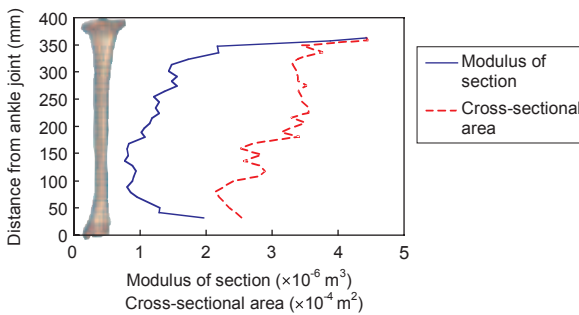


Fig. 3 Cross-sectional area and section modulus of tibia

Table 1 Material constants for tibia model

Part	Model	Density (kg/m ³)	Elastic modulus (GPa)	Poisson's ratio
Cortical bone	PIECEWISE_LINEAR_PLASTICITY	2000	18.0	0.30

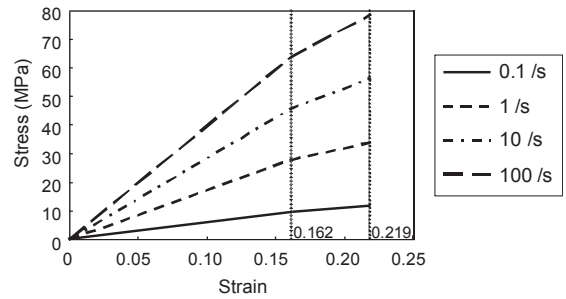


Fig. 4 Stress-strain curve of knee ligament

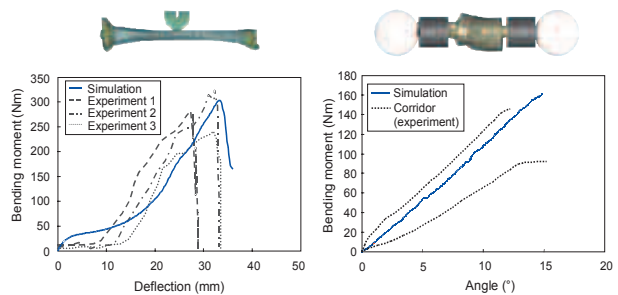


Fig. 5 Bending tests of tibia and knee joint

全ひずみが0.219に達すると，要素を削除することにより，靭帯の断裂を表現した．

2.2 モデルの検証

車両との衝突における下肢の挙動に基づき，脛骨と膝関節の曲げ特性を，死体実験データにより検証した．脛骨にはKerriganら¹⁵⁾¹⁷⁾による準静的3点曲げ，膝関節にはBoseら¹⁸⁾による4点曲げの実験データを使用した（Fig. 5）．人体FEモデルの脛骨，膝関節の曲げ特性は，死体実験と同様の傾向を示している．脛骨はたわみ量33 mm，曲げモーメント304 Nmで骨折し，膝関節では曲げ角15°，モーメント160 Nmで内側側副靭帯（MCL）が断裂した．従って，修正した脛骨，膝関節モデルは，脛骨や膝関節の曲げ挙動の解析に適切であると考えた．

3. 車両モデルと解析手法

3.1 車両モデル

車両モデルは，国内の大型セダン車の前部構造を模擬してモデル化した．基準とする車両モデルをFig. 6に示す．車両モデルの主なエネルギー吸収部材としてフードリーディングエッジ，バンパアブソーバ，ロアアブソーバをモデル化した．それぞれの地上高は，

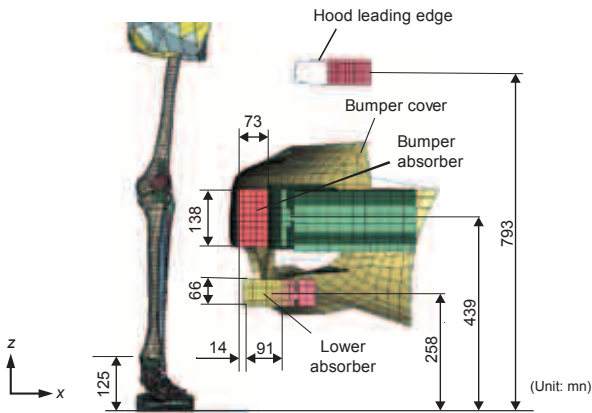


Fig. 6 Structures of baseline car

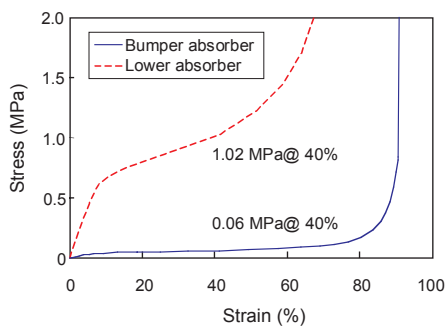


Fig. 7 Stress-strain curves of absorbers

793 mm, 439 mm, 258 mmである。一方、足関節の地上高は125 mmであるため、バンパアブソーバ、ロアアブソーバは、足関節から314 mm, 133 mmの位置で、それぞれ脛骨に衝突する。バンパアブソーバ、ロアアブソーバの材料特性をFig. 7に示す。シミュレーションでは、車両を速度40 km/hで、歩行者の左側面に衝突させた。

3.2 曲げモーメント線図

車両と歩行者の衝突において、車両から衝突荷重が加わることで、下腿部はたわみ、脛骨には曲げモーメントが発生する。同時に、下腿部には大腿部や足部の質量に起因した慣性力が働き、脛骨の上端部と下端部には、境界条件として、曲げモーメント及び軸力、せん断力が発生する。本研究では、衝突中に脛骨に発生する曲げモーメントを評価するため、衝突時間中の最大値をとる最大曲げモーメント線図を用いた (Fig. 8)。脛骨骨幹部の曲げモーメントは骨折リスクに対応する。また、脛骨上端部、下端部の曲げモーメントは、それぞれ膝関節、足関節の損傷リスクに対応

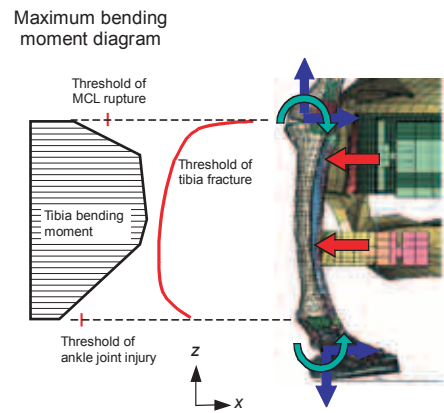


Fig. 8 Maximum bending moment of tibia

する。最大曲げモーメント線図を用いることによって、脛骨全体に加わる負荷を同時に評価することができる。

脛骨の曲げモーメントには、いくつかの許容値が適用できると考えられる。脛骨骨幹部では、骨折の閾値としてKerrigan¹⁵⁻¹⁷⁾による310 Nm, Nyquist¹⁹⁾²⁰⁾による328 Nm, 山田⁹⁾²⁰⁾による211 Nmが考えられる。脛骨上端部では、MCL断裂に関連する膝関節の曲げモーメントの閾値として134 Nmが考えられる¹⁵⁻¹⁷⁾。

曲げモーメントは、力の大きさと脛骨両端からの距離で計算されるため、アブソーバの荷重値と、その地上高が大きな影響を及ぼす。従って、曲げモーメント線図は、車両構造の影響が明確に表れるため、車両前部構造による下肢負荷の解析に適していると考えられる。

3.3 応力線図

車両との衝突において、脛骨には車両からの衝突荷重により曲げ変形が発生し、骨折リスクが増加する。梁の理論によれば、弾性域における曲げ応力 σ_b は、下式で与えられる。

$$\sigma_b = M/Z \quad (1)$$

ここで、M: 曲げモーメント Z: 断面係数
式 (1) より、曲げ応力は、曲げモーメントだけでなく、断面係数にも依存することが分かる。よって、脛骨の骨折リスクの評価には、応力線図も必要となる。ここでは、引張による骨折を考慮して、最大主応力を用いることにした。

また、脛骨には、慣性力に起因した軸力による引張応力も発生する。この引張応力 σ_t は下式で表される。

$$\sigma_t = P/A \quad (2)$$

ここで、P: 軸力 A: 断面積

負荷が加わった脛骨の応力状態は、式 (1), (2) により調査することができる。

3.4 解析方法

ロアアブソーバが人体下肢負荷へ及ぼす影響を調査するため、Table 2に示す車両モデルと人体FEモデルの衝突シミュレーションを実施した。影響調査においては、まず基準車モデルにおける下肢負荷を解析し、負荷状況を明らかにした。次に、ロアアブソーバの効果について、ロアアブソーバのない車両モデル (model I) の下肢負荷を解析し、基準車モデルと比較した。さらに、ロアアブソーバの幾何学的位置の影響について、ロアアブソーバの地上高 z を ± 50 mm (model II, III), ロアアブソーバの前後位置 x を ± 30 mm (model IV, V) 変化させた車両モデルの下肢負荷を解析した。これらの解析には、曲げモーメント線図、応力線図を使用した。

4. 下肢負荷の解析

4.1 基準車モデル

基準車モデルの衝突シミュレーションによる、下肢の挙動と脛骨の曲げモーメント線図をFigs. 9-10に示す。初めは、ロアアブソーバの衝突により、ロアアブソーバ衝突位置の曲げモーメントが増加する (11 ms)。次に、バンパアブソーバの衝突に伴い、脛骨全体の曲げモーメントが増加し、脛骨骨幹部で最大値をとる (17 ms)。この時、脛骨下端の曲げモーメントも増加し、足関節にも大きな負荷が加わる。20 msでは、バンパアブソーバの衝突荷重の増加に伴い、脛骨上端部の曲げモーメントが増加する。このように、下肢の挙動と曲げモーメント線図を比較すると、車両前部構造の特徴が下肢負荷に表れている様子が容易に分かる。

Table 2 Car models

Car model	Description
Baseline	With lower absorber
Model I	Without lower absorber
Model II	Lower absorber z-50 mm (downward)
Model III	Lower absorber z+50 mm (upward)
Model IV	Lower absorber x-30 mm (forward)
Model V	Lower absorber x+30 mm (rearward)

同じ場面の応力線図をFig. 11に示す。応力は、どの場面においても、足関節から140 mmの位置で最も大きくなっている。これは脛骨の断面係数の影響であり (Fig. 3参照)、曲げモーメントと同様、断面係数も骨折リスクへの影響が大きいことが分かる。このように、応力線図を用いれば、脛骨形状の影響を加味した骨折リスクが評価できる。

車両との衝突において、脛骨には曲げモーメントに

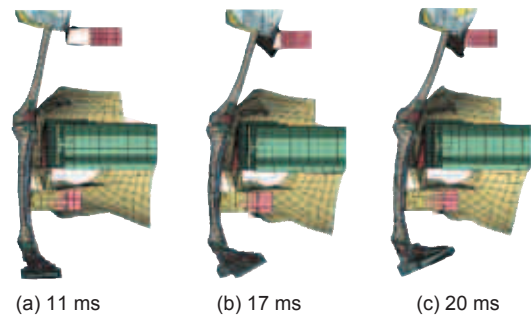


Fig. 9 Kinematics of lower extremity at 11, 17 and 20 ms (baseline model)

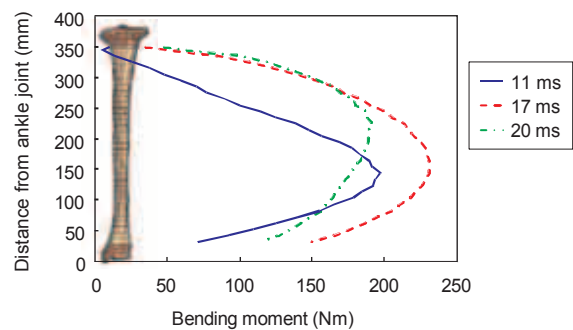


Fig. 10 Bending moment diagram at 11, 17 and 20 ms (baseline model)

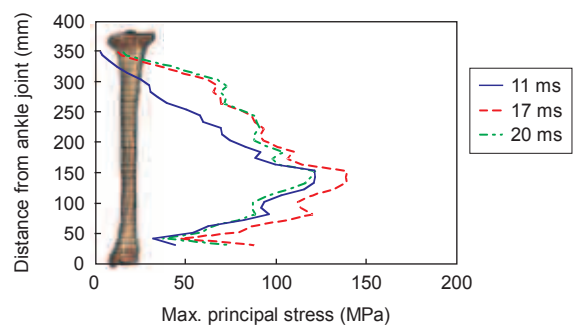


Fig. 11 Stress diagram at 11, 17 and 20 ms (baseline model)

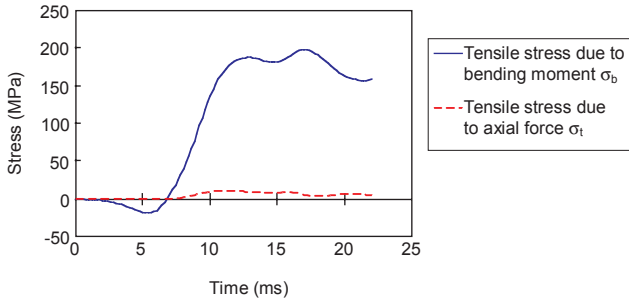


Fig. 12 Tensile stress due to bending moment and axial force in a tibia cross section

よる曲げ応力と、慣性力に起因した軸力による引張応力が発生する。この応力比を調査するため、曲げモーメントが最大となる脛骨断面において、式(1)より算出した曲げ応力(引張応力)と、式(2)より算出した引張応力を比較した(Fig. 12)。軸力による引張応力は全体の応力の約8%であるのに対し、曲げモーメントによる引張応力は約92%を占める。よって、脛骨の骨折を防ぐには、曲げモーメントの低減が有効と思われる。

4.2 ロアアブソーバの効果

ロアアブソーバの有無における、下肢の挙動の比較をFig. 13に示す。基準車モデルでは傷害は発生しなかったが、ロアアブソーバのない車両モデル(model I)では、18.0 msでMCLが断裂した。

最大曲げモーメント線図をFig. 14に示す。ロアアブソーバのないモデルでは、バンパアブソーバに荷重が集中するため、脛骨上端部に大きな曲げモーメント

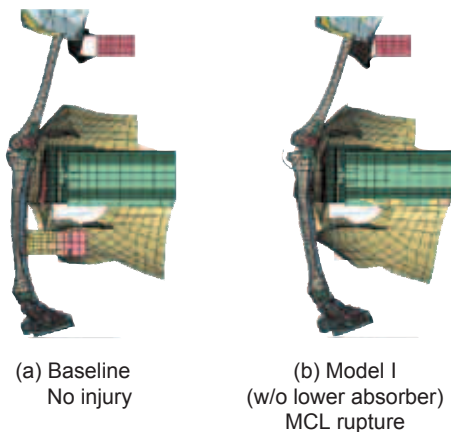


Fig. 13 Kinematics of lower extremity in impact against car with and without lower absorber (baseline, model I)

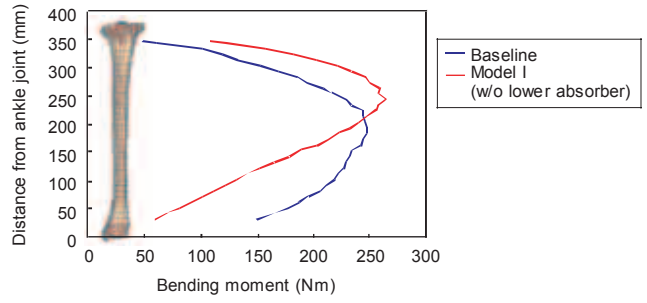


Fig. 14 Maximum bending moment diagram in impact against car with and without lower absorber (baseline, model I)

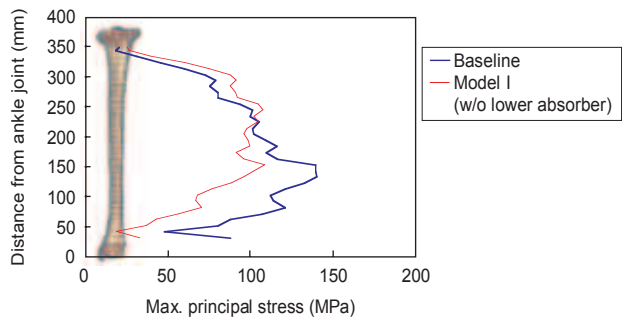


Fig. 15 Maximum stress diagram in impact against car with and without lower absorber (baseline, model I)

が発生しており(108 Nm)、膝関節には大きな荷重が加わっている。これに対して、基準車モデルでは、ロアアブソーバによって曲げモーメントの分布が下方にシフトしており、脛骨上端部のモーメントは大きく減少している。このように、ロアアブソーバはMCL断裂リスクの低減に有効である。しかしながら、脛骨骨幹部のモーメントは、ロアアブソーバの衝突位置付近で増加しており、Fig.15に示す最大応力線図でも、同じ位置の応力は増加している。また、脛骨下端部のモーメント、すなわち足関節の負荷も増加していることが分かる。

4.3 ロアアブソーバの地上高

ロアアブソーバの地上高を変化させた場合の下肢の挙動をFig. 16に示す。ロアアブソーバ地上高 $z = -50$ mmの車両モデル(model II)では、下肢に傷害は発生しなかったが、ロアアブソーバ地上高 $z = +50$ mmの車両モデル(model III)では17.9 msで脛骨が骨折した。

最大曲げモーメント線図, 最大応力線図をFigs. 17-18

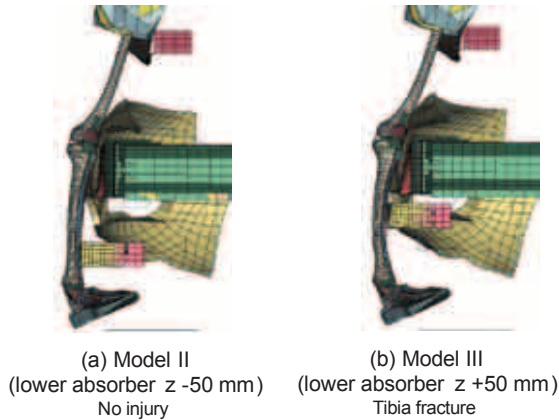


Fig. 16 Kinematics of lower extremity in impact against car having a lower absorber with ground clearance z (model II, III)

に示す。Fig. 17を見ると、基準車モデルの曲げモーメントは、脛骨骨幹部にわたって分配されている。これは、バンパアブソーバとロアアブソーバが衝突荷重を分担して、脛骨が4点曲げに近い状態となり、荷重が脛骨全体に分散されているためと思われる。これに対して、ロアアブソーバの地上高を上げると (model III)、ロアアブソーバに衝突荷重が集中して、脛骨は3点曲げに近い状態となり、脛骨骨幹部の曲げモーメントが増加する。Fig. 18を見ても、脛骨骨幹部の応力が全体的に増加しており、足関節から140 mmの位置で骨折に至っている。一方、ロアアブソーバ地上高を下げると (model II)、荷重点は脛骨下端部に近づき、脛骨骨幹部の曲げモーメント、応力は小さくなる。この際、脛骨の上端部、下端部の曲げモーメント、応力の変化は小さい。このように、ロアアブソーバを下げると、膝関節や足関節の損傷リスクを増加させずに、脛骨の骨折リスクを低減することができる。

4.4 ロアアブソーバの前後位置

ロアアブソーバの前後位置を変化させた場合の下肢の挙動をFig. 19に示す。ロアアブソーバが車両前方 (x -30 mm) の車両モデル (model IV) では、比較的早い時間で脛骨が骨折した (13.2 ms)。一方、ロアアブソーバが車両後方 (x +30 mm) の車両モデル (model V) では、20.5 msでMCLが断裂した。

最大曲げモーメント線図、最大応力線図をFigs. 20-21に示す。基準車モデルに対して、ロアアブソーバを前方に移動すると (model IV)、ロアアブソーバに衝突

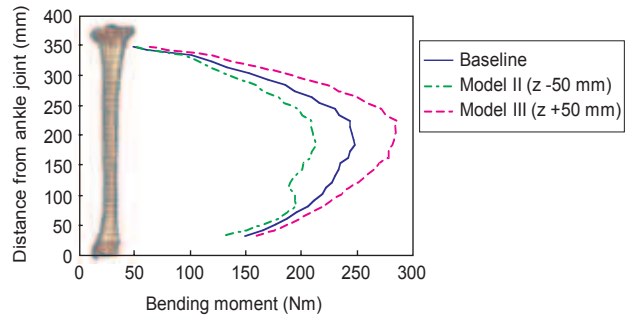


Fig. 17 Maximum bending moment diagram of tibia in impact against car having a lower absorber with ground height z (model II, III)

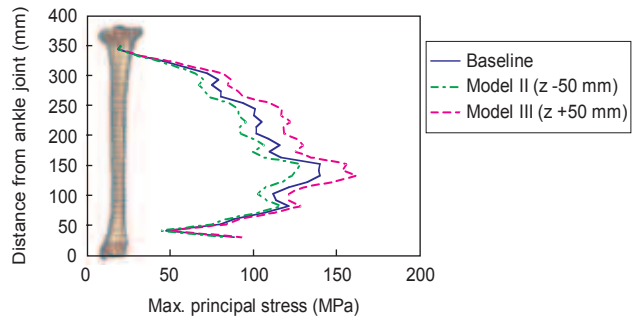


Fig. 18 Maximum stress diagram of tibia in impact against car having a lower absorber with ground height z (model II, III)

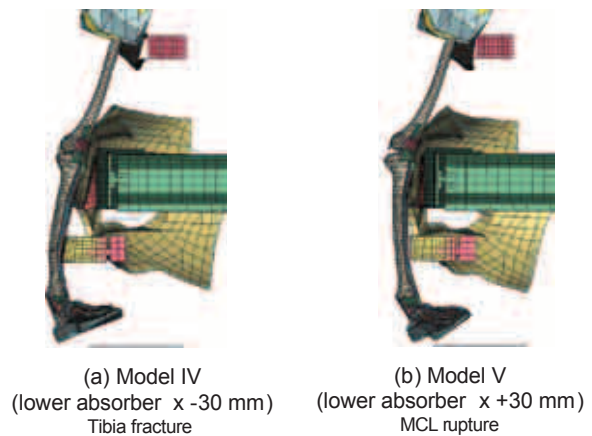


Fig. 19 Kinematics of lower extremity in impact against car having a lower absorber with longitudinal position x (model IV, V)

荷重が集中して、脛骨は3点曲げに近い状態となり、骨折に至っている。他の車両モデルと比べ、曲げモーメントが大きくなっていないのは、早い時間に脛骨が

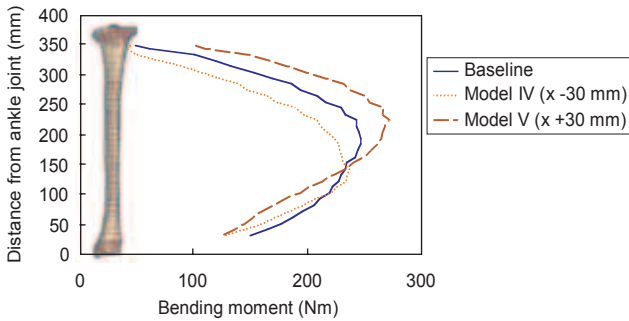


Fig. 20 Maximum bending moment diagram of tibia in impact against car having a lower absorber with longitudinal position x (model IV, V)

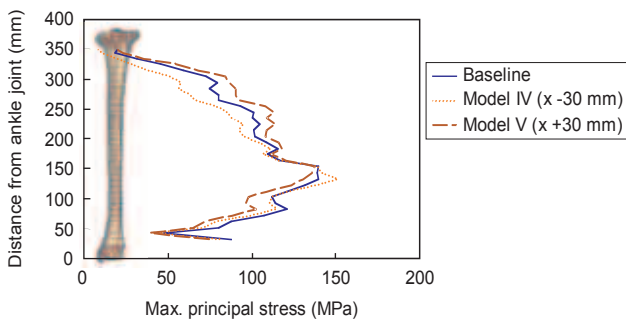


Fig. 21 Maximum stress diagram of tibia in impact against car having a lower absorber with longitudinal position x (model IV, V)

骨折したためである。一方、ロアアブソーバを後方に移動した場合には (model V)、ロアアブソーバがない車両モデルに近い状態になり、バンパアブソーバに衝突荷重が集中して脛骨上端部の曲げモーメントが増加し、MCL断裂に至っている。このように、ロアアブソーバの前後方向の移動においては、骨折リスクとMCL断裂リスクの増減が相反する関係となる。そのため、前後位置は、両者のリスクがともに低くなる最適な位置を選ぶ必要がある。

5. 考察

脛骨の曲げモーメントは車体構造の影響を受け、下肢傷害とも関連するため、車体前部構造による下肢負荷の解析には、曲げモーメント線図が有効であることが示された。また、脛骨の骨折リスクの評価には、応力線図が有効であった。傷害発生リスクが小さい車両前部構造は、曲げモーメント線図と応力線図を用いて研究することができると考えられる。

人体FEモデルを用いた衝突シミュレーションによ

り、ロアアブソーバはMCLの断裂リスクの低減に効果があり、その幾何学的位置は傷害リスクに大きな影響を及ぼすことが分かった。骨折リスクの低減には、ロアアブソーバ地上高を低下させ、曲げモーメントを小さくすることが有効である。また、脛骨の骨折リスクとMCLの断裂リスクを共に低減するには、バンパアブソーバとロアアブソーバの衝突荷重をバランスさせ、脛骨や膝関節に加わる荷重を分散させる必要がある。なお、ロアアブソーバにより足関節のモーメントの増加が見られたが、足関節の損傷への影響は明らかになっていない。足関節の傷害は、歩行中の死亡者の36%に発生していると報告されている²¹⁾。今後、ロアアブソーバを持つ車両が増加することが考えられるため、これらの車両との衝突における足関節の傷害を継続して調査していく必要があると考えられる。

6. 結論

本研究では、人体FEモデルを用いて、車両と歩行者の衝突シミュレーションを実施した。下肢負荷の解析には、脛骨の曲げモーメント線図と応力線図を導入した。結論は以下のとおりである。

- (1) 脛骨の曲げモーメント線図を用いることにより、車両前部構造による脛骨、膝関節負荷を同時に評価することができる。脛骨骨幹部のモーメントは骨折リスクに対応する。脛骨の上端部、下端部のモーメントは、それぞれ膝関節、足関節の損傷リスクに対応する。脛骨の骨折リスクは、曲げモーメントと脛骨の断面係数の両方に依存するため、評価には応力線図が有効である。
- (2) ロアアブソーバは、膝靭帯の断裂リスクの低減に有効であり、その幾何学的位置は、傷害リスクに大きな影響を及ぼす。ロアアブソーバの地上高を低下させると、膝関節の損傷リスクを増加させずに、脛骨の骨折リスクを減少させることができる。

謝辞

人体FEモデル (THUMS) の使用にあたっては、株式会社豊田中央研究所 三木一生氏、古川一憲氏にお世話になりました。ここに感謝の意を表します。

＜参考文献＞

- 1) EEVC WG17, "Improved Test Methods to Evaluate Pedestrian Protection Afforded by Passenger Cars" (1998).
- 2) 安木 剛, 山前康夫: 歩行者保護脚部インパクト挙動の考察, 自技会秋季講演会前刷集 (2005).
- 3) Schuster, P., Staines, B., "Determination of bumper styling and engineering parameters to reduce pedestrian leg injuries", SAE paper 980361 (1998).
- 4) Han Y., Lee, Y., "Optimization of bumper structure for pedestrian lower leg impact", SAE Paper 2002-01-0023 (2002).
- 5) Iwamoto M. et al., "Development of a finite element model of the Total Human Model for Safety (THUMS) and Application to Injury Reconstruction", IRCOBI(2002).
- 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", Paper number 494, 17th ESV (2001).
- 7) Iwamoto, M., Tamura, A., Furusu, K., Kato C., Miki, K., Hasegawa, J., Yang, K.H., "Development of a finite element model of the human lower extremity for analyses of automotive crash injuries", SAE Paper 2000-01-0621 (2000).
- 8) Nagaoka, T., Watanabe, S., Sakurai, K., Kunieda, E., Watanabe, S., Taki M., Yamanaka, Y., "Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult male and female of average height and weight, and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry", Physics in Medicine and Biology, Vol. 49 (2004), pp. 1-15.
- 9) Yamada, H., Strength of biological materials, The Williams & Wilkins Company, Baltimore (1970).
- 10) Kennedy J., Hawkins R., Willis R., Danylchuk K., "Tension studies of human knee ligaments", Journal of Bone and Joint Surgery (1976).
- 11) Butler D., Kay M., Stouffer D., "Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments", Journal of Biomechanics Vol. 19 (1986).
- 12) Trent P., Walker P., Wolf B., "Ligament length patterns, strength, and rotational axes of the knee joint", Clinical Orthopedics and Related Research No.117(1976).
- 13) Noyes F., Grood E., "The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys", Journal of Bone and Joint Surgery (1976).
- 14) Yamamoto S. et al., "Development of high-speed tensile test system for ligaments and skeletal muscles", Human Biomechanics and Injury Prevention, Ed. Kajzer J., Tanaka E., Yamada H., Springer (2000), pp. 167-172.
- 15) Kerrigan, J., "Tolerance of the human leg and thigh in dynamic latero-medial bending", ICrash 2004, Vol. 9, No. 6 (2004), pp. 607-623.
- 16) Kerrigan, J., Bhalla, K., Madeley, N., Funk, J., Bose, D., Crandall, J., "Experiments for establishing pedestrian-impact lower limb injury criteria", SAE Paper 2003-01-0895 (2003).
- 17) Ivarsson, J., Lessley, D., Kerrigan, J., Bhalla, K., Bose, D., Crandall, J., Kent, R., "Dynamic response corridors and injury thresholds of the pedestrian lower extremities", IRCOBI Conference (2004).
- 18) Bose, D., Bhalla, K., van Rooji, L., Millington, S., Studley, A., Crandall, J., "Response of the knee joint to the pedestrian impact loading environment", SAE paper 2004-01-1608 (2004).
- 19) Nyquist, G., Cheng, R., El-Bohy, A., King, A., "Tibia bending: strength and response", SAE Paper 851728 (1985).
- 20) Nyquist, G., "Injury tolerance characteristics of the adult human lower extremities under static and dynamic loading", SAE Paper 861925 (1986).
- 21) Teresinski, G., Madro, R., "Ankle joint injuries as a reconstruction parameter in car-to-pedestrian accidents", Forensic Science International, Vol. 118 (2001), pp. 65-73.



<著 者>



細川 俊夫
(ほそかわ としお)
走行安全技術3部
走行安全分野の製品開発に従事



桑原 貞之
(くわはら さだゆき)
走行安全技術3部
歩行者保護の研究・開発に従事



岡田 圭太
(おかだ けいた)
名古屋大学大学院工学研究科
2年
歩行者保護の研究に従事



水野 幸治
(みずの こうじ)
名古屋大学大学院工学研究科
助教授
工学博士
衝突安全、インパクトバイオメカニクスの研究に従事