

## 人体下肢FEMモデルの開発と検証

研究報告

古巣克也, 田村篤敬, 岩本正実

## Development and Validation of the Finite Element Model of the Human Lower Extremity

Katsuya Furusu, Atsutaka Tamura, Masami Iwamoto

## 要 旨

衝撃に対する人体の応答特性を解析するために人体全身の有限要素法 (FEM) モデルを開発している。本報では、下肢に関する衝撃応答解析のため人体下肢のFEMモデルを開発し、その妥当性を検証した。また、この下肢モデルを用いて下腿骨および足関節の傷害発生メカニズムについて検討した。その結果、以下のことがわかった。1) 本下肢モデルは、充分妥当な静的および動的特性を有することを確認した。2) 足裏への動的衝撃では、実際に前面衝撃を受けた際の傷害発生メカニズムを説明可能な計算結果が得られた。

キーワード 有限要素法, 人体, 骨, 脚, 足関節, 背屈

## Abstract

In order to analyze the human properties for impacts, authors are developing the finite element (FE) model of the whole human body. In this report, the FE model of the lower extremity was developed and validated to analyze the impact responses of the lower extremities. Furthermore, the injury mechanism of the lower leg was investigated using this model. The results are as follows: 1) The FE model of the lower extremity was found to have good agreement with experiments, and 2) In case of toe impact, the results acquired from the simulations could explain one of the injury mechanisms in actual front impact situations.

Keywords Finite Element method (FEM), Human body, Bone, Leg, Ankle, Dorsiflexion

## 1. 緒言

これまで下肢傷害に関する傷害は数多く報告されているが、衝突時に乗員が受傷する過程やその傷害の発生メカニズムに関しては十分に明らかとなっていない<sup>1-16)</sup>。一般的に、前側からの衝撃により乗員の足下の空間が減少することによって足関節が急激な背屈挙動を引き起こし、それに伴う脛骨の軸荷重や曲げモーメントの増大が傷害に結び付くと考えられている。我々は、これまで人体への衝撃の詳細な解析が可能な人体有限要素 (FE) モデルの開発を進めてきた。本報では、足関節傷害への影響が大きいとされる背屈挙動に着目し、その静的および動的特性に関する実験を基に、下肢モデルの妥当性を検証した。また、その下肢モデルを用いて傷害発生メカニズムについても検討した。

## 2. モデルの検証および結果

## 2.1 足関節・足部モデル

Fig. 1に膝より下の下肢骨のモデルを示す。また、Table 1に各組織の材料特性を示す。脛骨および腓骨の皮質骨には、弾塑性を考慮した応力 - 歪み特性を与えた。骨同士は、すべて靭帯により結合しており、その特性は、Yamada<sup>17)</sup>、Abeら<sup>18)</sup>が公表している値を参考にして決定した。また、アキレス腱の特性は、Yamadaが公表している静的な引張特性を基にした。なお、有限要素法計算には衝突解析コードPAM-CRASHを用いた。

## 2.2 背屈時の足関節静的検証

足関節の静的特性についてはPetit<sup>10, 15)</sup>、Parenteau<sup>14)</sup>らによって詳しく調べられており、その測定結果から背屈動作の回転中心 (CR) は距骨内部にあると考えられて

いる。彼らの実験に基づいた背屈動作の静的検証計算の設定をFig. 2に示す。Petitらは、図に示すようなシャフトと踵骨の一部を剛体化し、シャフトに0.1047rad/sの回転速度を与えて、背屈動作の特性を計測している<sup>10, 14, 15</sup>。なお、本モデルのアキレス腱にはYamadaによる静的引

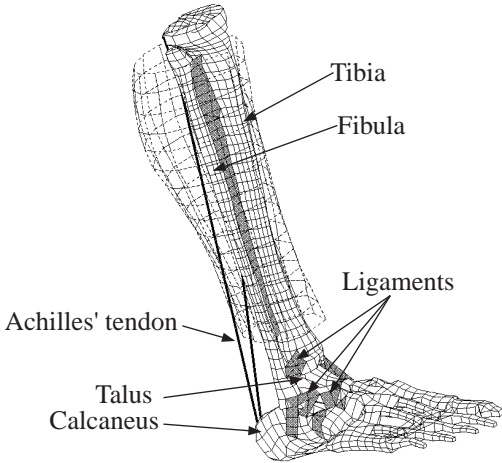


Fig. 1 Finite element model of lower leg, ankle, and foot. (4606 elements, 3628 nodes)

Table 1 Material properties of FE model of leg, ankle, and foot.

	Young's Modulus [MPa]	Poisson's Ratio	Density [kg/m <sup>3</sup> ]	Thickness [mm]	Ultimate Stress [MPa]
Tibia (Cortical)	17,700	0.30	2000	1.0 - 2.0	140
Fibula (Cortical)	17,700	0.30	2000	1.0 - 1.5	146
Talus (Cortical)	15,000	0.30	2000	1.0	
Other bone	(rigid)				
Spongy bone	203	0.45	1000		1.18
Achilles' tendon	196 - 980	0.22	1100		
Ligaments	300	0.22	1100	2.0	

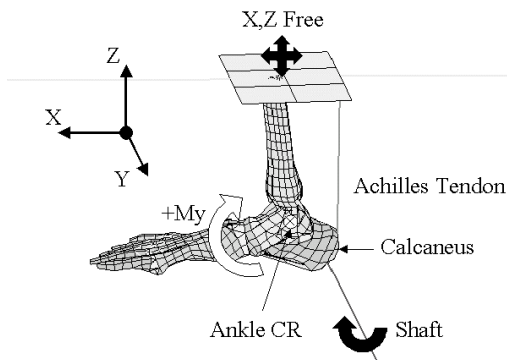


Fig. 2 Simulation set-up for quasi-static dorsiflexion.

張（荷重 - 歪み）特性を用いた。足関節が背屈すると、脛骨軸方向には圧縮荷重が働き、CRにはFig. 2に示す方向にモーメントが働く。Fig. 3に足関節回転中心における足関節モーメント - 踵骨回転角度 (M- $\theta$ ) 特性の計算と実験との比較を示す。図の破線が、計算により得られた背屈動作特性を示している。本モデルのM- $\theta$ 特性はPetitらの示すコリドーの中に入っており、充分妥当な静的な足関節挙動が得られていることがわかる。

2.3 背屈時の足関節動的検証

屍体を利用したつま先への衝撃実験との比較により、本モデルの動的検証を行った<sup>16</sup>。Fig. 4に、実験に合わせて設定した計算状況を示す。インパクトは直径50mm、長さ235mmの円柱で質量は1250g、振り子はアーム長さ1250mm、その質量285gである。実験の境界条件に合わせて脛骨近位端を固定し、インパクトに初速度4m/sおよび6m/sを与え、背屈挙動時の下肢応答を実験と比較した。

足裏へ衝撃負荷する際、衝突初期の下肢応答には足裏軟組織の応力 - 歪み特性、およびアキレス腱の荷重 - 歪

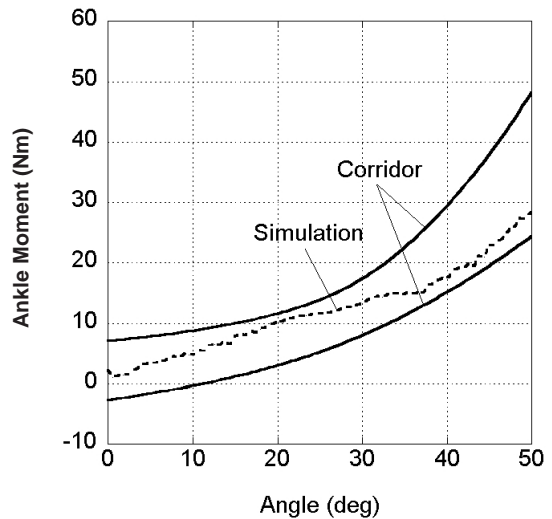


Fig. 3 Comparison of moment vs. angle response of ankle CR between experiment and simulation.

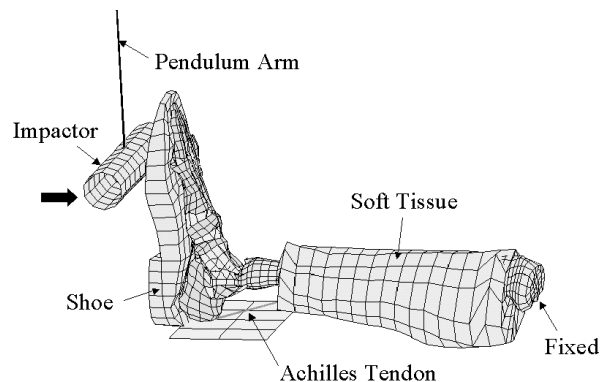


Fig. 4 Simulation set-up for toe impact.

み特性が大きく影響する。そこで、Yamadaの静的引張特性のデータを基に、これらの特性をパラメータ・スタディで決定した。

Fig. 5にインパクト初速度6m/s時の脛骨の軸荷重 (Fz), および曲げモーメント (My) の時刻歴応答を示す。前項の結果と合わせ、M-θ, Fz, Myのいずれも実験結果と充分対応していることを確認した。

### 3. 背屈時の傷害解析

インパクトの初速度をパラメータとして、背屈時の傷害発生について検討した。初速度を、4, 6, および10m/sとした。Fig. 6に各々の計算結果から得られた脛骨軸荷重 (|Fz|), 脛骨骨幹部における曲げモーメント (|My|) の最大値を示す。Fig. 6の結果から、インパクト初速度の違いは、脛骨軸荷重に大きな影響を及ぼすが、脛骨曲

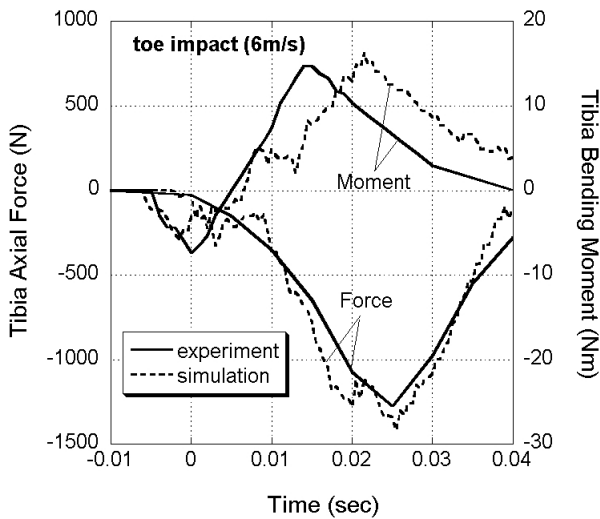


Fig. 5 Comparison of dynamic responses of axial force and bending moment between experiment and simulation at tibial midshaft.

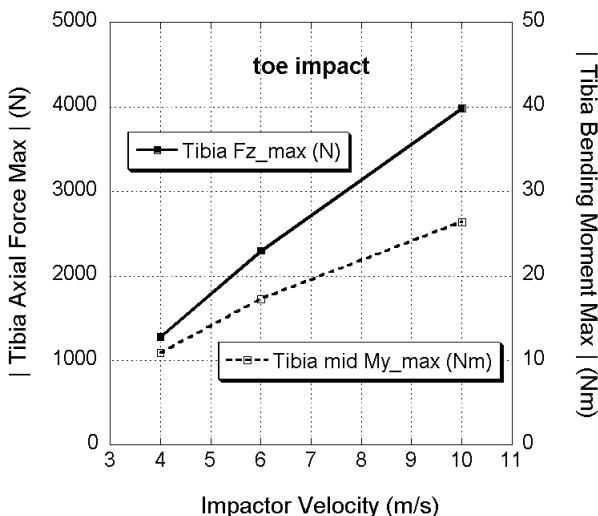


Fig. 6 Influence of the impactor initial velocities.

げモーメントへの影響は小さいことがわかる。このことから、脛骨の骨折には軸圧縮荷重が支配的に寄与していると考えられる。また、下肢骨皮質骨の応力分布を見ると、4m/sおよび6m/sでは皮質骨の極限応力 (140Mpa) を超えた場所はなかった。前記文献<sup>16)</sup>によると、同条件では骨部の損傷は見られないと記されており、このことから本モデルが十分な精度を有することがわかる。

Fig. 7にインパクト初速度6m/s時のつま先への衝撃実験の初期に脛骨骨幹部中央付近皮質骨に発生した引張圧縮応力の時刻歴応答を示す。Fig. 7より、脛骨骨幹部に働くモーメントは、衝突初期に脛骨の緩やかな湾曲に沿って腹側へ凸となる方向に働き、脛骨骨幹部の腹側では引張り、背中側では圧縮の応力が発生していることがわかる。今回の衝撃実験のように足裏から衝撃が入る形態では、脛骨骨幹部が背中側へではなく、腹側へ凸となることによって骨折の起こる可能性が高いことが推測される。このときの下腿部・足関節挙動を、Fig. 8に模式的に示す。この推測は、動的3点曲げ試験を行ったSchreiberが、背中から腹方向に荷重をかけている理由、

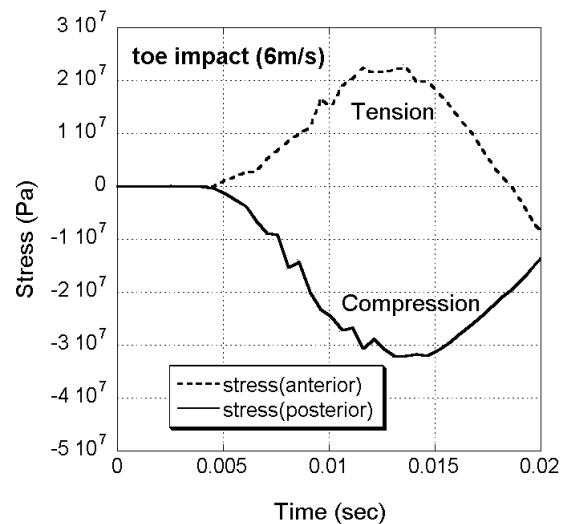


Fig. 7 Time history of cortical bone stresses at tibial midshaft.

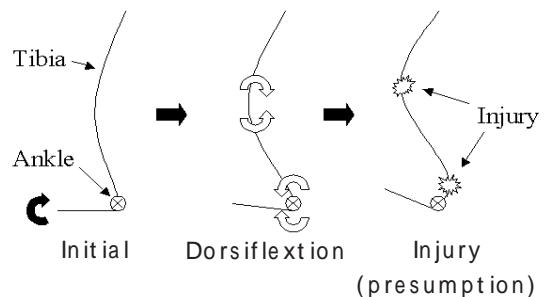


Fig. 8 Schematic lower leg deformation after toe impact.

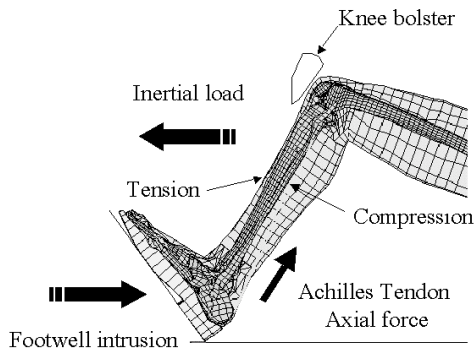


Fig. 9 Hypothesis for the tibia injury mechanism.

すなわち実際に報告されている傷害例が多いこととも一致している<sup>19)</sup>。また、自動車の前面衝撃時において、推測される傷害発生メカニズムの一例をFig. 9に示す。すなわち、足下の空間の減少と、膝のニーボルスターへの接触、および乗員に働く慣性力により、軸方向圧縮力や曲げモーメントを受けて、足関節や脛骨骨幹部に傷害が発生すると考えられる。

#### 4. 結言

衝撃に対する人体の応答を解析するために足関節および下腿骨の有限要素モデルを開発し、その妥当性を検証した。また、この下肢モデルを用いて傷害発生メカニズムに関して検討した。その結果、以下のことがわかった。

1) 本下肢モデルは充分妥当な静的および動的特性を有することを確認した。

2) 足裏への動的衝撃では実際に前面衝撃を受けた際の傷害発生メカニズムを説明可能な計算結果が得られた。

謝辞

本下肢モデルの開発ならびに計算解析に際し、ご指導ならびに有益な助言を頂いたトヨタ自動車(株)第1車両技術部の長谷川純爾氏に感謝する。

#### 参考文献

- 1) Begeman, P. C., et al. : "Human ankle impact in dorsiflexion", Proc. 34th Stapp Car Crash Conf., SAE 902308, (1990)
- 2) Begeman, P. C., et al. : "Dynamic human ankle response to inversion and eversion", Proc. 37th Stapp Car Crash Conf., SAE 933115, (1993)
- 3) Crandall, J. R., et al. : "Biomechanical response and physical properties of leg, foot, and ankle", Proc. 40th Stapp Car Crash Conf., SAE 962424, (1996)
- 4) Beaugonin, M., et al. : "A numerical model of the human ankle/foot under impact loading in inversion and eversion", Proc. 40th Stapp Car Crash Conf., SAE 962428, (1996)
- 5) Portier, L., et al. : "Dynamic biomechanical dorsiflexion responses and tolerances of ankle joint complex", Proc. 41st Stapp Car Crash Conf., SAE 973330, (1997)
- 6) Beaugonin, M., et al. : "Improvement of numerical ankle/foot model: modeling of deformable bone", Proc. 41st Stapp Car Crash Conf., SAE 973331, (1997)

- 7) Kitagawa, Y., et al. : "A severe ankle and foot injury in frontal crashes and its mechanism", Proc. 42nd Stapp Car Crash Conf., SAE 983145, (1998)
- 8) Digges, K. H., et al. : "Ankle injury mechanisms in offset crashes", IRCOBI Conf., (1997), 87
- 9) Wykowski, E., et al. : "Finite element model of human lower extremities in a frontal impact", IRCOBI Conf., (1998), 101
- 10) Petit, P., et al. : "Rigid body model of the hybrid dummy lower limb including muscle tension under car crash conditions", IRCOBI Conf., (1998), 173
- 11) Portier, L., et al. : "Experimental research program on lower leg injuries in frontal car crashes", PLEI, (1995), 173
- 12) Audu, M. L., et al. : "The influence of muscle model complexity in musculoskeletal motion modeling", J. Biomech. Eng., (1985), 147
- 13) Portier, L., et al. : "Lower leg injuries in real-world frontal accidents", IRCOBI Conf., (1993), 57
- 14) Parenteau, C. S., et al. : "A new method to determine the biomechanical properties of human and dummy joints", IRCOBI Conf., (1995), 183
- 15) Petit, P., et al. : "Quasistatic characterization of the human foot-ankle joints in a simulated tensed state and updated accidentological data", IRCOBI Conf., (1996), 363
- 16) Manning, P., et al. : "Dynamic response and injury mechanism in the human foot and ankle and an analysis of dummy biofidelity", ESV Conf., (1998), 1960
- 17) Yamada, H. : Strength of biological materials, (1970), 98, The Williams & Wilkins Co.,
- 18) Abe H., et al. : Data book on mechanical properties of living cells, tissues, and organs, (1996), 292, Springer-Verlag
- 19) Schreiber, P., et al. : "Static and dynamic bending strength of the leg", IRCOBI Conf., (1997), 99

(2001年2月26日原稿受付)

#### 著者紹介



古巣克也 Katsuya Furusu  
生年：1958年。  
所属：人体モデリング研究室。  
分野：人体FEMモデルの開発。  
学会等：日本機械学会，自動車技術会会員。



田村篤敬 Atsutaka Tamura  
生年：1973年。  
所属：人体モデリング研究室。  
分野：人体FEMモデルの開発。



岩本正実 Masami Iwamoto  
生年：1969年。  
所属：人体モデリング研究室。  
分野：衝突安全分野で人体有限要素モデルの開発を実施中。  
学会等：日本機械学会会員。