

研究報告

実用性を重視した人体全身FEMモデルの開発

渡辺 功

Development of Practical and Simplified Human Whole Body FEM Model

Isao Watanabe

要 旨

コンピュータ上で自動車乗員の衝突解析を行うため、実用性を重視した人体全身FEMモデルを開発した。モデル開発に際して、適切な時間で解析できること（実用的な評価サイクル）、評価項目を絞り込みにより過度の人体忠実度に陥らないこと（モデル開発工数の低減）に注意を払った。本FEMモデルは、骨格のシェル要素近似・剛体化および靱帯・筋肉のバー要素近似等で簡易化されている。

過去の屍体実験を参照して前面および側面衝突解析を行った結果、本モデルの骨折数および衝撃力は屍体実験の結果とよく一致した。ただし、軟組織の影響が大きい部位に関して軟組織のモデル化が不十分であるため、屍体実験との相違が見られた。この点については、今後改良を図る予定である。

キーワード

モデル化, 有限要素法, コンピュータ支援技術, 損傷

Abstract

A practical and simplified human whole body FEM model was developed. During the model development, it was noticed that the simulation with the model was done within an appropriate CPU time (the practical validation cycle) and the modeling did not have the excessive biofidelity (the reduction of the model development man-hours). For simplification, bones were modeled by a hollow shell structure and muscles and ligaments were modeled by a bar/beam element.

To validate this model, frontal/lateral impact simulations were performed referring to cadaver tests which were already published. As a result, it was found that the simulation results of bone fracture and impact force agreed well with the cadaver tests. However, at the location where the soft tissue influenced the damage, a difference was found between the simulation and the cadaver test because the modeling of the soft tissue was insufficient. The author plans to improve this point it in the future.

Keywords

Modeling, Finite element method, Computer aided engineering(CAE), Injury & Trauma

1. まえがき

人体と形状・力学特性が類似した人体FEMモデルは、研究レベルにおいて発表されている。しかし、それらの大部分は、局所的な傷害予測を行う部分的なモデルである。

今回、実用性を重視した人体全身FEMモデルを開発し、基本的な検証を行ったので報告する。

2. モデル説明

Fig. 1は、開発したモデルの外観と内部構造を示している。Table 1にはモデルサイズを示している。モデル開発にあたっては、早期実用化を図るために評価項目の

絞り込みと人体構造の簡略モデル化を行った。以下でその概要を説明する。

本モデルは、自動車乗員の衝突安全解析に特化したモデルであり、乗員が衝撃を受けたときの挙動、骨折の有無、および傷害値クライテリアの算出を主な評価項目とした。傷害値クライテリアとしては、HIC、TTI、VC、最大たわみ、最大たわみ速度、最大衝撃力等の算出を行う。

また、人体は構造が非常に複雑な上、様々な力学特性を有する集合体である。したがって、忠実なモデル化には多くの時間を要するのが現状である。古巣らは、このようなモデル⁴⁾の開発も進めている。一方、筆者らは、実用性を重視したモデルの開発を行った。本モデルは詳細なモデルと比較して、

- a) モデル作成が容易であり，計算時間の短縮，計算資源（メモリ）の縮小が可能
- b) 姿勢変更が比較的容易
- c) 力学特性設定が比較的容易

などの長所がある。

本モデル開発にあたっては以下のことを考慮した。

(1) 脊椎の椎骨は剛体とし，椎間円板と各種靭帯により脊椎の柔軟性を実現した(Fig. 2参照)。脊柱モデルの仕様をTable 2に示す。

(2) 胸郭を構成する肋骨は内部が中空の殻構造とし，各種靭帯・筋肉により相互の位置関係を保持するようにした(Fig. 3参照)。胸郭の仕様をTable 3に示す。

(3) 肩は，鎖骨・肩甲骨を靭帯・筋肉で固定し，肩関節は球ジョイント結合とした(Fig. 4参照)。肩部の仕様をTable 4に示す。

(4) 上肢は上腕と前腕を球ジョイント結合し，手部は剛体とした。

(5) 頭は内部が中空の殻構造とし，強度が低い，縫合部の力学特性を与えることにより骨折評価を行なうモデルとした。

(6) 腹部は，各種臓器を一体化した均一モデルとした。そして，その力学特性は，速度依存性を考慮した線形粘

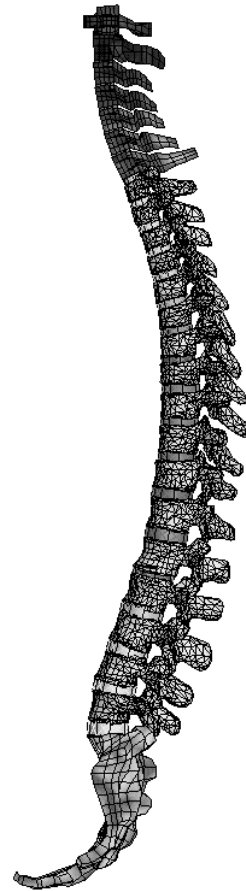


Fig. 2 Spine FEM model.

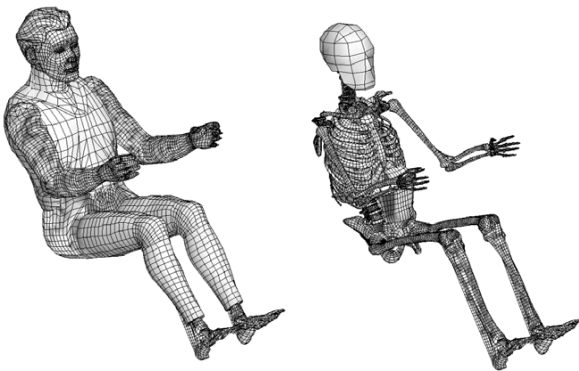


Fig. 1 Human whole body FEM model.

Table 2 Specification of spine FEM model.

ITEM	SPEC	
Num. of node	14187	
Num. of element	Bar	1518
	Membrane	86
	Shell	18625
	Solid	3809
Ligament	Anterior longitudinal ligament	
	Posterior longitudinal ligament	
	Ligamenta flava	
	Ligamenta intertransversaria	
	Ligamenta interspinalia	
	Ligamentum supraspinale	
	Capsular ligaments	
	Intervertebral disks (Anulus fibrosus)	
Vertebrae	Iliolumbar ligament	
	Rigid shell structure	
Intervertebral disks	Ligament-reinforced elastic-plastic solid structure	
Connection	Rigid connection between vertebral body and end plate	

Table 1 Specification of human whole body FEM model.

ITEM	SPEC	
Num. of node	88748	
Num. of element	Beam	126
	Bar	2210
	Membrane	684
	Shell	67878
	Solid	38080

弾性体モデルを使用した。ただし、脊椎の回りには剛性を高めて筋肉層を模擬した (Fig. 5参照)。腹部の仕様を Table 5に示す。

(7) 全身の皮膚を模擬するため、薄い膜を外表面に付加した。なお、解析には衝突解析コードPAM-CRASHを用いた。

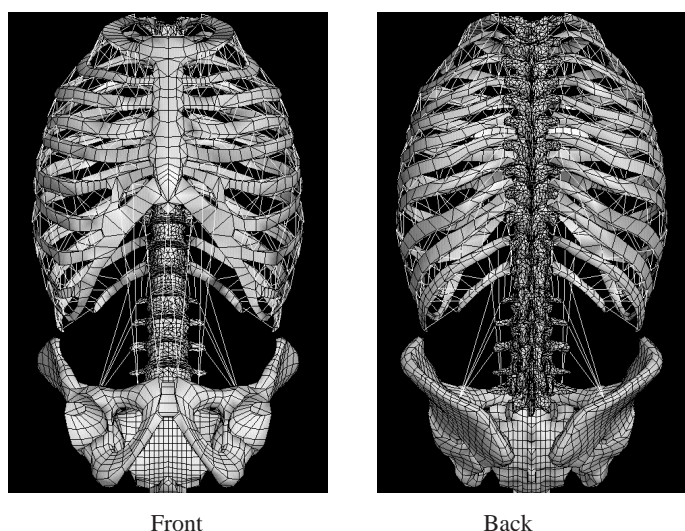


Fig. 3 Chest FEM model.

Table 3 Specification of chest FEM model.

ITEM	SPEC	
Num. of node	2717	
Num. of element	Bar	536
	Shell	3006
Ligament	Ligamentum capitis costae radiatum Ligamentum costotransversarium Ligamentum costotransversarium laterale Ligamentum costotransversarium superius Ligamentum lumbocostale	
Muscle	Mm. intercostales externi Membrana intercostalis externa Mm. intercostales interni Membrana intercostalis interna M. quadratus lumborum	
Ribs	Elastic-plastic shell structure	
Cartilago costalis	Elastic-plastic shell structure	
Sternum	Elastic-plastic shell structure	
Connection	Covalent binding between ribs, cartilago Costalis and sternum	
	Ligament connection between ribs and spine	

3. 検証計算

本章では、開発した人体FEMモデルの妥当性に関する検証計算について説明する。下肢・腰部等の検証についてはすでに報告済であるのでここでは省略する^{1, 3)}。

3. 1 腹部前面衝撃

検証はNusholtzらの屍体実験を参照して行った^{7, 8)}。Fig. 6には計算モデルを示している。計算条件は模擬ステアリングインパクト荷重18kg, 衝撃速度10m/sec, 衝撃部位を第2腰椎位置とした。

腹部たわみと衝撃力の関係では、計算値と実験値の腹部剛性 (N/m) がよく一致した (Fig. 7参照)。腹部の変形挙動は、Fig. 8に示す通りである。傷害評価では、Von Mises応力分布等から下位肋骨の肋軟骨接合部およびその近辺に骨折が予測されたが、Nusholtzらの実験でも同様の部位に骨折の発生が報告されている。軟組織に対する傷害値クライテリアは、実験と計算でよく対応している (Table 6参照)。

3. 2 肩部側面衝撃

検証はBendjellalらの屍体実験を参照して行った¹⁰⁾。Fig. 9には計算モデルを示している。計算条件はインパクト荷重23kg, 衝撃速度4.5m/sec, 衝撃部位を肩部体側とした。

肩部衝撃力については計算と実験とが定性的に対応しているが、波形に相違が見られ、肩部軟組織のモデル化を再度検討する必要がある (Fig. 10参照)。肩・胸部の変形挙動はFig. 11に示す通りである。各種傷害値クライテリアとして胸部たわみ、粘性基準、TTIを計算した。今回の衝撃条件では、各傷害指標とも胸部傷害に対してAIS (Abbreviated Injury Scale) 4未満の傷害レベルであった。

3. 3 胸部側面衝撃

検証は、Eppingerらの屍体実験を参照して行った¹¹⁾。Fig. 12には、計算モデルを示している。計算条件は円筒形インパクト荷重23.4kg, 衝撃速度4.3m/sec, 衝撃部位を胸部体側とした。

胸部衝撃力の時間的な変化は、計算と実験でよく一致した (Fig. 13参照)。胸・腹部の変形挙動は、Fig. 14に示す通りである。

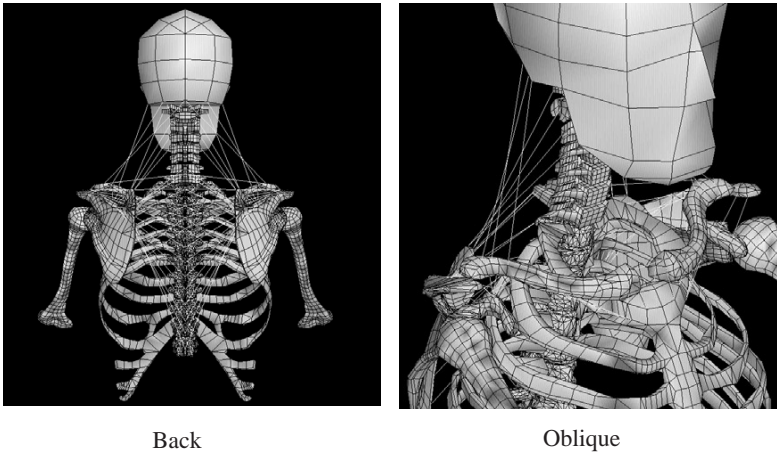


Fig. 4 Shoulder FEM model.

Table 4 Specification of shoulder FEM model.

ITEM	SPEC	
Num. of node	2024	
Num. of element	Bar	99
	Shell	2340
Ligament	Ligamentum costoclaviculare Ligamentum sternoclaviculare Ligamentum interclaviculare Ligamentum acromioclaviculare Ligamentum conoideum Ligamentum trapezoideum Ligamentum coracoacromiale	
Muscle	M. rhomboideus minor M. rhomboideus major M. levator scapulae M. trapezius M. subclavius	
Scapula, clavícula	Elastic-plastic shell structure	
Connection	Sphere-jointed between humerus and scapula Muscle-binded between scapula and spine Ligament-binded between scapula and clavícula Lig. & M.-binded between 1st rib and clavícula	

Table 5 Specification of abdomen FEM model.

ITEM	SPEC	
Num. of node	1788	
Num. of element	Bar	53
	Solid	1380
Soft tissue	Linear visco-elastic solid structure Reinforced soft tissue modulus around spine	
Connection	Bar-connected with buttock model Contact definition between soft tissue and spine	

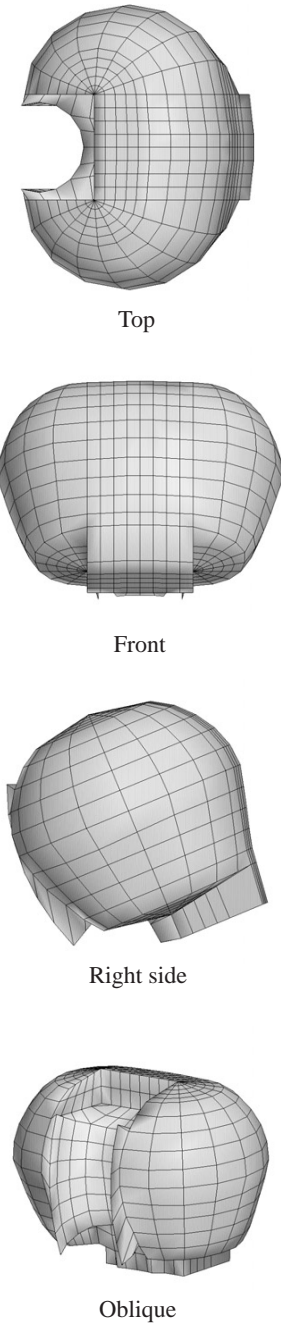


Fig. 5 Abdomen FEM model.

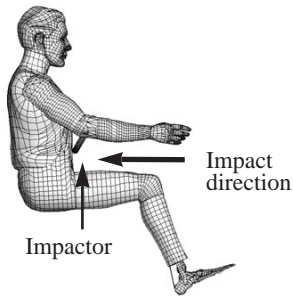


Fig. 6 Simulation model.

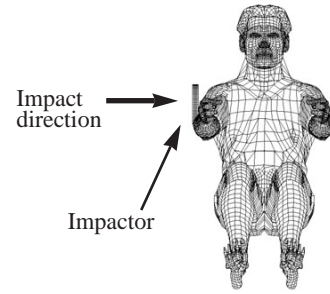


Fig. 9 Simulation model.

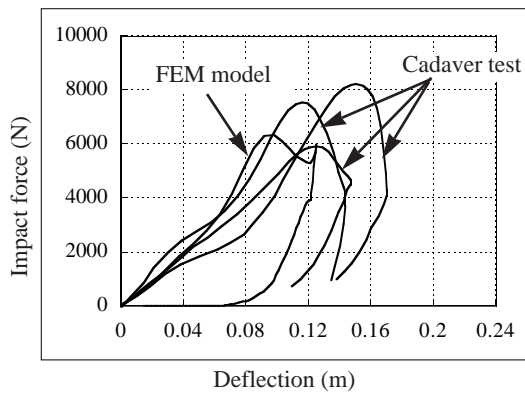


Fig. 7 Impact force vs. deflection of abdomen.

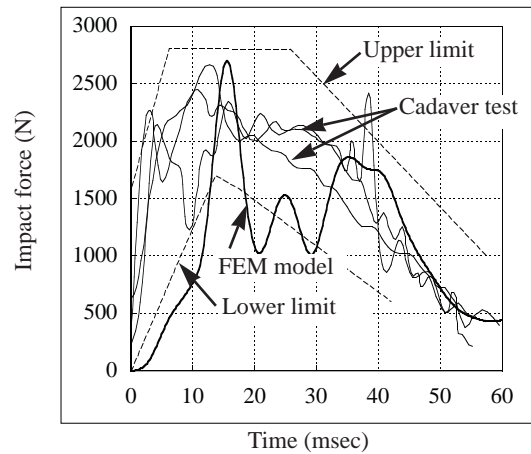


Fig. 10 Time history of impact force on shoulder.

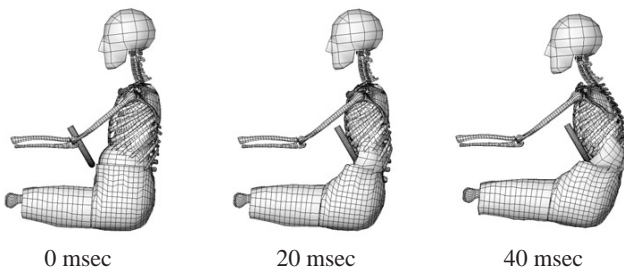


Fig. 8 Deflection behavior of abdomen.

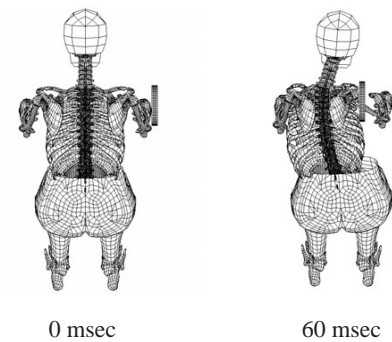


Fig. 11 Deflection behavior of chest and shoulder.

Table 6 Comparison between cadaver and simulation by tolerance.

ITEM	SIMULATION	CADAVER(MEAN)
Max. deflection	49.4 % (125 mm)	50 % (150 mm)
Max. impact force	7060 N (SAE60:6360 N)	8000 N
VCmax	2.87 m/sec	1.82 m/sec
Vmax · Cmax	4.94 m/sec	5.00 m/sec
Acc.(T12)	509 m/s ²	447 m/s ²

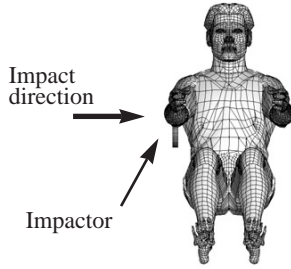


Fig. 12 Simulation model.

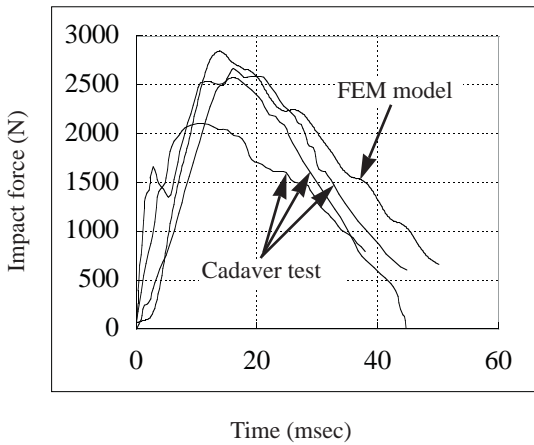


Fig. 13 Time history of impact force on chest.

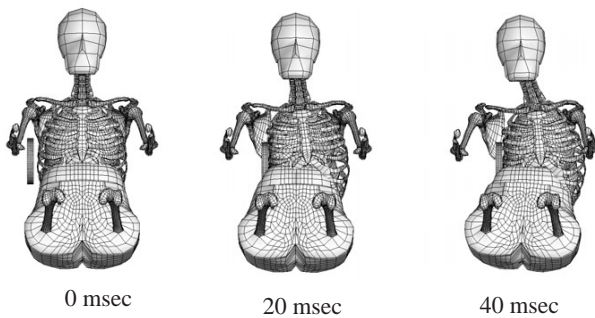


Fig. 14 Deflection behavior of chest. (Lateral impact)

傷害評価では、Von Mises応力分布等から右側第4～9肋骨で合計8カ所の骨折が予測された。Eppingerらの実験では、発生部位は不明であるが、肋骨骨折が被験者により0～7カ所確認されており、計算との類似性が見られる。各種傷害値クライテリアとして、胸部たわみ、粘性基準、TTI等を計算した。

3.4 腰部側面衝撃

検証はCesariらの屍体実験を参照して行った⁹⁾。Fig. 15には、計算モデルを示している。計算条件はインパクト荷重17.3kg、衝撃速度7m/sec、衝撃部位を腰部体側とした。

衝撃速度と最大衝撃力の関係は、計算と実験でよく一致した (Fig. 16参照)。腰部の変形挙動はFig. 17に示す通りである。傷害評価では、Von Mises応力分布等から

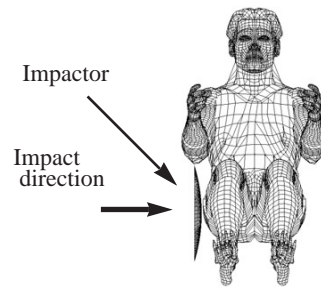


Fig. 15 Simulation model.

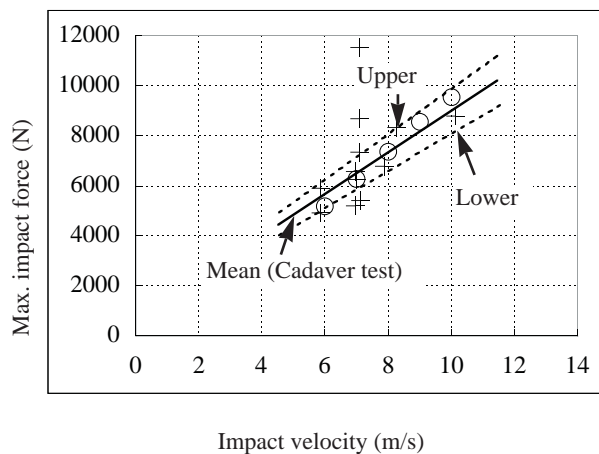


Fig. 16 Impact velocity vs. Max. impact force of buttock. : FEM model + : Cadaver test

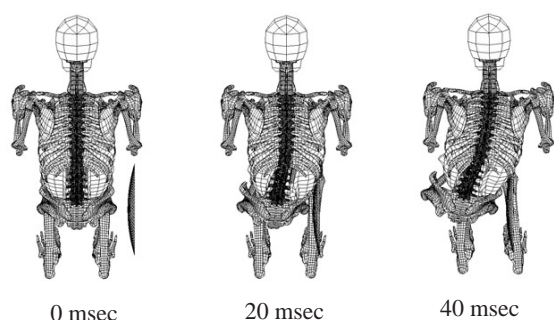


Fig. 17 Deflection behavior of buttock.
(Lateral impact)

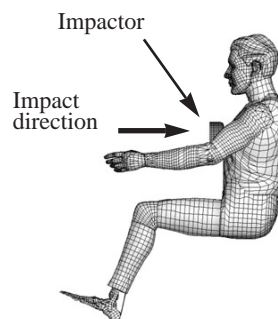


Fig. 18 Simulation model.

大腿骨の股関節付近，恥骨および仙腸関節に骨折が予測された。Cesariらの実験では，同一被験者に重複する衝撃実験を行っており，衝撃速度と骨折の関係が不明であるが，恥骨枝・坐骨枝・大腿骨の骨折，仙腸関節・恥骨関節の分離が確認されている。各種傷害値クライテリアとして，腰部たわみ，粘性基準，骨盤加速度等を計算した。

3.5 胸部前面衝撃

検証はKroellらの屍体実験を参照して行った^{5,6)}。Fig. 18には，計算モデルを示している。計算条件はインパクト荷重23.1kg，衝撃速度7.2m/sec，衝撃部位を胸骨中央とした。

胸部たわみと衝撃力の関係は，全体的にほぼ一致しているが，除荷過程において実験系の簡易モデル化によると考えられる相違が見られる (Fig. 19参照)。胸部の変形は，実験と計算 (Fig. 20参照) でよく似た挙動を示している。傷害評価では，Von Mises応力分布等から，胸郭に13～15カ所の骨折が予測される。一方，Kroellらの実験では，発生部位の詳細は不明であるが，肋骨に17カ所の骨折が確認されている。以上のことより，人体全身FEMモデルの胸部は，前突に関して妥当なモデル化が行われていると考えられる。

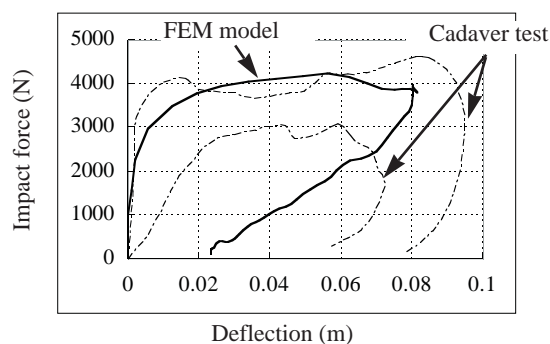


Fig. 19 Impact force vs. deflection of chest.

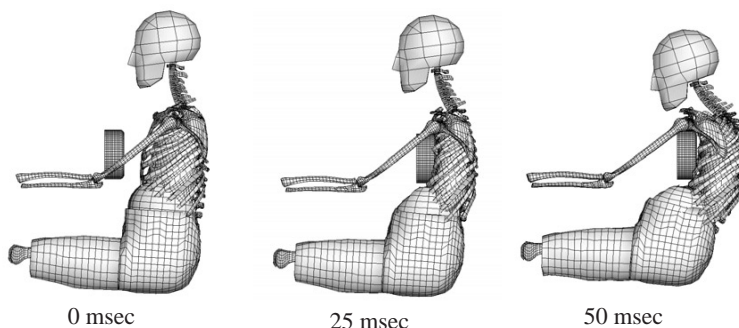


Fig. 20 Deflection behavior of chest (Frontal impact).

4. まとめ

人体と形状・力学特性が類似した，実用性を重視した人体全身FEMモデルを開発した。その際，使用目的をマクロ的な挙

動・傷害解析に限定し、簡略化可能な部位については形状および力学特性の簡素化を図った。モデル開発にあたっては、胸郭・脊椎等の骨格を中空の板要素でモデル化、筋肉・靭帯を梁要素でモデル化、球ジョイントによる上肢関節のモデル化、腹部臓器を一つの固まりとしてモデル化している。

過去の屍体実験を参照して前面および側面衝撃を加える検証計算を行った結果、

(1) 計算から予測される骨折本数と屍体実験（検死解剖）で見つかった骨折本数が類似していることがわかった。

(2) 計算により得られた衝撃部位における衝撃力およびたわみの時間履歴は、屍体実験から得られた許容範囲内に入ることがわかった。ただし、肩部についてはたわみが大きくなる傾向にあり、モデル化において筋肉等の軟組織を考慮する必要がある。

今後は、本モデルの精度向上を図るために、過去の屍体実験を参照して衝撃部位、衝撃方向を変えた検証計算を行う。さらに、傷害と傷害値クライテリアの関係を検討する予定である。

参考文献

- 1) 田村篤敬, 古巢克也, 岩本正実, 加藤千春, 三木一生, 長谷川純爾: "人体下肢有限要素モデルの開発と検証", JSME Annu. Meet., No. 99-37, (2000), 249 ~ 250
- 2) 古巢克也, 尼子龍幸, 三木一生, 加藤千春, 長谷川純爾: "人体胸部有限要素モデルのむち打ち拳動解析への適用", 1999年自動車技術会秋季大会学術講演会前刷集, No.9939947
- 3) 渡辺功, 古巢克也, 三木一生, 加藤千春, 長谷川純爾: "人体腰部

の有限要素モデルの開発 (第2報 軟組織モデルの開発と検証)" 日本機械学会年次大会講演論文集, Vol.II (1999), 347 ~ 348

- 4) 古巢克也, 渡辺功, 加藤千春, 三木一生, 長谷川純爾: "人体胸部FEMモデルによる側面衝撃時の傷害解析の基礎検討", 2000年自動車技術会春季大会学術講演会前刷集, No.20005167
- 5) Kroell, C. K., Schneider, D. C. and Nahum, A. M.: "Impact Tolerance and Response of the Human Thorax", SAE Tech. Pap. Ser., No.710851, (1971)
- 6) Kroell, C. K., Schneider, D. C. and Nahum, A. M.: "Impact Tolerance and Response of the Human Thorax II", SAE Tech. Pap. Ser., No.741187, (1974)
- 7) Nusholtz, G. S., Kaiker, P. S. and Lehman, R. J.: "Steering System Abdominal Impact Trauma", MVMA Report, UMTRI-88-19, (1988)
- 8) Nusholtz, G. S., Kaiker, P.: "Abdominal Response to Steering Wheel Loading", Chrysler Motor Corp., United States, 94-S1-O-05
- 9) Cesari, D., Ramet, M. and Clair, P.: "Evaluation of Pelvic Fracture Tolerance in Side Impact", SAE Tech. Pap. Ser., No.801306, (1980)
- 10) Road Vehicles-Anthropomorphic Side Impact Dummy-Lateral Impact Response Requirements to Assess the Biofidelity of the Dummy, ISO/TC22/SC12/WG5, Document N455, October, (1995)
- 11) Eppinger, R. H., Augustyn, K. and Robbins, D. H.: "Development of a Promising Universal Thoracic Trauma Prediction Methodology", SAE Tech. Pap. Ser., No.780891, (1978)

(2000年12月5日原稿受付)

著者紹介



渡辺 功 Isao Watanabe
 生年：1955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：日本機械学会会員。