

研究報告

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

古巣克也, 加藤千春

Fundamental Study of Side Impact Analysis Using the Finite Element Model of the Human Thorax

Katsuya Furusu, Chiharu Kato

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。この全身モデルの一部として、人体胸部FEMモデルを開発し、屍体実験と比較して検証した。また、この胸部モデルを用いて、側面衝撃に対して提唱されているいくつかの傷害基準値の算出を試みた。その結果、以下のことがわかった。1) この胸部モデルの応答は、屍体実験の応答と充分対応するものであった。2) この胸部モデルにより、側面衝撃に対する傷害基準値を適切に算出可能であることがわかった。

キーワード

有限要素法, 人体, 骨, 胸部, 傷害基準, 側面衝撃

Abstract

In order to analyze the human properties for impacts, the authors are developing a finite element (FE) model of the whole human body. As the part of this model, the FE model of the human thorax was developed and validated by comparison with published cadaver test data. Some injury data of side impacts were calculated using this thorax model. The results are as follows: 1) The response of this thorax model agreed well with that of cadavers, and 2) Injury data for side impacts can be adequately calculated using this thorax model.

Keywords

Finite Element Method (FEM), Human Body, Bone, Thorax, Injury Criteria, Side Impact

1. まえがき

筆者らは、人体全身の骨格主体の有限要素法 (FEM) のモデル (Fig. 1) を開発し、いくつかの部位のモデル^{1)~4)} について報告してきた。

すでに、胸部のモデルに関しては変形挙動を検証し、それを用いて後突時の頸椎挙動を検討した⁵⁾。しかし、この胸部モデルを人体全身モデルへ組み込むにはいくつかの問題点があり、全身モデルへ組み込むことが可能な胸部モデルを開発する必要があった。本報では、人体胸部のFEMモデルを新たに開発し、再度検証を実施する。また、この開発した胸部モデルを用いて、AIS (Abbreviated Injury Scale) に対して過去に提案されているいくつかの傷害基準値の算出を試みる。なお、有限要素法計算には衝突解析コードPAM-CRASHを用いた。

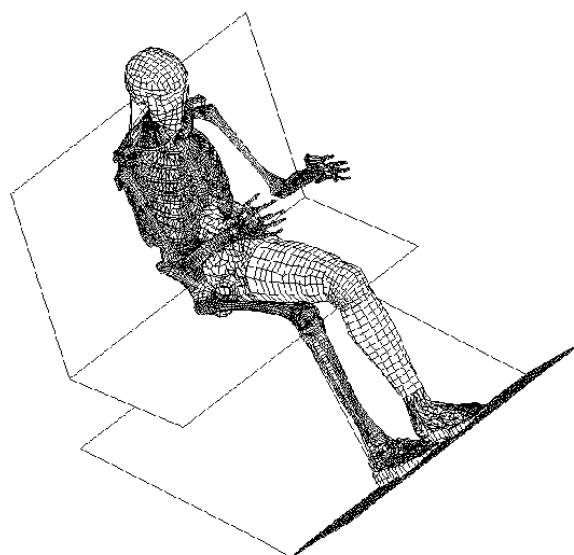


Fig. 1 FEM model of whole human body for impact analysis.

2. 胸部有限要素モデルと検証条件

Fig. 2に新たに開発した胸部モデルを示す。骨格部の外形は、すでに開発している下肢や骨盤、上肢のモデルと整合性を満たすように開発した。脊柱部分の特性は、関連報告⁴⁾と同じ特性を用いた。骨格主体の人体モデルへ組み込むことを前提としており、すべての胸部の内臓を均質としてモデル化した。均質化内臓の特性は、Plankら⁶⁾の胸部モデルの特性を参考にした。すなわち、内臓全体を一つの線形粘弾性材料とすると、その剪断弾性係数 G は、時間の関数として以下の式で与えられる。

$$G(t) = G_L + (G_S - G_L) e^{-\beta t}$$

ただし、 G_S : 短期剪断弾性係数、 G_L : 長期剪断弾性係数、 β : 時間定数である。均質化内臓も含め、モデルに利用した材料定数をTable 1に示す。

これらの材料特性を適用して、側面衝撃における胸部の応答、挙動特性を検証した。屍体実験に関してLizeeら⁷⁾が結果をまとめており、それを検証の対照として利用した。側面衝撃計算のインパクト位置をFig. 3に示す。インパクトは、衝突面の直径が15cm、質量が23.4kgであり、その衝撃初速度は3.3, 5.7m/sである。

インパクトの衝撃中心位置は、水平前後位置が側面に肋骨が最も張り出している位置であり、高さは第6肋骨と第7肋骨間中央の高さとした。モデル全体の前後方向の傾きは、標準的な着座姿勢に近い傾きとした。

ここでは胸部モデルのみを用いて特性検証を実施するため、モデルに含めていない部分の慣性を考慮する必要がある。そこで、第7頸椎(C7)に頸椎全体と頭部の質量を、肋骨上側3本に肩および上肢の質量を、胸部下側の横隔膜に腹部内臓の質量を、仙骨に骨盤および下肢全体の質量をそれぞれ付加した。

3. 検証結果

検証計算結果の一例として、側面衝撃試験の初速度5.7m/sの際の結果を図に示す。Fig. 4に、最大たわみ時(22msec)の変形を示す。Fig. 5に、たわみの時刻歴応答

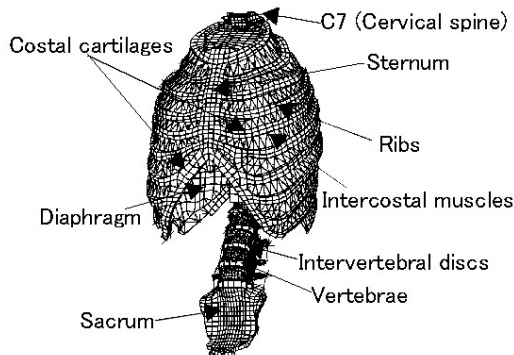


Fig. 2 FEM model of the human thorax.

Table 1a Material properties of the thorax model.

	Density [kg/m ³]	Young's Modulus [MPa]	Poisson's Ratio	Yield Stress [MPa]	Thickness [m]
C7	296000	(rigid)			
Sternum (Compact B.)	2000	11500	0.3	122.9	0.001
Sternum (Spongy B.)	861.5	40	0.45		
Ribs (Compact B.)	2000	5000	0.3	122.9	0.0007
Costal Cartilages	1500	24.5	0.4		
Ribs (Spongy B.)	861.5	40	0.45		
Upper Ribs (Spongy B.)	10700	40	0.45		
Diaphragm	8400	10	0.3		0.01
Intercostal muscles	1000	1	0.3		0.01
Viscus	1000	Other Table			
Sacrum	190000	(rigid)			

Table 1b Material properties of the homogenous viscus.

	Bulk Modulus [MPa]	Short Term Shear Mod. [MPa]	Long Term Shear Mod. [MPa]	Decay Constant [1/sec]
Viscus	0.0575	0.0295	0.002364	100

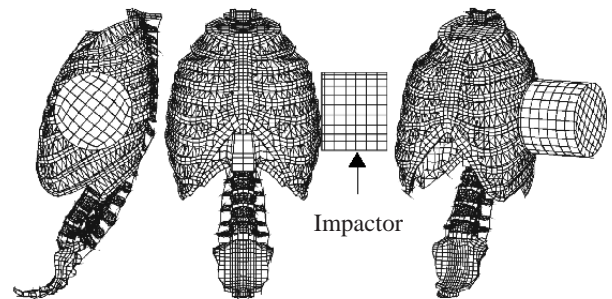


Fig. 3 Initial geometry of the thorax for side impact.

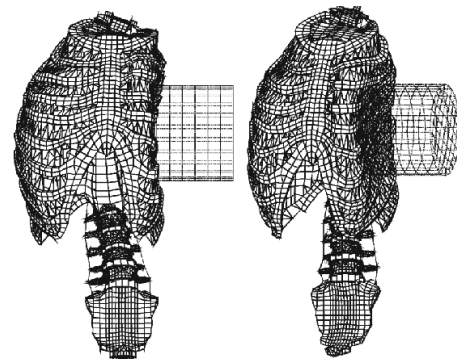


Fig. 4 Deformation of thorax at maximum deflection (22msec).

と、荷重 - たわみ応答を示す。Fig. 5の中の網掛けの部分は、屍体実験より得られた応答の範囲を示す⁷⁾。Fig. 5に一例を示すように、たわみの時刻歴応答および荷重 - たわみ応答とも、屍体実験コリドーと充分一致する結果となった。

4. 傷害基準値計算

上記で検証した胸部モデルを用いて、側面衝撃時の胸部に対する様々な傷害基準値を算出し、FEM計算から得られる各傷害基準値の妥当性を検討した。衝撃方法を検証計算と同一とし、インパクターの初速度と質量を衝撃のパラメータとした。初速度は3.3, 4.3, 5.7, 6.5, 8.0, 9.5, 12.0, 15.0m/sの8水準とし、質量は23.4, 11.7kgの2水準とした。検討の対象とした傷害基準はVCmax (粘性基準)⁸⁾、TTI (Thoracic Trauma Index)⁹⁾、Cmax (最大圧縮量)¹⁰⁾、TTI*C¹¹⁾とした。

検証計算の条件はViano¹²⁾の実験の条件と同一であるので、ここで計測されている傷害基準値と計算値を比較する。この実験におけるインパクターの初速度の範囲は3.8 ~ 10.2m/sであり、質量は23.4kgである。Fig. 6に衝撃エネルギーに対するVCmaxを示す。またFig. 7に、衝撃エネルギーに対するCmax (%)を示す。図中、 \bullet がVianoらの計測値であり、 \triangle が計算値である。衝撃条件が異なる場合の比較の基準 (横軸) に、何を選択するかは異論

があるが、ここでは、初速度と質量の2つのパラメータを同時に考慮できる物理量として衝撃エネルギーを横軸に用いた。

Fig. 6, Fig. 7より、本モデルは充分妥当な傷害基準値を求めることができることがわかる。また、特にVCmaxは、衝撃エネルギーに対してほぼ線形であることがわかる。Vianoのこの実験の論文にはTTI値の記載がないため、この実験との比較では、TTIとTTI*Cの計算結果の妥当性を判断することができなかった。

Pintarらの実験¹¹⁾はHeidelberg型のシートを利用したスレッド試験であり、VCmaxとTTIの両方が計測されている。この実験結果を利用してTTIとVCmaxを比較する。ただし、この実験結果には胸部への衝撃エネルギー値の記載がないため、VCmaxを比較の基準とした。Fig. 8にVCmaxに対するTTIの計測値と計算値を、Fig. 9にTTI*Cの計測値と計算値を示す。図中、 \bullet がPintarらの計測値であり、 \triangle が計算値である。Fig. 8, Fig. 9より、TTIとTTI*Cの計算値は計測値と同程度の値となっていることがわかる。このことから、TTIとTTI*Cについても妥当な計算結果が得られていると考える。また、これらの図からわかるように、計測においては、VCmaxに対するTTIおよびTTI*Cの相関はあまり高くないが、計算値では相関が高い結果となっていた。

5. まとめ

人体骨格全身モデルに組み込むために胸部モデルを新

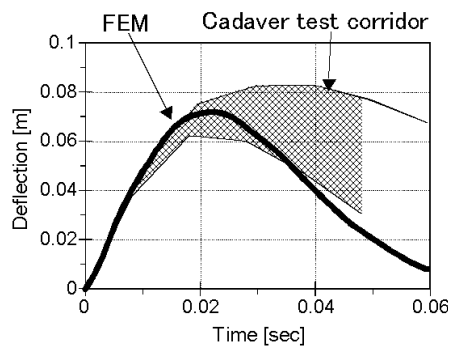


Fig. 5a FEM results of thorax deflection vs. time for side impact with cadaver test corridor.

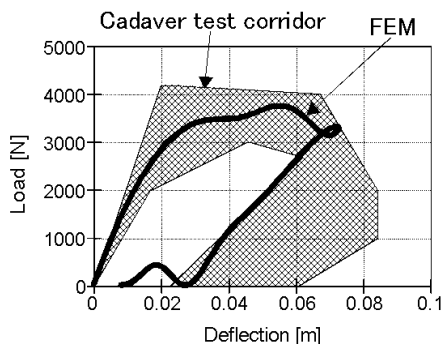


Fig. 5b FEM results of impact load vs. thorax deflection for side impact with cadaver test corridor.

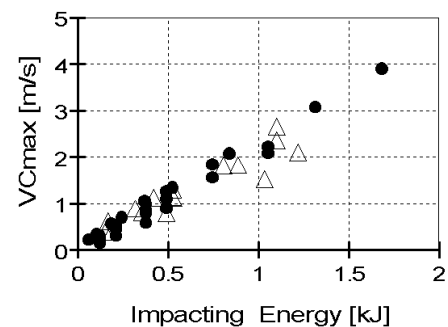


Fig. 6 VCmax vs. impact energy. (\bullet : Viano's test, \triangle : FEM)

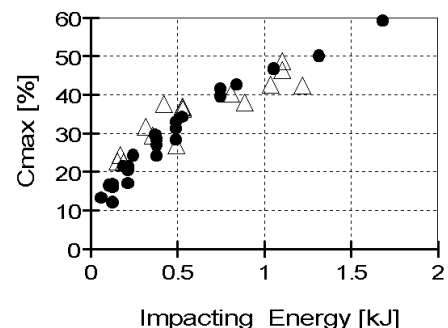


Fig. 7 Cmax(%) vs. impact energy. (\bullet : Viano's test, \triangle : FEM)

たに開発し、側面衝撃による検証を実施した。さらに、検証したモデルを用いて胸部の傷害基準値を算出した。その結果、以下の結論を得た。

1) 側面衝撃において、屍体実験と充分対応する結果が得られ、本胸部モデルは人体の胸部応答を再現できるものであることがわかった。

2) 本胸部モデルにより、側面衝撃における様々な傷害基準を適切に計算可能であることがわかった。

謝辞

本胸部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) 古巣克也, 他: "頸椎有限要素法モデルによるむち打ち傷害解析", 第1回トヨタヒューマンライフ支援バイオメカニクスシンポジウム, (1997), 53
- 2) 古巣克也, 他: "人体腰部の有限要素モデルの開発 (第1報 骨盤モデルの開発と検証)", 日本機械学会1999年度年次大会講演論文集, Vol.II (1999), 345 ~ 346
- 3) 田村篤敬, 他: "人体下肢有限要素モデルの開発と検証", 第12回バイオエンジニアリング講演会, 日本機械学会, 99-37(2000), 249
- 4) 渡辺功, 他: "実用性を重視した簡易版人体全身FEMモデルの開発", 自動車技術会2000年春季大会学術講演会前刷集, No.9-00 (2000), 1 ~ 4
- 5) 古巣克也, 他: "人体胸部有限要素モデルのむち打ち挙動解析への適用", 自動車技術会1999年秋季大会学術講演会前刷集, No.75-99 (1999), 5 ~ 8

- 6) Plank, G. R. et al : "Finite Element Modeling and Analysis of Thorax/Restraint System Interaction", 14th ESV Conf., (1994), No. 94-S1-O-16
- 7) Lizee, E., et al. : "Finite Element model of the Human Thorax Validated in Frontal, Oblique, and Lateral Impacts: A Tool to evaluate New Restraint Systems", IRCOBI Conf., (1998), 527
- 8) Lau, I. V., et al. : "The Viscous Criterion - Bases and Applications of an Injury Severity Index for Soft Tissues", SAE Tech. Pap. Ser., No.861882, (1986)
- 9) Morgan, R. M., et al. : "Side Impact - The Biofidelity of NHTSA's Proposed ATD and Efficacy of TTI", SAE Tech. Pap. Ser., No.861877, (1986)
- 10) Kroell, C. K., et al. : "Impact Tolerance and Response of the Human Thorax II", SAE Tech. Pap. Ser., No.741187, (1974)
- 11) Pintar, F. A., et al. : "Chestband Analysis of Human Tolerance to Side Impact", SAE Tech. Pap. Ser., No.973320, (1997)
- 12) Viano, D. C. : "Biomechanical Response and Injuries in Blunt Lateral Impact", SAE Tech. Pap. Ser., No.892432, (1989)

【付録】

本報で検討した4つの傷害基準の算出方法を簡単に記す。詳細は、各文献を参考されたい。

圧縮量 $C(t)$ は、衝撃方向の初期状態の胸部幅に対するたわみ量 $D(t)$ の比で定義され、 C_{max} (最大圧縮量) は、衝撃中の最大圧縮量である。すなわち

$$C_{max} = \max[D(t) / \text{初期胸部幅}]$$

$$C_{max}(\%) = C_{max} \times 100$$

となる。側面衝撃においては、胸部全体の幅を用いる定義と半分の幅を用いる定義とがあり、研究者により利用する定義が異なる。本報の傷害基準値計算では、屍体実験に合わせ、胸部全体の幅で $C_{max}(\%)$ を算出した。

粘性基準 VC_{max} は、以下のように定義される。衝撃方向の変形速度 $V(t)$ は

$$V(t) = d[D(t)] / dt$$

と定義され、 $V(t)$ と $C(t)$ の積の最大値が VC_{max} である。すなわち、 $VC_{max} = \max[V(t) \times C(t)]$ 通常、m/sの単位で記述される。

TTIは、以下の通りに定義される。

$$TTI = 1.4 \times \text{年齢} + 0.5 \times (\max[RIB4y(t), RIB8y(t)] + \max[T12y(t)]) \times \text{体重}(\text{kg}) / (75\text{kg})$$

ただし、

RIB4y(t) : 衝撃側第4肋骨の衝撃方向加速度[G]

RIB8y(t) : 衝撃側第8肋骨の衝撃方向加速度[G]

T12y(t) : 第12胸椎の衝撃方向加速度[G]

であり、G[重力加速度]の単位で記述される。各加速度の計測値は、FIR 100 (Finite Impulse Response 100Hz) のフィルターで処理することが定義されている。また、人体FEMモデルでは、アメリカ人男性の50パーセンタイル、年齢30~40歳代を想定しているため、体重75kg、年齢40歳として計算した。

TTI*Cは、上述したTTIと C_{max} の積で定義される。

(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。



加藤千春 Chiharu Kato
 生年：1976年。
 所属：人体モデリング研究室。
 分野：人体FEMモデルの開発。

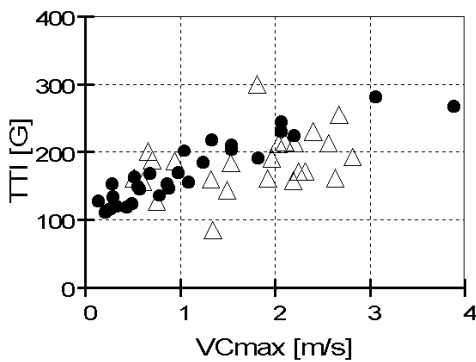


Fig. 8 TTI vs. VCmax. (●:Pintar's test, △:FEM)

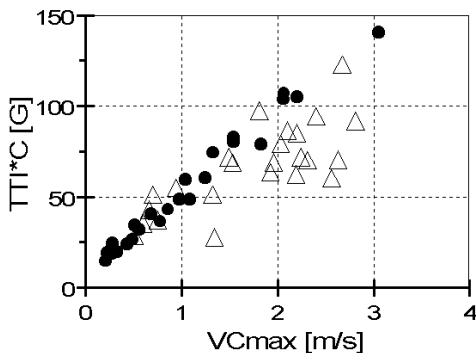


Fig. 9 TTI*C vs. VCmax. (●:Pintar's test, △:FEM)