

地震時の建物倒壊による胸部圧迫に関するバイオメカニクスの検討

Biomechanical Approach of Evaluating Thorax Compression Damages
Caused by Collapsed Buildings during Earthquakes宮野 道雄¹, 生田 英輔¹, 長嶋文雄², 西村 明儒³,
田中 裕⁴, 中森 靖⁵, 梶原浩一⁶, 熊谷 良雄⁷Michio MIYANO¹, Eisuke IKUTA¹, Fumio NAGASHIMA²,
Akiyoshi NISHIMURA³, Hiroshi TANAKA⁴, Yasushi NAKAMORI⁵,
Kouichi KAJIWARA⁶ and Yoshio KUMAGAI⁷

- ¹ 大阪市立大学大学院 生活科学研究科
Graduate School of Human Life Science, Osaka City University
- ² 東京都立大学大学院 工学研究科
Department of Civil Engineering, Tokyo Metropolitan University
- ³ 横浜市立大学医学部 法医学教室
Department of Legal Medicine, Yokohama City University
- ⁴ 大阪大学医学部 救急医学
Department of Acute Critical Medicine, Osaka University Medical School
- ⁵ 大阪府立急性期・総合医療センター
Osaka General Medical Center
- ⁶ 防災科学技術研究所
National Research Institute for Earth Science and Disaster Prevention
- ⁷ 筑波大学 社会工学系
Institute of Policy and Planning Sciences, University of Tsukuba

The objective of this study is to evaluate the human body injury caused by collapsed buildings due to earthquakes by the simulation using finite element method. Specifically, the death due to suffocation by thorax compression which was one of the typical modes of death caused by the Great Hanshin-Awaji Earthquake was simulated using computer simulation in order to investigate the applicability of the present numerical analysis. Mostly favorable findings were obtained by the computer simulation of quasi-static problems, such as death due to suffocation. The results from the simulation analyses of the compressed thorax behavior are very close to the results of CT scanner experiments.

Key Words : casualty, damage estimation, simulation, biomechanics, finite element method

1. はじめに

阪神・淡路大震災における人的被害の多くは、地震動により破壊された建物及び転倒家具が原因であるとされている。その発生メカニズム解明を目的として、大型震動台を用いた実大建物破壊実験において、自動車衝突実験用ダミーを基に開発する人体ダミーにより、人体への影響を計測しようとする試みが行われている¹⁾。しかしながら、このような実験はコストや再現性の観点から、当面解決しなければならない課題が多い。

一方、自動車の衝突安全性研究に代表されるインパクトバイオメカニクス分野では、衝突体・非衝突体のみならず人体も有限要素モデルとして開発されシミュレーションが行われている。しかしながら目的が主に衝撃力の評価で

あり、そのまま防災分野へ適用するには困難が多い。そこで本研究においては、Multi-Bodyモデル（剛体をばねなどで連結したモデル）に代わる有限要素モデルを、胸部のみではあるが市販人体形状モデルから開発した。

また、地震時の被害予測や市民への防災啓発などを目的として、建物破壊シミュレーションや家具転倒シミュレーションが行われている。このようなシミュレーションにおいて精度の高い人体モデルを用いれば、より具体的に人体への影響を評価することが可能となり、利用価値は高い。地震以外にも、群集事故のシミュレーションや公共交通の安全性評価など防災分野における適用範囲は広い。

本研究では、有限要素法による衝撃破壊シミュレーション手法を援用した地震時の人体被災度計測シミュレーションの可能性を明らかにするための基礎的な検討を実施

した。具体的には、主として倒壊建物による胸部圧迫を原因とする窒息死のメカニズムをシミュレートするための手法と各種パラメータの適応性について検討した。また人体胸部モデルの構築にはバイオメカニクス研究成果を用いた。シミュレーション結果はCT スキャナーを用いた人体の胸部圧迫による胸郭変形に関する解析の結果と照合して、その適応性の検証を行った。

2. CTスキャナーを用いた胸部圧迫実験

(1) 目的と方法

コンピュータシミュレーションでの胸部圧迫による窒息死危険度予測における死亡条件設定の必要性から、人体の胸部に載荷した場合の胸郭および胸腔臓器の変形を、CTスキャナーを用いて解析²⁾することにした。

具体的な方法としては、健康成人(26歳, 男性)の胸部を円柱形のおもり⁽¹⁾(0kg, 10kg, 20kg, 30kg)で圧迫し、最大吸気、最大呼気で胸部全域をCTスキャナー(東芝製, Asteion-multi)で撮影した(図1)。撮影はスライス厚3mmで、同時に三枚の画像を取り込むことができる。CTで得られた画像情報より、体軸方向に1.5mm間隔で横断像を作成し、画像処理ワークステーション(Tera Recon社, Aquarius Workstation)で3次元再構成し解析を行った。測定項目は、肺容積、胸郭径とした。肺容量は、Volume rendering法で再構成した胸郭より肺のみを抽出し、その容積を算出した。胸郭径は、横断、矢状断、冠状断画像より胸郭の前後径、横径、縦径を計測した。



図1 CTスキャナーを用いた胸部圧迫実験

(2) 解析結果

呼吸を維持するには十分な一回換気量(吸気時の肺容量-呼気時の肺容量)が必要である。吸気時と呼気時のCT再構成画像を比べると、肺容積の変化は主に肋骨の挙上に伴う胸郭径の前後方向の変化(図2)と、横隔膜の縦方向の移動によることがわかる(図3)。このような挙動を踏まえ、圧迫重量を変化させた際の各パラメータの変化を計測した。

a) 肺容量の変化(図4)

非圧迫時(pre)、10kg圧迫、20kg圧迫と吸気容量、呼気容量はともに減少するがその差である肺活量は保たれている。しかし、30kg圧迫では吸気時の容量がさらに減少することによって、肺活量も減少している。

b) 胸郭前後径の変化(図5)

気管分岐部レベルでの胸骨と脊椎の距離を測定した。吸気時、呼気時とも圧迫重量に依存して距離が減少する。また、吸気呼気間の変化量も同様に減少する。重量依存的に胸郭前後径が減少し、肺活量の減少に寄与していることがうかがえる。

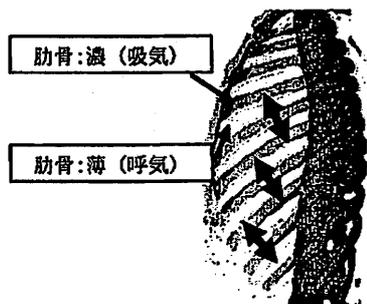


図2 呼気時と吸気時の肋骨の挙動

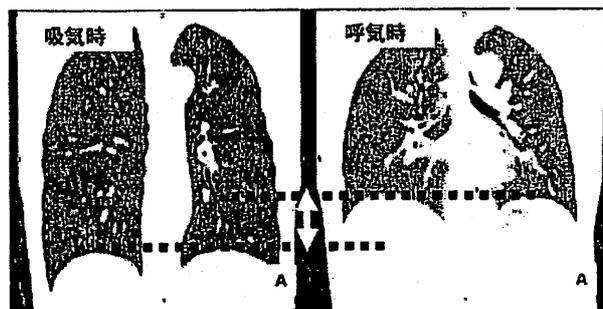


図3 横隔膜の縦方向の移動

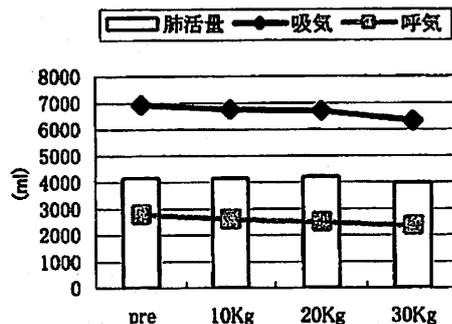


図4 肺容量の変化

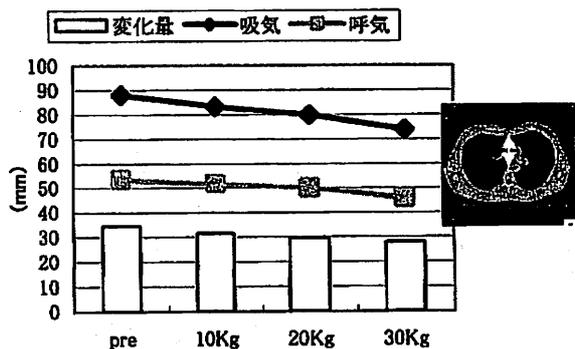


図5 胸郭前後径の変化

c) 肺尖部(上端)から横隔膜までの距離変化(図6)

肺尖部(上端)から横隔膜までの距離を測定した。吸気時、呼気時とも緩やかながら重量依存的に距離が減少する。また、呼吸に伴う横隔膜の移動も圧迫により重量依存的に減少する。胸部圧迫により横隔膜の動きが制限されることも肺活量の減少に寄与していることがわかる。

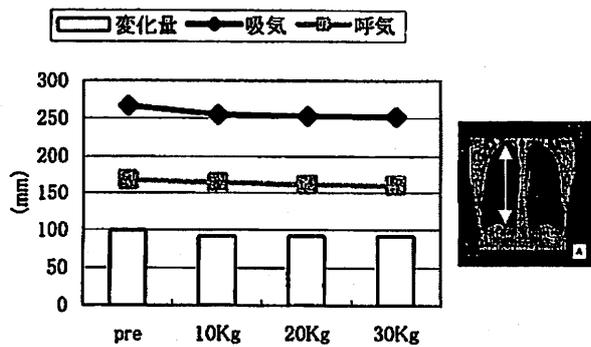


図6 肺尖部から横隔膜までの距離変化

d) 胸郭横径の変化 (図7)

胸部圧迫によって胸郭の横径が変化するか否かを確認するために、気管分岐部レベルでの胸郭横径を測定した。結果的に、胸部圧迫による胸郭横径に変化は認められなかった。

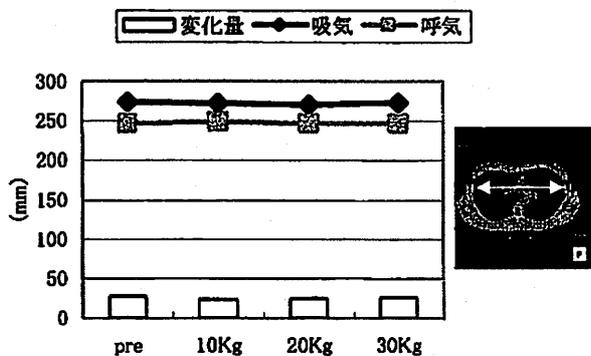


図7 胸郭横径の変化

以上の考察から、コンピュータシミュレーションでは人体胸部圧迫実験で用いられた胸郭前後径の変位量をパラメータとして比較・検討することにした。

3. 胸部有限要素モデルの開発と解析手法

(1) 胸部有限要素モデルの開発

バイオメカニクス (biomechanics) 分野では生体の機能や形態・構造を力学的に解析し、骨や関節から軟組織である筋肉や血管までも研究対象としている。この中でも骨は力学的に見ても変形が小さく、工業材料と近い性質とみなすことができ、有限要素モデルの開発も盛んに行われている³⁾。また交通事故障害や衝突安全性を扱うインパクトバイオメカニクス (impact biomechanics) 分野においては、内臓などの軟組織を含めた精緻な有限要素モデルが開発されている⁴⁾。しかしながらこのようなモデルは、開発目的の相違や、倫理上の問題などからデータの入手や扱いに制約が多い。そこで、米国において市販されている人体形状デジタルデータから有限要素モデルを独自に開発することにした。

市販の人体胸部骨格データ (dxf形式) を入手し、有限要素データへの変換を行った。入手データは図8に示すとおり人体胸部データ (Human Thorax: Medium⁽²⁾) であり、頸椎 (C1~C7)、胸椎 (T1~T12)、腰椎 (L1~L5)、

肋骨 (RA1)、肋軟骨 (RB1) および胸骨 (S1) の合計27部位から構成される。また表面データは3D-Surfaceという3節点で構成される要素の集合である。

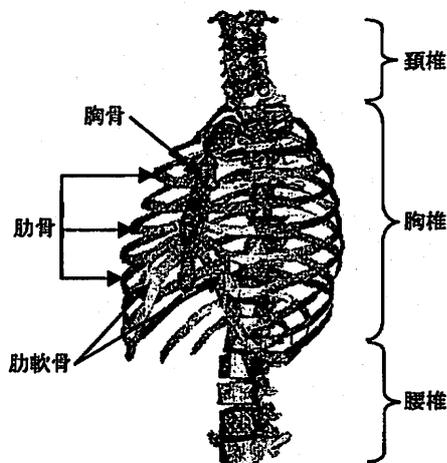


図8 市販人体胸部データ

演算時間を短縮するためモデルは半身とし、直接圧迫に関係しないと思われる頸椎と腰椎は削除した後、演算刻みを左右する微小要素を取り除いた。次に各パーツを、肋椎関節・肋横突関節・靭帯で連結し、呼吸筋要素として斜角筋・胸鎖乳突筋・外肋間筋を追加した。また肋骨は12本でひとつの部位であったが、胸骨に連結しない最下部の2本を取り除き、残りの10本それぞれを独立部位 (RIB1~RIB10) として分割した。完成したモデルを図9に示す。

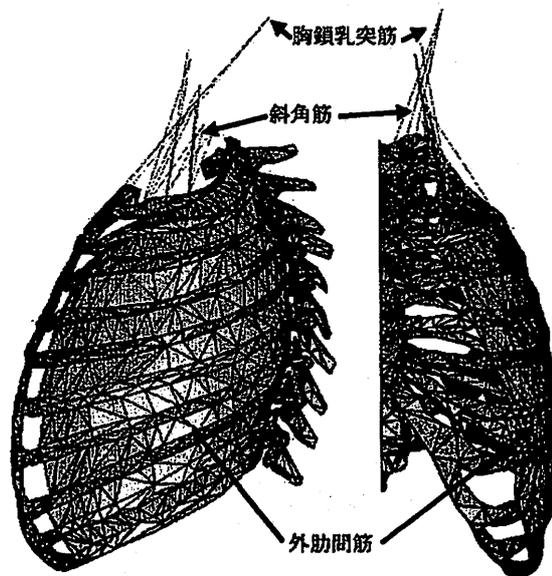


図9 胸部有限要素モデル

(2) 材料定数

骨は、表層が緻密な皮質骨、内部は多孔な海綿骨で構成されている。皮質骨を取り除いても強度低下は少ないことから、骨のモデル化は海綿骨より多少多めの剛性を持つソリッド要素が良いと思われるが、要素数が増えることと、表面データから作成するのは非常に手間が掛かるなどの理由により、本研究ではシェル要素でモデル化を行った。シェルの剛性は皮質骨に近い値を用い、シェル厚については、図 10 に示すような載荷装置をモデル化し、圧縮強度試験シミュレーションによって算出した。シェル厚を変化させながら、実験で得られている一部の椎骨の圧縮強度(表 1)と等価なシェル厚を算出し、その値を基に他の骨のシェル厚も決定した(図 11)。入力した材料定数は表 2 に示すとおりである。拘束条件として、胸椎骨の上下変位と斜角筋、胸鎖乳突筋の起始点変位を拘束した。

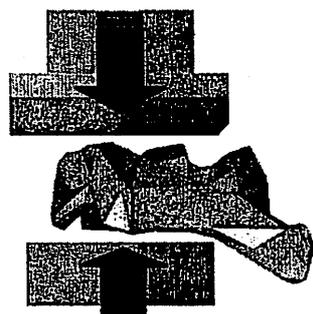


図 10 圧縮試験用載荷装置モデルと椎骨

表 1 実験による椎骨の圧縮強度⁵⁾

		SI 単位系 (kN)	重力単位 (kgf)
頤椎	C-3	1.5	153.1
胸椎	T-1	2	204.1
胸椎	T-8	2.5	255.1
胸椎	T-12	3.7	377.6
腰椎	L-5	5.7	581.6

表 2 材料定数

	弾性係数 (Mpa)	ポアソン比	質量密度 (kg/ml)
胸椎・肋骨・胸骨	12,000	0.3	1.94×10 ⁻⁶
肋軟骨	24.5	0.3	1.50×10 ⁻⁶
斜角筋・胸鎖乳突筋・外肋間筋	1	0.3	1.06×10 ⁻⁶
肋椎関節	50	0.3	1.06×10 ⁻⁶

(3) 解析手法

シミュレーション解析を、汎用の 3 次元動的応答解析プログラム (LS-DYNA) を用いて行った。陽解法による数値積分法を用いたが、静的な胸部圧迫実験をシミュレートするために、振動を発生させないような臨界減衰を構造減衰として与えた。このような臨界減衰を用いることによって準静的な解析が可能であり、解析時間を短縮することができる。図 12 に、構造減衰を与えない場合と、臨界減衰を与えた場合の第 6 肋骨取り付け位置付近の胸骨変位の比較を示した。非減衰の場合は平衡位置まわりに振動する解が得られるのに対して、臨界減衰を与えた場合には振動せず平衡位置に漸近する。

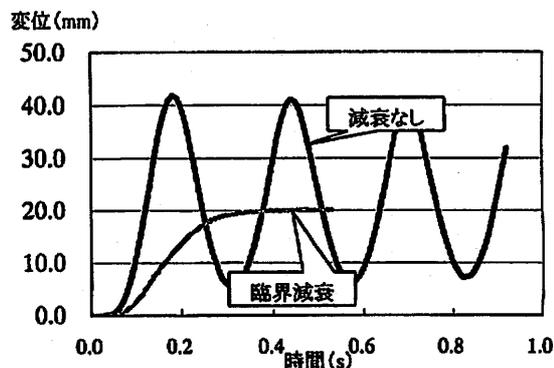


図 12 非構造減衰解析と臨界減衰解析の比較 (第 6 肋骨取り付け位置付近の胸骨変位)

		胸椎 (mm)
	T1	2.06
	T2	2.13
	T3	2.07
	T4	1.65
	T5	2.01
	T6	1.97
	T7	2.03
	T8	2.11
	T9	2.52
	T10	2.60
(mm) 肋骨		
1.32	RIB1	
1.94	RIB2	
2.62	RIB3	
2.22	RIB4	
2.21	RIB5	
1.99	RIB6	
1.70	RIB7	
2.28	RIB8	
1.85	RIB9	
1.82	RIB10	

図 11 算出した第 1~10 胸椎及び第 1~10 肋骨のシェル厚

4. 胸部圧迫シミュレーション解析結果

(1) 全体系の挙動

解析は CT スキャナーを用いた実験と同様の条件下を想定した。すなわち解析モデルは図 13 のとおりで、胸部全体に荷重モデルを載荷し、質量密度の入力値を 10kgf・20kgf・30kgf 相当に変化させた。

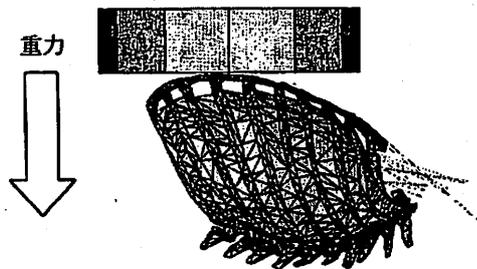


図 13 胸部載荷モデル全体系

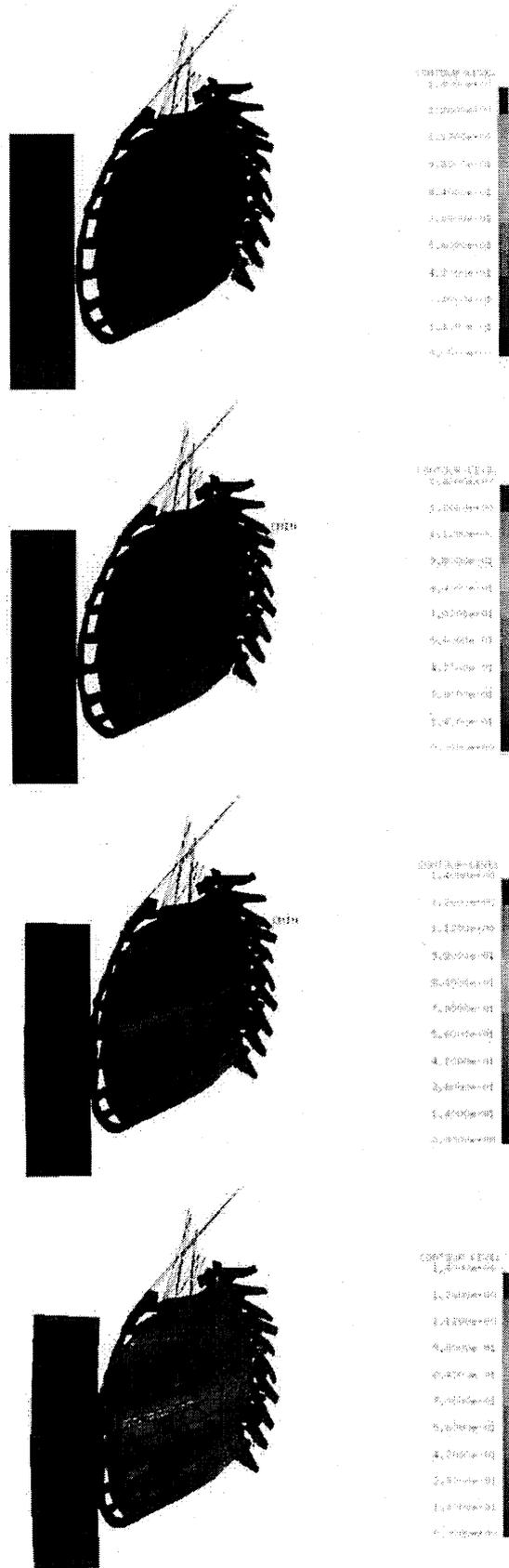


図 14 30kgf 載荷状態での胸郭の変形と応力

30kgf 載荷状態で臨界減衰ありの条件での解析結果を、胸郭の変形と Von Mises の相当応力の色コンタを重ね合わせて図 14 に示した。図は載荷による胸郭の変形と応力発生の様子を、解析開始から最大変形が発生する段階まで示している。また胸郭の変形を見るために、臨界減衰ありの解析で無載荷状態と最大変形時の画像を重ね合わせたのが図 15 である。図において、載荷により肋骨は下方に変位し、胸部前面の胸骨部分が内側(載荷方向)に大きく変形している状況が分かる。

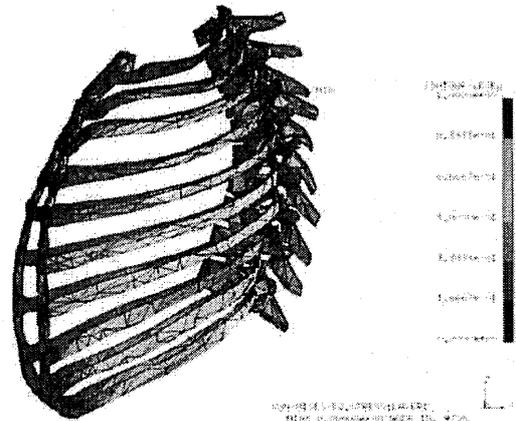


図 15 無載荷時と最大応力発生時の胸郭

以上の解析結果と、CT スキャナーを用いた実験結果は非常に近似しており、今回開発した人体胸部モデルの生体忠実性が確認できた。これら一連の結果から、人体胸部に圧迫があった場合、肋骨は全体的に、椎骨との接合部を中心とした回転運動を行うことによって、胸腔を保護すると同時に、肋骨に骨折が生じるような荷重集中が起こらないように挙動していることが分かった。

(2) 胸郭前後径

図 5 に示した胸郭前後径の、CT 実験による値と解析結果の比較を行った。CT 画像から得られる情報のみでは、どの肋骨の位置で撮影したか判断できなかったため、図 16 に示すとおり各肋骨 (R1~R6) の胸骨連結位置の変位を計測し、CT 画像からの計測値との比較を行った。この図から CT スキャナーで撮影した断面は第 5 肋骨 (R5) 位置であることが分かった。

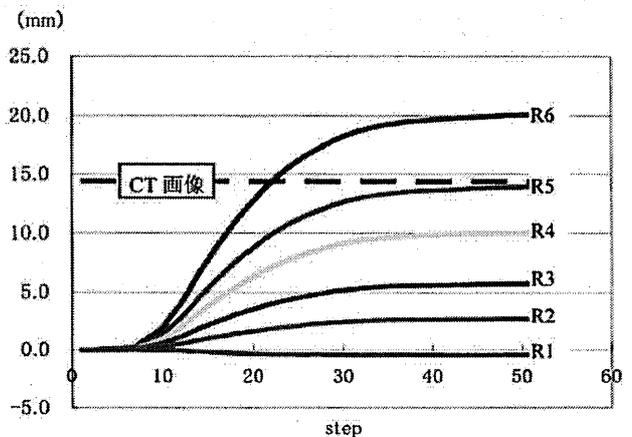


図 16 各肋骨連結部の胸骨の変位と CT 画像からの計測値の比較

胸郭前後径の変位は、胸骨から椎骨までの内法寸法とし、無荷重・10kgf・20kgf・30kgfでの第5肋骨位置の変位量を計測し、CT画像から得られた値と比較したのが図17である。この結果によれば、CTスキャナーによる計測値と今回のシミュレーションによる計算値は良い一致を示した。

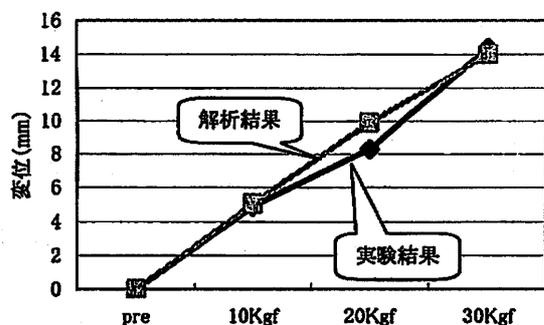


図17 胸郭前後径の変位量 (第5肋骨位置)

5. まとめ

地震時の倒壊建物による典型死亡パターンである、胸部圧迫による窒息死のシミュレーションを目的とし、以下に列記するとおりバイオメカニクス的検討を行った。

(1) CTスキャナーを用いた胸部圧迫実験

人体が胸部に圧迫を受けた場合、どのような挙動をするか、骨格や肺まで含めて詳細に計測することができた。また撮影画像は3次元構成され、立体的に胸郭の挙動が把握できた。すなわち圧迫を受けた場合、肋骨はそれ自体はほとんど変形せず、全体として、椎骨接合部を中心とした回転運動を行っていることが分かった。ただし現在までのところ、CTスキャナーの撮影部の寸法や被験者の身体への危険を考慮すると、今回行った荷重30kgが限界であり、死亡に至る閾値を算定するには至っていない。

(2) 有限要素モデルの開発と解析

市販の人体形状データから、データ変換を行い有限要素モデルを開発した。使用した人体形状データは市販モデルであるが精度は高く、データ変換によって有限要素モデルとして十分利用できることが分かった。

材料定数は、本来なら実験を行えば値は得られるが、生体組織という特殊な対象のため制約が多い。そこで本研究では既存の実験データから、シミュレーションによって定数を算定する手法を確立した。

本研究では衝撃問題解析用ソフトを使用した。振動を発生させないような臨界減衰を与えることによって、胸部圧迫のような準静的解析を擬似静的解析として行えることがわかった。

胸部圧迫シミュレーションとCTスキャナーを用いた胸部圧迫実験の比較・検討を行ったところ、かなり良好な結果が得られ、本研究で開発したモデルの精度の高さが確認できた。

(3) 今後の課題

今回の胸部モデルは内部が中空となっており、今後は内臓や血管という軟組織を追加し、より精緻なモデルを開発する必要がある。また実際に人間が死亡に至る閾値及びメカニズムもさらに検討する必要がある。

本研究の最終的な目標は全身有限要素モデルの開発にあるが、当面する課題として、胸部圧迫モデルについては荷重を200kg程度まで増加させ、より広範囲での荷重-変位関係をシミュレートする。また、重傷の典型事例としての大腿部骨折モデルについては、今回用いた人体形状データと同等のモデルに基づく解析を行い、衝撃荷重による骨折のシミュレーションを実施する予定である。

補注

- (1) CTスキャナーを用いた実験で荷重するおもりは、放射線を通すものに限られるため金属は使用できず、合成樹脂製の円柱形タンクに水を入れたものを使用した。CTスキャナーの内部寸法の制約上、本研究で使用したタンクが最大となる。
- (2) 本研究で入手した人体胸部データは、データの精度で[High, Medium, Low]のうちの[Medium]であり、入手時点では総節点数16,507、総要素数33,644である。[Low]はメッシュの切り方が粗く、[High]は要素が多すぎて、非現実的な計算時間がかかると思われる。

参考文献

- 1) 生田英輔他：地震による人体被災計測ダミー製作のための基礎的研究，日本建築学会近畿支部研究報告集構造系，第42号，pp.301-304，2002
- 2) 田中裕，中森靖：CT scannerを用いた人体胸部圧迫モデルの解析，地震防災・破壊メカニズムニューズレター，第14号，(社)土木学会技術推進機構，2004
- 3) 日本機械学会編：バイオメカニクス数値シミュレーション，コロナ社，1999。
- 4) 渡辺功：実用性を重視した人体全身FEMモデルの開発，豊田中央研究所R&Dレビュー，Vol.36 No.2，2001。
- 5) 林敏三郎：バイオメカニクス，pp.180-184，コロナ社，2002。

(原稿受付 2004.5.21)