

# 有限要素法による人体被災度計測 シミュレーションの基礎的検討 (その2)

宮野道雄<sup>1</sup>・生田英輔<sup>2</sup>・長嶋文雄<sup>3</sup>・  
西村明儒<sup>4</sup>・田中裕<sup>5</sup>・中森靖<sup>6</sup>・梶原浩一<sup>7</sup>・熊谷良雄<sup>8</sup>

<sup>1</sup>工博 大阪市立大学教授 大学院生活科学研究科 (〒558-8585 大阪市住吉区杉本3-3-138)

<sup>2</sup>修士 大阪市立大学大学院生 生活科学研究科 (〒558-8585 大阪市住吉区杉本3-3-138)

<sup>3</sup>工博 東京都立大学助教授 大学院工学研究科 (〒192-0397 東京都八王子市南大沢1-1)

<sup>4</sup>医博 横浜市立大学助教授 法医学教室 (〒236-0004 横浜市金沢区福浦3-9)

<sup>5</sup>医博 大阪大学助教授 大学院医学系 (〒565-0871 吹田市山田丘2-15)

<sup>6</sup>大阪府立総合医療センター医師 (〒558-8558 大阪市住吉区万代東3-1-56)

<sup>7</sup>工博 防災科学技術研究所主任研究員 (〒305-0006 つくば市天王台3-1)

<sup>8</sup>工博 筑波大学教授 社会工学系 (〒305-8573 つくば市天王台1-1-1)

Basic study for the computer simulation of damage to the human body by the collapsed building or toppled furniture due to the earthquake was conducted. The purpose of this study is to obtain data for making a dummy to assess earthquake-related damage to the human body in full-size building destruction experiments using a large three-dimensional earthquake simulator.

*Key Words : casualty, damage estimation, the Great Hanshin-Awaji Earthquake Disaster, simulation*

## 1. はじめに

筆者らは、地震時の建物倒壊や家具転倒に関わって生じる死傷のメカニズムを明らかにするためのダミーを用いた人体被災度の計測手法開発を目指す研究を4年間にわたり行ってきた<sup>1),2),3),4)</sup>。開発目標のダミーは、三次元震動台による実大建物破壊実験などに用いられる。4年間のうち前期にあたる3年間における成果としては、新たに作成した兵庫県南部地震による建物被害と人的被害の統合データベースおよび重傷者発生世帯に対するアンケート・聞き取り調査に基づき、死亡から軽傷に至る被災程度別の人体の主な被災部位と成傷器を明らかにした。

本報告では、後期の2年間に行ってきた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結果について述べる。具体的には、今年度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、今年度にはCT scannerを用いた人体の胸部圧迫による胸郭変形に関する解析も行なったので、その結果についても述べる。

## 2. シミュレーションの予備的検討

### (1) シミュレーション手法

文献4)に述べた大腿部の骨折シミュレーションと同様に、本報告で述べる胸部圧迫による窒息死のシミュレーションも、汎用ソフトとして提供されているLS-DYNAを用いて行った。LS-DYNAは有限要素法による空間の離散化と、中心差分に基づく陽的時間積分法を用いた非線形問題解析用の汎用プログラムである。解析対象としては、衝突・衝撃問題などの動的解析において本来の機能を発揮すると思われるが、塑性加工解析などの準静的解析などをもカバーするといわれ、本報告で対象とした胸部圧迫による窒息のシミュレーションについても応用可能と判断した。

### (2) 人体各部位の物理定数

シミュレーションを行うためには、人体各部位の物理定数をあらかじめ決めておく必要がある。本報告では文献5)に基づき、表-1～表-3を得た。また、脊柱の構造とメカニクスについて文献6)を参考にし、表-4～表-5のように脊柱各部位の力学的特性をまとめた。

表-1 胸部各部位・組織の物理定数

| 部位     | 組織   | ヤング率  | ポアソン比 |
|--------|------|-------|-------|
| 脊椎 椎体  | 皮質骨  | 12000 | 0.3   |
| 同      | 海綿骨  | 1500  | 0.2   |
| 同 後方要素 | 皮質骨  | 12000 | 0.3   |
| 仙骨     | 皮質骨  | 12000 | 0.3   |
| 肋骨     | 皮質骨  | 12000 | 0.3   |
| 胸骨     | 皮質骨  | 12000 | 0.3   |
| 肋軟骨    | 軟骨   | 1.0   | 0.4   |
| 椎間関節   | 関節軟骨 | 1.0   | 0.4   |
| 肋椎関節   | 関節軟骨 | 1.0   | 0.4   |
| 椎間板    | 線維輪  | 10    | 0.4   |
| 同      | 髓核   | 0.13  | 0.49  |

注) ヤング率の単位 [MPa]

表-2 生体組織の密度

| 組織      | 比重             |
|---------|----------------|
| 脂肪      | 0.94           |
| 脳・肝臓・肺臓 | 1.04           |
| 筋       | 1.06           |
| 腱       | 1.08           |
| 爪       | 1.2            |
| 毛髪      | 1.3            |
| 骨       | 1.9            |
| 全身      | ほぼ1 (肺中の空気により) |

表-3 性・年齢別の身体諸量

| 性 | 年齢    | 人数 | 体重 (kg) | 体積 (l) | 比重    |
|---|-------|----|---------|--------|-------|
| 男 | 5     | 8  | 12.13   | 12.560 | 0.966 |
|   | 10    | 11 | 20.71   | 21.399 | 0.967 |
|   | 15    | 11 | 31.62   | 31.755 | 0.993 |
|   | 20    | 11 | 55.41   | 53.795 | 1.030 |
|   | 22-27 | 36 | 57.14   | 52.901 | 1.040 |
| 女 | 5     | 3  | 12.37   | 12.810 | 0.966 |
|   | 10    | 10 | 22.21   | 33.900 | 0.970 |
|   | 15    | 10 | 34.42   | 34.840 | 0.988 |
|   | 20    | 4  | 57.69   | 56.012 | 1.030 |

脊柱はおもに24の脊椎と呼ばれる骨と、これらの間にある椎間板および脊椎を連結する靱帯から構成される。これらは、上から頸椎、胸椎、腰椎と呼ばれ、胸椎はそれぞれの後方にある関節を介して肋骨に連結している。上の二つの頸椎を除く各脊椎は、前方にあるほぼ円柱形状の椎体と後方にある複雑な形状をした関節突起などを含む椎骨突起とからなっている。

また、これらの脊椎は前方は椎間板と靱帯で、後方は靱帯と関節突起間の脊椎関節などで連結されており、相対運動が抑制される構造になっている。さらに、各椎間板はきわめて親水性に富むゲル状のプロテオグリカンを含んだ髄核と、その周囲にあるコラーゲン線維でできた線維輪からなる。

椎間板については、17N・mのねじり負荷で線維輪には9%のひずみが生じ、1000Nの圧縮荷重でも椎間板は1mmしか膨出しない。

表-4 脊柱の力学的特性 (圧縮強度)

|         | SI単位系(kN) | 重力単位(kgf) |
|---------|-----------|-----------|
| 頸椎 C-3  | 1.5       | 153.1     |
| 胸椎 T-1  | 2.0       | 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     |

注1) 圧縮強度の個体差は非常に大きく、腰椎では0.8kNから15.6kNにわたる。

注2) 椎体の圧縮強度のほとんどは海綿骨の強度であって、周囲の皮質骨を取り除いても10%しか低下しない。

表-5 脊柱の力学的特性 (剛性)

|      |                 |             |
|------|-----------------|-------------|
| 胸椎全体 | 横方向せん断          | 100N/mm     |
|      | 前方あるいは後方せん断     | 1250N/mm    |
|      | 圧縮              | 900N/mm     |
|      | 回転剛性            | 2-3N・m/deg  |
| 腰椎全体 | 横方向、前方あるいは後方せん断 | 100-200N/mm |
|      | 圧縮              | 600-700N/mm |
|      | 回転              | 6.8N・m/deg  |
|      |                 |             |

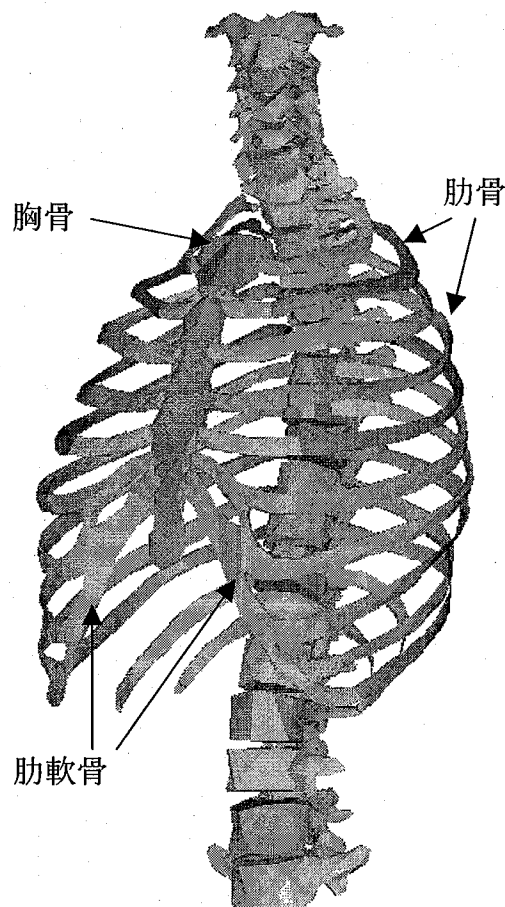


図-1 脊柱および胸部骨格有限要素データ (節点数16507, 要素数33644)

表-6 胸部骨格データの各部名称・数

|     |          |    |
|-----|----------|----|
| 頸椎  | C1—C7    | 7  |
| 胸椎  | T1—T12   | 12 |
| 腰椎  | L1—L5    | 5  |
| 胸骨  | S1       | 1  |
| 肋骨  | Rib-1—12 | 12 |
| 肋軟骨 | Roku-1—6 | 6  |

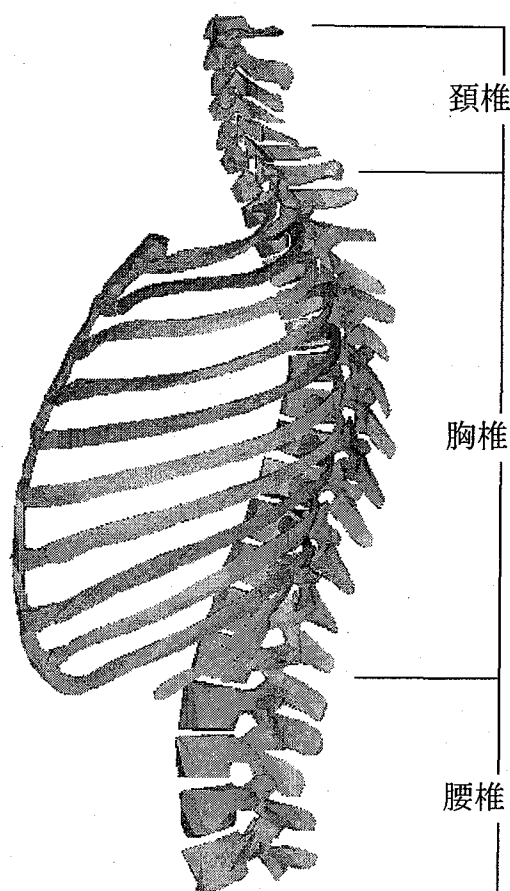


図-2 脊椎名称

### (3) 人体骨格有限要素データの生成

LS-DYNAを用いた胸部圧迫による胸郭変形シミュレーションを行うためには、前述した人体関連部位の物理定数を確定することに加えて、骨格の有限要素モデルを作成する必要がある。

本研究においては、米国のDigimation社より購入した胸部人体骨格データ (dxfファイル) を加工し、有限要素モデルを求めた。図-1はモデル全体を示したものであるが、モデルは脊柱 (頸椎、胸椎、腰椎)、肋骨、胸骨、肋軟骨から成っている。このモデルを側面からみたものが図-2である。また、これら各部位の名称と数を表-6にまとめた。図-1および図-2から明らかなように、肋骨 (Rib) は背部で胸椎 (T) と連結し、胸部前面では胸骨 (S) と肋軟骨 (Roku) を介して連結一体化している。ただし、肋骨の最下部2本 (Rib-11-12) は胸骨には連結しない。

つぎに、以上に述べたようにモデル化した胸郭の各部位は、本報告における検討ではシェル要素で構成されていると考えた。椎体の圧縮強度は表-4に示したように得られている。

そこで、これらの値を基にしてシェル厚を検討するための圧縮試験シミュレーションをLS-DYNAを用いて行った。ここでは、変位を5mm/secとし、シェル要素に破壊が生じるまで圧縮を行い、妥当なシェル厚を決定した。その結果をまとめると表-7のようになる。

表-7 胸郭各部位のシェル厚算定値

| 部位名 | 記号    | シェル厚 (mm) |
|-----|-------|-----------|
| 頸椎  | C1    | 1.370     |
|     | C2    | 1.272     |
|     | C3    | 1.400     |
|     | C4    | 1.085     |
|     | C5    | 1.378     |
|     | C6    | 1.691     |
|     | C7    | 1.833     |
| 胸椎  | T1    | 2.060     |
|     | T2    | 2.132     |
|     | T3    | 2.066     |
|     | T4    | 1.655     |
|     | T5    | 2.011     |
|     | T6    | 1.974     |
|     | T7    | 2.033     |
|     | T8    | 2.111     |
|     | T9    | 2.520     |
|     | T10   | 2.604     |
|     | T11   | 2.610     |
|     | T12   | 2.735     |
| 腰椎  | L1    | 2.794     |
|     | L2    | 2.862     |
|     | L3    | 2.824     |
|     | L4    | 3.105     |
|     | L5    | 3.277     |
| 肋骨  | Rib1  | 1.318     |
|     | Rib2  | 1.941     |
|     | Rib3  | 2.618     |
|     | Rib4  | 2.225     |
|     | Rib5  | 2.210     |
|     | Rib6  | 1.989     |
|     | Rib7  | 1.696     |
|     | Rib8  | 2.280     |
|     | Rib9  | 1.847     |
|     | Rib10 | 1.824     |

表-7に示すように、胸郭を構成する椎骨および肋骨のシェル厚は、頸椎でおよそ1.0mmから1.8mm、胸椎で1.7mmから2.7mm、腰椎で2.8mmから3.3mm、肋骨で1.3mmから2.6mmとなった。

### 3. CT scannerを用いた人体胸部圧迫モデルの解析<sup>7)</sup>

#### (1) 解析の目的と方法

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、人体の胸部に载荷した場合の胸郭および胸腔臓器の変形をCT scannerを用いて解析することにした。

具体的な方法としては、健常成人（26歳、男性）の胸部を円柱形の重り（0kg、10kg、20kg、30kg）で圧迫し、最大吸気、最大呼気で胸部全域をCT scanner（東芝製、Asteion-multi）で撮影した（図-3）。CTの撮影条件は、スライス厚3mm、管電圧120KV、管電流120mAsとした。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。肺容積は、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。

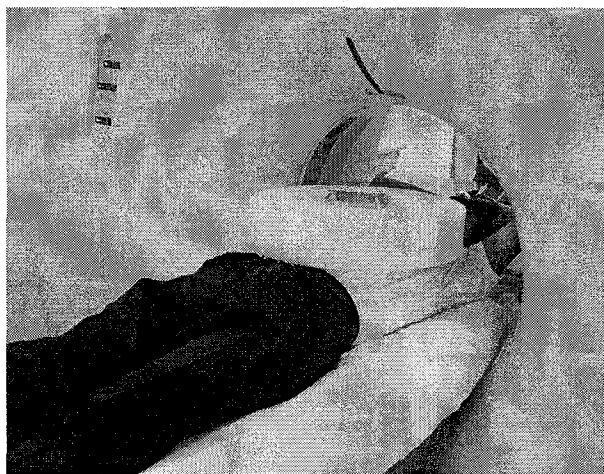


図-3 CT scannerによる実験状況

#### (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、肺容量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と横隔膜の縦方向の移動によることがわかる（図-4、図-5）。こうした観点から、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。

##### ①肺容量の変化（図-6）

非圧迫時、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。

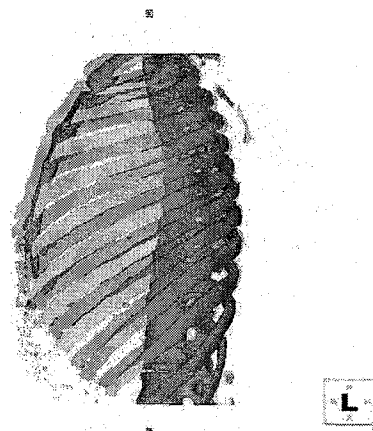


図-4 胸郭径の前後方向の変化

##### ②胸郭前後径の変化（図-7）

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。

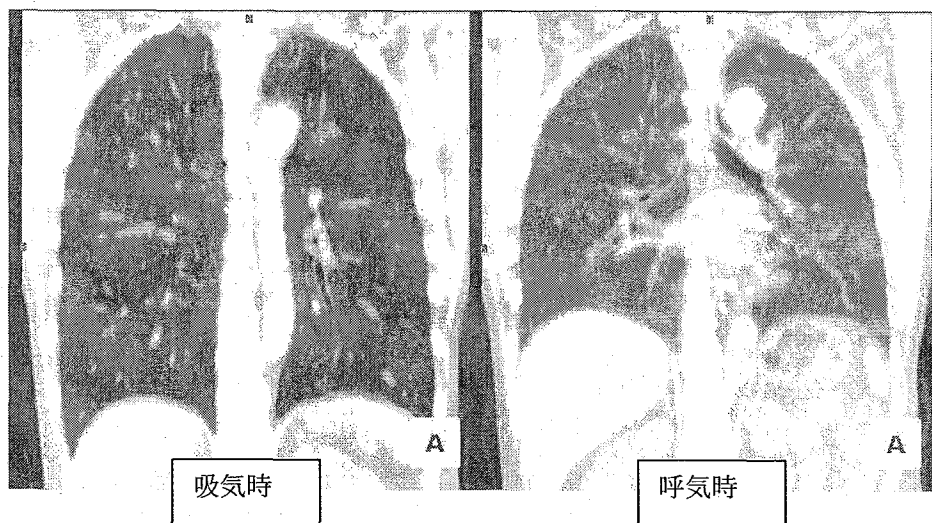


図-5 横隔膜の縦方向の移動

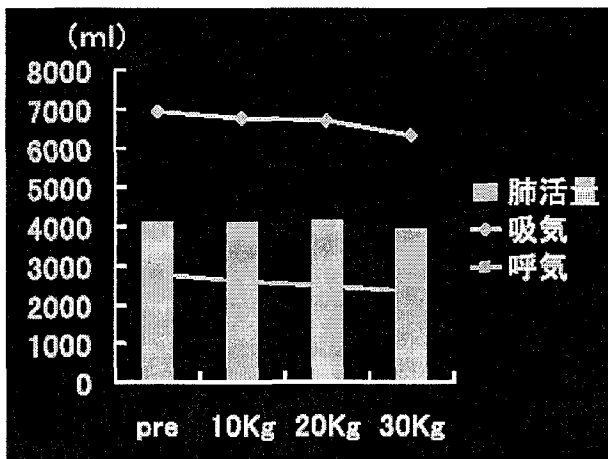


図-6 肺容量の変化

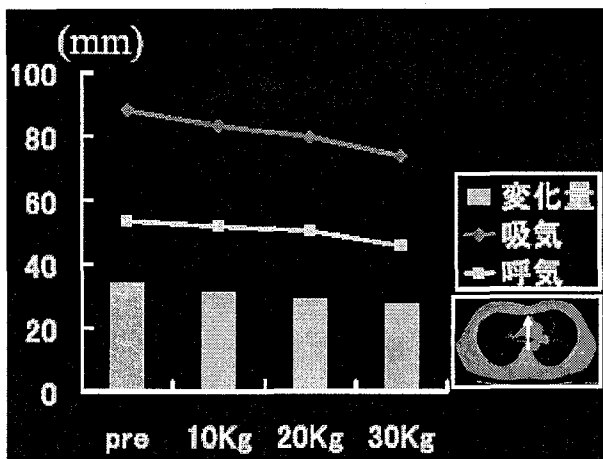


図-7 胸郭前後径の変化

### ③肺尖部から横隔膜までの距離変化 (図-8)

肺尖部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。

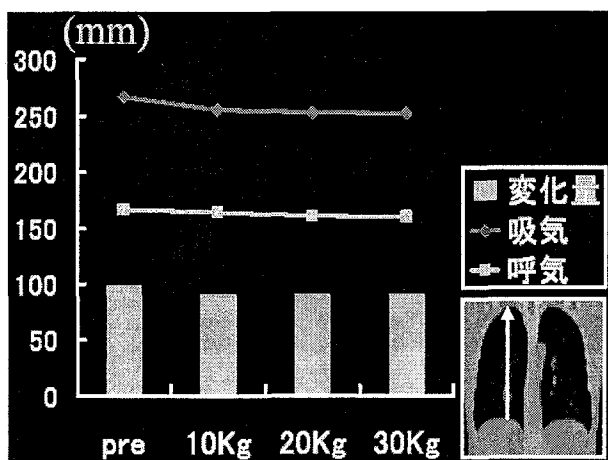


図-8 肺尖部から横隔膜までの距離の変化

### ④胸郭横径の変化 (図-9)

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の変化は認められなかった。

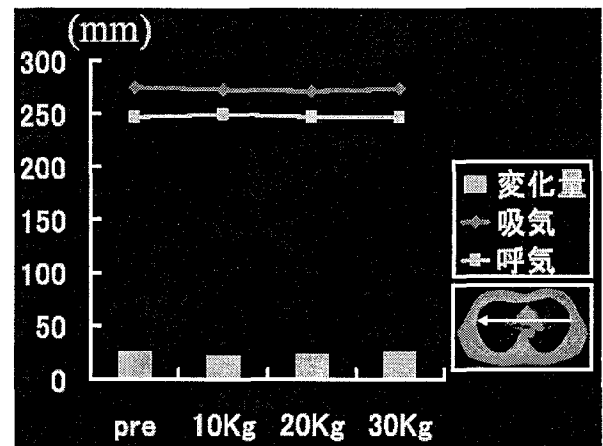


図-9 胸郭横径の変化

## 4. 胸部圧迫シミュレーションの試行

筆者らのこれまでの研究により、阪神・淡路大震災における死者の多くが倒壊家屋の下敷きとなり、胸部を圧迫されて窒息したことによることが明らかになっている。そこで、死亡危険度解析のシミュレーションでは、阪神・淡路大震災の状況を想定して人が仰臥した状態で胸部に重量物が载荷される場合を考えた。

すなわち、LS-DYNAを用いた胸部圧迫シミュレーションを行う際には、前述した胸郭モデルは図-10のように、脊柱を下にして横たわり上部から荷重が作用する状況を再現する。

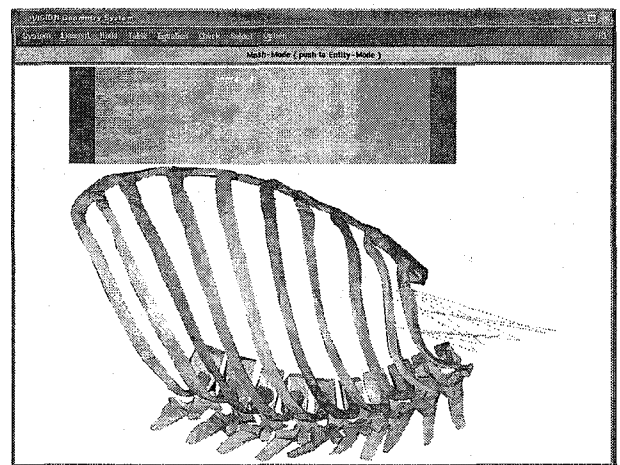


図-10 胸郭载荷モデル

図-10では胸郭変形に直接かかわる胸椎部分のみを取り出し、頸椎と腰椎部は除外しているが、载荷による胸郭変形に関係する前斜角筋、中斜角筋、後斜角筋を考慮している。ちなみに、これらの筋は頸椎と肋骨をつなぐものである。また、最終的には肋

骨間をつなぐ内肋間筋および外肋間筋についてもモデル化する予定であるが、現段階では途上であるため、本報告では次に示す肋骨1本あたりの変形についてのシミュレーションを試みる<sup>8)</sup>。

試行にあたり、解析モデルは図-11のように設定した。また、シミュレーションによって得られた肋骨の最大変位時の画像は図-12のようになった。

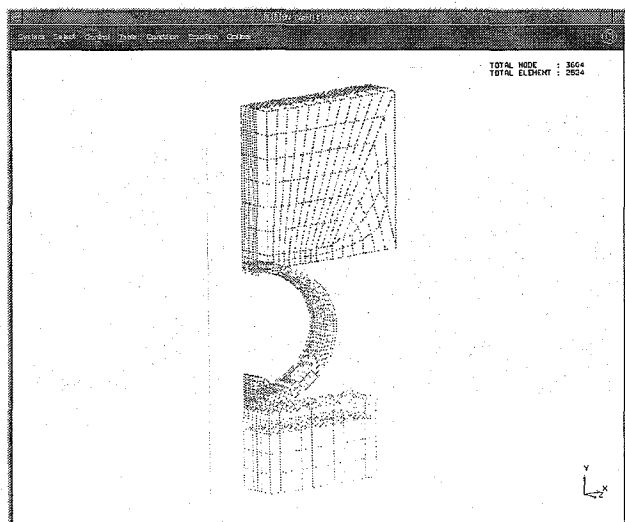


図-11 肋骨1本あたりの解析モデル

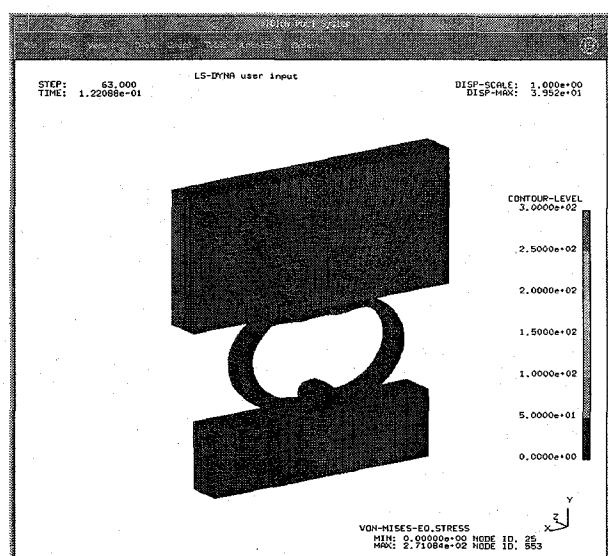


図-12 胸郭の数値解析結果

## 5. まとめ

本報告では、地震時の胸部圧迫による死亡危険度を評価するための有限要素法による人体被災度計測シミュレーションに関する基礎的検討を行った。本格的なシミュレーションを実施するためには、前提として胸郭モデルの完成が必要であるが、本研究により実現に近づいてきたと考えている。また、計算手法についても課題は残しつつも基本的な試行は行えた。

今後は、詳細モデルを用いたシミュレーションを実施し、CT scannerを用いた解析結果との整合性を確認することによりシミュレーション結果の検証を行うことが課題である。

## 参考文献

- 1) 熊谷良雄, 宮野道雄, 糸井川栄一: 阪神・淡路大震災での人的被害データとその分析, 第1回建造物の破壊過程解明に基づく地震防災性向上に関するシンポジウム論文集, pp.75-80, 2000.
- 2) 宮野道雄, 生田英輔, 糸井川栄一ほか: 阪神・淡路大震災における重傷者発生と建物被害との関係, 第2回建造物の破壊過程解明に基づく地震防災性向上に関するシンポジウム論文集, pp.117-122, 2001.
- 3) 宮野道雄, 生田英輔, 糸井川栄一ほか: 阪神・淡路大震災における重傷者発生世帯に対する調査, 第3回建造物の破壊過程解明に基づく地震防災性向上に関するシンポジウム論文集, pp.107-112, 2002.
- 4) 宮野道雄, 生田英輔, 長嶋文雄ほか: 有限要素法による人体被災度計測シミュレーションの基礎的検討, 第4回建造物の破壊過程解明に基づく地震防災性向上に関するシンポジウム論文集, pp.95-100, 2003.
- 5) 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.
- 6) 林紘三郎: バイオメカニクス, コロナ社, 2002.
- 7) 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, 2004.
- 8) (株) 日本総合研究所: LS-DYNAマニュアル, 2004.