

ここでは、既出の標本を用いて、以下に示す3種類の閾値によるメッシュ生成を実施し、そのロバスト性を確認する。

- ・ ケース1：閾値100
- ・ ケース2：閾値300
- ・ ケース3：閾値500

それぞれに対応したモデル、および生成されたメッシュをそれぞれ図3.1.1-3, 4, 5に示す。

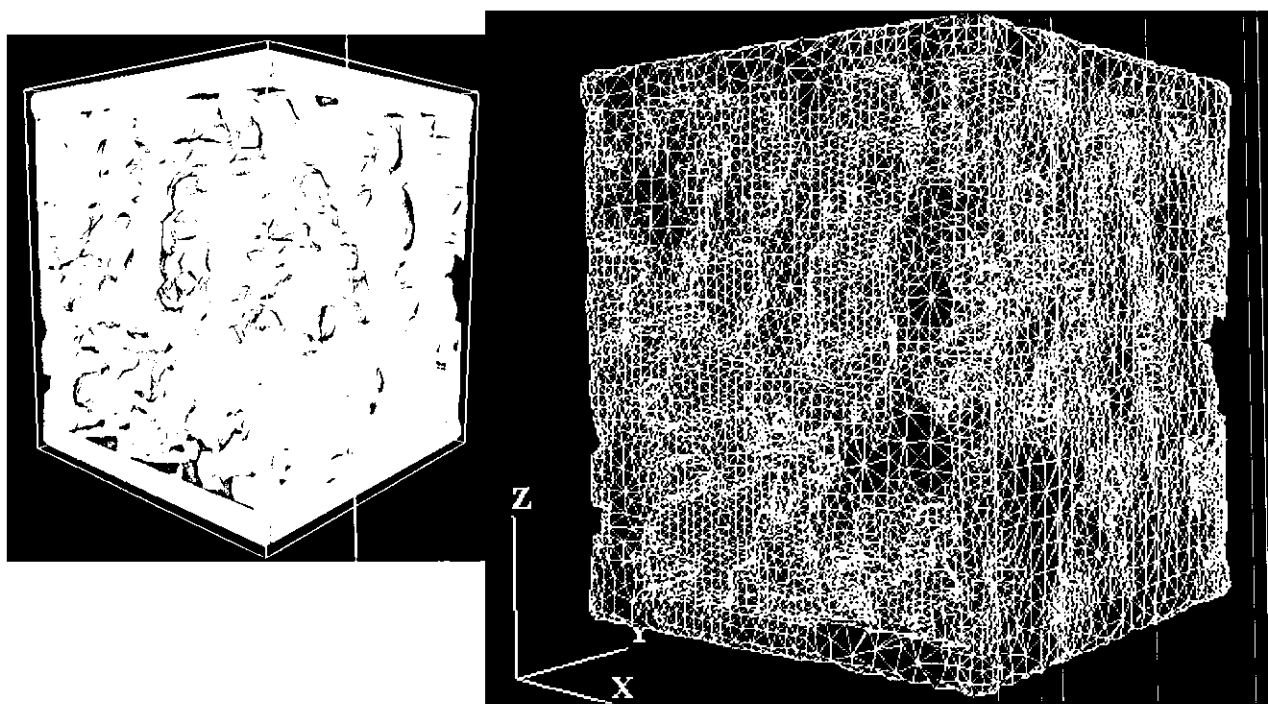


図3.1.1-3 閾値100の場合のメッシュ生成状態

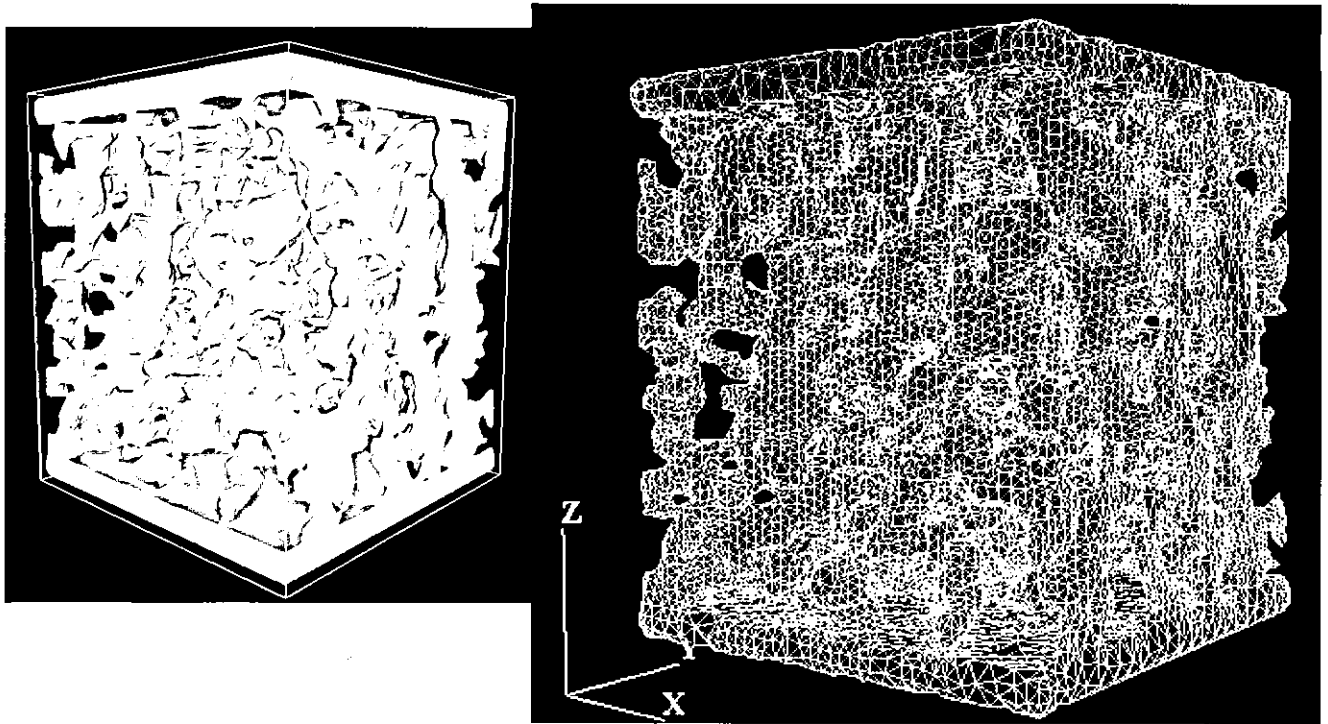


図 3.1.1-4 閾値 300 の場合のメッシュ生成状態

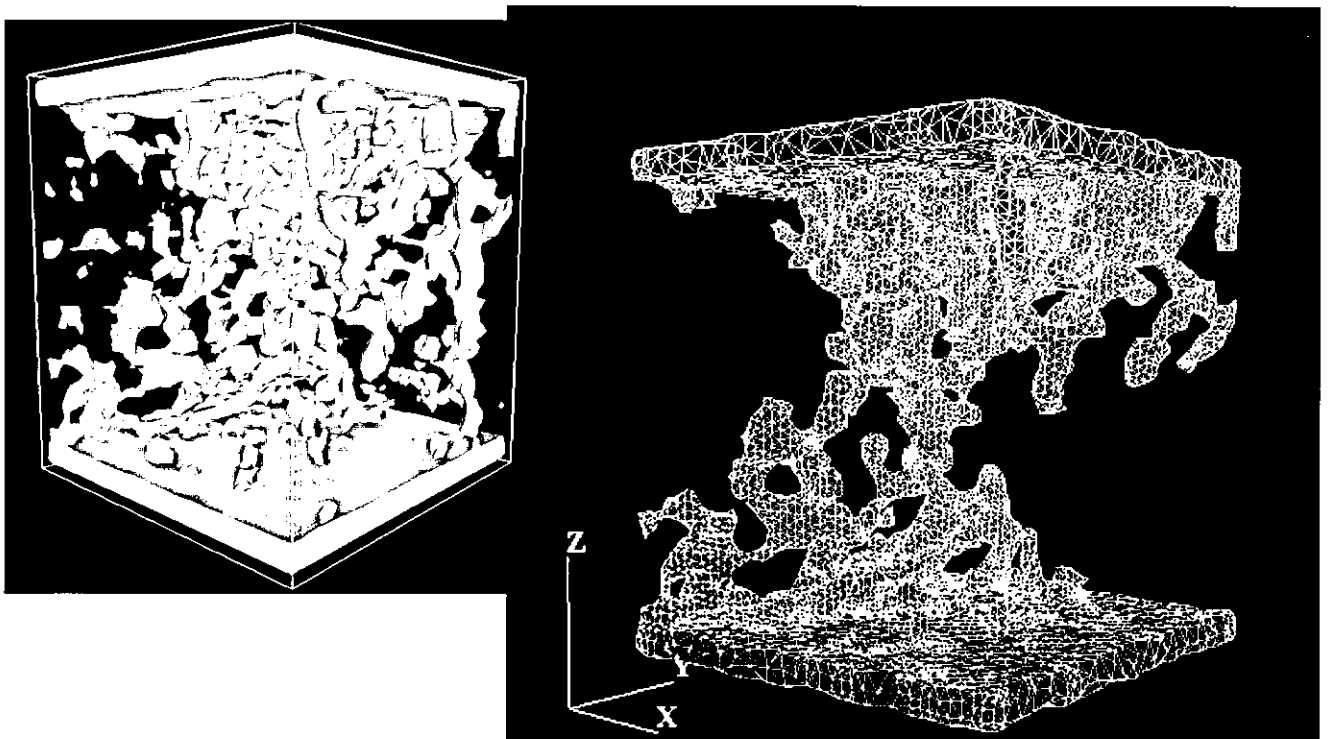


図 3.1.1-5 閾値 500 の場合のメッシュ生成状態

図 3.1.1-5 の閾値 500 の場合に見られる簡易モデル上で、空間に浮いた状態の部位が無数に有るが、このような部分はメッシングの段階で処理されず、同図中メッシュ生成後のような状態となる。実際にこの簡易モデルに示すような骨梁であった場合、やはりその浮いた部分では荷重を受け持つことができないと考えられるため、計算メッシュとしてはこの様な形状であることに問題はないと考えられる。

ここに示したように、MF のメッシュジェネレータはあらゆる閾値に対しても、安定的に計算メッシュを生成することが可能であることが確認された。これらの処理に掛かる計算時間は、モデルの大きさ、複雑さによって若干変化するが、本標本（10mm 角の立方体）ではいずれも数分のオーダーで処理可能である。

ここで抽出される研究課題として、現行の全体骨で用いられている CT 値の閾値が、そのまま骨梁構造に適用可能か否かである。もちろん、MDCT の画像を基にしているため、骨梁の形状を忠実に再現しているとは言えず、様々なパラメータをサーベイした上でその閾値設定の指標を構築する必要がある。

また、別のアプローチとして、骨梁の抽出を二値化して行うという現行の画像上のピクセル処理ではなく、オブジェクト指向解析を用いたイメージオブジェクト抽出手法を導入することによって、より現実に近い骨梁構造を抽出できる可能性がある。

3. 1. 2 現行材料特性データベースによるシミュレーション

ここでは、次項実証試験で用いられた試験標本について、現行の全体骨用材料特性等を用いて圧縮シミュレーションを行い、その標本モデルの挙動を確認する。用いられた標本は下表 3.1.2-1 に示すとおりである。

表 3.1.2-1 標本リスト

| No. | 標本識別 | 年齢 | 性別 | 傷病名 | 試験実施項目 (詳細は後述) |
|-----|--------|----|----|------------|-------------------------|
| 1 | HIP011 | 76 | F | 右大腿骨頸部内側骨折 | 荷重-変位データ取得 |
| 2 | HIP013 | 69 | F | 大腿骨頸部骨折 | μ -CT撮影 |
| 3 | HIP002 | 78 | M | 右大腿骨頸部骨折 | 荷重-変位データ取得+ μ -CT撮影 |
| 4 | HIP012 | 85 | F | 右大腿骨頸部内側骨折 | 同上 |
| 5 | HIP014 | 83 | F | 左大腿骨頸部内側骨折 | 同上 |
| 6 | HIP028 | 70 | M | 左大腿骨頸部骨折 | 同上 |

また、ここで用いている現行の材料特性は以下のとおりである。

- 骨密度 : CT 値より算出

$$\text{密度}[\text{g}/\text{cm}^3] = (\text{CT 値}[\text{H. U.}] + 1.4246) \times 0.001 / 1.0580 \quad (\text{CT 値} > -1)$$

$$\text{密度}[\text{g}/\text{cm}^3] = 0.0 \quad (\text{CT 値} \leq -1)$$
- ポアソン比 : 0.4 (const.)
- ヤング率 : Carter 氏に基づいた設定

| 密度 $[\text{g}/\text{cm}^3]$ | ヤング率 $[\text{MPa}]$ |
|-----------------------------|--------------------------------------|
| $\rho = 0$ | $E = 0.001$ |
| $0 < \rho$ | $E = 3790 \varepsilon^{0.06} \rho^3$ |

ここで $\varepsilon = 0.01$ である。

- 降伏応力 : Keyak 氏に基づいた設定

| 密度 $[\text{g}/\text{cm}^3]$ | 降伏応力 $[\text{MPa}]$ |
|-----------------------------|------------------------------|
| $\rho < 0.317$ | $\sigma_y = 137 \rho^{1.88}$ |
| $0.317 \leq \rho$ | $\sigma_y = 114 \rho^{1.72}$ |

- 応力緩和係数 : 0.05 (const.)

本圧縮シミュレーションに用いる荷重条件、拘束条件は以下のとおりである。

- ・ 標本上面から等分布荷重を付加する
- ・ 標本上面上下方向のみ拘束なしとする
- ・ 標本底面は6自由度全て拘束する

これらの条件をMF上でHIP012に対して図示したものを、下図3.1.2-1に示す。

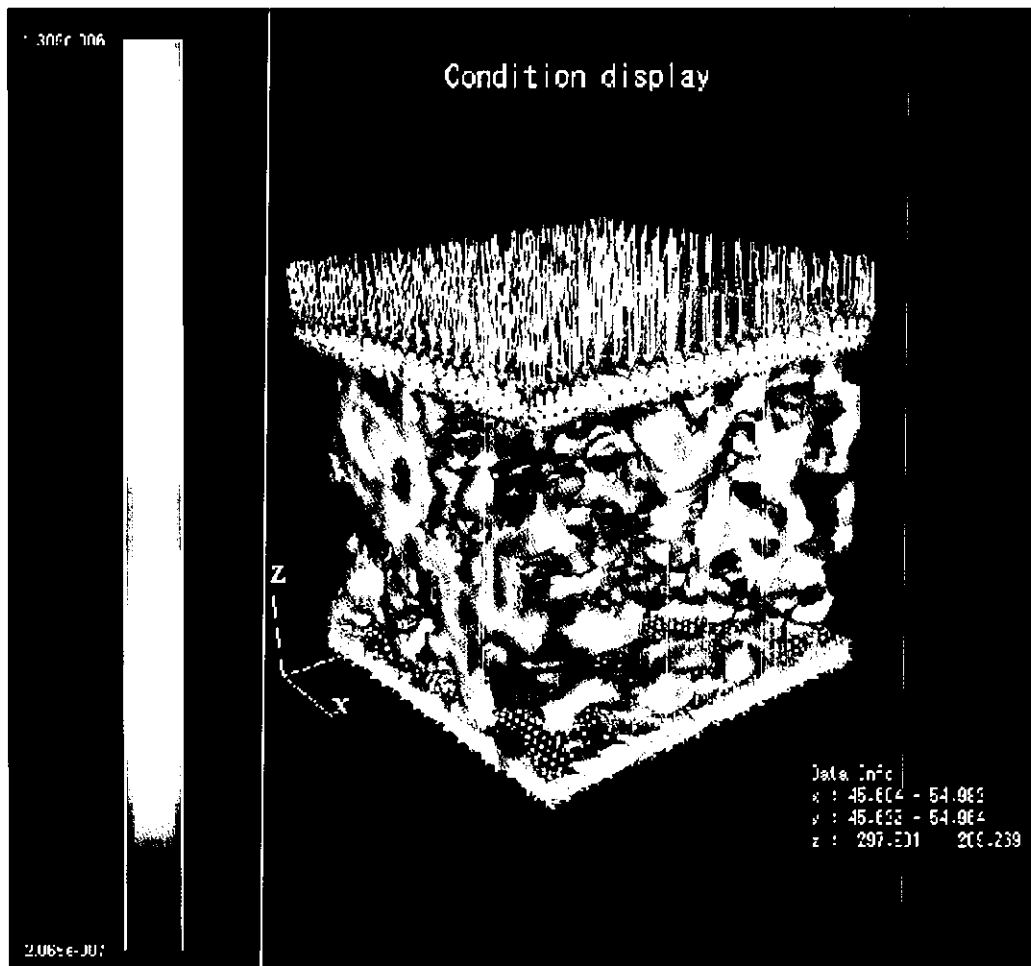


図 3.1.2-1 荷重条件、拘束条件 (HIP012)

ここに示す上面の赤い矢印が等分布荷重を表し、上面および底面に示される赤い点が拘束点を表している。また、この骨梁にコンターとして表示されているものは、骨梁の骨密度である。この量は前述の材料特性を任意に表示可能である。

ここでこの骨密度コンターに着目してみると、骨梁周囲（立方体の周囲）が内部に比べ若干密

度が高く表示されている部分がある。これは恐らく標本加工に伴う研削によって、CT 値に何らかの影響が現れており、それがそのまま骨密度の増加という形で示されている可能性があると考えられる。

これらの条件で標本モデルに対する静荷重解析を実施した。MF においては、大きく弾性解析および塑性解析の 2 種類が実施可能であるが、ここでは骨折を考慮した骨強度評価を目指しているため、骨梁構造の圧縮破壊までのシミュレーションを実施することとし、塑性解析である非線形骨折線予測解析を適用する。この解析では、初期値として荷重 0 から有限ステップで有限荷重を加算していき、圧縮あるいは引張による応力がソリッド要素を圧壊し、骨梁を構成している部位を破断させた時点で終了するものである。

一例として、同 HIP012 に関する解析結果を示す (図 3. 1. 2-2)。コンターとして表示しているのは圧縮変位であり、上面に近い部位ほど変位していることを示している。その変位に大きな差が見られる部分に赤、あるいは黄で着色された線が見られるが、黄色い線はソリッド要素の塑性変形を示し、赤い線はソリッド要素が塑性変形を経て圧壊した様子を示している。

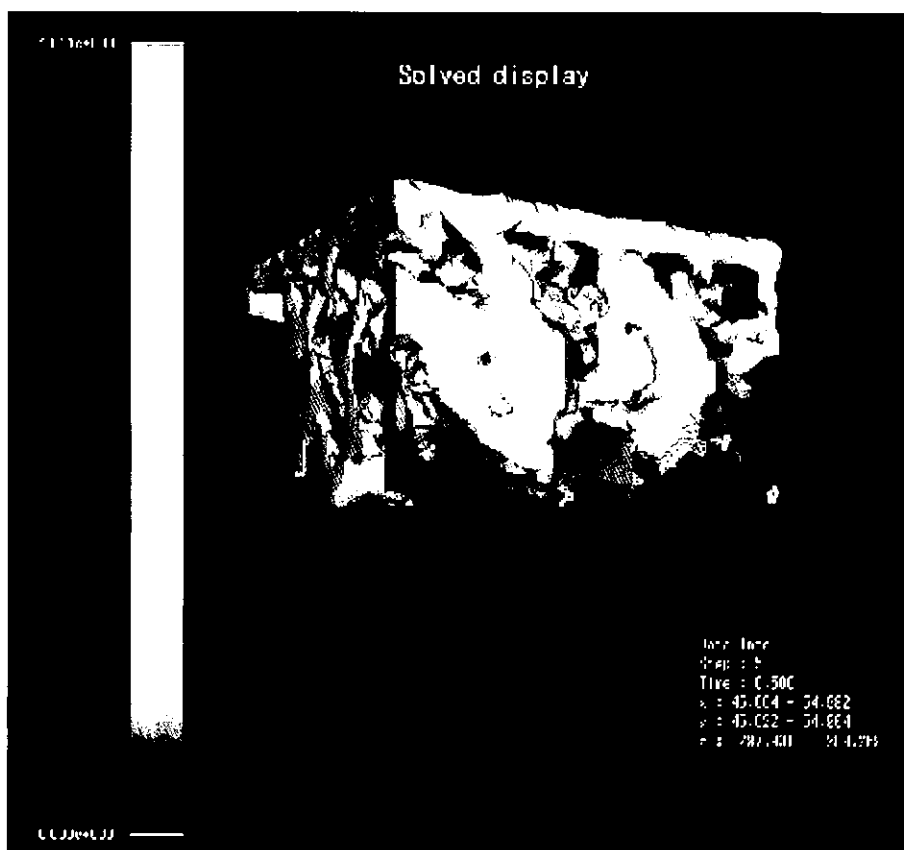


図 3. 1. 2-2 解析結果コンター図 (HIP012 による変位および骨折線図)

モデルを構成しているソリッド要素が圧壊した時点で赤い線が表示され、その部位の骨梁が全て圧壊され破断を起こした時点で計算は終了である。図 3. 1. 2-3 に HIP013 についてそのソリッドの圧壊による亀裂が進展していく様子を示す。

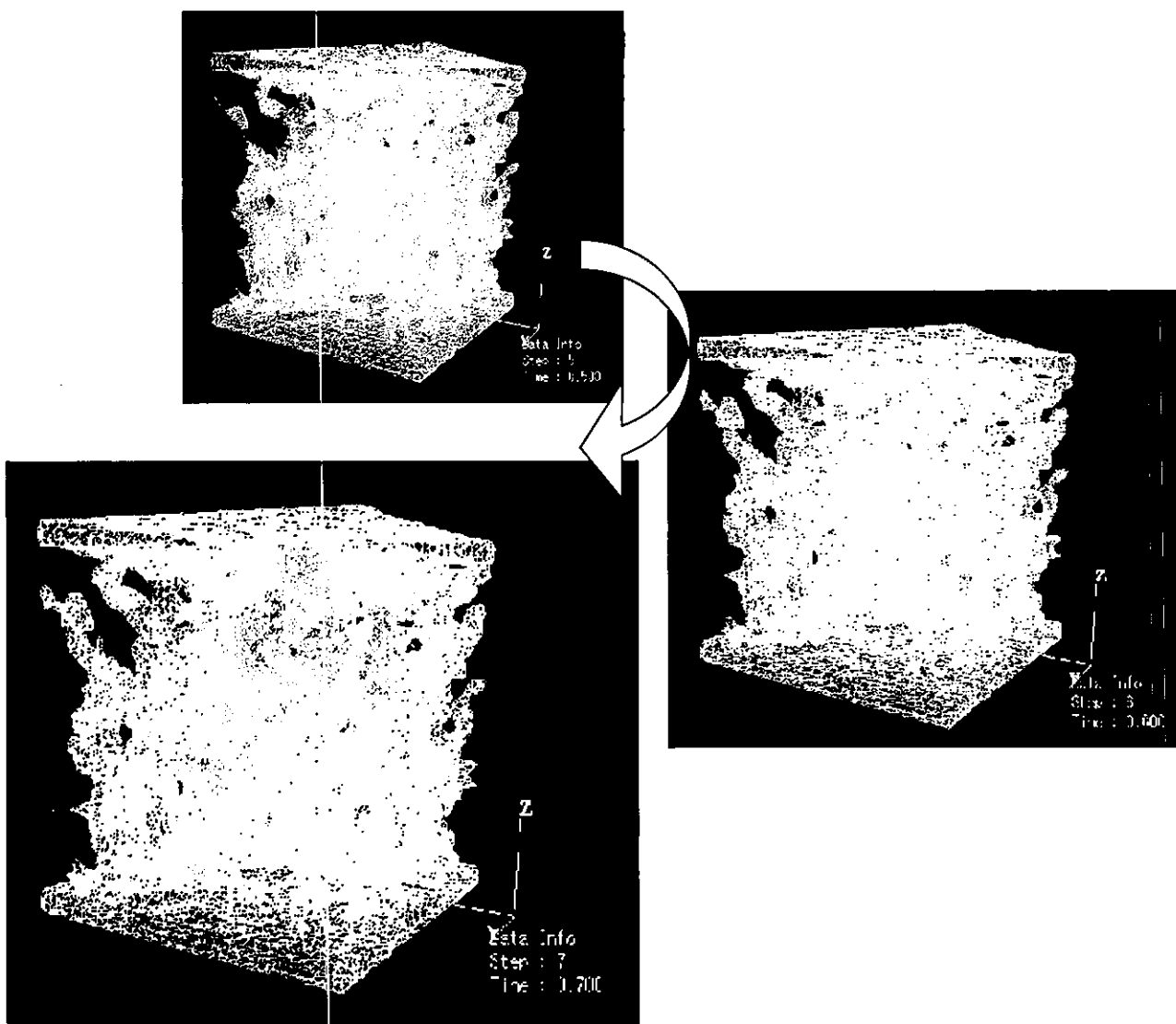


図 3. 1. 2-3 圧壊部位進展の様子 (HIP013)

前出の 6 標本について、上記の非線形骨折線予測解析を実施した結果を、表 3. 1. 2-2 にまとめる。ここに示した圧壊時 (以下では、骨梁構造が破断した時点を圧壊と呼ぶ) の荷重については、材料特性が骨梁構造に適応したものではないため、絶対値はあくまで参考値であり、骨梁の挙動の傾向を把握するための指標という位置づけであると考えている。

表 3. 1. 2-2 各標本モデルの圧壊荷重参考値

| No. | 標本識別 | 年齢 | 性別 | 圧壊荷重 (kgf) | 平均変位 (mm) | 圧壊ソリッド数 |
|-----|--------|----|----|------------|-----------|---------|
| 1 | HIP011 | 76 | F | 4.8 | 0.26 | 247 |
| 2 | HIP013 | 69 | F | 7.5 | 0.20 | 315 |
| 3 | HIP002 | 78 | M | 15.0 | 0.19 | 471 |
| 4 | HIP012 | 85 | F | 7.5 | 0.25 | 339 |
| 5 | HIP014 | 83 | F | 4.0 | 0.49 | 830 |
| 6 | HIP028 | 70 | M | 8.0 | 0.27 | 797 |

3. 1. 3 力学的考察

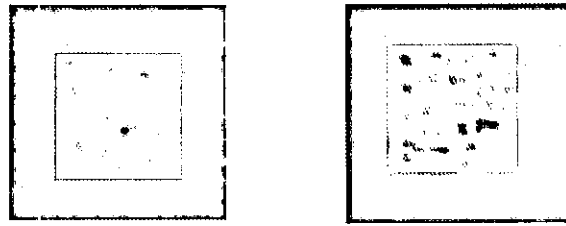
得られた計算メッシュに対しての非線形骨折予測解析について、各モデルの圧壊荷重に注目してみると、最大値が 15.0、最小値が 4.0（前項で述べたとおり、本荷重は相対的な指標として捉える）であるから、15.0 を 100% としたとき、これらの計算値は約 70% の範囲に分布していると言える。圧壊荷重の最も大きい HIP002 および最も小さい HIP014 を、標本の個体差の大きい平均的でないモデルと仮定してここで考慮から外すと、その他のモデルの圧壊荷重値は 8.0~4.8 であるから、同様に 15.0 を 100% としたとき約 21%、8.0 を 100% とすれば約 40% という範囲に計算結果が入ることになる。現段階では計算モデルとしての標本も少なく既存の解析例もないことから、より多くのモデルによる計算の実施、パラメータサーベイ等による結果の蓄積が必要ではあるが、まずは妥当な範囲内に計算値が収束したと考えることができる。

ここで現段階でのシミュレーションに対して簡単にまとめておくと、

- ・ MDCT 画像から計算メッシュを安定的に生成可能である
- ・ 得られた計算メッシュに対しての非線形骨折線予測解析は、相対的に各モデルの圧壊荷重がオーダーとして散逸しておらず、現行の材料特性を用いた解析としては妥当な結果である

ということが言える。

前出の表 3. 1. 2-2 についてその他の要確認項目としては、HIP014 の平均変位（圧壊時における上面の平均変位量）が他のモデルの変位に比して 2 倍前後の値であることが挙げられる。まず、ROI 抽出時の MDCT 画像を他の標本と比較してみる（図 3. 1. 3-1）。



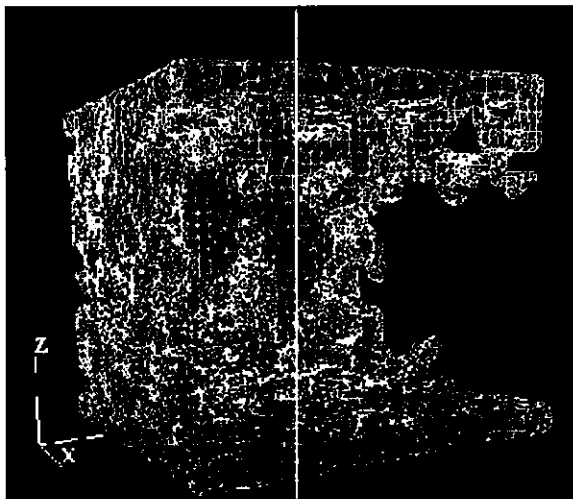
HIP014

HIP012

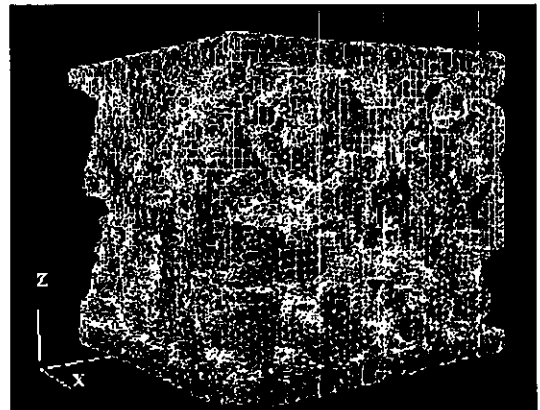
図 3.1.3-1 MDCT 画像比較

三次元骨量を意味する BV/TV は、HIP012 では 18.8%、HIP014 では 7.7%であり、また骨梁数 Tb.N は、HIP012 では 0.370/mm³、HIP014 では 0.225/mm³ であり、HIP014 は HIP012 に比べて、骨量、骨梁数とも明らかに少ない。

この CT 画像から生成された計算メッシュを図 3.1.3-2 に示す。



HIP014 計算メッシュ



HIP012 計算メッシュ

図 3.1.3-2 計算メッシュ比較

この図から、HIP014 は構造的に脆弱性の高い骨であることが予測できる。この HIP014 の骨折線図を図 3.1.3-3 に示す。

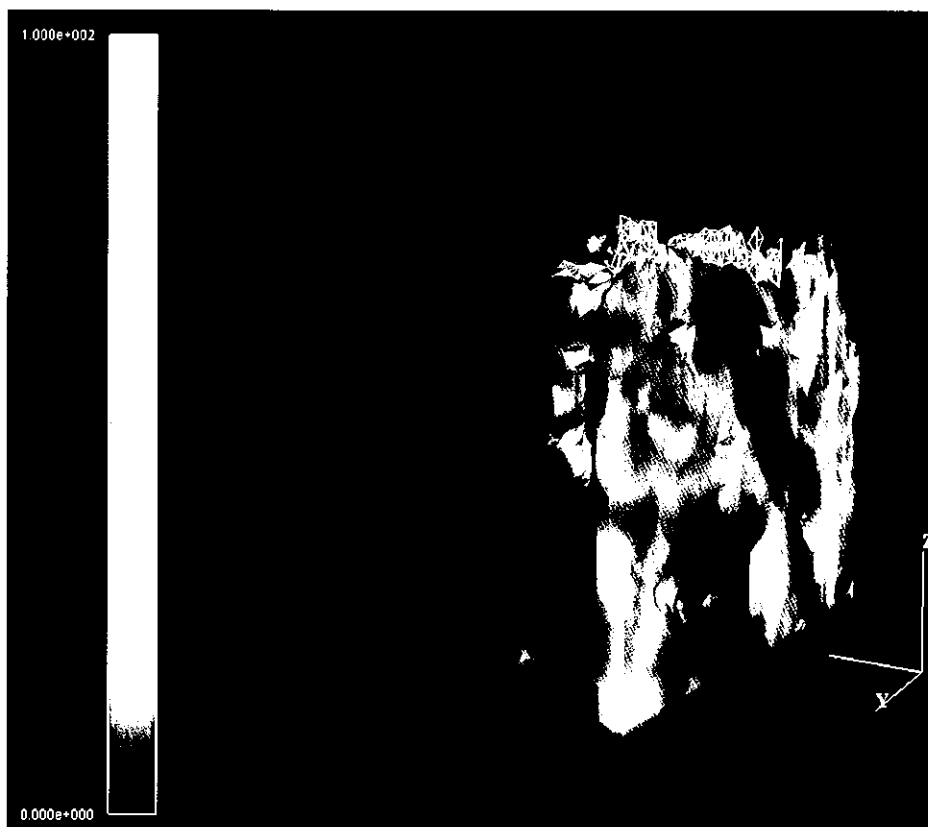


図 3.1.3-3 HIP014 骨折線図

表面コンターとして表示しているのは、各ソリッド要素が塑性に達するまでの割合を0～100%で示したものである。骨梁が偏って存在する部分が応力を受け持ち、その大部分が塑性領域へと近づいていることが確認できる。前述のとおり上面に等分布荷重を付加しているため、この部分と反対側の、支える骨梁の無い部位が大きいたわむことで変位量が増大したものと考えられる。その後、この根元部分に圧壊ソリッド要素が集中して分布し、全体として圧壊に至ったと考えられる。

3. 1. 4 骨梁構造シミュレーションのまとめ

ここまでの、MF を用いた骨梁構造シミュレーションについての実施確認項目と今後の課題を以下にまとめる。

【実施確認項目】

- MDCT で得られた画像から、骨梁構造に対応した構造解析用計算メッシュを安定的に得ら

れることを確認した（メッシュ生成に関するロバスト性の確保）。

- ・ 現行の材料特性を用いて骨梁構造の圧縮シミュレーションを実施し、非線形骨折線予測解析が可能であり、その結果が妥当であることを確認した。

【今後の研究課題】

- ・ ROI 抽出における、CT 値の閾値設定に関する指標の検討（イメージオブジェクト抽出手法の導入検討も含める）
- ・ 骨梁構造に特化した、材料特性データベースの整備
- ・ 臨床応用に耐え得る計算精度、計算速度の実現

今後の課題の3点目については本文中で触れていないが、表 3.1.2-2 に示した6標本の計算時間は、数時間～数十時間と長時間にわたり、かつその時間は予測が難しい。これはモデル自体の形状、それに付随する計算メッシュの配置、また荷重を付加したときの固有の問題等、さまざまな要因が重なって起きている現象である。計算時間の短縮については、計算機のクラスタ化、計算ソルバーの並列化など、具体的手法が見つけやすいが、前者の問題については、各モデルに最適な計算メッシュの生成、パラメーターの設定、より多くのシミュレーションの実施など、時間をかけたパラメーターサーベイ等の積み重ねによって達成されるものと考えられる。

3. 2 骨梁構造実証試験

本実証試験の主な目的は、

- ・ 荷重を受けた骨梁の特性、挙動の把握
- ・ 解析精度の向上を目指したデータの取得、蓄積

である。したがって、シミュレーションに用いる数学モデル（計算格子）およびシミュレーション条件に可能な限り近い状態での試験（静圧縮試験）が必要である。これらを念頭に置き、以下で標本の切出し、試験治具、試験手順の検討および試験結果について示す。

3. 2. 1 標本切出し検討

手術標本（ヒト大腿骨頭部）を静圧縮試験に適した形で切出す必要があるため、以下の検討を行った。

- ・ 切出し部位、方向
- ・ 切出し手順、方法

(1) 切出し部位、方向の検討

切出す部位については、骨粗鬆症の代表的骨折部位である大腿骨頸部が考えられるが、用いる手術標本のほとんどが頸部での骨折による摘出標本であり、頸部付近では骨梁が健全な状態で維持されていない場合が多い。したがって、ここでは大腿骨頭部のCT画像を元に、できる限り健全と考えられる骨梁部分を切出す方針とした。切出す大きさとしては、骨頭の大きさから、主要な部分を確保可能なサイズとして、20mm角の立方体を目標とした。

切出し方向については、まずは下図3.2.1-1に示すように骨頭から頸部を貫く軸での圧縮も試行する事が妥当と考え、予備試験としてその方向での切出し、圧縮を実施した。

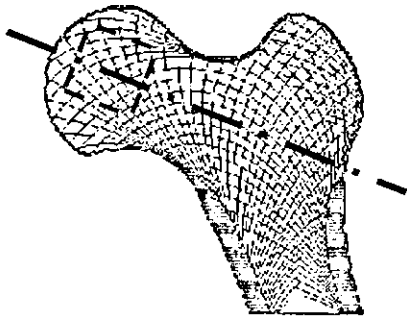


図 3.2.1-1 予備試験での骨頭標本
切出し方向



図 3.2.1-2 予備試験での圧縮後標本
(左側)

この方向では、図に示す骨梁の走行が圧縮軸に対して斜めに走ることとなり、結果として圧縮した標本は斜めに振れた状態となった(図3.2.1-2)。この骨梁の走行方向は、直接的な証明はされていないものの、大腿骨内部の主応力線の方に一致している可能性があることが指摘されている。これらの事を考慮し、標本の切出し方向は、生体内での骨頭にかかる荷重方向に一致すると考えられる骨梁走行に沿った軸方向(図3.2.1-3)とすることとした。

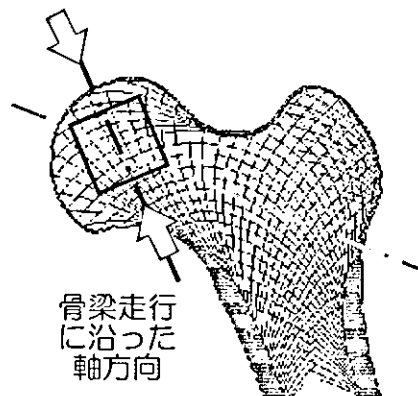


図 3.2.1-3 骨頭標本切出し方向

(2) 切出し手順、方法の検討

標本の切出しにあたっての問題点は、

- ・ 骨梁走行軸に垂直な面（圧縮面）の確保
- ・ 切出す際の刃物と標本との摩擦による、切出し面の熱損傷（変性）、欠損の有無

である。これらは以下の手順によって解決され、今回の目的に合致した標本の切出し方法としてはほぼ確立できたと考える。

【具体的切出し部位、方向の決定】

骨頭全体の手術標本の MDCT 画像をもとに、骨梁構造の損傷等の無い可能な限り健全と考えられる部位を決定し、その部位を確実に狙えるよう皮質骨表面に切出し線を描き実施した（図 3.2.1-4）。

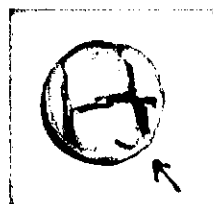


図 3.2.1-4 皮質骨への切出し線描画

【標本固定、研削方法】

冷凍チャックと呼ばれる、マイナス数十度に冷却した金属板に標本を氷着する装置を用いて固定（図 3.2.1-5）、且つ立方体状氷塊で標本周囲を固定し（図 3.2.1-6）、氷塊とともに研削。またその際、0度近傍に冷却した生理食塩水を、研削面の洗浄を兼ねて流しかけながら研削し、標本表面の温度上昇を極力防止した。



図 3.2.1-5 “冷凍チャック”での固定

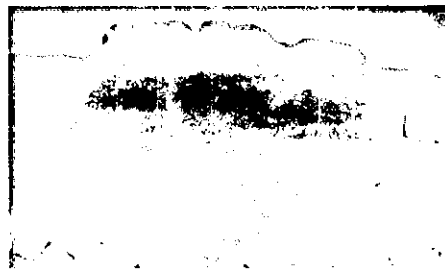


図 3.2.1-6 氷塊で囲んでの研削

これらの切出し手順を用いることにより、熱損傷を最小限に抑えたと考えられる、欠損のほぼ

無い、CT 撮影および圧縮試験実施に十分な立方体形状の標本を得ることが可能となった（図 3.2.1-7）。

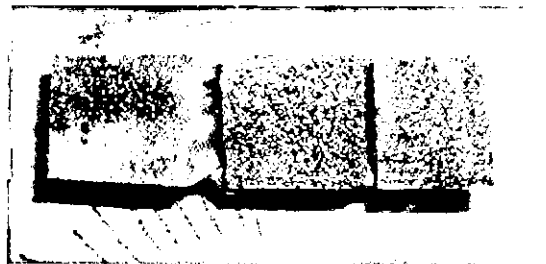


図 3.2.1-7 切出し後標本

3.2.2 試験治具の検討

20 mm 角の立方体形状に切出した標本は、圧縮試験前に MDCT にて撮影され、その後再度 10 mm 角の立方体形状に切出した。2 段階の切り出し作業を行った理由は以下のとおりである。

- ・ シミュレーションのために、圧縮軸を明確にした CT 画像が必要であるため
- ・ 骨梁状態を再度確認し、健全な部位を抽出するため（20 mm 角の領域全てが健全な骨梁状態であるとは限らないため）
- ・ 圧縮試験後 μ -CT 撮影を行うが、比較的長時間を要するため、圧縮時の挙動に影響ないと思われる範囲で、小さな標本であることが望ましいため

これらの手順および理由のため、試験用の治具として以下の 2 つを用意した。

- ・ 臨床用 CT 撮影治具
- ・ 圧縮試験治具

これらに関する検討事項等を以下に示す。

(1) MDCT 撮影治具

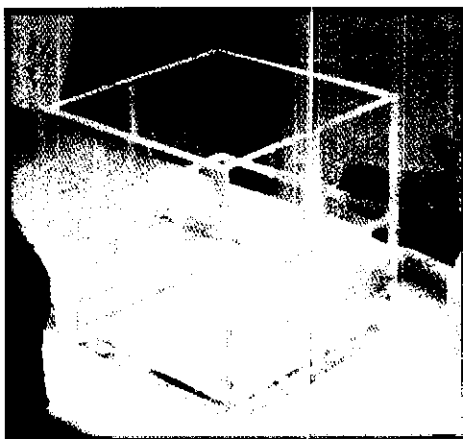
骨強度評価システムは、最終的には臨床応用を目指しているため、生体の MDCT 画像を元にシミュレーションモデルを生成できる必要がある。したがって、ここで得る標本の CT 画像も、生体の撮影に極力近い状態に設定する必要がある。空気中での CT 撮影では、その被写体の境界で CT 値が急激に変化するため、シミュレーションモデルを作成するためのデータとしては望ましくない。そこでこの MDCT 撮影用治具は、標本を生理食塩水内で撮影可能であるように製作したものである。具体的な要求事項は以下のとおりである。

- ・ 生理食塩水内での撮影が可能であること

- ・ 標本を生理食塩水内のほぼ中央で撮影可能であること
- ・ 圧縮軸と CT のスライス面が直行した状態で撮影できること
- ・ 治具そのものの材料は、放射線吸収量が標本の撮影に影響しない材料であること

これらの要求を満たすよう製作した治具（水槽）を図 3.2.2-1 に示す。主な仕様は以下のとおりである。

- ・ 水槽周囲の材料は 10mm 厚の亚克力板
- ・ 中央に標本保持用のホルダー（3mm 厚亚克力板）
- ・ 水槽周囲に MDCT 装置に対する位置、角度決定用マーキング



左：位置・角度決定用マーキング確認

左下：標本保持状態

右下：生理食塩水を満たした状態

（下はファントム）

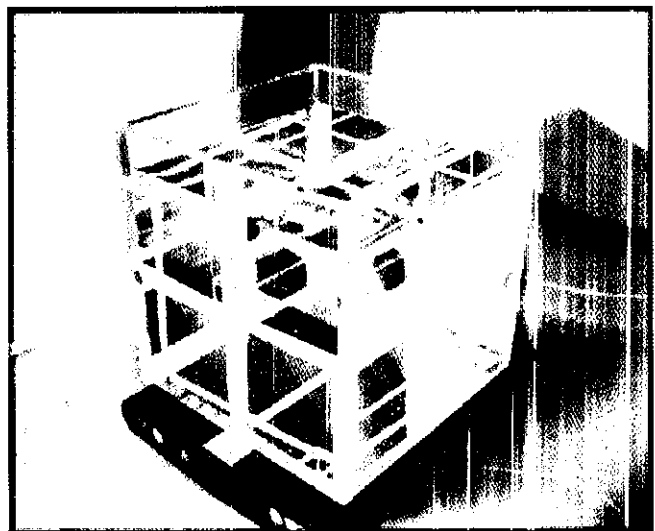
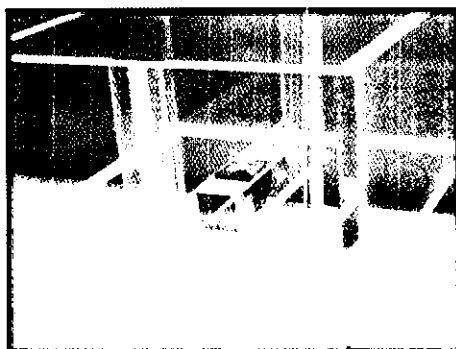


図 3.2.2-1 MDCT 撮影治具（水槽）

（2） 圧縮試験治具

MDCT 撮影された標本は健全な骨梁状態で構成されるよう、さらに 10mm 角の立方体に加工される。この標本に対して、静圧縮試験を実施するが、以下に示す要求事項を満足させるため、圧縮試験治具が必要となる。

- ・ 生理食塩水内で圧縮試験が可能であること

- ・ 試験の途中、あるいは最後に圧縮変位を保持したまま μ -CT撮影が可能であること
- ・ 圧縮試験中の標本の目視観察が可能であること

これらを満足するよう製作した治具を図 3.2.2-2 に示す。主な仕様は以下のとおりである。

- ・ 標本をシリンダ内で圧縮
- ・ シリンダ底部にゴムパッキンを挿入、液体を内部に満たすことが可能
- ・ 治具上部にネジ機構を設け、これを締めることにより圧縮時の変位を保持可能
- ・ 圧縮部をアクリル製シリンダとし、内部を観察可能（その他部品はアルミ製）

下 : 図面

右上 : セットアップ中

右下 : 10mm 標本をセット

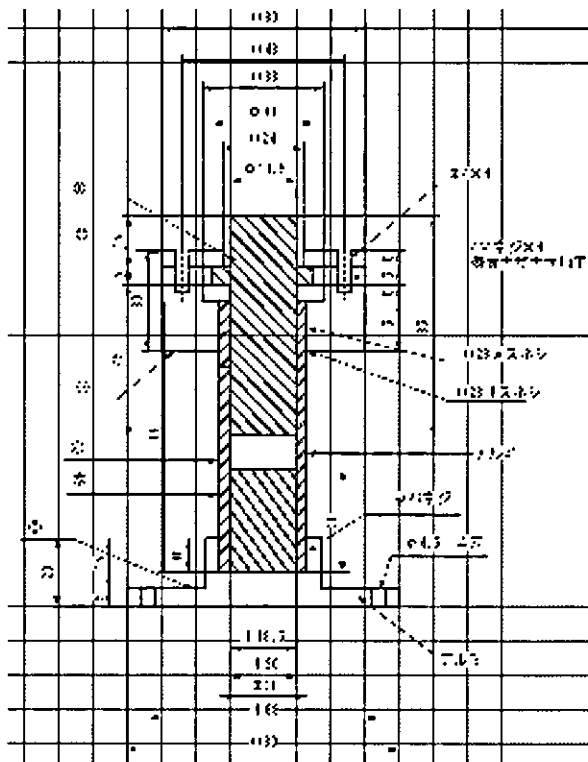


図 3.2.2-2 圧縮試験治具

3. 2. 3 試験手順の検討

本試験に要求される項目は以下のとおりである。

- ・ 本試験に用いる標本と同一形状、同一荷重方向でシミュレーションが可能であること
- ・ 圧縮試験時の標本の挙動が観察できること（荷重－変位曲線が得られること）
- ・ 試験の途中あるいは最後に、標本の変位を保持したまま μ -CT撮影が可能であること

但し、 μ -CT撮影については、変位を保持しているとは言っても、その間、内部の応力は時間とともに緩和されてしまい、荷重－変位の関係は変位を保持した時点で不連続となってしまうため必須ではなく、荷重－変位の関係を観察する試験、 μ -CTによる骨梁の変化を観察する試験、と切り分けることとする。

これらの要求を満たすよう検討した試験手順は以下のとおりである。

- ① 大腿骨頭より20mm角の標本を切出す
- ② MDCT撮影治具を用い、生理食塩水内でMDCT撮影を実施する
- ③ 得られたCT画像から、健全な骨梁領域10mm角を選定し、加工する
(本CTデータはシミュレーションの入力ともなる)
- ④ 標本は、取り扱い中、常に冷凍状態であるため、圧縮試験前に充分解凍する
(常温の生理食塩水に浸した状態で解凍。冷凍状態では硬く且つ脆く、骨梁間の氷による力学的悪影響が予想される)
- ⑤ 圧縮試験治具を用い、圧縮試験機にかけ、以下の2通りの圧縮試験を実施する
 - ・ 荷重－変位データを時刻暦で取得する（荷重－変位曲線）
→材料特性データベース拡充のための試験データ蓄積
(可能であれば、圧縮の前後で μ -CT撮影を実施する)
 - ・ 圧縮前／弾性領域／塑性領域初期／圧壊後、の各点で試験治具により変位を固定し、
圧縮試験機からはずして μ -CT撮影を行う
→圧縮時の骨梁構造の変化を観察し、特性や挙動を把握する

3. 2. 4 荷重-変位データの観察

今回の実証試験で処理した標本は全6標本である。既出の標本リストを表3.2.4-1に再掲する。

表 3.2.4-1 実証試験標本リスト

| No. | 標本識別 | 年齢 | 性別 | 傷病名 | 試験実施項目 | 備考 |
|-----|--------|----|----|------------|-------------------------|------------|
| 1 | HIP011 | 76 | F | 右大腿骨頸部内側骨折 | 荷重-変位データ取得 | |
| 2 | HIP013 | 69 | F | 大腿骨頸部骨折 | μ -CT撮影 | 4箇所撮影 |
| 3 | HIP002 | 78 | M | 右大腿骨頸部骨折 | 荷重-変位データ取得+ μ -CT撮影 | 試験前後の2箇所撮影 |
| 4 | HIP012 | 85 | F | 右大腿骨頸部内側骨折 | 同上 | 同上 |
| 5 | HIP014 | 83 | F | 左大腿骨頸部内側骨折 | 同上 | 同上 |
| 6 | HIP028 | 70 | M | 左大腿骨頸部骨折 | 同上 | 同上 |

本表備考欄の、「4箇所撮影」とは前項で述べた、圧縮前/弾性領域/塑性領域初期/圧壊後の4箇所での μ -CT撮影を示す。試験中、荷重-変位データは取得してはいるものの、前述のとおり、そのデータは不連続なものとなっている。No.3~6に関しては、荷重-変位データを取得することを主目的とし、 μ -CT撮影は実施しているが、圧縮前および圧壊後の撮影に留めており、データ取得に影響の無いようにしている。

本静圧縮試験での圧縮試験機設定は、全て以下の値を用いている。

- ・ 圧縮条件 : 0.5mm/min
- ・ データ取得周期 : 50msec

圧縮試験機、および試験治具を試験機にセットした状態を、図3.2.4-1に示す。

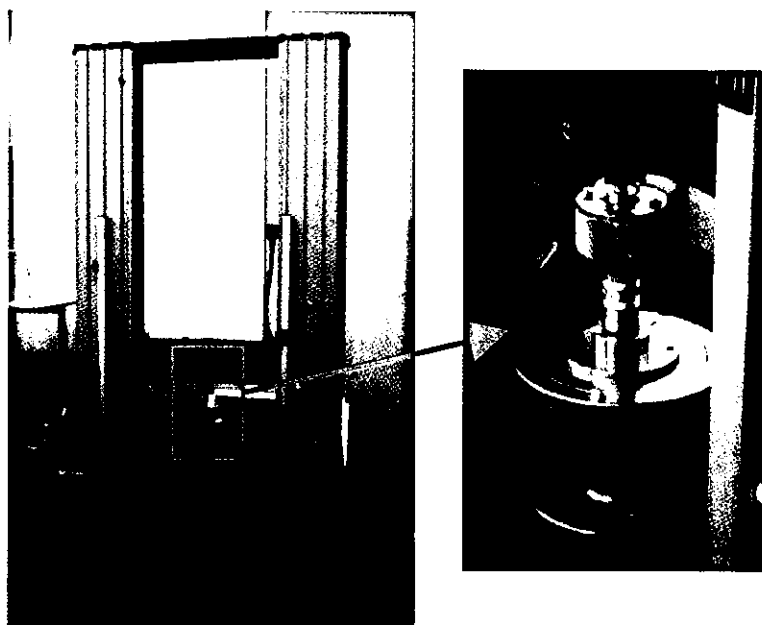


図 3.2.4-1 圧縮試験機および圧縮治具

まず標本 HIP011 による、典型的と考えられる荷重—変位曲線を図 3.2.4-2 に示す。

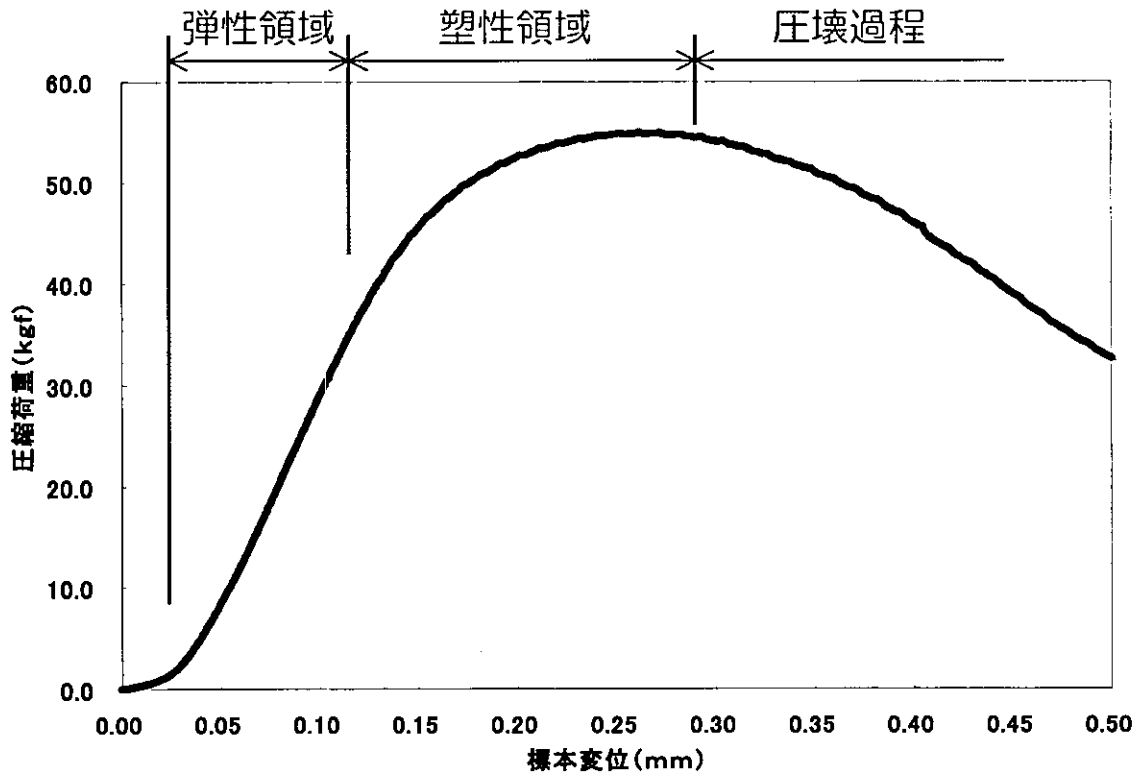


図 3.2.4-2 HIP011 荷重—変位曲線

弾性領域では、ほぼ直線的にグラフが立ち上がり、標本変位と圧縮荷重が比例関係、すなわち荷重をかけた分だけ標本が変位していることを示している。完全な弾性体であれば、この領域で荷重を抜いた場合、変位は元に戻り、このグラフの直線の範囲から逸脱することは無い（弾性変形）。骨梁標本の場合、ある程度この弾性変形に準じるものと考えられるが、標本の性質上個体差も大きいと予想され、この確認のためには今後より多くの標本を用いた繰り返し荷重試験等を実施し、その挙動を観察する必要がある。

塑性領域に入ると、既に元に戻り得ない変形が標本の内部で生じており、変位は進むが荷重は増加しない状態となる（塑性変形）。標本内部では、骨梁のいくつかに亀裂や潰れるなどの変形が生じている可能性がある。

圧壊過程では、すでに骨梁構造が破壊されていると考えられ、変位は進むが、荷重は落ちる一方という領域に入る。

次にHIP013による荷重-変位曲線を図3.2.4-3に示す。この試験では表3.2.4-1に示したとおり、①圧縮前/②弾性変形中/③塑性領域初期/④圧壊後、の4箇所で μ -CT撮影を実施している。その間、変位は治具により固定されているが、内部の応力は開放されるため、データとしては不連続なデータとなっている。

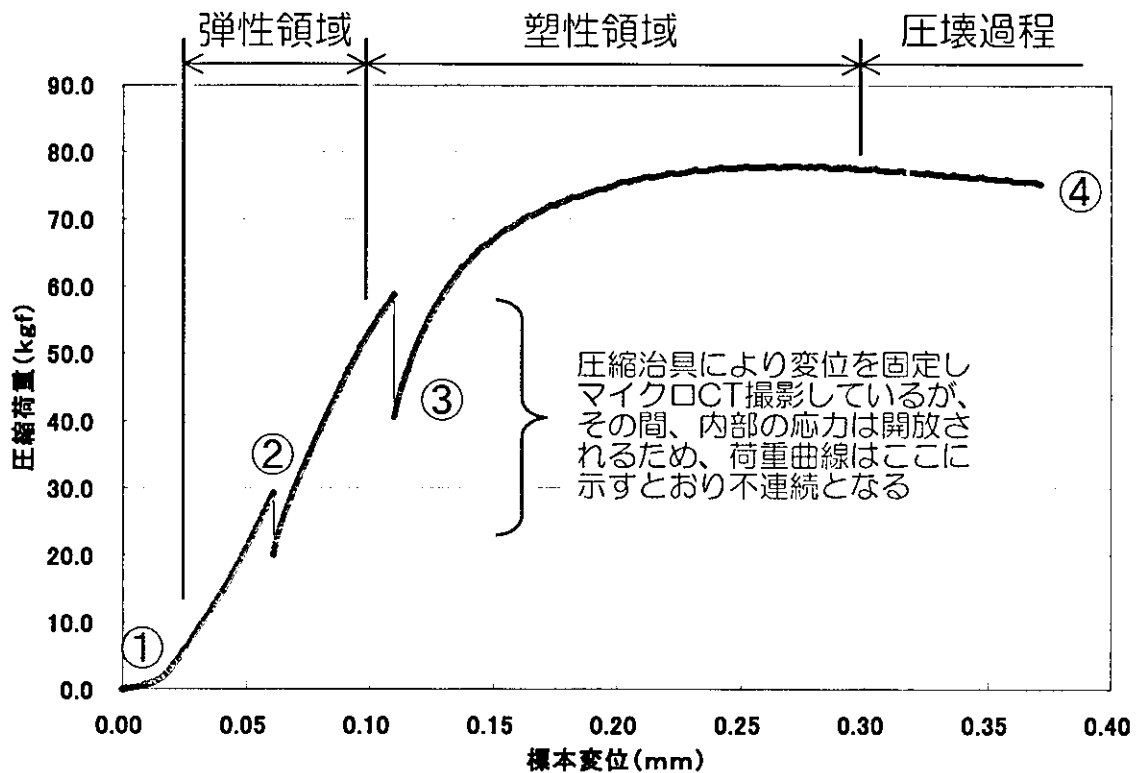


図 3.2.4-3 HIP013 荷重-変位曲線

残りの4標本 (HIP002, 012, 014, 028) については、圧縮過程での μ -CT撮影は実施していない。これらの試験データをHIP011のデータと合わせ、図3.2.4-4に重ねて示す。