

3) ヒップパット

実験に用いたヒップパットは図C-4に示した9つである。

[A]こつこつヒッププロテクター HW3064 (グンゼ株式会社) : ポリスチレン系エラストマー製の厚さ 10mm のパットが、左右一枚ずつパンツに内蔵されている。

[B]こつこつヒッププロテクター HW3063 (グンゼ株式会社) : α Gel 製の厚さ 8mm の小さいパットが左右各 6 枚ずつ並べられ、パンツに内蔵されている。

[C]転ばぬ先のパンツ (デアマイスター株式会社) : メモリーフォーム (ポリウレタン樹脂 100%) の内側に埋め込み布 (ナイロン 60%・綿 40%) が付いた 2 重構造になっている。パットの厚さは 10mm である。埋め込み布とパンツは一体化しており、内側についているポケットにメモリーフォームを入れて使用する。

[D]セーフヒップ (帝人株式会社) : 構造的には C とほぼ同じで、パンツの中に綿が内蔵されており、外側についているポケットから発泡スチロール製のパットを入れて使用する。パットの厚さは 15mm である。

[E]air cell (日本シグマックス株式会社) : スポンジをビニールで包んだ構造になっており、外径 92mm, 内径 45mm の中空円柱状のものと、直径 45mm の円柱状のものに分かれる。パットの厚さは 15mm である。円柱の上面のビニールには小さな穴が開いており、静的な荷重を加えた場合はつぶれるが、衝撃荷重を加えた場合にはつぶれないようになっている。

[F]Hips (HIProtector 社) : パンツの内側についているポケットに厚さ 7mm の皿状の硬いパットを入れて使用する。転倒時の衝撃をパットで吸収するのではなく、皿状のパットの淵に衝撃を分散させて骨折を予防するタ

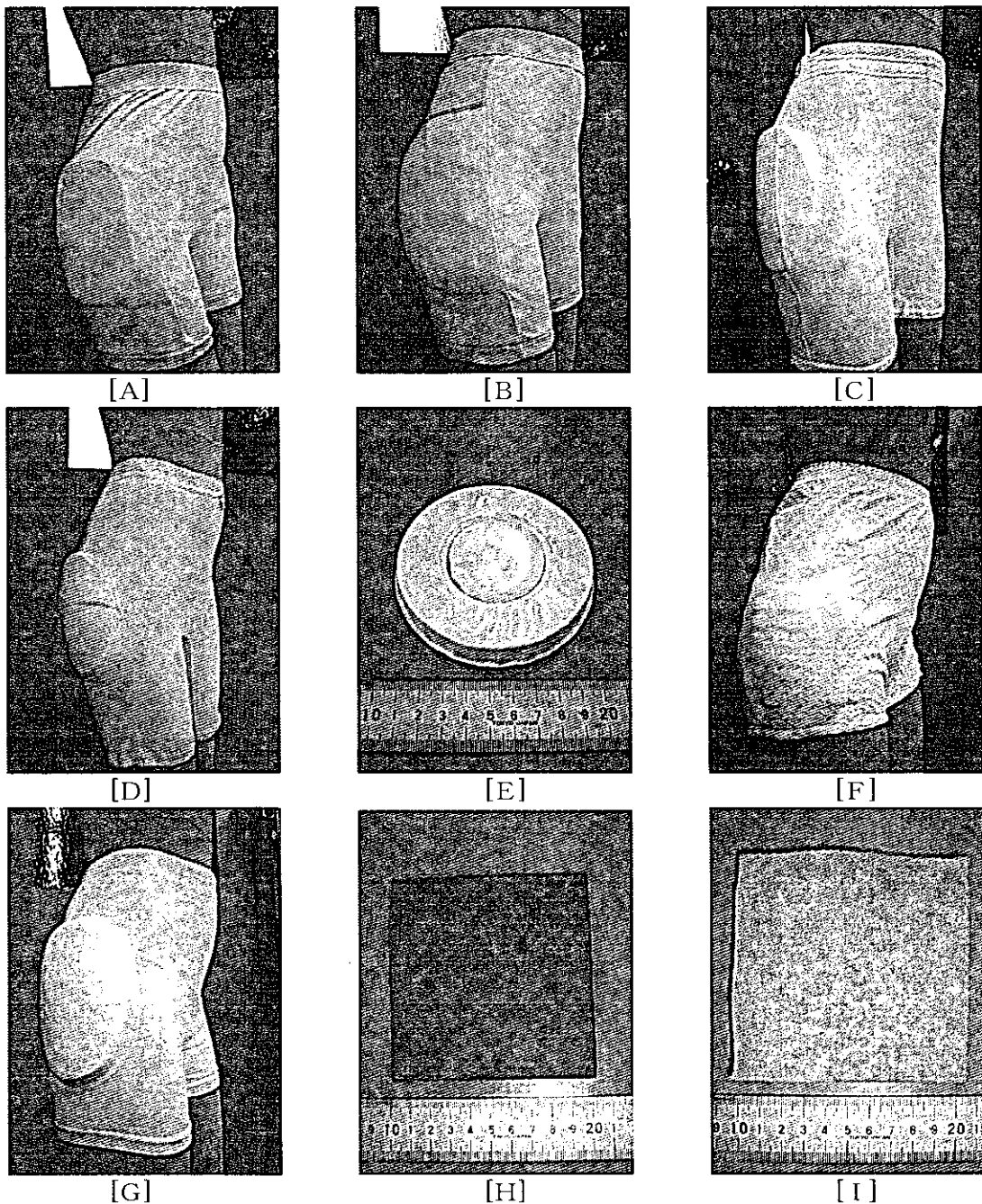


図 C-4 実験対象ヒップパット及び緩衝材

イブのパットである。

[G]SAFEHIP (HIProtector 社) : 構造は C・D と同じである。ただし、硬いパットとやわらかい綿の両方がパンツに内蔵されている。パットの厚さは 10mm である。

[H]SORBOTHANE : 厚さ 5mm のゲル状のシートが 100mm 四方の正方形にカットされている。とても粘りが強く、カッターなどで切るの難しい。

[I]低反発スポンジ : 厚さ 10mm で、H と同様に、100mm 四方の正方形にカットされている。

4) 実験内容

a) 基礎実験 床面のほうのロードセルの木製の板を取り外し、かわりに衝撃を吸収しにくい厚さ 9mm の鉄板を置いた。そこに、底面にロードセルをつけた錘を落下させた。錘の始めの高さは 50mm で、そこから 25mm ずつ落下高さを高くしていった。それぞれの高さで衝撃試験を行い、衝突の際の衝撃荷重をふたつのロードセルで測定した。さらに、鉄板の上に厚さ 3mm のゴムシートを敷き、同じように錘落下高さを 50mm から 25mm ずつ高くして実験を行った。実験は、それぞれの高さ・条件で 3 回ずつ行い、最大衝撃荷重の平均値をグラフにプロットした。

b) 大腿骨モデル衝撃試験 床面のほうのロードセルの上面に木製の板を取り付けたままで、ひずみゲージを貼った大腿骨モデルを錘落下装置に取り付けた。大腿骨モデルの大転子部から 300mm の高さより、底面にロードセルをつけた錘を落下させ、衝撃試験を行った。実験は 3 回行い、その平均値を取って測定値の最大(最小)値を比較した。また、3 回の実験うち適当なロードセルとひずみゲージの測定値を用いてグラフにした。

c) ヒップパット性能評価試験 ヒップパットの性能評価試験は、次の 3 つの条件で行った。

条件 i : 床面に置いたロードセルの上に直接それぞれのヒップパットを置き、錘をヒップパットの上面から 300mm の高さより落下させ、衝撃試験を行った。また、比較のためヒップパットを置かずに同様の実験を行った。

条件 ii : 床面に置いたロードセルの上に、大腿骨モデルを置いた。その上にそれぞれのヒップパットを置き、錘をヒップパットの上面から 300mm の高さより落下させ、衝撃試験を行った。また、比較のためヒップパットを置かずに大腿骨モデルのみで同様の実験を行った。

条件 iii : 床面に置いたロードセルの上に、腰部モデルを置いた。その上にそれぞれのヒップパットを置き、錘をヒップパットの上面から 300mm の高さより落下させ、衝撃試験を行った。また、比較のためヒップパットを置かずに腰部モデルのみを置き同様の実験を行った。

なお、実験は各条件・各ヒップパット・ヒップパットを置かない場合ごとに 3 回ずつ行った。ただし、実験 i は、パットの形状の都合上、板状のパットである A, B, E, H, I の 5 つのヒップパットに対してのみ行った。実験で得た値を用いて、最大衝撃荷重・衝突時間・衝撃力を求めグラフにした。

5) データ処理

a) ロードセルとひずみゲージの最大値・最小値

AD 変換機を介してパソコンに入力された測定値を、CSV 形式に変換し、そのデータより、Microsoft Excel を使って最大値・最小値を求めた。ロードセルの測定値の場合は最大値を、ひずみゲージの測定値は、圧縮されているものは最小値、引っ張りのものは最大値を求めた。ただし、大転子部直交方向のひずみは、絶対値としては引っ張り方向のひずみのほうが大きかったが、錘が大転子部に鉛直方向で衝突していることを考えて、圧縮方向の最大値を用いた。また、ロードセルの測定値の最大値を最大衝撃荷重と名づけた。各実験で、3 回の測定値の平均を取り、実験結果とした。

b) 衝突時間 荷重がかかっていない状態でも、ロードセルの測定値はわずかに変化する。このため、本研究では衝突時間を 0 から始まって再び 0 になるまでという定義ではなく、最大衝撃荷重の 5% の値になった点から、最大衝撃荷重を経て再び最大衝撃荷重の 5% の値になった点までにかかった時間を衝突時間と定義した。各実験で 3 回測定した平均を取り測定値とした。

c) 最大衝撃荷重の変化率 a) の手順でロードセルの最大衝撃荷重の平均値を、それぞれのヒップパットについて求める。その値を、ヒップパットがない場合の実験で得た最大衝撃荷重の平均値で割り、最大衝撃荷重の変化率としてパーセントで表した。

d) 衝撃力 b) の手順で求めた衝突時間内のロードセルの測定値と時間とのグラフの面積を台形のあつまりとして近似し、Microsoft Excel 上で求め、それを力積とした。この力積を衝突時間で割った平均の衝撃力を衝撃力と定義する。各実験で 3 回測定した平均を取り測定値とした。

最大衝撃値、力積、衝突時間の定義を図 C-5 に示す。

C-2. 結果と考察

1) 基礎実験

錘の底面に付けたロードセルの最大衝撃荷重は、錘落下高さによらず、シート無しの場合のほうがシートを敷いた場合よりも大きな値を示した。床面上に置いたロードセルの最大衝撃荷重は、どの錘落下高さにおいても、シート無しの場合のほうが大きな値を示したが、シート有りの場合との差はわずかであった。最大衝撃荷重を y 、錘落下高さを x とした時の近時曲線は、ほぼ $y = ax^{0.5}$ (a :定数) の形を示した。錘のはじめの位置でのポテンシャルエネルギーが衝突時の運動エネルギーに変換されたことを考えると妥当な結果であると考えられる。ま

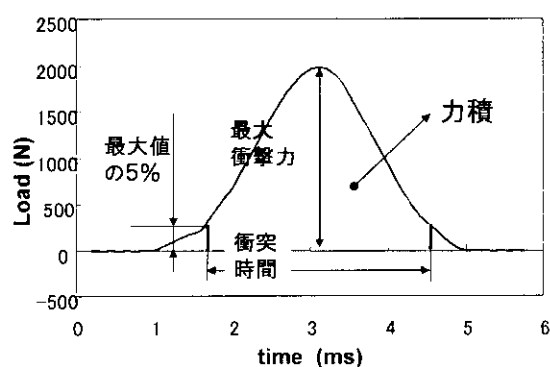


図 C-5 力積、最大衝撃力、衝突時間の定義

た、錘底面のロードセルのほうが床面上のロードセルより衝撃面の材質の影響を受けやすいことがわかった。これより、ヒップパットの衝撃力の測定は床面上のロードセルで行なうほうがばらつきは少ないと思われる。

2) 大腿骨モデル衝撃試験

ロードセルの測定値を図 C-6 に示す。錘底面のロードセルの測定値よりも骨頭部下のロードセルのほうが、最大衝撃荷重が大きかった。また、錘底面のロードセルのグラフのほうが、骨頭部下のロードセルよりも最大値を示した時間が早かった。

大腿骨モデル頸部ひずみゲージの測定値を図 C-7 に示す。頸部下方ひずみゲージの直交成分が最大の引張りを、頸部下方ひずみゲージの軸方向成分が最大の圧縮を受けた。また、頸部前のひずみゲージと頸部下方ひずみゲージのほうが、頸部後方ひずみゲージと頸部上方ひずみゲージより早く最大値をとった。

図 C-6 で、錘底面のロードセルと骨頭部下のロードセルにおいて最大値をとる時刻にずれが生じたのは、錘衝突時の衝撃波が大腿骨モデルを通過していくのに時間がかかるためであると考えられる。同じように図 C-7 の各ひずみゲージの測定値を見ると、衝撃波は大転子部から頸部前・頸部下のひずみゲージ、骨軸のひずみゲージ、その後頸部後・頸部上のひずみゲージという順に大腿骨モデルに伝わっていると考えられる。ただし、大転子部に錘が鉛直下向きに衝突するので、大転子部直交方向のひずみは圧縮方向の最大値のみを考えた。

頸部下の最大ひずみの平均値を図 C-8 に示す。引張り方向にも圧縮方向にも、頸部下方ひずみゲージの最大ひずみが最も大きい値を示した。これは、大腿骨頸部の形状の影響だけでなく、骨頭部の固定法がロードセルの上に置いているだけということにも影響を受けていると考えられる。

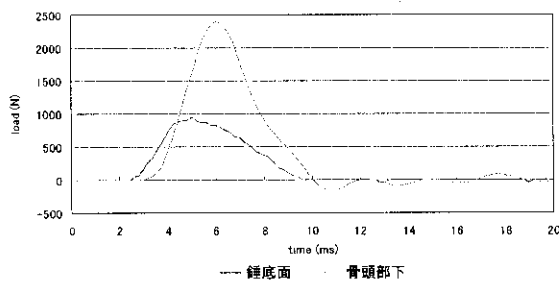


図 C-6 大腿骨モデル衝撃試験 ロードセル測定値

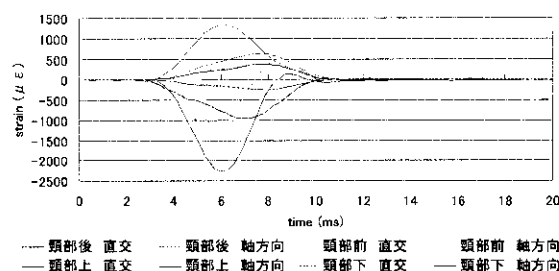


図 C-7 大腿骨モデル衝撃試験
頸部ひずみゲージ測定値

3) ヒップパット性能評価試験

a) 最大衝撃荷重、衝撃力の変化率と衝突時間 条件 i (ロードセルの上に直接ヒップパットを置いて衝撃試験を行った場合) での最大衝撃荷重の変化率、衝突時間、衝撃力の変化率のグラフを図 C-9~図 C-11 に示す。ただし、基礎実験の結果をふまえて床面上のロードセルの測定値を採用した。

最大衝撃荷重の変化率は、H が最も変化が少なく、96%となった。最も変化したのは I で、34%であった。そのほか、A が 62%、B が 69%、E が 50%という結果になった。

衝突時間については、ヒップパットの中で最も衝突時間が短かったのは、H で 3.6ms であった。これは、ヒップパットを置かない場合とほぼ同じ衝突時間である。逆に、ヒップパットの中で最も衝突時間が長かったものは E で、11ms であった。そのほかのものは、A が 6.4ms、B が 7.3ms、I が 7.9ms であった。

衝撃力の変化率については、最も大きく変化したのは I で、パットを置かない場合の衝撃力の 33%となった。そのほか、A が 62%、B が 63%、E が 35%、H が 101%となった。

図 C-9、C-10、図 C-11 から、この 5 種類のヒップパットの中では、E と I の衝撃吸収能力が優れていると考えられる。また、E の衝突時間がほかのヒップパットと比べて長かったのは、スポンジがビニールに包まれているという構造のため、衝突の瞬間はエアバッグのようにショックを吸収し、その後ゆっくりと空気が抜けていったためであると思われる。

H についての衝撃力の変化率が 100%をこえているのは、力積を求める際の積分計算による誤差のためと考えられる。H の衝突時間がヒップパット無しの場合とほとんど変わらなかったのは、単に H の衝撃吸収能力のみの問題ではなく、H の厚さがほかのヒップパットの半分程度であることも影響している可能性がある。

次に、条件 ii (大腿骨モデルの上にヒップパットを置いて衝撃試験を行った場合) での最大衝撃荷重の変化率、衝突時間、衝撃力の変化率のグラフを図 C-12~図 C-14 に示す。

図 C-12 から、最大衝撃荷重の変化率は、E が最も変化が少なく 95%であった。逆に、最大衝撃荷重の変化が最も大きかったのは C で 46%であり、ヒップパットを置かない場合の半分以下の値となった。そのほかのも

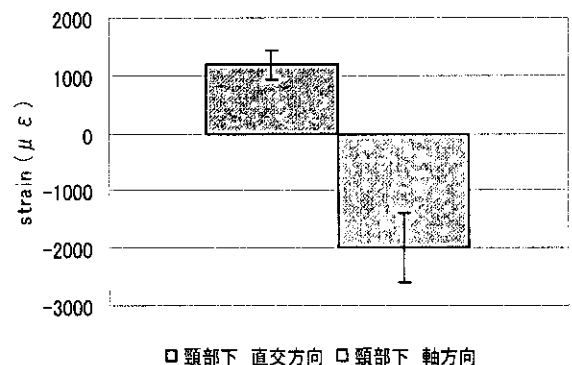


図 C-8 頸部下の最大ひずみの平均値

のは、Aが48%、Bが86%、Dが8.5%、Fが62%、Gが63%、Hが76%、Iが77%であった。

図 C-13 から、衝突時間の最も短いヒップパットは F で 6.6ms であった。これは、ヒップパットを置かない場合の 6.2ms とわずかしこ変わらなかった。衝突時間が最も長かったのは G で 13ms であった。他には、A が 8.2ms、B が 7.8ms、C が 8.4ms、D が 8.5ms、E が 6.9ms、H が 7.6ms、I が 9.4ms であった。

図 C-14 から、衝撃力の変化率が最も大きかったヒップパットは G で、51%であった。その他のヒップパットの変化率は、A が 79%、B が 84%、C が 80%、D が 79%、E が 90%、F が 105%、H が 76%、I が 58%であった。

最大衝撃荷重の変化率は、A と C が低い値を示している。衝突時間は、G が優れた値を示している。この2つの測定結果からだ A、C、G の3種類のヒップパットの衝撃吸収能力は同じ程度と考えられる。しかし、衝撃力の変化率のグラフを見ると、G が A と C よりも明らかに衝撃吸収能力に優れている。このことより、衝撃力で議論する場合は、最大衝撃荷重の変化率よりも衝突時間のほうが大きくかかわってくるということがわかる。F の衝撃力の変化率が 105% となってしまっているのは、

条件 i での実験結果にあったのと同じく、積分する際の誤差であると考えられる。

また、E と F の衝突時間がほかのヒップパットと比べ短かったのは、それぞれの形状と材質に大きく影響していると思われる。E は、スポンジを包んでいるビニールの強度が弱く、この条件下で実験を行うと大腿骨モデルの大転子部によってビニールが破れ、その穴から空気が抜けてしまいエアバックの役割を果たせなくなったことが原因と予想される。F は皿状の硬いパットで衝撃を受け、その荷重を皿の淵に分散させて大転子部へ衝撃荷重が加わらないようにするタイプのヒップパットであるが、この条件下では皿状のパットの淵は自由端になっており、パットで受けた衝撃を分散させて伝える場所がなかったために、そのまま大転子部に衝撃を伝えてしまったことが原因と考えられる。

次に、条件 iii (腰部モデルの上にヒップパットを置いて衝撃試験を行った場合) での最大衝撃荷重の変化率・衝突時間・衝撃値の変化率のグラフを図 C-15～図 C-17 に示す。

図 C-15 から、最大衝撃荷重の変化率の変化が最も小さいのは E であり、ヒップパットを置かない場合の 70% の値となっているのがわかる。最も大きく変化するのは

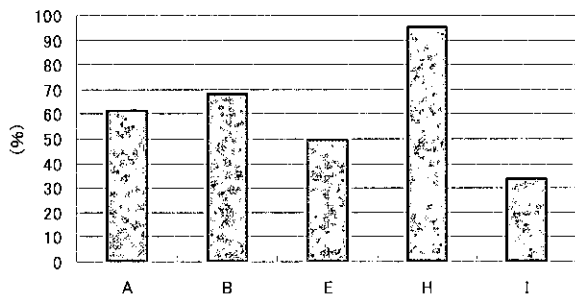


図 C-9 最大衝撃荷重の変化率(条件 i)

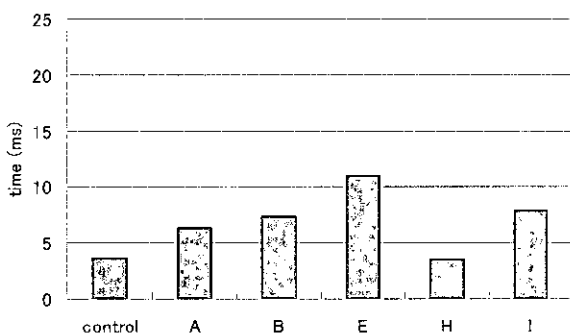


図 C-10 衝突時間(条件 i)

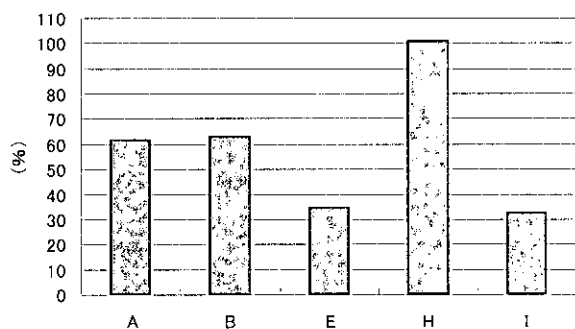


図 C-11 衝撃力の変化率(条件 i)

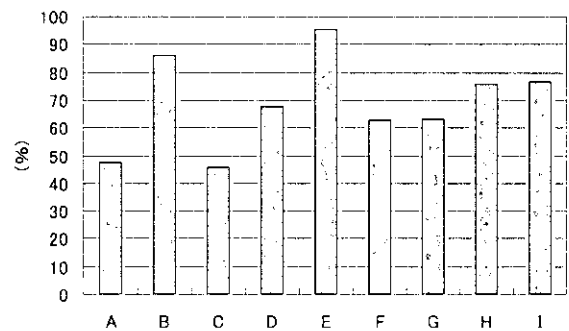


図 C-12 最大衝撃荷重の変化率(条件 ii)

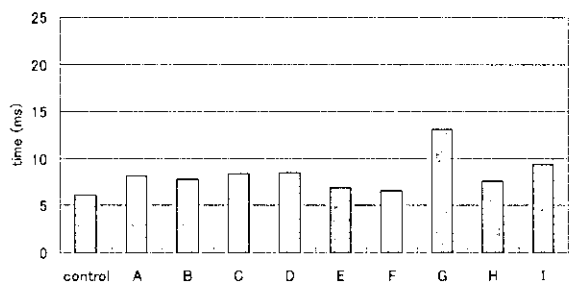


図 C-13 衝突時間(条件 ii)

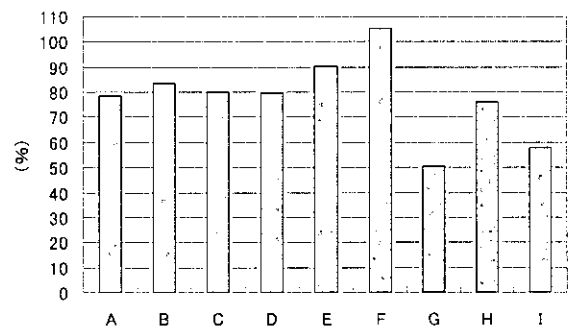


図 C-14 衝撃力の変化率(条件 ii)

Gで、ヒップパットを置かない場合の最大荷重の40%になっている。そのほかのヒップパットは、Aが67%、Bが58%、Cが68%、Dが41%、Fが54%、Hが46%、Iが42%となっている。

図C-16から、最も衝突時間が短かったヒップパットはAとCで、どちらも13msであった。逆に最も衝突時間が長かったヒップパットはGで、22msであった。ヒップパットを置かない場合の衝突時間は7.2msであり、そのほかのヒップパットの衝突時間は、Bが17ms、Dが19ms、Eが17ms、Fが17ms、Hが18ms、Iが19msであった。

図C-17から、衝撃力の変化率について、最も変化が小さかったものはCで60%であった。最も変化が大きかったものはGで、ヒップパットを置かない場合の衝撃力の34%であった。そのほかのヒップパットの衝撃力の変化率は、Aが56%、Bが43%、Dが39%、Eが44%、Fが43%、Hが39%、Iが37%であった。

図C-15~C-17から、条件iiiでは、Gのヒップパットが最も衝撃吸収能力が優れていると考えられる。衝突時間のグラフを見ると、ほかの二つの条件の時と違い、どのヒップパットについてもヒップパットを置かない場合より衝突時間が5ms以上増えている。これは、腰部モデルはスポンジの上に緩衝材を敷いているので、ヒップパ

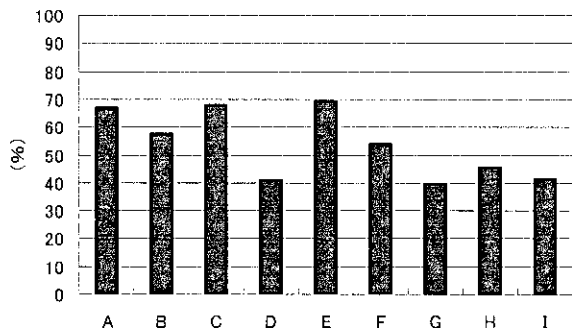


図 C-15 最大衝撃荷重の変化率(条件iii)

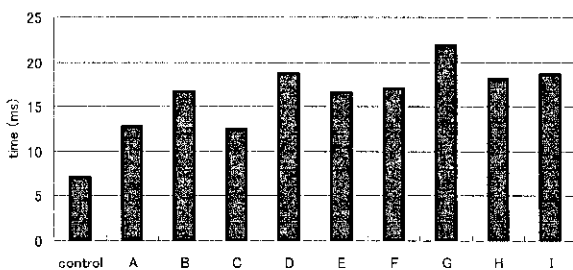


図 C-16 衝突時間(条件iii)

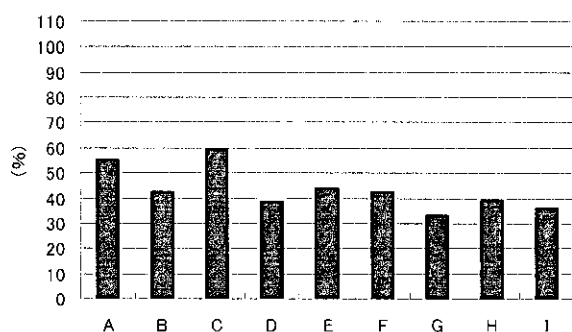


図 C-17 衝撃力の変化率(条件iii)

ットが尖った大転子部に直接当たらずパットを傷つけることがなかったためと考えられる。また、ほかの条件とは違い、実際の人間の腰部のように丸みがついているために、皿状の硬いパットにおいて形状の利点が十分に生かされたためでもあると思われる。衝撃力の変化率が全体的に下がったのも、これと同じ理由であると考えられる。また、ほかの条件と比べるとHの衝撃吸収能力が上がっていることがわかる。

ヒップパットの評価試験全体を通して考えると、G (SAFEHIP) が最も転倒時の衝撃を吸収することがわかった。また、製品として加工されていないが、I (低反発スポンジ) も衝撃吸収に優れた効果を発揮することがわかった。しかし、実際にヒップパットとして使用する際には、装着感も考慮しなければならない。Gは衝撃吸収能力に優れているが、普通の下着と比べると硬い素材でできているために、装着したときはかなり違和感がある。違和感を少なくするには、A (こつこつヒッププロテクターHW3064)・B (こつこつヒッププロテクターHW3063)・E (aircell)・H (SORBOTHANE)・Iのような表面に硬い素材を使用していないものを装着するべきだが、やや衝撃吸収能力は低くなるものが多い。このように、装着感と衝撃吸収能力を両立させるのは困難であるが、今回評価の対象としたヒップパットの中では、Iが最もこの二つの条件を満足できているといえる。

また、仮に、Eの内部のスポンジを低反発のスポンジに変えたとしても、さらにヒップパットとして優れたものになると予測される。

D. まとめ

本研究では、まず、装着型加速度・角速度センサーを用いて、転倒しやすい雪道凍結路や擬似凍結路における歩行とスリップ時の身体加速度や角速度を測定した。次に、高齢者の転倒による大腿骨頸部骨折を防ぐために開発されたヒップパットの衝撃吸収性能を測定するための装置を作製し、さまざまなヒップパットや緩衝材について実験を行なった。その結果、以下のことが得られた。

- 1) 路面状況によって足首進行方向加速度や腰部加速度、さらに歩行周期、遊脚期や立脚期が異なることを明らかにした。
- 2) スリップが foot flat による重心移動時に起こりやすいことを確認した。
- 3) 雪道凍結路において、スリップや転倒しにくい歩き方を提示した。
- 4) 最大衝撃加重や衝突時間からヒップパットの衝撃吸収性能の違いを定量的に明らかにした。
- 5) 装着感を含め、より優れたヒップパットの設計指針を明らかにした。

E. 研究発表

2. 学会発表

- 1) 柴野純一, 但野 茂, 森川 学, 中土幸男: 雪道歩行時の身体加速度測定, 日本機械学会 2003 年度年次大会講演論文集(VII), (2003)125-126.
- 2) 柴野純一, 但野 茂, 森川 学, 中土幸男: 雪道歩行と転倒のセンシング, 第 30 回日本臨床バイオメカニクス学会講演論文集, (2003)125.

研究要旨

骨粗鬆症においては、皮質骨のみならず骨髄内の海綿骨骨梁の減少や消失が顕著となる。そのため、骨粗鬆の進展による頸部骨折発生機序を FE モデル上で解析する場合には海綿骨を平均化した均質体としてではなく、骨梁構造そのものをモデル化する必要がある。今回、我々は高解像度の 3 次元 CT データの取得とボクセルをベースとしたモデル構築技法を組み合わせることで、骨梁構造の組み込みを実現した新たな FE モデルを作成した。さらに本モデルを片脚起立を想定した静解析に用いることで、大腿骨の力学的特性と骨粗鬆症の影響について検討した。

A. 研究目的

本研究ではこれまで報告されてきた簡略化されたモデルではなく、実際の骨形態を反映する新たな大腿骨有限要素モデルを構築し、骨粗鬆症による骨梁構造の減少および消失が大腿骨の力学特性変化に与える影響について検討することを目的としている。本モデルの新規性としては 1) 3 次元 CT データの活用により、微細な骨梁構造をモデル化できること、2) ボクセル要素によるモデル構築法により迅速にモデル化できることの 2 点である。

表 1 ヒト大腿骨の形状データ

献体番号	9941	0223
重さ	484.3g	731.1g
全長	41cm	44cm
骨頭周径	13.8cm	15.7cm
頸部周径	9.0cm	11.0cm
骨幹中央周径	8.0cm	9.5cm
転子間周径	20.2cm	20.7cm
下端顆部周径	22.7cm	25.6cm

B. 研究方法

B-1. 3 次元 CT 装置による撮影

解剖実習用死体標本より摘出し、フォルマリン固定した 63 歳女性(献体番号:9941) および 62 歳男性の左大腿骨(献体番号:0223)の CT 撮影を行った。標本の形状データを表 1 に示す。CT 装置は放射線医学総合研究所に設置されているコーンビーム型 3 次元装置“Athena”¹⁾を用いた。撮影条件は管電圧 120kV, 管電流 200mA, 1scan/1sec とした。摘出大腿骨を空中に設置し、大腿骨長軸をガントリー平面に対し垂直に進入させ、全長を 5 回に分割して撮影した。No. 0223 の大腿骨に関しては骨量ファントムも同時に設置して撮影を行った。得られたデータは 3 次元の配列データとして出力した。その際の配列サイズと再構成ボクセルのサイズは表 2 に示すとおりである。

表 2 再構成データ

献体番号	9941
マトリックスサイズ	0.35×0.35mm ²
スライス厚	0.35mm
配列サイズ (Aixal section)	512×512×256
献体番号	0223
マトリックスサイズ	0.25×0.25mm ²
スライス厚	0.5mm
配列サイズ (Aixal section)	512×512×241

B-2. 大腿骨近位部の有限要素モデル構築
 大腿骨の有限要素モデル構築には 3 次元骨構造解析ソフト TRI/3D-BON (ラトック

エンジニアリング社製) を用いて行った。
モデル構築までの過程を以下にまとめる。

1) 3次元表示

CT撮影により得られた3次元のCTデータを TRI3D/BON 上で読み込み、ボクセルのサイズと配列サイズを入力する。

2) 皮質骨と骨梁の分離抽出

皮質骨と骨梁との分離抽出は最初に行うマスク処理により骨部分(つまり皮質骨と骨梁の両方を含んだ部分)を背景画像(髄腔も含む)から抽出する部分が特に重要であり、以下はこの骨部分から領域の膨張、収縮、穴埋め、ノイズ除去をそれぞれ適時繰り返し行って皮質骨と骨梁に分離する。このマスク処理とは濃淡画像を2値化して特定の物を抽出する機能のことで、抽出時にはCT値の分離点の導出が必要となる。この導出法については図1のように正規分布を仮定したバックグラウンドと対象物のシグナルの画素数のヒストグラムから各極大点の間に位置する谷部を閾値とする。以下に皮質骨と骨梁の分離抽出までの過程を示す。

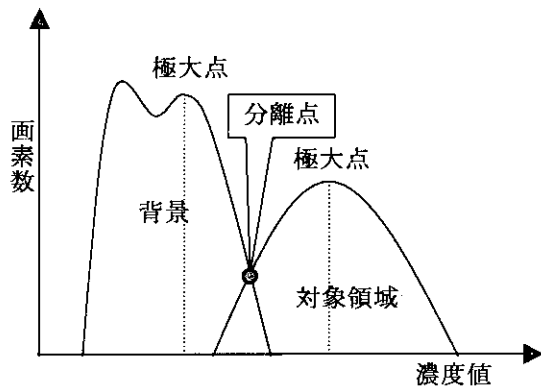


図1 分離点の決定法

[1]Tissue (骨組織) 抽出

- ① Auto L-W(manual)
マスク処理により骨部分(皮質骨+骨梁)の抽出
- ② Store Plane 1ch
1chに保存
- ③ 3D Labeling / 3D Ers Sml Particle SIZE
ノイズ除去

- ④ Dilation 8,4× Fill Hole
膨張させ空間(髄腔など)を埋める
- ⑤ Erosion 8,4×と同じ値
収縮させ骨領域を抽出
- ⑥ Store Plane 2ch
2chに保存
- ⑦ 0ch=2ch-1ch
2ch(骨領域)-1ch(骨部分)=髄腔を抽出
- ⑧~⑩ハバース管について(省略)
- ⑪ Dilation, Fill Hole, Erosion 8,4×
膨張、穴埋め、収縮 ⇒ Tissue 領域+ノイズ
- ⑫ Erosion, Dilation 8,4×
収縮、膨張 ⇒ Tissue 領域抽出
- ⑬ Check Tissue(manual)
 Tissue OK
Tissue 領域を 5ch に保存

[2]骨梁抽出

- ① 0ch=1ch AND 5ch
1ch(骨部分) AND 5ch(Tissue 領域)=骨梁抽出
- ② 3D Labeling / 3D Ers Sml Particle SIZE
ノイズや骨破片の除去
- ③ Invert
反転(骨梁以外の全領域)
- ④ 3D Labeling / 3D Ers Sml Particle SIZE
骨中の空洞を除去
- ⑤ Invert
反転(骨梁の抽出)
- TB OK
骨梁部分を 3ch に保存

[3]皮質骨抽出

- ① Display 5ch/Invert
5ch 反転(Tissue 領域以外の全領域)
- ② 0ch=0ch AND 1ch
0ch(Tissue 領域以外の全領域) AND 1ch(骨部分)=皮質骨+ノイズ
- ③ 3D Labeling / 3D Ers Sml Particle SIZE
①~③: 皮質骨の外部にあるノイズの除去
- ④ Invert
反転(皮質骨以外の領域)

- ⑤ 3D Labeling / 3D Ers Sml Particle SIZE
- ④～⑤：皮質骨内の閉じた空洞の除去
- ⑥ Invert
皮質骨抽出
-
- 皮質骨部分を 4ch に保存

3) FE モデル

3次元モデルを構成しているボクセルをそれぞれ1つの要素として定義し、FEモデルを構築した。つまりボクセル数と要素数は一致する。図2にそのFEモデルの図を示す。この図において白い部分が皮質骨を表し、緑色の部分が骨梁構造を表している。

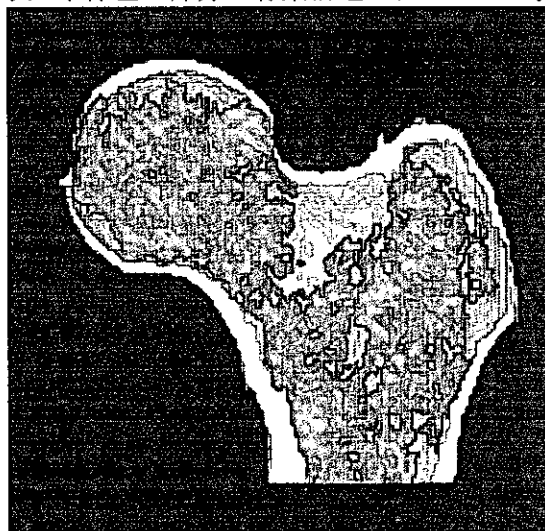


図2 骨梁構造を組み込んだFEモデルのcoronal断面像

B-3. 解析条件

解析条件は片脚起立を想定した。その際の荷重条件はInmanら²⁾の報告による外転筋の筋力および作用方向と、Williams and Lissnerら³⁾のX線写真からアーム長を求め、力とモーメントの釣り合いから導出した。この計算結果から、大腿骨頭にかかる力は骨幹軸に対し22.4°外側方向に下向きに1379[N]、外転筋による力は大転子上端から骨幹軸に対し27°内側方向に上向きに906[N]とそれぞれなった(図3)。今回の解析は大腿骨頸部の応力分布に注目しているので、モデル下端は簡単化のため完全拘束とした。皮質骨と海綿骨骨梁の材料特性は中土ら⁴⁾による超音波顕微鏡の計測データを参考にし、皮質骨、骨梁ともヤング率

25[GPa]、ポアソン比0.36とした。

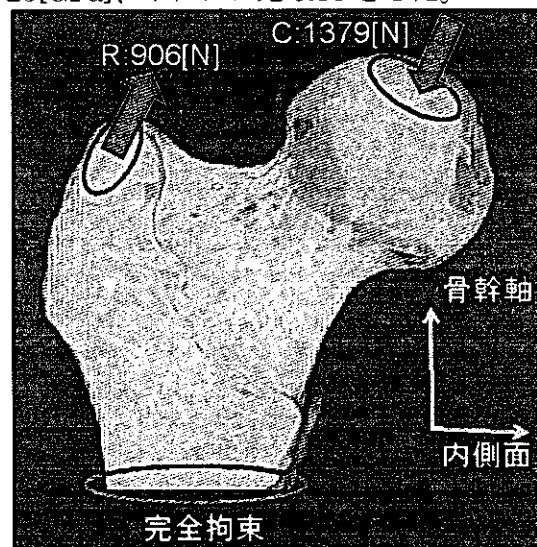
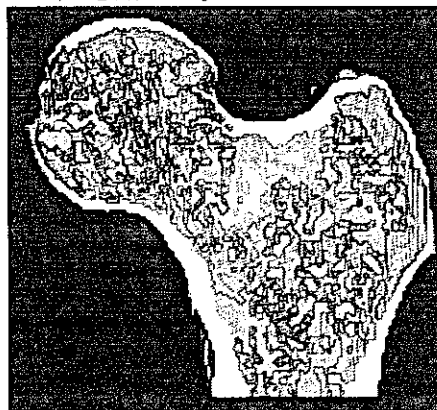


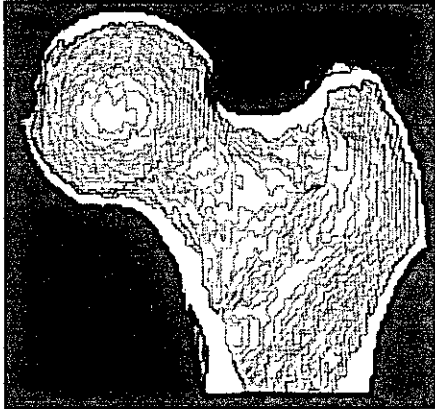
図3 片脚起立を想定した解析条件

B-4. 骨梁構造の有無による大腿骨近位部の力学的変化

No. 9941についてモデル構築を行い、1つは骨髓内の海綿骨骨梁を組み込んだモデルを、もう1つは海綿骨骨梁を取り除き皮質骨のみにしたモデルの2種類のモデルを構築した。両モデルとも要素は一辺0.7mmの8節点立方体のSolid要素を用いた。図4はこの2つのモデルのcoronal断面像であり、白い部分が皮質骨部分を表し、灰色の部分が海綿骨骨梁を表している。骨梁構造を組み込んだモデルでは、総要素数132,674、総節点数221,350となり、一方、皮質骨のみのモデルでは総要素数87,191、総節点数125,763となる。両モデルの要素数の差が骨梁の要素数に相当し、全体に占める骨梁の割合は約34%であった。解析には有限要素解析ソフトANSYS ver.7.0 (ANSYS, Co.Ltd.)を用いた。

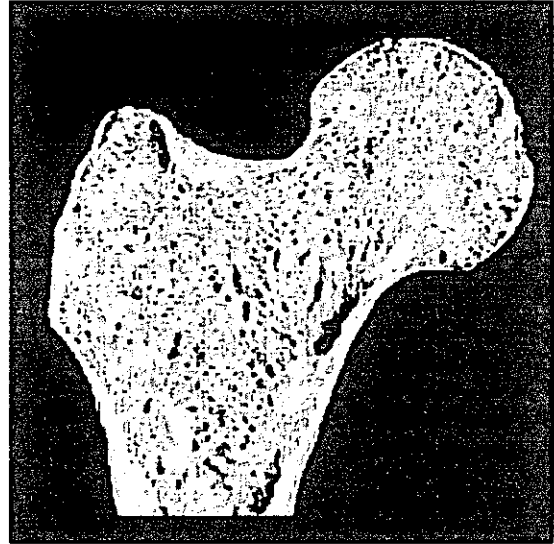


(a) 骨梁有りモデル

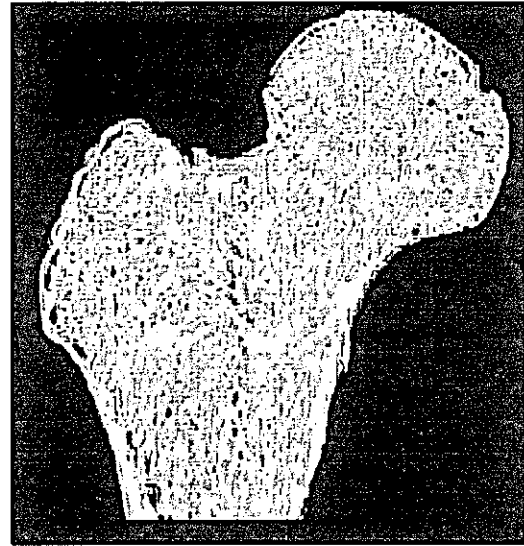


(b) 骨梁無しモデル

図4 大腿骨近位部の有限要素モデル



(a) No. 9941 (63歳女性)



(b) No. 0223 (62歳男性)

図5 粗鬆化の異なる大腿骨近位部有限要素モデル

B-5. 骨粗鬆症の進展が異なる大腿骨についての比較

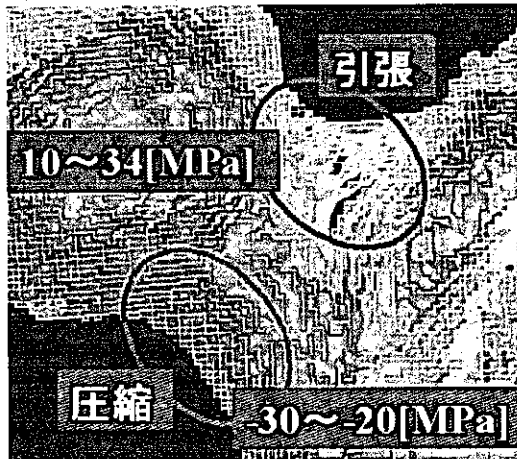
表1に示されている2つの大腿骨、健全な大腿骨(No. 0223)と骨粗鬆症が進行した粗鬆化大腿骨(No. 9941)についてそれぞれ有限要素モデルを構築した。大腿骨近位部のX線撮影では粗鬆化大腿骨の骨粗鬆症の程度はSighn分類でグレード3であり、重度の骨粗鬆症であることが示された。それぞれのモデルの中央0.35mm厚のcoronal断層像を図5に示す。この図からもNo. 9941のモデルはNo. 0223のモデルに比べ全体的に走行骨梁が減少しており、特に頸部内側下面を比べた場合No. 9941は明らかに走行骨梁が消失していることがわかる。また、全体的な構造を見ると、No. 9941はNo. 0223よりも頸部長が長く、さらに頸体角(骨軸と頸部軸がなす角度)が小さい。これは性別による構造の違いであるといえる。No. 0223のモデルは要素サイズ0.5mm×0.5mm×0.5mm、総節点数1,055,271、総要素数604,775である。一方、No. 9941のモデルは要素サイズ0.7mm×0.7mm×0.35mm、総節点数567,092、総要素数331,869である。解析は有限要素解析ソフトTRI/3D-FEM(ラトックエンジニアリング社製)を用いた。

C. 研究結果

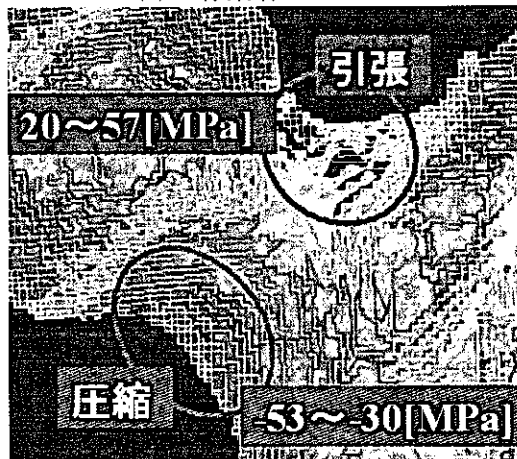
C-1. 骨梁構造の有無による大腿骨近位部の力学的変化

図6は前面から見た大腿骨近位部皮質骨表面の応力分布を示している。表示されている応力分布は頸部軸方向の応力である。単位はMPaで、両図とも同じスケールで表されている。図6(a)に骨梁有りモデルの応力分布を、図6(b)に骨梁無しモデルの応力分布を示す。両図を比較すると、図6(a)では頸部外側上面の引張応力が10~34[MPa]、頸部内側下面の圧縮応力が-30~-20[MPa]で分布しているのに対し、図6(b)

では頸部外側上面の引張応力が 20～57[MPa]、頸部内側下面の圧縮応力が-53～-30[MPa]となり、引張、圧縮とも平均で約 40%応力値が増加した。



(a) 骨梁有りモデル



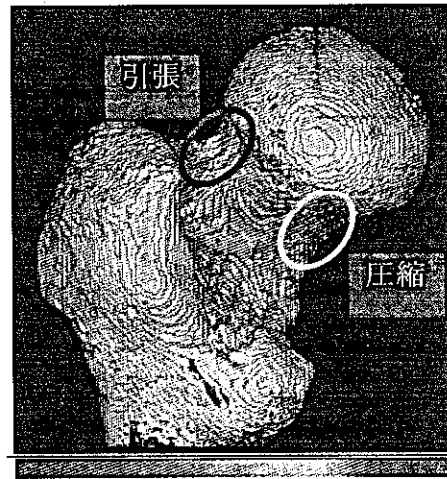
(b) 骨梁なしモデル

図 6 前面より見た大腿骨頸部皮質骨表面の応力分布

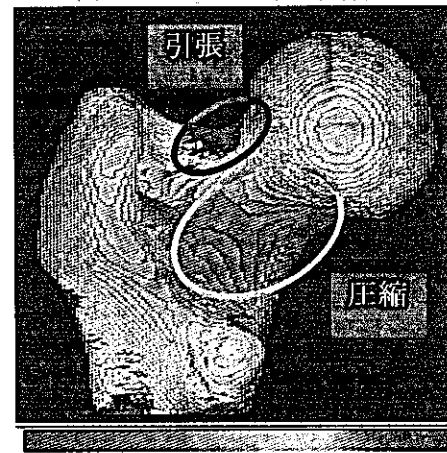
C-2. 骨粗鬆症の進展が異なる大腿骨についての比較

図 7 は後面から見た大腿骨の皮質骨表面の応力分布である。表示されている応力分布は sagittal 方向の応力であり、両図とも同じスケールで表されている。色が濃いほど応力値が大きいことを示し、ゲージの右端の色は 5[MPa]以上、中央は 0 付近、左端の色は-10[MPa]以上である。図 7(a)は健常骨の応力分布で、図 7(b)は骨粗鬆症がかなり進行した大腿骨の応力分布である。両図を比較すると、図 7(a)では大腿骨頸部外側上面に引張応力が、頸部内側下面に圧縮応力が分布していた。図 7(b)ではそれらの

応力集中の範囲と程度が大幅に増大していた。



(a) No. 0223 (健常骨)



(b) No. 9941 (粗鬆化大腿骨)

図 7 健常骨と粗鬆化大腿骨との比較

D. 考察

片脚起立を想定した今回の静解析の結果から、骨梁構造を取り除くと、大腿骨頸部において引張、圧縮とも平均で約 40%の応力集中の増大が見られ、海綿骨骨梁は静荷重下で大腿骨頸部に集中する引張および圧縮応力を分散させる働きがあると考えられる。また、骨粗鬆症の異なる大腿骨の解析から、健常骨に比べ Sign 9 の分類でグレード 3 に位置する粗鬆骨では大腿骨頸部で引張および圧縮の応力集中領域が大幅に増大していた。これは骨粗鬆症が進展することによる各骨梁群の減少および消失による影響だけではなく、それぞれの骨形態の違いにも起因すると考えられる。特に頸部長と頸部周径が大腿骨頸部に作用する曲げ応力

に影響していると考えられるため、簡易モデルによりさらに詳しく調べていく必要がある。

E. 結論

高解像度のコーンビーム型 3 次元 CT 装置とボクセルメッシュを用いたモデル構築法を組み合わせることで骨梁構造を組み込んだ新たな有限要素モデルを迅速にモデル化することができた。また、片脚起立を想定した解析から、大腿骨頸部に作用する応力は骨粗鬆症による骨梁構造の顕著な減少と骨形態による 2 つの要素に起因していると考えられる。

参考文献

- [1] 遠藤真広、角尾卓紀他：四次元 CT の開発の現状．日獨医報第 48 巻第 2 号:248-255,2003.
- [2] Inman VT. J Bone Joint Surg. 29: 607-619, 1947.
- [3] LeVeau BF., Williams M., Lissner HR, Biomechanics of human motion (2nd / ed.), Saunders, 1977.
- [4] 中土幸男、立岩 裕、小林道明、他、日本臨床バイオメカニクス学会誌 22:269-274, 2001.

F. 研究発表

1. 論文発表

- [1] 中土裕樹、渡辺直行、中土幸男、日下部正宏、但野茂、小林道明、森慎一郎、遠藤真広、森泉哲次：骨梁構造を組み込んだヒト大腿骨近位部の有限要素解析．日本臨床バイオメカニクス学会誌（査読中）

2. 学会発表

- [1] 中土裕樹、渡辺直行、中土幸男、日下部正宏、但野茂、小林道明、森慎一郎、遠藤真広、森泉哲次：骨梁構造を組み込んだヒト大腿骨近位部の有限要素解析．第 30 回日本臨床バイオメカニクス学会、宇部全日空ホテル、2003 年 11 月 27, 28 日.
- [2] 中土裕樹、渡辺直行、中土幸男、但野茂、日下部正宏、森泉哲次、森慎一郎、遠藤真広、吉田郁夫：コーンビーム型 3 次元 CT 画像より構築したヒト大腿

骨近位部の有限要素モデル. 第 16 回バイオエンジニアリング講演会, 北九州国際会議場, 2004 年 1 月 22 日, 23 日.

- [3] Nakatsuchi Y, Watanabe N, Nakatsuchi Y, Kusakabe M, Tadano S, Moriizumi T, Mori S, Endo M. : Effect of cancellous bone on the stress distribution in the proximal human femur. The First Asian Pacific Conference on Biomechanics, Osaka University Convention Centre, March 25-28, 2004

厚生労働科学研究費補助金（効果的医療技術の確立推進臨床研究事業）

分担研究報告書

均質化法による骨組織の微視的力学特性解析

分担研究者 渡辺 直行（東京都立科学技術大学工学部助教授）

海老名 英明（東京都立科学技術大学工学部四年）

小林 道明（北見工業大学工学部教授）

三浦 節男（北見工業大学工学部助手）

研究要旨

大腿骨の海綿骨の異方性を含めた力学的特性について、超音波顕微鏡から撮影された画像から FEM モデルを構築し、均質化法を用いて解析を行った。骨粗鬆症は骨量の低下と微細構造の劣化により、軽微な外力で容易に骨折を起こす。その骨折発生機序に関する研究は、実際の大腿骨を用いた衝撃破壊試験、あるいは単純化された大腿骨有限要素法（FEM）モデルでのシミュレーションなどが報告されている。その中で、海綿骨は均質化された領域として定義されており、しかも多くの場合、力学特性については CT 値から換算したカルシウム相当量として評価されてきた。しかし、微視的に見ると海綿骨の力学特性は、骨梁構造の形態に大きく依存する。したがって、骨梁の形態を考慮した海綿骨の力学特性を評価する必要がある。そこで本研究では、海綿骨を微視的な周期性を持つ構造として考え、その力学的特性について均質化法を用いて解析を行なった。

A 研究目的

大腿骨内の海綿骨の異方性を含めた力学的特性について、超音波顕微鏡から撮影された画像から FEM モデルを構築し、均質化法を用いて異方性を含めた力学的特性解析を行った。

B 研究方法

1 均質化法理論

本解析では、微視的力学特性を調べるにあたり、材料の周期性を考慮することができる均質化法を用いた。均質化法は、数学

的手法として 70 年代に登場した均質化理論をもとに開発された。均質化とは周期的

に不均質な材料をそれと等価な均質材料に置き換えることで、数学的には、高次の振動周期係数を含む方程式を定常係数の問題に近似するものである。均質化理論を適用すると、複合材料はその全体の大きさに比べて微小な構造“微小セル”（ベースセルとも言う）の無限の繰り返しによって構成される“周期構造”と仮定される。ベースセル内の微視的構造を反映した形で、材料の等価な弾性定数が求められ、かつ微視的変形および応力の微視的変化が精度

良く求められる。

均質化法は仮想仕事の原理の弱形式に基づいており、そのときの変位、応力場は次式となる。

変位

$$u_c = u_i^0(x) + \varepsilon \left(-\chi_i^{kl}(x, y) \frac{\partial u_k^0(x)}{\partial x_l} \right) \quad (1)$$

応力

$$\sigma_{ij}^0(x, y) = \left(E_{ijkl}(x, y) - E_{ijpm} \frac{\partial \chi_p^{kl}(x, y)}{\partial y_m} \right) \frac{\partial u_k^0(x)}{\partial x_l} \quad (2)$$

ここに、 x 及び y は巨視的及び微視的な座標系であり

x ・・・巨視的な座標系

y ・・・微視的な座標系

ε は微視的寸法と巨視的寸法の比であり、次式で定義される。

$$\varepsilon = \frac{x}{y}$$

ここに χ^{kl} は、特性変位と呼ばれベースセル内において以下の条件を満たす。

$$\int_Y \left(E_{ijkl} - E_{ijpm} \frac{\partial \chi_p^{kl}}{\partial y_m} \right) \frac{\partial v_i(y)}{\partial y_j} dY = 0 \quad (3)$$

$$\frac{1}{|Y|} \int_Y \chi_p^{kl} dY = 0 \quad (4)$$

ベースセルは、微視的な直交カーテシアン座標 y に関する領域 Y を占める。ここで、 \mathbb{Y} はセルの固体部分をしめす。ここで $|Y|$ は、ベースセルの体積である。

これらより、ベースセルにおける均質化弾性定数は次式で求められる。

$$E_{ijkl}^0(x) = \frac{1}{|Y|} \int_Y \left(E_{ijkl} - E_{ijpm} \frac{\partial \chi_p^{kl}}{\partial y_m} \right) dY \quad (5)$$

2 解析モデルの構築

本研究では、ヒトの大腿骨の形状に近い、ビーグル犬の大腿骨で解析を行なった。北見工業大学の超音波顕微鏡により得られた、ビーグル犬の大腿骨大転子部の形状データを図1に示す。この海綿骨の骨梁が特に疎な領域と、密な領域の2種類を、この形状データより抽出し FEM モデルを構築した。

図1で黄色の四角で囲った領域を、サンプルのデータとして使い、①は骨梁が疎な領域、②は骨梁が密な領域である。赤い矢印を上として、それらを拡大したものが図2である。図2で、白い部分は骨梁である。またその他の部分は髓腔である。生体においてこの部分には骨髓液が満たされており、それらは骨の中心部にある液で、血液を造っている箇所である。今回実験で観察されたモデルは死後脱水処理を行なったため、骨髓液で満たされていた部分は髓腔と呼ばれる空洞となっている。骨髓液は液体のため、ヤング率は0と仮定した。

図2の骨梁パターンを観察し、図3の赤線のようにまず骨梁部分と髓腔部分に分けてモデルの外郭データの抽出を行なった。どちらのモデルも1辺の長さが2mmの正方形のモデルである。そしてその外郭データより、図4のように4分の1有限要素法モデルを構築した。均質化法では、“微

小セル”の無限の繰り返しによって構成される“周期構造”からなると仮定しているため、上下左右に対称なモデルをベースセルとする必要がある。そのため図4を4倍に折り返して作った、図5のモデルをベースセルとした。また同様に、図5より要素数を4倍にした図6のモデルについても解析を行った。

解析にあたっては、プリ・ポストプロセッサとして、MSC社のPATRANを用い、計算自体は当研究室で開発した三次元の均質化法プログラムを使用した。本解析に用いたモデルのベースセル形状および要素分割を表1に示す。要素タイプは20節点アイソパラメトリック要素を用いた。

また、座標系について水平方向を座標1、垂直方向を座標2とする。

C、D 研究結果及び考察

図7に骨梁が疎なモデルの水平方向の特性変位 χ_{11} および、図8にせん断の特性変位 χ_{12} を示す。特性変位は、

$$u_\varepsilon = u_i^0(x) + \varepsilon \left(-\chi_i^k(x, y) \frac{\partial u_k^0(x)}{\partial x_i} \right)$$

式に表されるように、負号-がついてベースセル内の微視的変位となる。そのために、剛性の高い領域では伸び変形が生じ、剛性の小さい領域では縮む。図7はX方向の特性変位 χ_{11} である。この図からも骨梁の面積が多い領域では伸びが、少ない領域では縮んでいることが分かる。図8のせん断の特性変位 χ_{12} についても同様なことが言える。骨梁の面積が多い領域において正のせん断変形が生じており、少ない領域では負

のせん断変形が生じている。 χ_{12} では、特性変位の周期性を確認することができる。それぞれ向かい合う辺において、変形が逆対称となっている。

表2に、それぞれのモデルの均質化弾性定数を示す。ここに海綿骨の材質は等方性であり、弾性定数は10GPa、ポアソン比 ν は0.43と仮定した。骨梁が疎、密ともに要素を粗く切ったモデル(1)と、細かく切ったモデル(2)の二種類の解析を行った。粗いモデルと細かいモデルの要素数の差は疎、密共に4倍である。表2より疎なモデル、密なモデルで要素数に対する誤差は3%であり、要素数についてほぼ収束していることが確認された。

疎なモデルの異方性について考察する。疎なモデルでは、水平方向のヤング率 E_1 は垂直方向のヤング率 E_2 について比べ約17倍小さい。また ν_{21} は、 ν_{12} に対し同じく約17倍大きい。従って直交異方性体に必要な条件である、以下の相反定理が成り立っている。

$$\frac{E_1}{\nu_{12}} = \frac{E_2}{\nu_{21}}$$

疎なモデルは、図9の赤い丸で示された部分でのみ海綿骨が水平方向に対して繋がっており、その面積が小さい。そのため水平方向のヤング率が極端に小さくなり、大きな異方性となったと思われる。

密なモデルは、モデルの形状から推測できるように等方性に近い結果となった。これについても相反定理が成り立っている。

そして、疎なモデルと密なモデルとを比較すると、密なモデルは水平方向のヤング率 E_1 で最も差が大きくなり、約110倍もの高い剛性値となった。また垂直方向のヤ

ング率 E_2 は約 6 倍となった。しかし、実際の骨梁の含有率は疎なモデルが約 30%、密なモデルが約 60% であり差は約 2 倍である。このことから海綿骨のヤング率の大きさは骨梁の含有率よりも、海綿骨の連結の仕方に大きく依存していると考えられる。

また、密なモデルの要素数小のモデル B1 にて、 Y 方向に巨視的に一様な伸び歪を与えたときの応力分布 σ_y を図 10 に示す。骨梁が少ない領域において高い応力が現れている。平均の応力値と比較して、約 10 倍もの高い応力集中となる。実際の骨組織はこのような高い応力集中が現れる領域において破壊が始まると考えられる。

E 結論

1. 骨梁が密なモデルは、疎なモデルと比較し約 2 倍体積の骨梁を有するものの、水平方向の E_1 では約 110 倍もの高い剛性の差を示した。また垂直方向のヤング率 E_2 は約 6 倍高い剛性であった。
2. 海綿骨の力学的特性は、今までは CT 値から換算したカルシウム相当量として等方性として評価されてきたが、疎なモデルのように、同じ海綿骨でも垂直方向と水平方向のヤング率が 17 倍も異なるものが存在するため、骨梁構造を考慮に入れた弾性定数で異方性を評価すべきである。
3. 海綿骨のヤング率は、骨梁の体積含有率よりも骨梁の形状、特に連結の仕方に大きく依存する。

F 研究発表

学会発表

第 46 回構造強度に関する講演会（共催：日本航空宇宙学会、日本機械学会、開催日：平成 16 年 8 月 4 日～6 日予定）

G 参考文献

鷺津久一郎、宮本博、山田嘉昭、山本善之、川井忠彦共著「有限要素法ハンドブック I 基礎編」培風館（1988）

小林繁夫、近藤恭平「工学基礎講座 7 弾性力学」培風館（1987）

J.M.Guedes and N.Kikuchi,

"Preprocessing and Postprocessing for Materials based on the Homogenization Method with Adaptive Finite Methods", computer methods in applied mechanics and engineering, 83(1990) pp.143-198, North-Holland

N.Watanabe and K.Teranisi

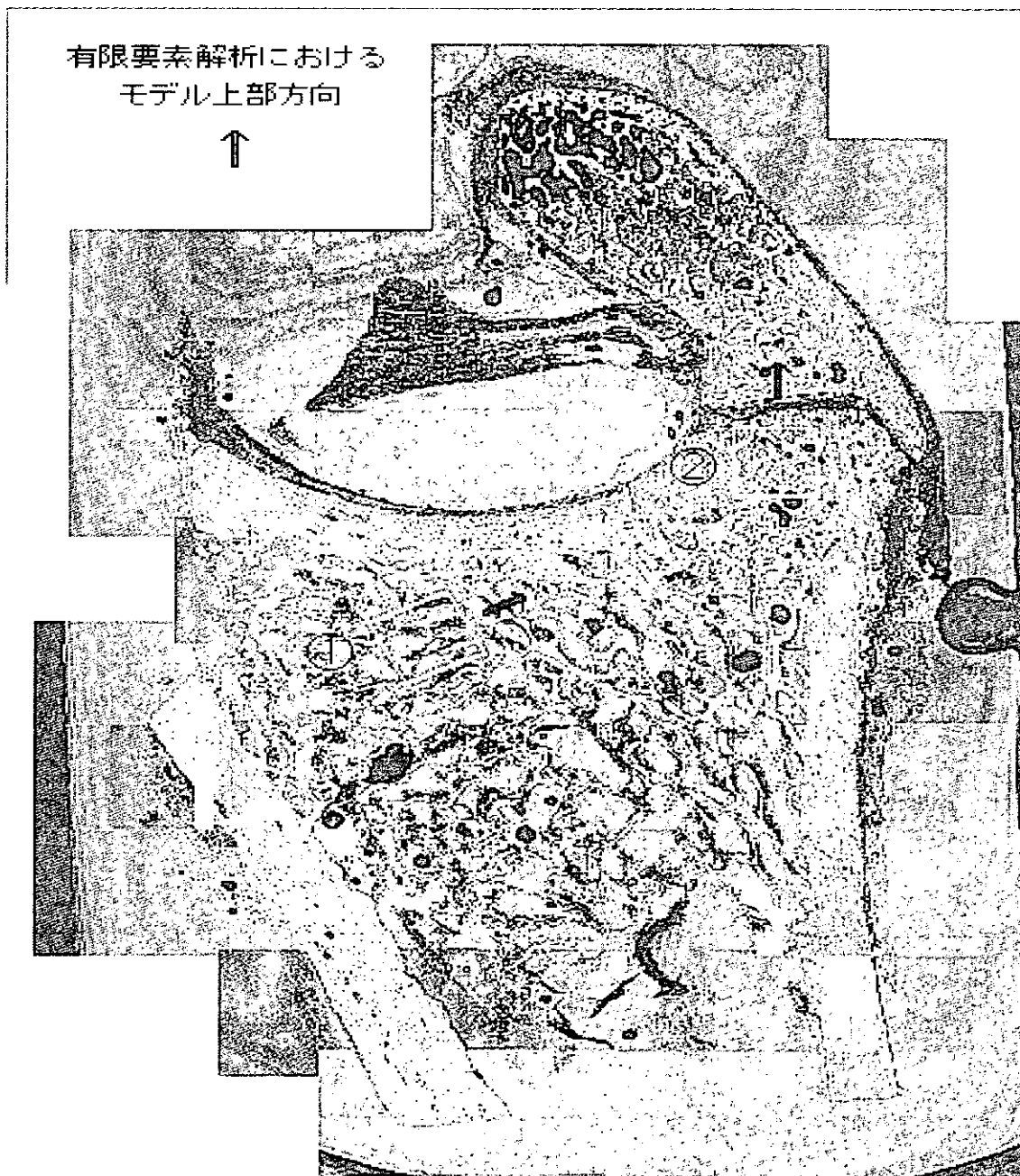
"Thermal Stress Analysis for Al Honeycomb Sandwich Plates with Very Thin CFRP Faces", Structures, Structural Dynamics and Materials Conference AIAA-95-1394

	骨梁が疎なモデル		骨梁が密なモデル	
	A1	A2	B1	B2
名称	A1	A2	B1	B2
要素数	2016	8064	4448	17792
節点数	14396	50988	28501	106085

表1 モデルの要素数及び、節点数

	疎なモデル		密なモデル	
	A1	A2	B1	B2
$E_1(\text{GPa})$	2.20×10^{-2}	2.14×10^{-2}	2.49	2.41
$E_2(\text{GPa})$	3.38×10^{-1}	3.79×10^{-1}	2.13	2.08
$G_{12}(\text{GPa})$	1.89×10^{-2}	1.83×10^{-2}	8.99×10^{-1}	8.75×10^{-1}
ν_{12}	0.132	0.131	0.399	0.405
ν_{21}	2.32	2.32	0.342	0.350
骨梁含有率	28.09		62.14	

表2 均質化弾性定数



ビーグル犬大腿骨転子部サンプル

図 1 大腿骨転子部サンプル(ビーグル犬)

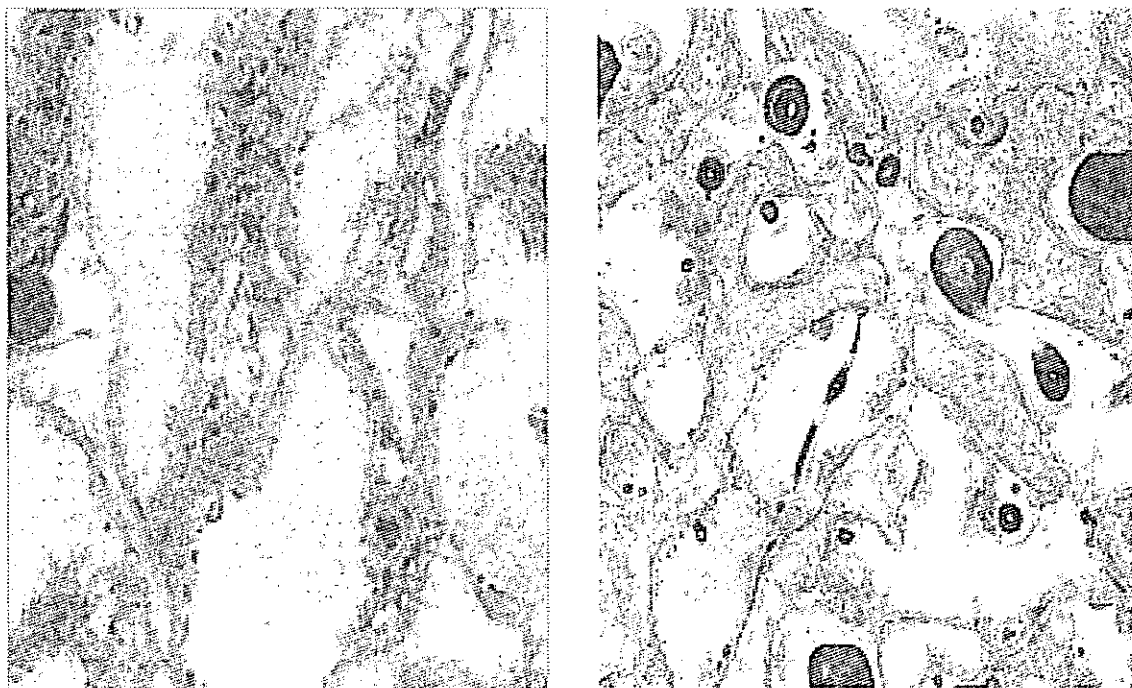


図2 解析モデル
(左)骨梁が疎なモデル (右) 骨梁が密なモデル

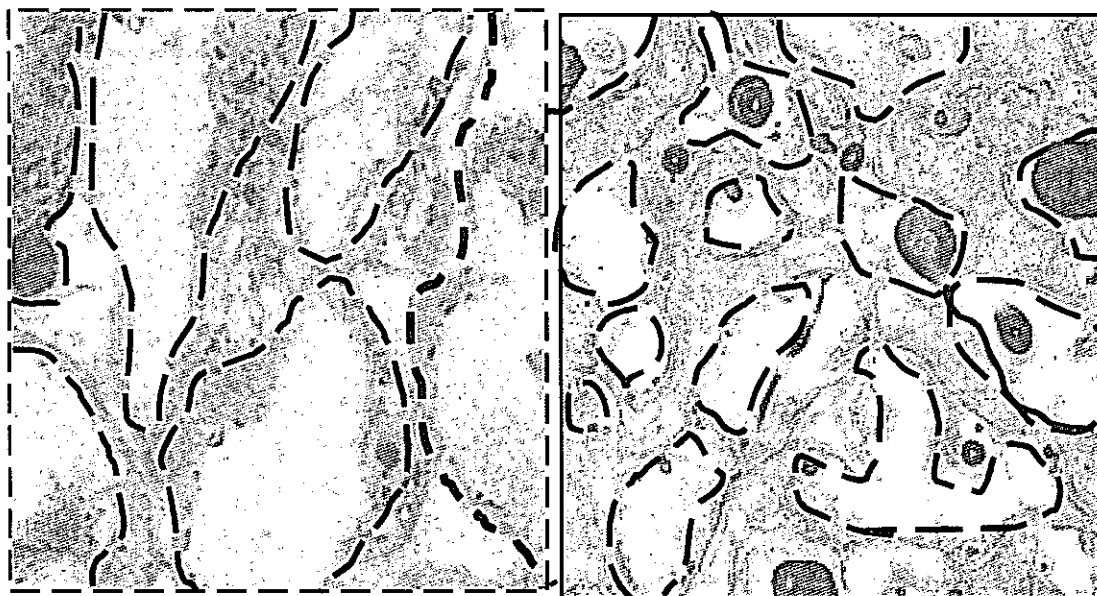
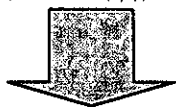


図3 モデルの外郭データの抽出
(左)骨梁が疎なモデル (右) 骨梁が密なモデル



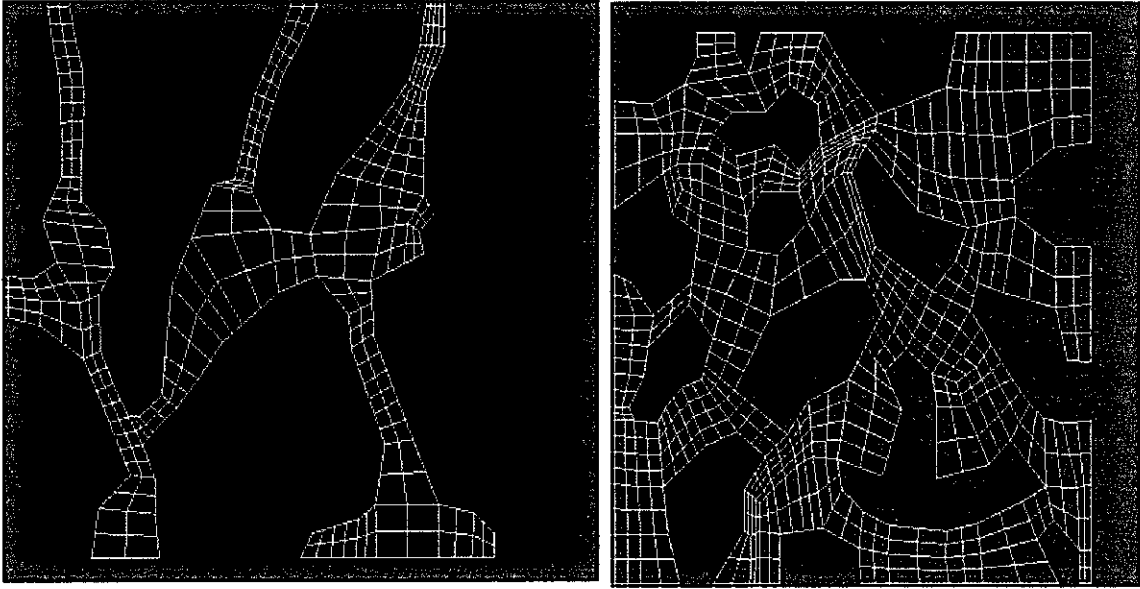


図4 4分の1有限要素モデル
 (左)骨梁が疎なモデル (右) 骨梁が密なモデル

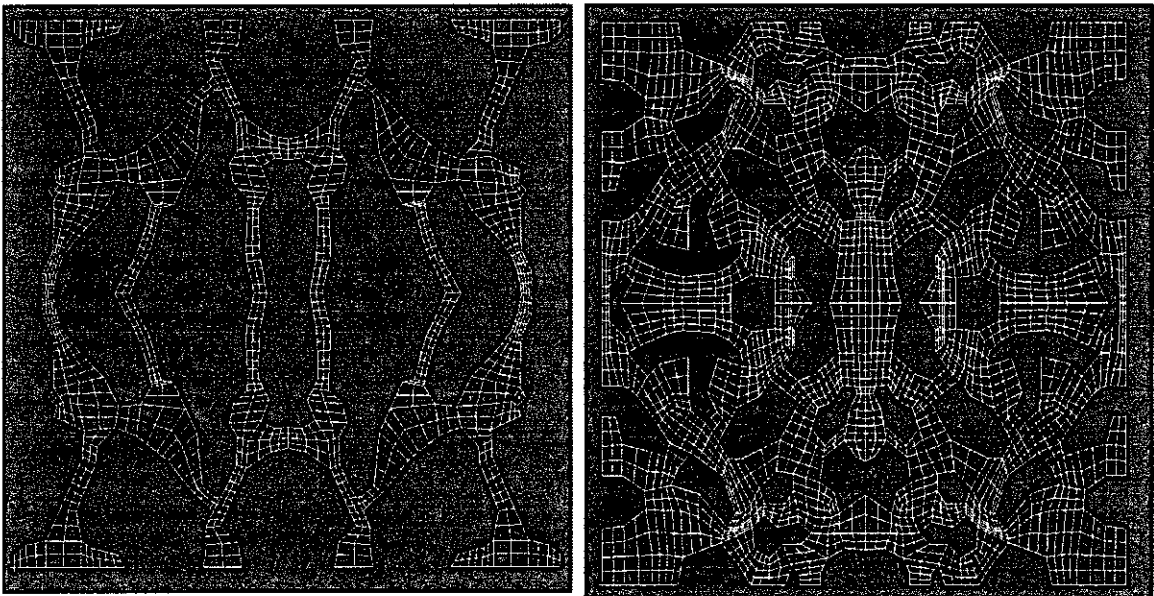
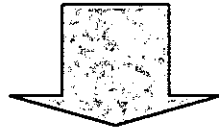


図5 均質化法のベースセルモデル
 (左)A1 骨梁が疎なモデル
 (右) B1 骨梁が密なモデル

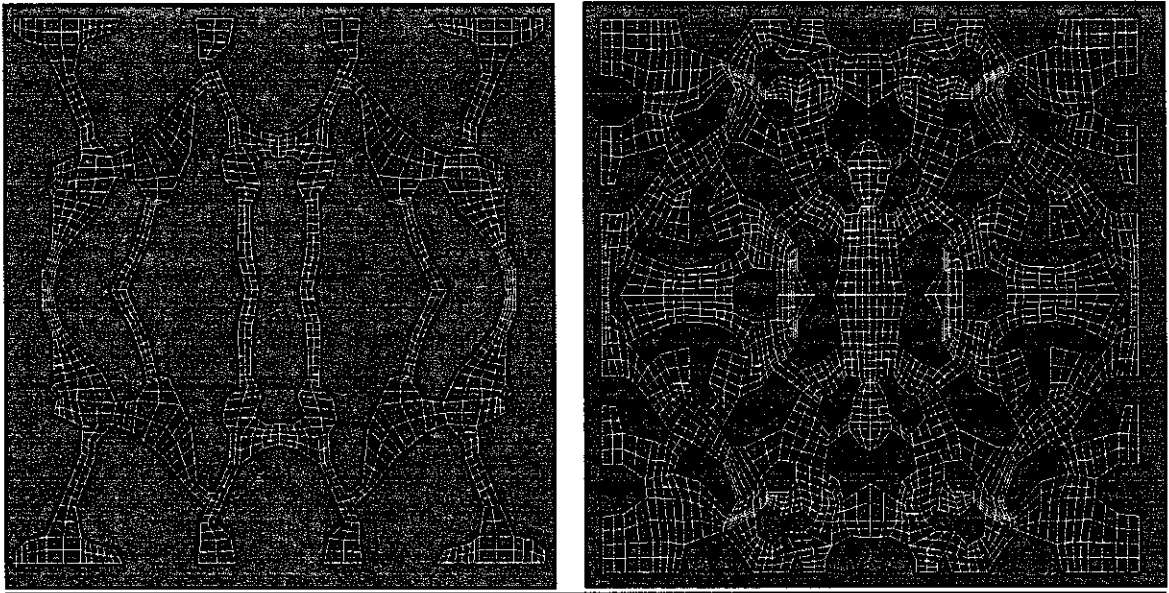


図6 要素数4倍モデル
(左)A 2骨梁が疎なモデル
(右)B 2骨梁が密なモデル