

図 18 前方スリップ時の左右足首 X 方向加速度変化

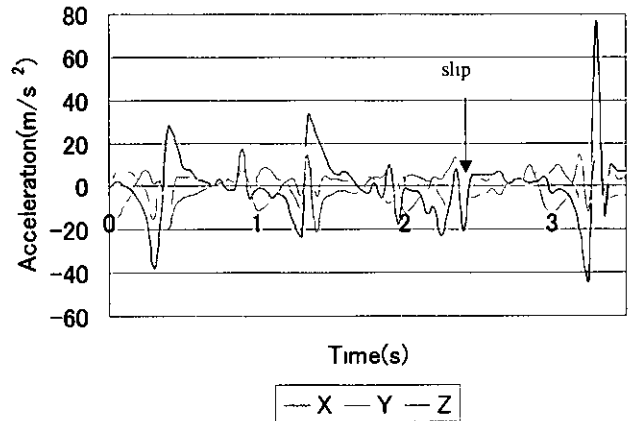


図 19 前方スリップ時の左足首各方向加速度変化

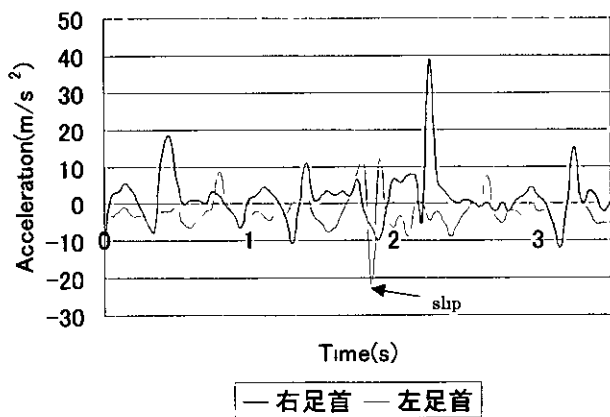


図 20 外側スリップ時の左右足首 Z 方向加速度変化

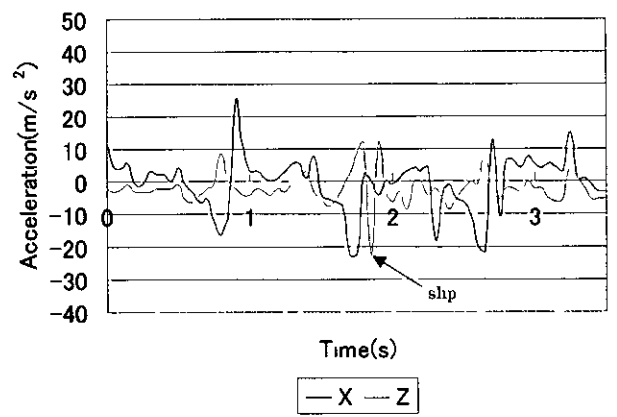


図 21 外側スリップ時の左足首 X, Z 方向加速度変化

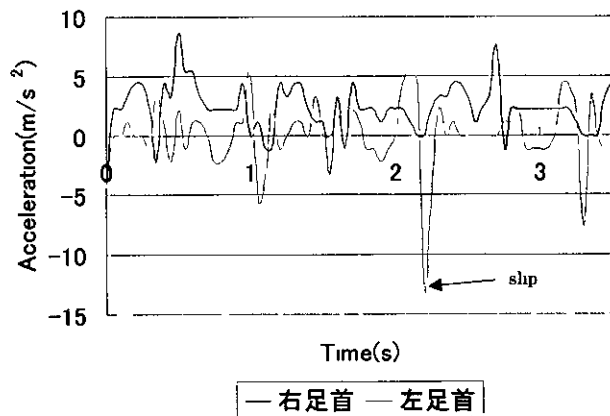


図 22 外側スリップ時の左右足首 Z 方向加速度変化

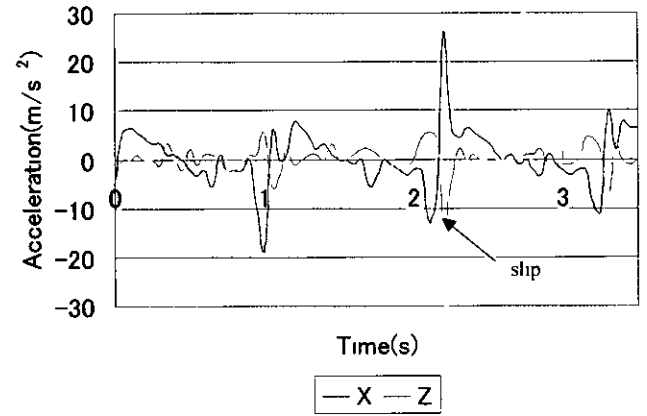


図 23 外側スリップ時の左足首 X, Z 方向加速度変化

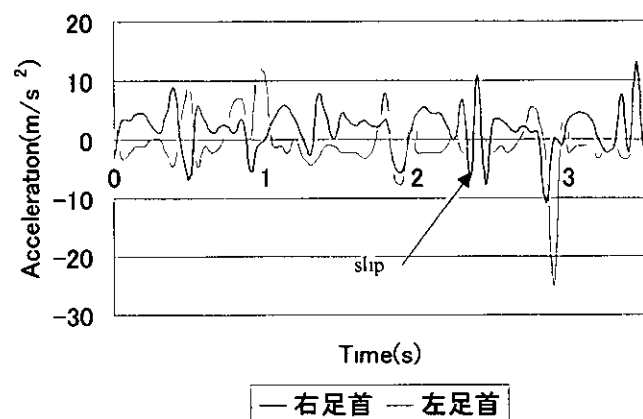


図 24 内側スリップ時の左右足首 Z 方向加速度変化

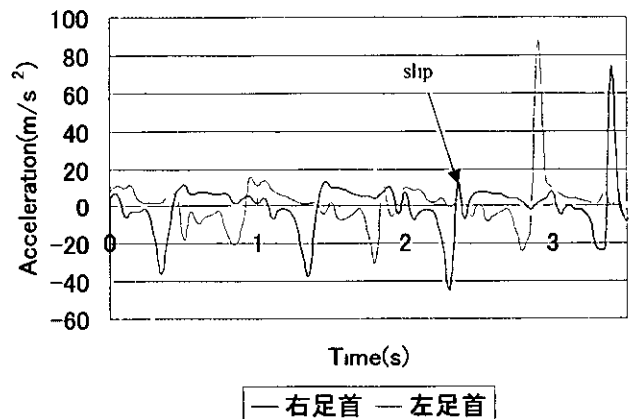


図 25 内側スリップ時の左右足首 X 方向加速度変化

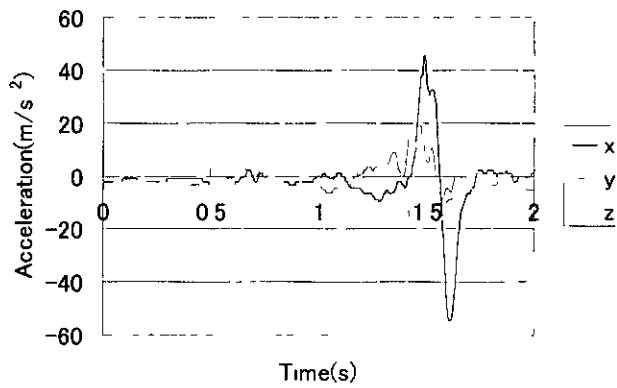


図 26 頭部加速度

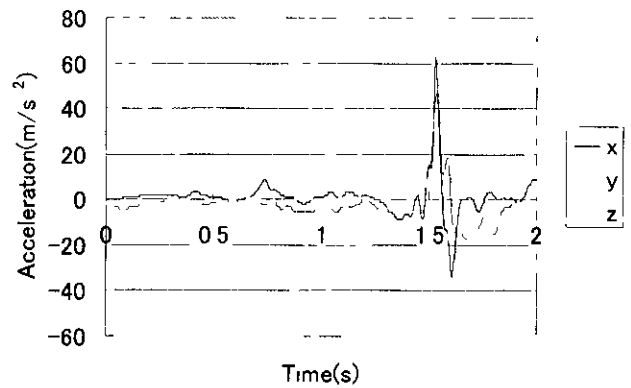


図 27 肩部加速度

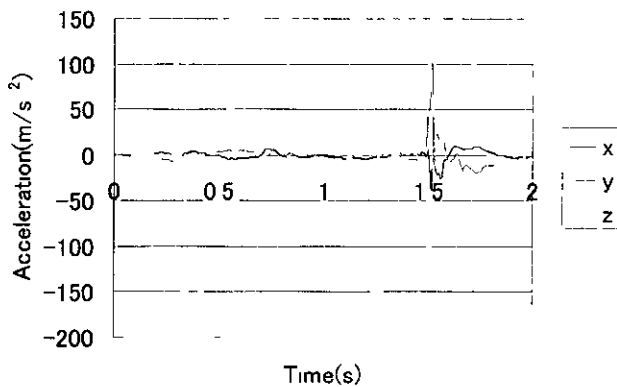


図 28 腰部加速度

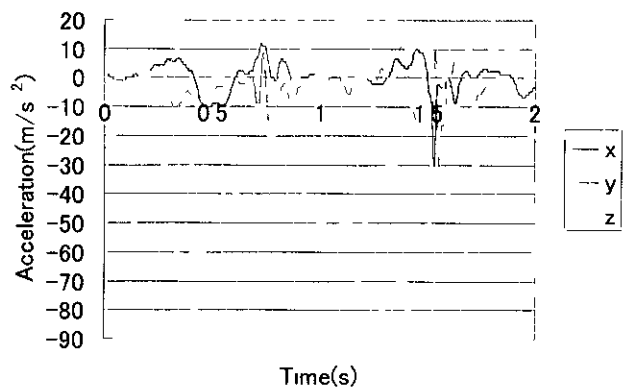


図 29 膝部加速度

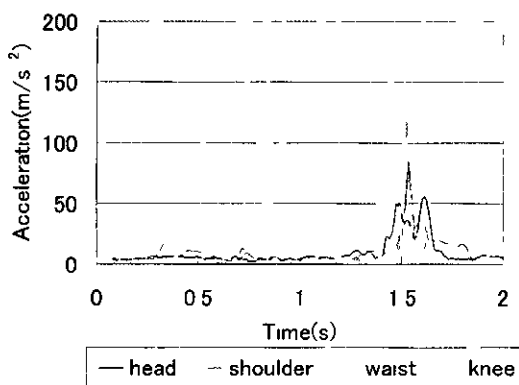


図 30 加速度の合成値

高齢者（81-87 歳）が自由に歩行したときの平均歩行周期は 1.10 秒といわれている。平均歩行周期は 30-35 歳で 1.09 秒となっており、年齢とは関係のないものと考えられる。歩行周期が 1.1 秒で左右の足が同リズムで歩いていたと仮定すると、ステップ周期は 0.55 秒となる。転倒にかかる時間が heel contact から 1.05 秒たったことより、ステップ周期は転倒にかかる時間よりも短い。よって、足首の加速度が周期的に heel contact の瞬間を捕らえることができない時、転倒が起これと考えられる。今回の歩行実験から heel contact 後 0.7 秒

以内に次の heel contact の足首進行方向加速度変化がないときに転倒の可能性が高い。heel contact 時の足首進行方向加速度の絶対値は雪道歩行の実験より全員が 5 m/s^2 よりも小さな値となることはなかった。また、今回の実験でも滑り出した足の heel contact の後、転倒の衝撃を受けるまで足首進行方向加速度の絶対値が 5 m/s^2 を越えることはなかった。

これよりステップ長を短くし、転倒にかかる時間よりも早い周期で歩くことで転倒の検出が可能となる。また、ステップ長を短くすることで転倒の防止にもつながる。この結果に雪道歩行実験のスリップ加速度の変化を組み合わせることで転倒の検出確率が高くなると考えられる。ただし、ストップしたときも heel contact の反応がなくなることに注意しなければならない。ストップの判定には腰の加速度に着目した。腰の加速度は各方向成分を合成した値を用いる。腰の加速度は歩行中 heel contact の後、0.25 秒以内にピークがくる。ストップした時はその後の加速度が 5 m/s^2 を越えることはない。その様子を図 32 に示す。転倒の場合、腰の加速度は 0.25 秒後以降も 5 m/s^2 以上の加速度が転倒にかかる時間を計測した実験の全ての転倒に見られた。これより腰の加速度が heel contact の 0.25 秒後以降、 5 m/s^2 よりも大きな値が出なければストップしたことになる。

C-4 転倒の衝撃

転倒時の衝撃力を図 33 に示す。転倒の衝撃は後方転倒が $2712 \pm 322\text{ N}$ 、側方転倒が $1882 \pm 263\text{ N}$ という結果を得た。これより、転倒時の大腿骨頸部付近への衝撃力は

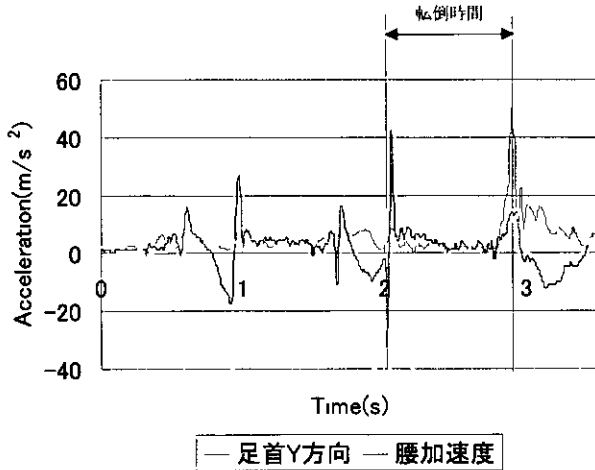


図 31 足首加速度と腰部加速度変化

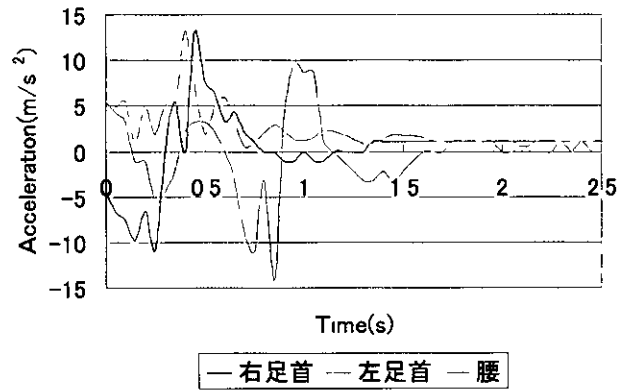


図 32 ストップ時加速度変化

たいへん大きいことがわかった

今回の実験では滑りによる初速か与えられていないため実際よりも小さな値か出ていると考えられる。また、人間では、各関節の強さや、衝撃の加わる部分の構造や弾性的性質により衝撃力は変化すると考えられる

D まとめ

本研究では、転倒検出とヒッププロテクター設計のための基礎データを得るために歩行実験および転倒実験を行った。その結果、以下のことが明らかとなった

- 1) 歩行時の加速度，歩行速度，ステップ長から，さまざまな路面状況における歩行の特徴を明らかにできる
- 2) 路面状況や勾配によって，身体各部の加速度パターンは変化するが，足首の進行方向加速度の変化が最も顕著である
- 3) スリップした瞬間の足首の進行方向と左右方向加速度の変化には共通点がある
- 4) 足首進行方向加速度と腰部加速度から転倒を検出できる可能性がある
- 5) 転倒時の衝撃力は臀部大腿骨頸部付近か大きい

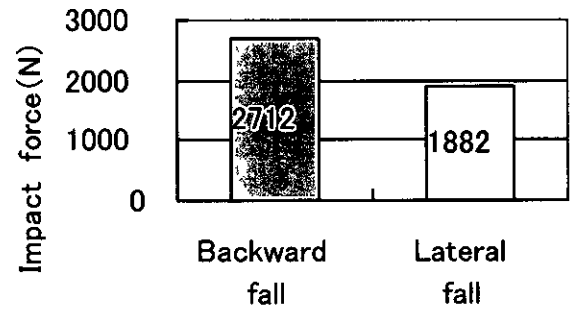


図 33 転倒時の衝撃力

第1章 ヒト大腿骨骨幹部における力学特性分布の評価

1-1 実験目的

高齢化社会を迎え、寝たきり老人の数は年々増加しつつある。その原因の一つに大腿骨骨折があり、その対策の一環として有限要素法等を用いたハイオメカニクスの考察の有用性がクローズアップされている。これらの解析精度を向上させるためには、荷重条件等の境界条件の適切な選定や詳細な材料物性値の入力か欠かせない。一方、骨は力学的環境条件に対応してその形状や特性を変化させ、またその構造より異方性をも有する特異的な材料である。しかし一般的に骨の物性値は皮質骨と海綿骨程度でしか測定されておらず、またその異方性についてもほとんど考慮されていない。

よって本研究では、大腿骨有限要素モデルのための骨の力学特性をえるために、大腿骨骨幹部の数 100 μ m 領域における力学特性分布を評価するとともに異方性についても検討を試みる。

1-2 試験サンプル

測定には、ヒト大腿骨骨幹部(女性, 86歳)の縦断面サンプルを使用した。図11に測定サンプルの様子を示す。本サンプルは大腿骨骨幹部を縦に四分割したもので、具体的には赤丸で囲ったサンプルを使用した。

1-3 超音波顕微鏡を用いた骨力学特性測定方法

1-3-1 骨の力学特性測定理論

骨の力学特性測定法

アルミの反射係数 $R_a = \frac{Z_{La} - Z_w}{Z_{La} + Z_w}$ (1)

Z_{La} アルミの縦波音響インピーダンス
 ($= \rho_a \times V_{La}$)

Z_w 水の(縦波)音響インピーダンス
 ($= \rho_w \times V_{Lw}$)

骨の反射係数 $R_b = \frac{Z_{Lb} - Z_w}{Z_{Lb} + Z_w}$ (2)

Z_{Lb} 骨の縦波音響インピーダンス
 ($= \rho_b \times V_{Lb}$)

式(1)、式(2)より

アルミ基準反射波強度比 X

$$X = \frac{R_b}{R_a} = \frac{(Z_{Lb} - Z_w)(Z_{La} + Z_w)}{(Z_{La} - Z_w)(Z_{Lb} + Z_w)} \quad (3)$$

骨の縦波音響インピーダンス

$$Z_{Lb} = \frac{(Z_{La} + Z_w) + (Z_{La} - Z_w)X}{(Z_{La} + Z_w) - (Z_{La} - Z_w)X} Z_w \quad (4)$$

骨の横波音響インピーダンス

$$Z_{Tb} = 0.157e^{4.047X} \quad (5)$$

Rayleigh の表面波の音速 V_R

$$\left(\frac{V_R}{V_T}\right)^6 - 8\left(\frac{V_R}{V_T}\right)^4 + 8\left\{3 - 2\left(\frac{V_T}{V_L}\right)^2\right\} - 16\left\{1 - \left(\frac{V_T}{V_L}\right)^2\right\} = 0$$

(6)

ポアソン比 ν

$$\frac{V_{Tb}}{V_{Lb}} = \frac{Z_{Tb}}{Z_{Lb}} = \sqrt{\frac{1-2\nu}{2(1-\nu)}} \quad (7)$$

弾性係数 G_b, E_b

$$G_b = \frac{Z_{Tb}^2}{\rho_b} \quad (8)$$

$$E_b = 2(1+\nu)G_b \quad (9)$$

$$\text{密度 } \rho_b \left[\left(\frac{V_R}{Z_{Tb}} \right)^6 \rho_b^6 - 8 \left(\frac{V_R}{V_T} \right)^4 \rho_b^4 + 8 \left(\frac{V_R}{Z_{Tb}} \right) \left\{ 3 - 2 \left(\frac{Z_{Tb}}{Z_{Ib}} \right)^2 \right\} \rho_b^2 - 16 \left\{ 1 - \left(\frac{Z_{Ib}}{Z_{Lb}} \right)^2 \right\} \right] = 0 \quad (10)$$

1.3.2 超音波顕微鏡による物性値測定

実験ではサンプルとアルミを水槽内(蒸留水で満たしてある)に沈めて、温度計によりその水温、オシロスコープによる積算で測定ライン上の反射強度の平均値を測定する。これらの測定値と実験で得られる XZ 画像から、V(z)曲線法を用いて各物性値を計算する。

1.3.3 測定に使用した実験装置

- ・超音波顕微鏡 日立建機製 HSAM200
- ・OSCILLO SCOPE HEWLETT PACKARD 製 54522A
- ・水槽 市販
- ・校正用基準試料 純アルミ A1100

1.3.4 音速測定の変更点

V(z)曲線から音速を求める際、本来は谷と谷の間の周期(Δz)を用いて計算しなければならないが、骨はアルミなどの金属に比べ反射強度の減衰が激しく、2つ目の谷を検出するのが難しいため、谷ではなく山と山の周期($\Delta z'$)を用いて計算していた(図 1-2)。しかし本実験では、発振器の出力を上げることにより谷と谷の周期(Δz)での音速測定が可能になった(図 1-3)。

1.3.5 アルミの反射強度測定の変更点

反射強度比を求める際の基準としてアルミを用いているが、これまでは実験の最初と最後で数回測定し、その平均値を用いていた。しかし、実験前後でアルミの反射強度値に大きな変動が見られ、測定値に大きな誤差が入っていると考えられた。

そこで、本実験ではアルミと骨のサンプルを並べて水槽に入れ、交互に測定することにより、時間的変動をできるだけ小さくし、測定精度を上げることとした。

1.4 大腿骨骨幹部における力学特性の測定位置および測定結果と考察

図 1.4 およびに図 1.5 に SAM の C モード測定による試料表面画像を示す。図 1.4 に示すように水平ならびに垂直方向に 3 ラインつつ、適当な間隔を置き 0.4mm の領域で反射強度と XZ モード測定法により音速を測定し、縦弾性係数と密度を求め、図 1.6、図 1.7 に縦弾性係数の分布を、また図 1.8 および図 1.9 に密度分布を示した。さらに、図 1.5 に示す水平方向ラインと垂直方向ラインの交点での大腿骨骨幹部皮質骨の力学特性の異方性測定を行い、骨軸方向(垂直方向)と骨軸と垂直な水平方向の縦弾性係数を比較して表 1.1 に示している。同じ実験をカリウムヒ素を用いて行ったところ 10%の異方性を確認できたことから本実験でも異方性の傾向を確認できるものと考えられる。なお、図 1.4 および図 1.5 に示す画像の上側か上方、下側か下方、右側か外骨膜側、左側か内骨膜側となっている。

図 1.6 は水平方向の縦弾性係数の分布を、図 1.7 は垂直方向の縦弾性係数の分布で、同様に、図 1.8 は水平方向の密度の分布、図 1.9 は垂直方向の密度の分布である。図 1.6 より水平方向の縦弾性係数は外骨膜側から内骨膜側に向かって減少し、また図 1.7 より垂直方向の縦弾性係数は場所により多少のばらつきはあるものの、全体を通して一様な分布が存在することかわかる。密度も同様に図 1.8、図 1.9 より水平方向には外骨膜側から内骨膜側に減少し、垂直方向には一様な分布になっていることかわかる。表 1.1 に示す大腿骨骨幹部皮質骨の力学特性の異方性測定では、内骨膜側では水平方向と垂直方向の異方性はあまり存在しないが、外骨膜側に近づくにつれて異方性の傾向が大きくなっていることかわかる。

第2章 有限要素モデル構築のための骨組織のマクロ力学特性の決定方法とその側定例

2-1 ヒーグル大大腿骨海綿骨のマクロ力学特性評価方法

2-1-1 骨梁パターンの作成の流れ

海綿骨は骨梁から構成される疎な骨組織で、その力学的特性は骨梁構造に大きく依存している。したがって、骨梁の力学的特性を測定し、さらに骨梁構造をも加味して海綿骨のマクロな力学的特性を評価する必要がある。そこで、本研究では図2-1の解析の流れに示すように海綿骨を構成している骨梁パターンを抽出し、有限要素モデルで表現した後、このCした骨梁パターンの有限要素モデルに荷重を負荷して、その際の荷重と変形量から海綿骨のマクロ力学特性の評価を試みた。なお、測定に用いたヒーグル大の大腿骨全体および骨梁が疎な部分と骨梁が密な部分の海綿骨の解析領域No1とNo2の超音波Cモード画像を図2-2に示す。

図2-3は海綿骨の解析領域No1とNo2の超音波Cモード画像を画像処理して骨梁パターンを抽出する過程を示しており、原画像から骨梁境界を抽出し、有限要素モデルに変換するための骨梁パターンを作成している。作成された骨梁パターンとその面積率を図2-4に示す。なお、骨梁パターンの画像データはラスターデータで表現されており、有限要素モデル分割のためには図2-5に示すようにベクトルデータに変換する必要がある。

2-1-2 海綿骨骨梁パターンの有限要素分割図

図2-6、図2-7および図2-8に海綿骨において骨梁が疎な部分と骨梁が密な部分それぞれの骨梁パターンの有限要素分割図を示す。なお、図2-6、図2-7は海綿骨を骨軸方向（垂直方向）に圧縮あるいは水平方向にせん断するためのモデルであり、図2-8は海綿骨を骨軸と垂直な水平方向に圧縮あるいは垂直方向にせん断するためのモデルである。ここで、有限要素解析における骨梁の力学的特性値として縦弾性係数を10Gpa、ポアソン比を0.43を採用している。

2-1-3 圧縮あるいはせん断負荷における海綿骨骨梁パターンの変形状態と海綿骨のマクロ力学特性

海綿骨骨梁パターンの有限要素分割モデルを基に圧縮あるいはせん断負荷した場合の海綿骨骨梁パターンの変形状態に関して、骨梁が疎な場合の変形状態を図2-9（垂直方向の圧縮負荷）および図2-10（水平方向へのせん断負荷）に示す。また、骨梁が密な場合の変形状態を図2-11（垂直方向の圧縮負荷）および図2-12（水平方向へのせん断負荷）、さらに水平方向への圧縮負荷における変形状態と垂直方向へのせん断負荷における変形状態をそれぞれ図2-13、図2-14に示す。これら図2-9から図2-14に示した変形状態から海綿骨をハルクと見なした際の全体的変形量はそれぞれ表2-1に示すものとなり、この全体的変形量を基に推定した海綿骨のマクロ力学特性を表2-2に示す。

2-2 ヒーグル大大腿骨皮質骨のマクロ力学特性評価

2-2-1 マクロ力学特性の評価方法

図2-15に測定に用いたヒーグル大の大腿骨の超音波Cモード画像を示す。図中①部分は小転子側の皮質骨部分で、②部分は大転子側の皮質骨部分を示しており、超音波顕微鏡による皮質骨の力学的特性測定はこの2箇所について行っている。

力学的特性測定はほぼ0.4mm間隔で超音波顕微鏡のX-Zモード測定により約2mm幅での平均の値を測定し、その測定値を用いてVoigt平均あるいはReuss平均の手法によりマクロ力学特性を推定している。

2-2-2 ヒークル大大腿骨皮質骨の力学特性測定とマクロ力学特性推定結果

図 2-16 および図 2-17 は骨軸方向(垂直方向)に走査した場合のそれぞれ小転子側の皮質骨部分(皮質骨 1)と大転子側の皮質骨部分(皮質骨 2)の測定ラインを示す。力学特性測定はほぼ 0.4mm 間隔の測定ラインに沿って 5 箇所を選択して行っている。図 2-18 から図 2-21 に測定結果を示す。すなわち、図 2-18 は直接測定した音速と音響インピータンスの分布で、これらの測定結果から骨密度、縦弾性係数およびポアソン比を算定でき、図 2-19 は縦弾性係数分布、図 2-20 はポアソン比の分布、図 2-21 は骨密度分布を示して

いる。また、大転子側の皮質骨部分(皮質骨 2)に関して骨軸に垂直(水平方向)に走査した場合の状態を図 2-22 に示す。

これら 5 箇所の測定ラインに沿った得られた縦弾性係数およびポアソン比の値から Voigt 平均により約 2mm 四方のそれぞれの皮質骨のマクロ力学特性を推定した結果が表 2-3 で、同様に Reuss 平均により推定したマクロ力学特性が表 2-4 に示すものである。したがって、以上で説明した方法により超音波顕微鏡による骨組織の力学的特性評価法を用いて有限要素モデルで必要とされる骨組織のマクロ力学特性値の評価が可能になるものと思われる。

サンプルデータ

性別 女性
年齢 86歳
体重 43kg
部位 右大腿骨
死因 急性心停止

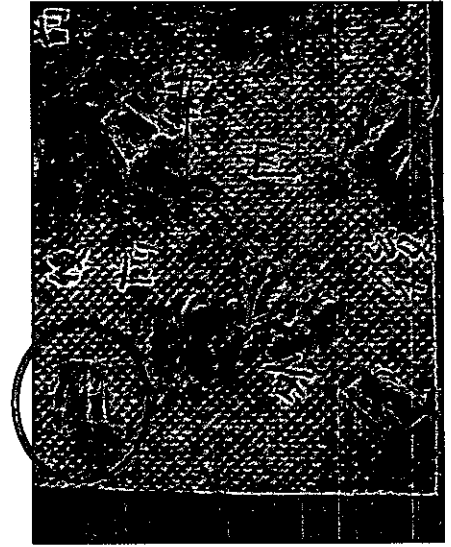
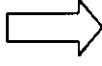


図 1-1

骨の力学特性測定法

$$\text{アルミの反射係数} : R_a = \frac{Z_{La} - Z_w}{Z_{La} + Z_w} \dots (1)$$

Z_{La} : アルミの縦波音響インピーダンス ($= \rho_a \times V_{La}$)

Z_w : 水の(縦波)音響インピーダンス ($= \rho_w \times V_{Lw}$)

$$\text{骨の反射係数} : R_b = \frac{Z_{Lb} - Z_w}{Z_{Lb} + Z_w} \dots (2)$$

Z_{Lb} : 骨の縦波音響インピーダンス ($= \rho_b \times V_{Lb}$)

式(1), (2)より

アルミ基準反射波強度比 X :

$$X = \frac{R_b}{R_a} = \frac{(Z_{Lb} - Z_w)(Z_{La} + Z_w)}{(Z_{La} - Z_w)(Z_{Lb} + Z_w)} \dots (3)$$

骨の力学特性測定法

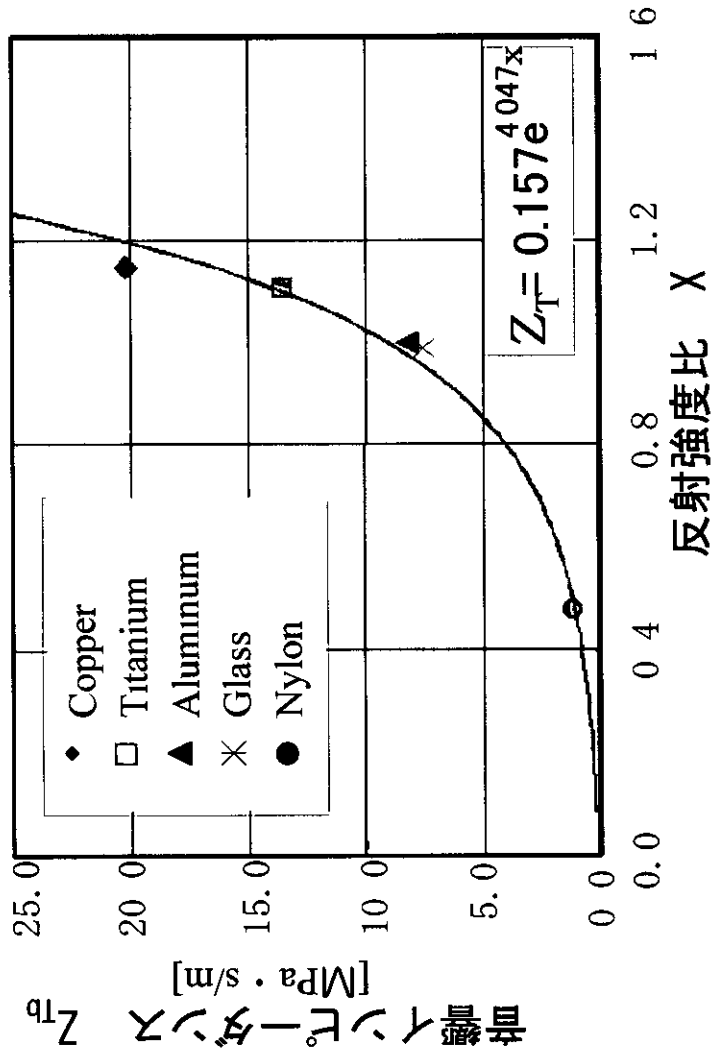
骨の縦波音響インピーダンス

$$Z_{Lb} = \frac{(Z_{La} + Z_w) + (Z_{La} - Z_w)X}{(Z_{La} + Z_w) - (Z_{La} - Z_w)X} Z_w \dots (4)$$

骨の横波音響インピーダンス

$$Z_{Tb} = 0.157e^{4.047X} \dots (5)$$

反射波強度比とインピーダンス



骨の力学特性測定法 Rayleighの表面波の音速

V_R :

$$\left(\frac{V_R}{V_T}\right)^6 - 8\left(\frac{V_R}{V_T}\right)^4 + 8\left\{3 - 2\left(\frac{V_T}{V_L}\right)^2\right\} - 16\left\{1 - \left(\frac{V_T}{V_L}\right)^2\right\} = 0 \quad \dots \quad (6)$$

ポアソン比 ν :

$$\frac{V_{Tb}}{V_{Lb}} = \frac{Z_{Tb}}{Z_{Lb}} = \sqrt{\frac{1-2\nu}{2(1-\nu)}} \quad \dots \quad (7)$$

弾性係数 G_b, E_b :

$$G_b = \frac{Z_{Tb}^2}{\rho_b} \quad \dots \quad (8)$$

$$E_b = 2(1+\nu)G_b \quad \dots \quad (9)$$

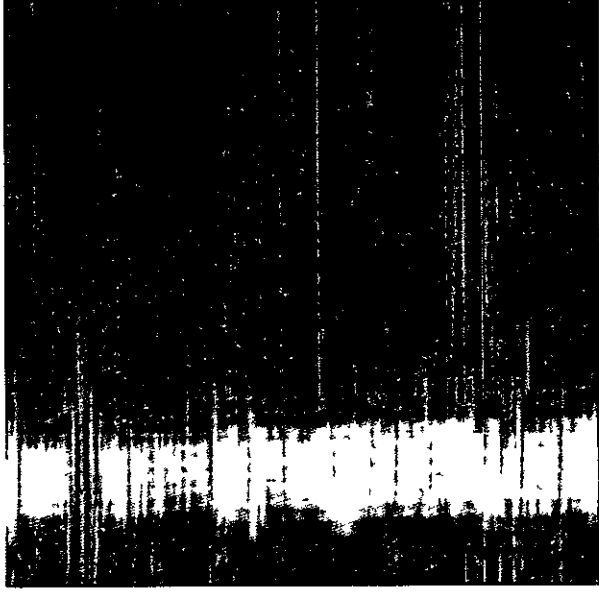
密度 ρ_b :

$$\left(\frac{V_R}{Z_{Tb}}\right)^6 \rho_b^6 - 8\left(\frac{V_R}{V_T}\right)^4 \rho_b^4 + 8\left(\frac{V_R}{Z_{Tb}}\right)\left\{3 - 2\left(\frac{Z_{Tb}}{Z_{Lb}}\right)^2\right\} \rho_b^2 - 16\left\{1 - \left(\frac{Z_{Tb}}{Z_{Lb}}\right)^2\right\} = 0 \quad \dots \quad (10)$$

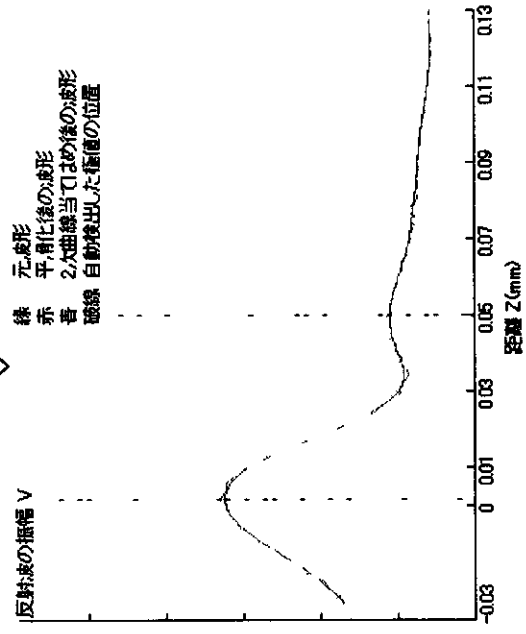
測定方法

XZモードによる音速測定

反射強度値は測定ライン
上の平均値



グラフ化



測定方法の変更点

発振器のGAINを上げることにより
周期($\Delta Z'$)ではなく、周期(ΔZ)で
音速計算ができるようになった。

アルミとサンプルを並べ、交互に
測定をすることにより時間的変動
を小さくする。

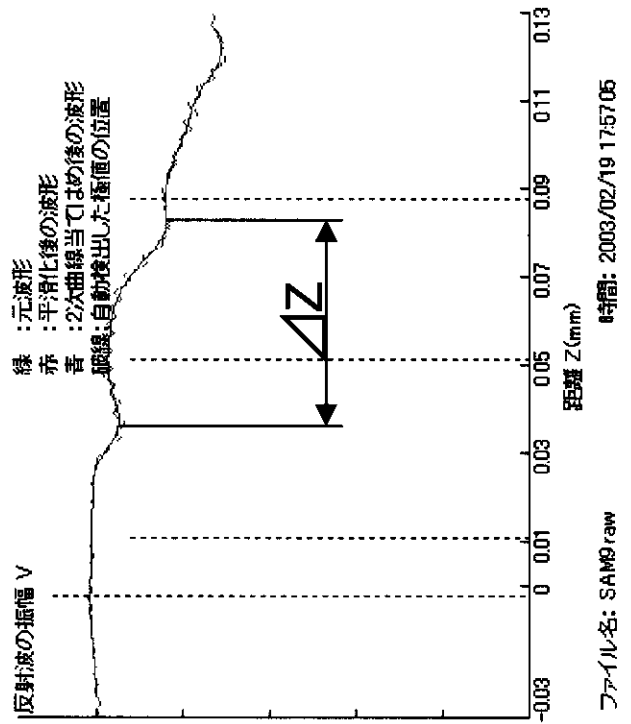
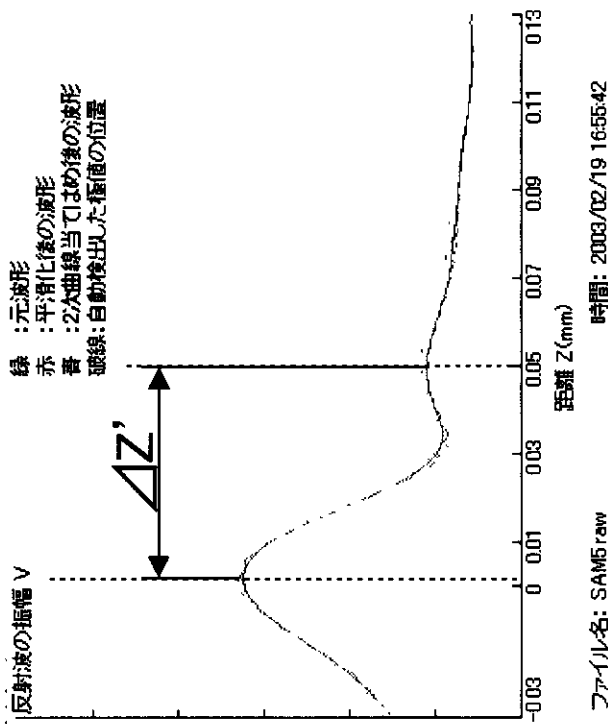
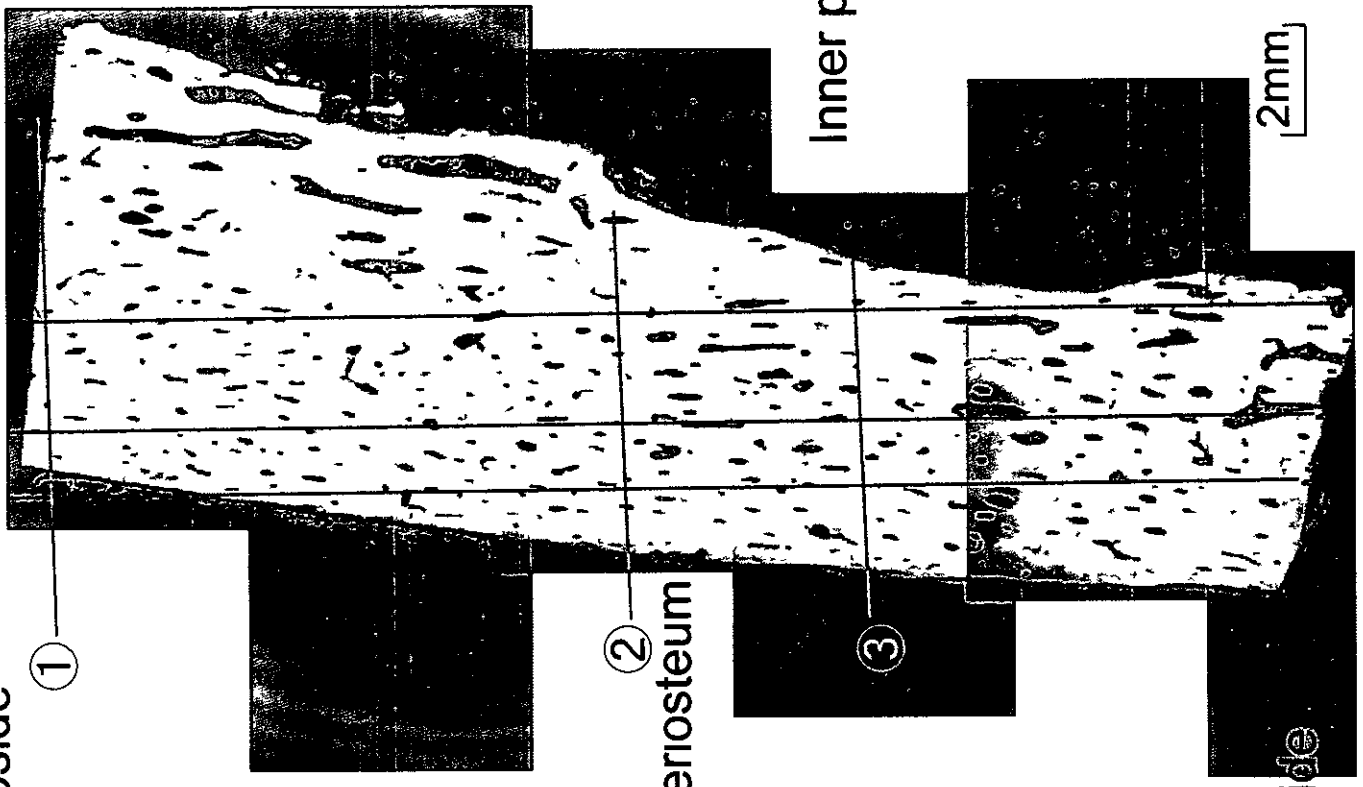


図 1-3



Upside
A B C



測定位置

各方向に3ラインづつ取り、
測定ラインと同方向に0.4mm
の領域で数ヶ所測定を行う。

Outer periosteum

Inner periosteum

2mm

Downside

☒ 1-4

異方性測定

水平方向ラインと垂直方向ラインの交点で、それぞれの縦弾性係数を調べることで、異方性の測定を行った。

GaAsで同じ実験を行ったところ、10%の異方性を確認できたことから本実験でも異方性の傾向を確認することができる。

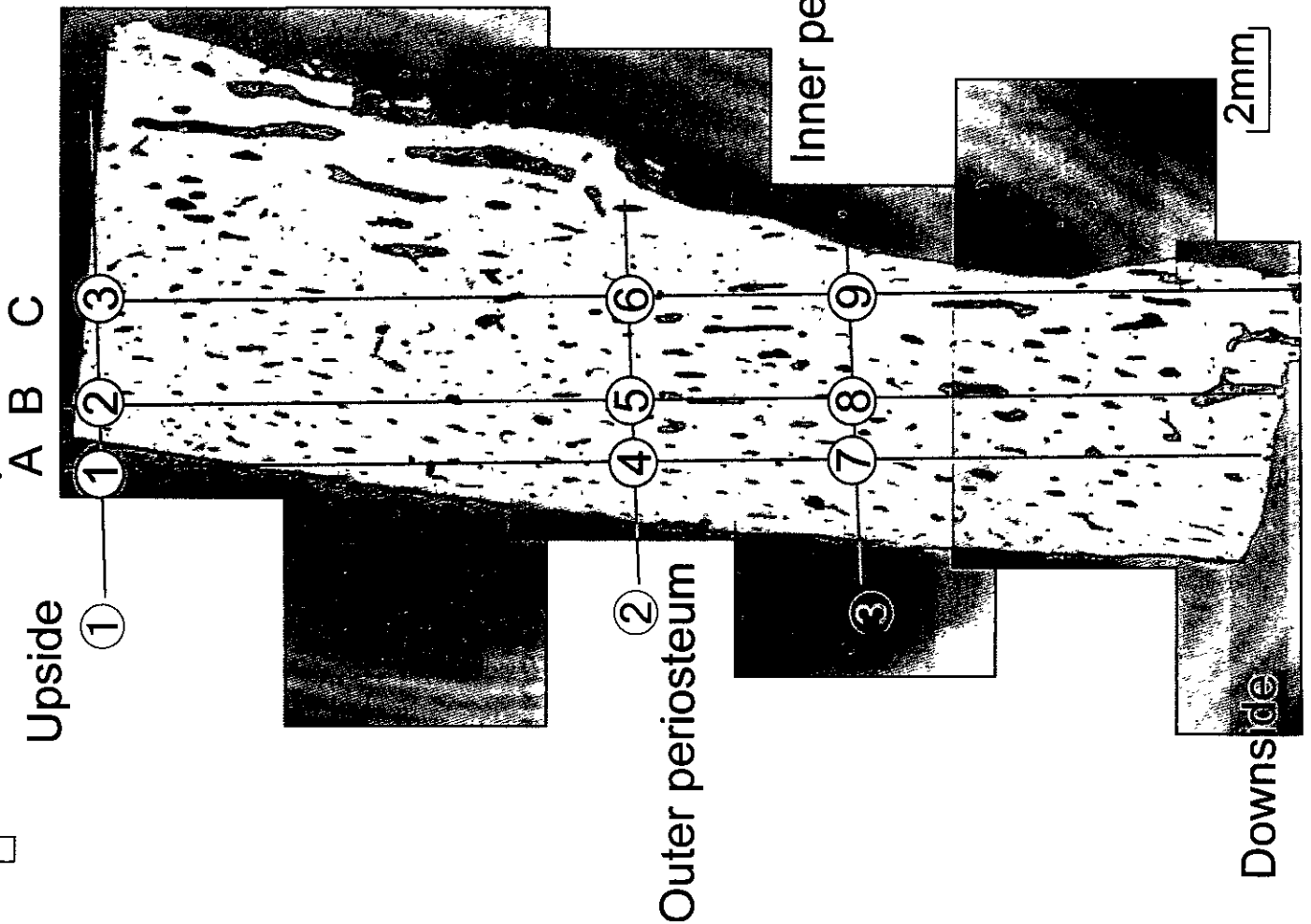
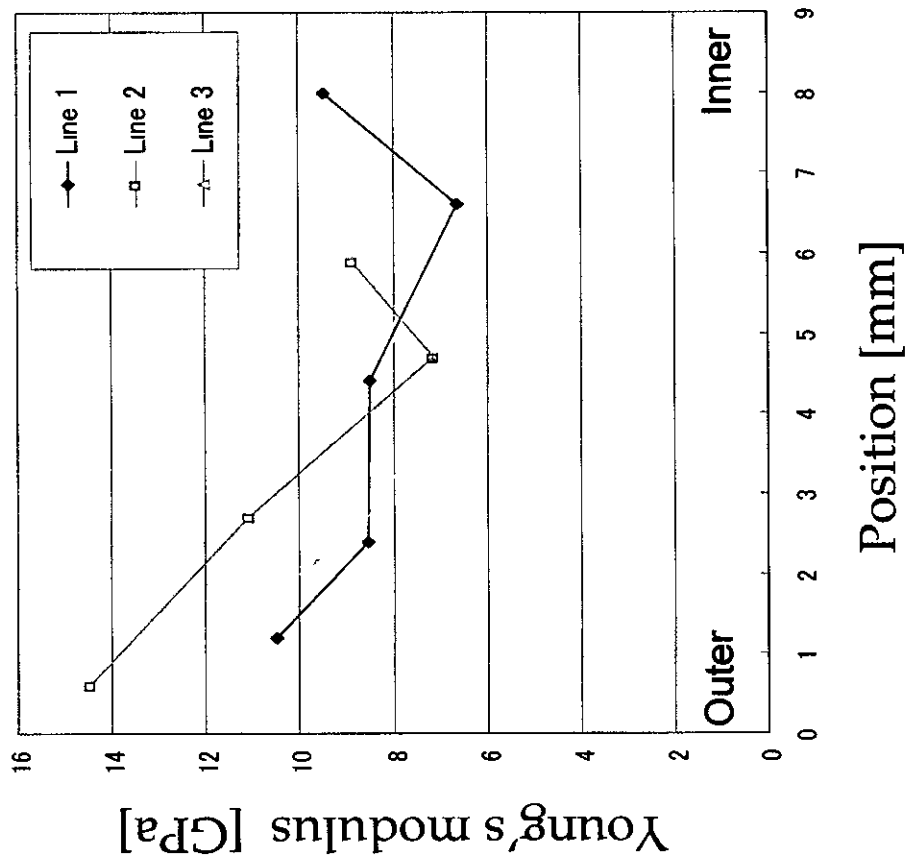
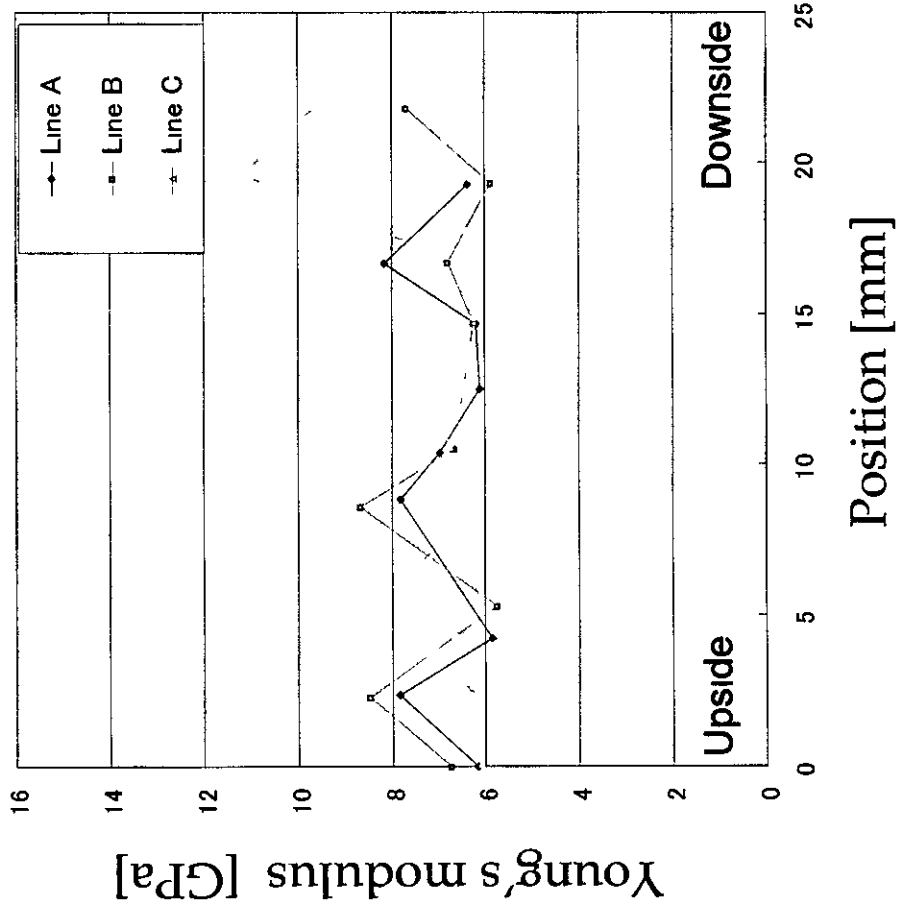


図 1-5



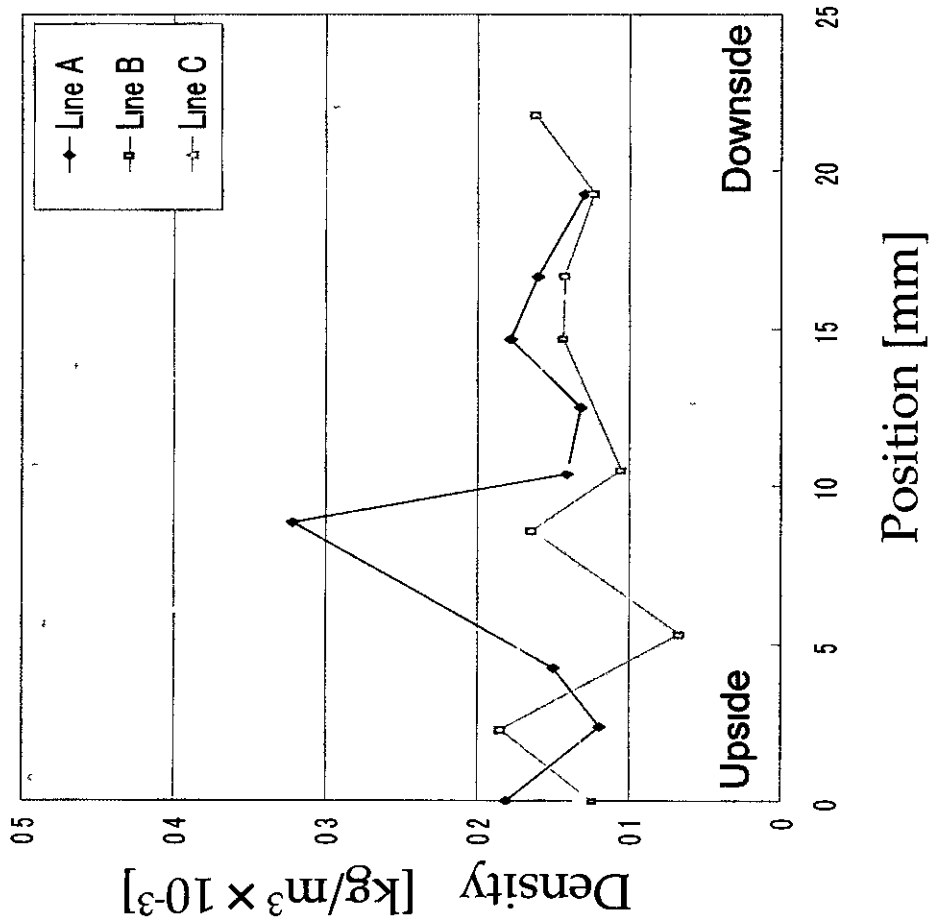
Young's modulus distribution along horizontal line

☒ 1-6



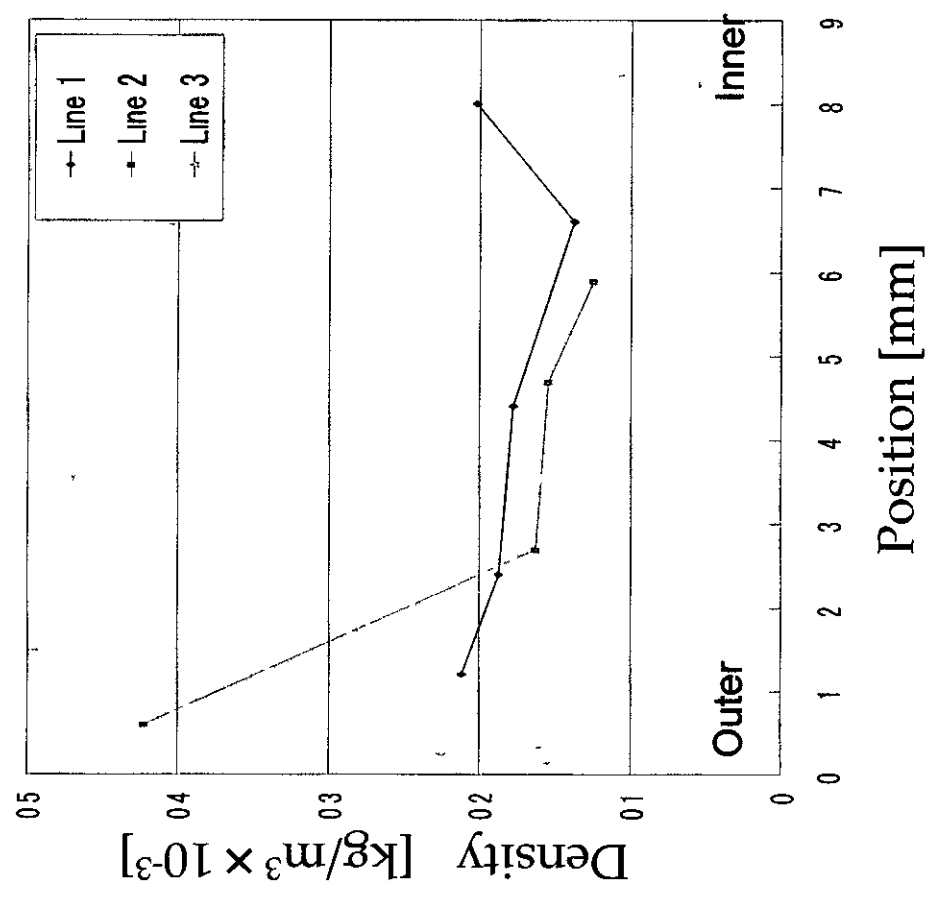
Young's modulus distribution along vertical line

☒ 1-7



Density distribution along vertical line

☒ 1-9



Density distribution along horizontal line

☒ 1-8

表1-1 大腿骨骨幹部皮質骨の力学的特性の異方性

①	10.49 : 6.16	②	8.51 : 6.74	③	8.49 : 6.11
④	— : 6.66	⑤	11.09 : 6.96	⑥	7.15 : 6.79
⑦	11.74 : 6.79	⑧	8.79 : 6.11	⑨	6.43 : 7.12

[GPa]

○ 水平方向の弾性係数 : 垂直方向の弾性係数

解析の流れ

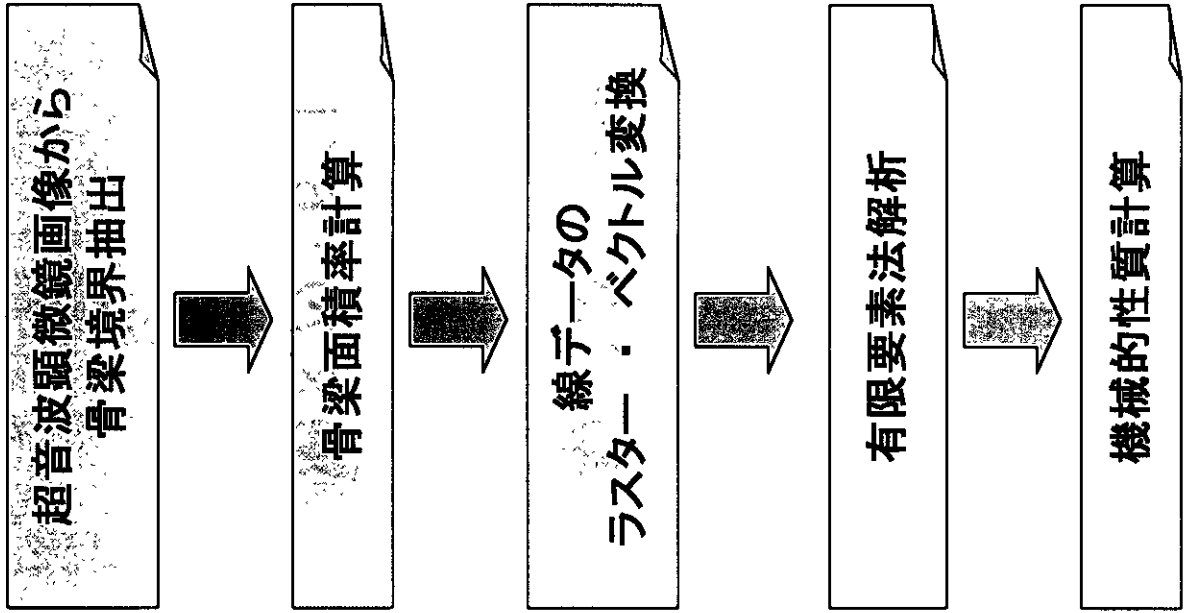


図2-1