

## 超音波顕微鏡による大腿骨力学特性の異方性測定\*

小林 道明<sup>\*1</sup>, 柴野 純一<sup>\*2</sup>, 中土 幸男<sup>\*3</sup>  
和田 淳一<sup>\*4</sup>, 大森 誠一<sup>\*2</sup>Anisotropic Mechanical Properties of Femur Bone Measured  
by Scanning Acoustic MicroscopeMichiaki KOBAYASHI<sup>\*5</sup>, Jun-ichi SHIBANO, Yukio NAKATSUCHI,  
Jun-ichi WADA and Seiichi OOMORI<sup>\*5</sup> Department of Mechanical Engineering, Kitami Institute of Technology,  
165 Koen-cho, Kitami-shi, Hokkaido, 090-8507 Japan

This study presents a method to evaluate anisotropic mechanical properties of a bone tissue using a scanning acoustic microscope (SAM). The measurement theory was constructed based on transverse isotropy of the bone tissue. Density and elastic modulus of it were analyzed via distributions of leaky surface wave velocity and acoustic impedance of micro parts of bone tissue measured using SAM. Velocity of the leaky surface wave was measured in the directions from longitudinal axis to transverse axis of long bone by rotating a lens slit attached to the front of a point focus acoustic lens. Anisotropic elastic modulus were determined by using orthotropic elastic constitutive equations and wave equations. Femur bones of elderly human and young beagle dog were measured by this method. It was found that the elastic modulus of femur bone of young canine showed more anisotropy than that of elderly human.

**Key Words:** Bone Tissue, Mechanical Property, Scanning Acoustic Microscope, Leaky Surface Wave, Acoustic Impedance, Anisotropy, Elastic Modulus

## 1. 緒 言

骨粗しょう症などに見られる骨梁構造・力学特性の変化,あるいは骨組織の再生やリモデリング過程における力学環境適応挙動の実験的評価や,それらの有限要素法などによる解析においては,骨組織に見られるマクロからミクロレベルでの力学的異方性を考慮しなければならない。しかしながら,骨組織の微細構造における異方性や不均一性から正確な評価が難しい。これまでに,異方性を考慮したX線による生体骨の残留応力測定<sup>(1)</sup>やナノインデンテーションを用いたヒト脛骨の皮質骨の力学的異方性測定<sup>(2)</sup>,超音波顕微鏡による骨組織の音響的異方性に関する報告<sup>(3)</sup>があるほかはあまり行われていない。著者らは先に,超音波顕微鏡(SAM)を用いて骨組織の密度や弾性係数を計測する方法を提案し,実際にビーグル犬大腿骨の力学特性分布を計測して,その有用性を示した<sup>(3)(4)</sup>,その

際,骨組織の異方性を考慮して超音波顕微鏡の音響レンズにスリットを装着し,骨単位である osteon 内の音速分布測定を行い,横断面内は等方的で骨軸方向に異方性を有する横等方性であることを明らかにしたが,力学特性の算出には等方性の弾性構成方程式を用いているため,正確な力学的異方性を明らかにするまでには至っていなかった。

そこで,本研究では直交異方性に対応した弾性構成方程式と波動方程式を用いて,骨組織の横等方性力学特性の測定理論を構築した。まず,横等方性断面内の表面波速度と音響インピーダンスの測定結果から,骨組織の密度および等方性断面内の弾性係数を求める。次に,異方性方向の表面波速度,音響インピーダンスと骨組織の密度,横等方性方向の弾性係数を用いることで,異方性方向の弾性係数を求めることができる。測定例として,ヒト高齢者の女性と若年の犬の大腿骨骨幹部の密度分布および骨軸方向断面とそれに直交する断面の弾性係数分布を測定し,本法の有効性を検討した。

## 2. 骨組織力学特性の異方性測定法

**2.1 音響インピーダンス** 図1に超音波顕微鏡を用いた測定における超音波伝搬経路と反射波振幅測

\* 原稿受付 2005年6月27日。

<sup>\*1</sup> 正員,フェロー,北見工業大学工学部(〒090-8507 北見市公園町165)。<sup>\*2</sup> 正員,北見工業大学工学部。<sup>\*3</sup> 正員,国立病院機構長野病院整形外科(〒386-8610 上田市緑ヶ丘1-27-21)。<sup>\*4</sup> 学生員,北見工業大学大学院工学研究科。

E-mail: kobayasi@mail.kitami-it.ac.jp

定法を示す。超音波顕微鏡の音響レンズから入射した超音波は、レンズ先端Eよりカップラントである水を通り試料表面E'で反射、または試料内部へ侵入し減衰する。反射した波は、再びカップラントである水を通り音響レンズに戻っていく。この際、オシロスコープは三つの波を受波しモニタに表示する。一つめが打出し波で音響レンズに入る波、二つめがセンサエコーで音響レンズからE点で反射し戻ってくる波、三つめがE点を通り試料表面E'で反射し戻ってくる波である。さらに、A-B-C-Dを通る漏えい弾性表面波がある。

入射した縦波の骨に対する反射係数を  $R_b$  とすれば、骨とカップラントである水の縦波に対する音響インピーダンス  $Z_{Lb}$ ,  $Z_w$  との間には次式の関係がある<sup>(5)</sup>。

$$R_b = \frac{(Z_{Lb} - Z_w)}{(Z_{Lb} + Z_w)} \quad \dots\dots\dots (1)$$

$R_b$  は測定条件などにより変化するため、その絶対値を正確に測定することは困難である。そこで、音響インピーダンスが明らかなアルミニウムの反射係数  $R_a$  を同一条件で測定し、その比  $X = R_b/R_a$  から  $Z_{Lb}$  を推定する。アルミニウムの反射係数を  $R_a$ 、音響インピーダンスを  $Z_{La}$  とすると、式(1)と同様に式(2)が得られる。

$$R_a = \frac{(Z_{La} - Z_w)}{(Z_{La} + Z_w)} \quad \dots\dots\dots (2)$$

式(1)、(2)から  $Z_{Lb}$  は式(3)となる。

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

式(3)右辺の音響インピーダンス  $Z_{La}$  と  $Z_w$  は既知なので、超音波顕微鏡で測定した反射強度比  $X = R_b/R_a$  を代入すると、縦波に対する骨の音響インピーダンス  $Z_{Lb}$  を求めることができる。なお、音響インピーダン

スの測定に際しては、音響レンズの焦点が試料表面になる位置で反射強度の測定を行っている。

密度やポアソン比の算出には横波に対する骨の音響インピーダンスが必要となるが、その絶対値も正確に測定することが難しい。そこで、横波の音響インピーダンスが既知な金属、非金属に関して縦波の試料反射エコーの振幅を超音波顕微鏡で測定し、各試料の反射強度比  $X$  との関係求めた。その結果、各試料の縦波の反射強度比  $X$  と横波に対する音響インピーダンス  $Z_T$  について、式(4)に示す近似曲線を得ることができる<sup>(4)</sup>。

$$Z_T = 0.157e^{4.047X} \quad \dots\dots\dots (4)$$

式(4)より、骨の横波に対する音響インピーダンス  $Z_{Tb}$  は、アルミニウムと骨試料の縦波に対する反射係数比  $X = R_b/R_a$  から求めることができる。

**2.2 密度** 骨の表面を伝搬する漏えい弾性表面波の速度  $V_R$ 、骨の密度  $\rho_b$ 、縦波、横波に対する音響インピーダンス  $Z_{Lb}$ ,  $Z_{Tb}$  には次式の関係がある<sup>(6)</sup>。

$$\left(\frac{V_R}{Z_{Tb}}\right)^6 \rho_b^6 - 8\left(\frac{V_R}{Z_{Tb}}\right)^4 \rho_b^4 + 8\left(\frac{V_R}{Z_{Tb}}\right)^2 \times \left[3 - 2\left(\frac{Z_{Tb}}{Z_{Lb}}\right)^2\right] \rho_b^2 - 16\left[1 - \left(\frac{Z_{Tb}}{Z_{Lb}}\right)^2\right] = 0 \quad \dots\dots\dots (5)$$

漏えい弾性表面波速度  $V_R$  は超音波顕微鏡の  $V(z)$  曲線法により求めることができ、縦波と横波に対する音響インピーダンス  $Z_{Lb}$ ,  $Z_{Tb}$  は式(3)、(4)より求めることができる。したがって、式(6)は  $\rho_b$  の三次方程式となり、この三次方程式を解くことにより骨の密度  $\rho_b$  を得ることができる。

**2.3 弾性係数とポアソン比** 本研究の測定対象である長幹骨は骨軸方向に力学的異方性を有し、骨軸に直交する横断面内ではほぼ等方性の性質を有していることが明らかになっている<sup>(3)(4)</sup>。そこで、横等方性として扱うこととする。弾性定数を求めるための理論式を導くに当たり、図2に示すように座標軸を決定する。ここで、 $X_2$ - $X_3$  面内が等方性であるとし、 $X_1$  が異方性方向であるとする。

**2.3.1 横等方性面内の弾性定数** 横等方性面内の横弾性係数  $G$ 、縦弾性係数  $E$  は、それぞれ次式によって求めることができる<sup>(5)</sup>。

$$G = \frac{Z_{Tb}^2}{\rho_b} \quad \dots\dots\dots (6)$$

$$E = 2(1 + \nu)G \quad \dots\dots\dots (7)$$

横等方性面内において、ポアソン比  $\nu$  と横波、縦波の音速  $V_{Lb}$ ,  $V_{Tb}$  とそれぞれの音響インピーダンス  $Z_{Lb}$ ,  $Z_{Tb}$  の間には、次式の関係がある。

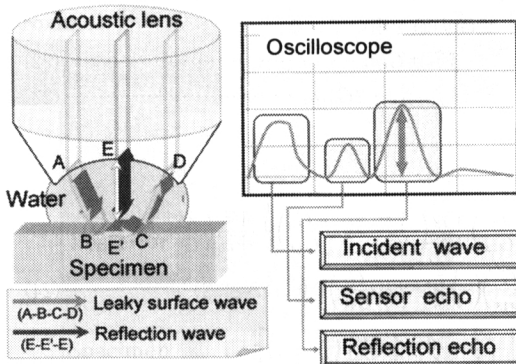


Fig.1 The principle of amplitude measurement of the reflection wave of ultrasonic

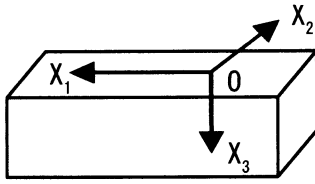


Fig.2 Coordinate system for transversely isotropic materials

$$\frac{V_{Tb}}{V_{Lb}} = \frac{Z_{Tb}}{Z_{Lb}} = \sqrt{\frac{1-2\nu}{2(1-\nu)}} \quad (8)$$

式(8)を展開することでポアソン比が求められる。

**2・3・2 異方性面内の弾性定数** 図2において各方向に伝搬する表面波の波動による変位の摂動  $u_j$  は、伝搬物体中の変位の振幅が表面からの距離とともに指数関数的に減少することを考慮すると、式(9)により定義することができる。

$$u_j = \tilde{U}_{jr} \exp[i(\gamma \mathbf{n}_l x_l - \omega t) - \bar{p}_r \mathbf{m}_l x_l], \quad i^2 = -1 \\ (j=1, 2, 3; r=1, 2; l=1, 2, 3) \quad (9)$$

ここで、 $\tilde{U}$  は振幅、 $\gamma$  は波数、 $\omega$  は角周波数、 $t$  は時間、 $\mathbf{n}_l$  は波動伝搬方向の単位ベクトル、 $\mathbf{m}_l$  は波動減衰方向の単位ベクトル、 $\bar{p}_r$  は減衰係数である。

式(9)より、 $X_1$  方向に伝搬する表面波の波動について、以下の3式が得られる。

$$u_1 = \tilde{U}_{11} \exp[i(\gamma x_1 - \omega t) - \bar{p}_1 x_3] \\ + \tilde{U}_{12} \exp[i(\gamma x_1 - \omega t) - \bar{p}_2 x_3] \quad (10)$$

$$u_2 = 0 \quad (11)$$

$$u_3 = \tilde{U}_{31} \exp[i(\gamma x_1 - \omega t) - \bar{p}_1 x_3] \\ + \tilde{U}_{32} \exp[i(\gamma x_1 - \omega t) - \bar{p}_2 x_3] \quad (12)$$

この場合、表面では  $X_1$  方向に直交する方向に伝搬する波はないので  $u_2$  は零となっている。同様に、 $X_2$  方向に伝搬する表面波の波動について、以下の3式が得られる。

$$u_1 = 0 \quad (13)$$

$$u_2 = \tilde{U}_{21} \exp[i(\gamma x_2 - \omega t) - \bar{p}_1 x_3] \\ + \tilde{U}_{22} \exp[i(\gamma x_2 - \omega t) - \bar{p}_2 x_3] \quad (14)$$

$$u_3 = \tilde{U}_{31} \exp[i(\gamma x_2 - \omega t) - \bar{p}_1 x_3] \\ + \tilde{U}_{32} \exp[i(\gamma x_2 - \omega t) - \bar{p}_2 x_3] \quad (15)$$

直交異方性の弾性構成方程式は次式<sup>(7)</sup>を用いた。

$$\sigma_{ij} = G \left( 2 - \frac{G}{G_{ij}} \right) \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \\ + \delta_{ij} \left[ \frac{\bar{G}}{3} \left( 1 - \frac{G}{G_{ij}} + \frac{3\lambda}{3\lambda + 2G} + 2 \frac{G}{G} \right) \right. \\ \left. - \frac{2}{3} G \left( 2 - \frac{G}{G_{ij}} \right) \right] \frac{\partial u_k}{\partial x_k} \quad (16)$$

ただし、指標は総和規約を用いるが、大文字の指標は小文字の指標に対応する係数を表すものとし総和はとらないものとする。ここで、 $\lambda$ ,  $G$  は Lamé の定数、 $\delta_{ij}$  はクロネッカのデルタである。 $G_{ij}$  の詳細については文献(7)を参照されたい。また、 $\bar{G}$  は式(17)で表される。

$$\frac{1}{\bar{G}} = \frac{1}{6} \sum_{n=1}^3 \frac{1}{G_{NN}} - \frac{3\lambda}{2G(3\lambda + 2G)} \approx \frac{1}{3\lambda + 2G} \quad (17)$$

さらに、横弾性係数  $G_{ij}$  間には次式の関係がある。

$$G_{11} = G_{12} = G_{13} \quad (18)$$

$$G = G_{23} = G_{22} = G_{33} \quad (19)$$

運動方程式は次式のように表せる。

$$\frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} = \rho \frac{\partial^2 u_i}{\partial t^2} \quad (20)$$

弾性構成方程式(16)に各方向により定めた波動方程式(10)～(15)を代入し、さらに運動方程式(20)に代入する。また、 $X_3=0$  における境界条件は以下となる。

$$\sigma_{33} = \sigma_{13} = \sigma_{23} = 0 \quad (21)$$

すなわち、横等方性断面( $X_2$ - $X_3$  断面)では伝搬する表面波の式(13)～(15)から式(5)が導かれ、骨密度  $\rho_b$  と式(19)で定義した横弾性係数  $G$  が得られる。また、異方性断面( $X_1$ - $X_3$  断面)を伝搬する表面波の式(10)～(12)からは式(22), (23)を考慮して横弾性係数  $G_{11}$  ( $=G_{13}$ ) と減衰係数  $\bar{p}_1$ ,  $\bar{p}_2$  に関する超越方程式(24), (25)の3式が得られる。本研究においては、この3本の連立非線形方程式からセカント法により  $G_{11}$  を算出している。なお、その過程においては先に求めた  $\rho_b$  と  $G$  の値を用いている。

$$V_{Tb}^2 = G / \rho_b \quad (22)$$

$$V_{Lb}^2 = (\lambda + 2G) / \rho_b \quad (23)$$

$$\left( 2 - \frac{G}{G_{13}} \right) \left( \frac{\bar{p}_i}{\gamma} \right)^4 + \left\{ \left( 2 + \frac{\lambda}{G} \right) \left( \frac{V_{Rb}^2}{V_{Lb}^2} + \frac{G}{G_{11}} - 2 \right) + \left( 2 - \frac{G}{G_{13}} \right) \frac{V_{Tb}^2}{V_{Lb}^2} \left( \frac{V_{Rb}^2}{V_{Tb}^2} - 2 + \frac{G}{G_{13}} \right) + \frac{V_{Tb}^2}{V_{Lb}^2} \left( \frac{\lambda}{G} + 2 - \frac{G}{G_{13}} \right) \right\} \left( \frac{\bar{p}_i}{\gamma} \right)^2 + \left( -\frac{V_{Rb}^2}{V_{Tb}^2} - 2 + \frac{G}{G_{13}} \right) \left( \frac{V_{Rb}^2}{V_{Lb}^2} - 2 + \frac{G}{G_{11}} \right) = 0, \quad (i=1, 2) \quad (24)$$

$$\left( \frac{\bar{p}_2}{\gamma} \right)^2 \left[ \frac{V_{Rb}^2}{V_{Tb}^2} - 2 + \frac{G}{G_{13}} - \left( \frac{\bar{p}_1}{\gamma} \right)^2 \left( 1 + 2 \frac{G}{\lambda} \right) \left( 2 - \frac{G}{G_{13}} \right) \right]^2 \left[ \frac{V_{Rb}^2}{V_{Tb}^2} + \frac{\lambda}{G} + \left( \frac{\bar{p}_2}{\gamma} \right)^2 \left( \frac{\lambda}{G} + 2 \right) \right]^2 \\ - \left( \frac{\bar{p}_1}{\gamma} \right)^2 \left[ \frac{V_{Rb}^2}{V_{Tb}^2} - 2 + \frac{G}{G_{13}} - \left( \frac{\bar{p}_2}{\gamma} \right)^2 \left( 1 + 2 \frac{G}{\lambda} \right) \left( 2 - \frac{G}{G_{13}} \right) \right]^2 \left[ -\frac{V_{Rb}^2}{V_{Tb}^2} + \frac{\lambda}{G} + \left( \frac{\bar{p}_1}{\gamma} \right)^2 \left( \frac{\lambda}{G} + 2 \right) \right]^2 = 0 \quad (25)$$

算出した  $G_{11}$  の値を用いて、異方性方向の縦弾性係数  $E_{11}$ 、 $X_1$ - $X_3$  平面内のポアソン比  $\nu_1$  を次式のように決定することができる。

$$\frac{1}{E_{11}} = \frac{1}{2G_{11}} - \frac{1}{2G(3\lambda + 2G)} \quad (26)$$

$$\nu_1 = \frac{E_{11}}{2G_{11}} - 1 \quad (27)$$

### 3. SAM による骨組織力学特性の異方性測定

**3・1 異方性計測用スリット** 本研究においても骨組織異方性計測には前報<sup>(4)</sup> 同様に、図3に示す異方性計測用スリットを点収束形音響レンズの前面に装着して骨標本を測定した。音響レンズの異方性感度はスリットの開口角  $\theta$  によって敏感に変化し、 $\theta$  を小さくとれば異方性の感度は向上するが  $V(z)$  計測はできなくなる。今回の実験で用いた 200 MHz の音響レンズでは、既報<sup>(8)</sup> で報告したようにガリウムヒ素(GaAs)単結晶の異方性により校正した  $\theta = 40^\circ$  の開口角を有するスリットを用いた。

**3・2 骨試料** 試料にはヒト左大腿骨骨幹部(72歳、女性)を用いた。さらに加齢による骨の力学特性と異方性を比較検討するためにビーグル犬左大腿骨

(生後8箇月、オス)も使用した。本来ならば若いヒトの大腿骨を測定し比較を行うべきだが、献体の入手が非常に困難なために、ビーグル犬の大腿骨を使用した。犬の骨は人間の骨に力学的特性に近いことが実験で確認<sup>(4)</sup> されている。図4にヒト左大腿骨骨幹部からの試料採取状況を示す。大腿骨骨幹部中央付近を取出し、縦に四分割したもの一つを試料(図中の四角の枠内)とした。

**3・3 測定位置** 図5にヒト左大腿骨骨幹部試料のSAMによるCモード画像を示す。水平、垂直にラインを3本ずつ引き、水平ラインを近位部からI, II, III, 垂直ラインを骨膜側からA, B, Cとした。各交点を測定位置とし図中に示す1~9番の箇所を測定した。図6にビーグル犬左大腿骨骨幹部試料のSAMによるCモード画像を示す。水平ラインを3本、垂直ラインを4本引き、各交点を測定位置とし、図中に示す1~11番の箇所を測定した。

**3・4 測定手順** まず、音響異方性が明らかなガリウムヒ素(GaAs)単結晶を使ってスリット間隔を校正する。最初にスリット間隔を150~190  $\mu\text{m}$  になるように設定し、 $0^\circ \sim 45^\circ$  まで $5^\circ$  間隔で回転させる。そのときの計測音速が2850 m/sから2700 m/sに徐々に減少していくように間隔を調整した。

試料の測定前にアルミの反射強度値を測定する。次に試料をSAMに載せ平行を出し、各測定位置まで移

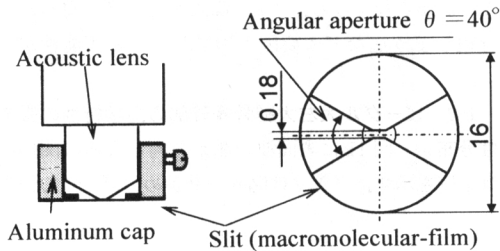


Fig. 3 Lens slit for acoustic anisotropic measurement

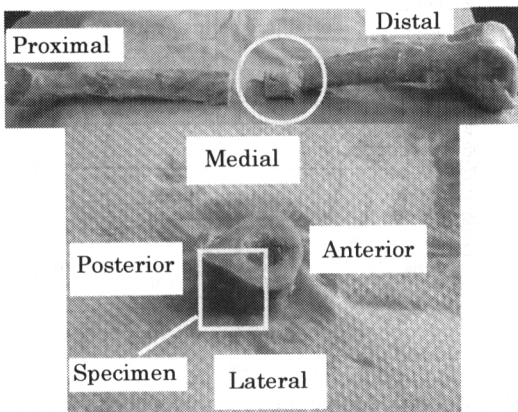


Fig. 4 Specimen of human femoral bone

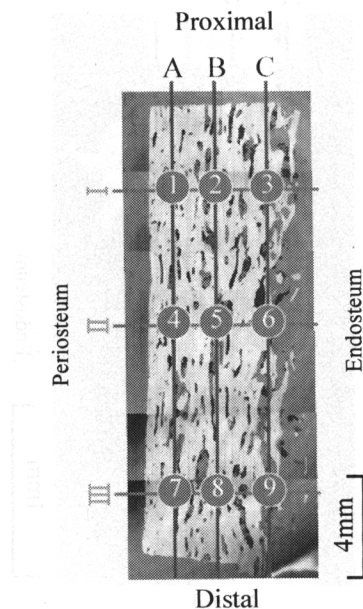


Fig. 5 C-mode image and measurement position of human femoral bone

動する。そしてスリットを $0^{\circ}\sim 90^{\circ}$ まで $5^{\circ}$ 間隔で回転させる。そのときの音速と水温を測定する。試料片を $90^{\circ}$ 回転させ、上記手順を繰返す。スリットを外し、各測定箇所の反射強度を測定する。最後にアルミの反射強度値を測定する。

各測定位置の反射強度比と音速と水温からそれぞれの物性値を求める。音速の大きさと方向から異方性(水平方向, 垂直方向)の方向を決定する。骨の力学特性の決定に当たっては、始めに横等方性断面である水平方向の音速から式(5)を用いて骨密度 $\rho_b$ 、横等方性断面内の横弾性係数 $G$ とポアソン比 $\nu$ を算定し、次いで異方性を有する垂直方向の音速と先に求めた骨密度 $\rho_b$ および横弾性係数 $G$ を用いて、異方性断面内の横弾性係数 $G_{11}$ とポアソン比 $\nu_{11}$ を算定した。

#### 4. 結果と考察

##### 4.1 ヒト左大腿骨骨幹部の力学特性の異方性分布

図7に表面波の測定方向と音速の関係の測定例を示す。図7は、図5のラインIとラインCの交点である番号3における測定値を示している。対称性を考慮して、骨軸方向( $90^{\circ}$ )から骨軸直交方向( $180^{\circ}$ )までの $1/4$ 象限を $5^{\circ}$ おきに図3に示すスリットを回転し音速を測定している。図中の丸印が音速の大きさとその方向

を示しており、丸印がない方向は音速が測定できなかったことを示す。なお、表面波は異方性の主軸方向に伝搬するため、その伝搬方向とスリットの方向が一致すれば測定される音速が最大となり、そのときのスリットの方向から異方性の方向を決定することができる。図7においては、 $135^{\circ}$ を水平・垂直方向の境界とし、垂直方向は $90^{\circ}\sim 135^{\circ}$ 、水平方向は $135^{\circ}\sim 180^{\circ}$ の範囲での最大音速と方向を決定し、異方性の垂直・水平方向とした。その結果を図8の矢印で示す。なお、測定位置において矢印が示されていない方向は音速が測定できなかったことによる。図8から、異方性の軸の向きは必ずしも骨軸方向あるいはそれに直交していない、異方性が明りょうでないことが推測される。

図9に水平測定ラインI~III上の各点における水平および垂直軸方向の異方性の縦弾性係数を示す。また同様に、図10に垂直測定ラインA~C上の各点における水平および垂直方向の縦弾性係数を示す。なお、図中水平方向をH、垂直方向をVと表してある。図9, 10より、ヒト左大腿骨骨幹部では、それぞれの測定位置における水平方向、垂直方向の縦弾性係数がほぼ同じ大きさであり、力学異方性はほとんど見られないのがわかる。日常生活において、一般的に高齢者はあまり活動的ではなく、それにより骨には負荷がほとんどかからなくなる。また、高齢女性に多く見られる骨粗しょう症などの要因も影響している可能性が高い。

##### 4.2 ビーグル犬左大腿骨骨幹部の力学特性の異方性分布

図11に表面波の測定方向と音速の関係の測定例を示す。グラフは図6の9番めの測定点の値を

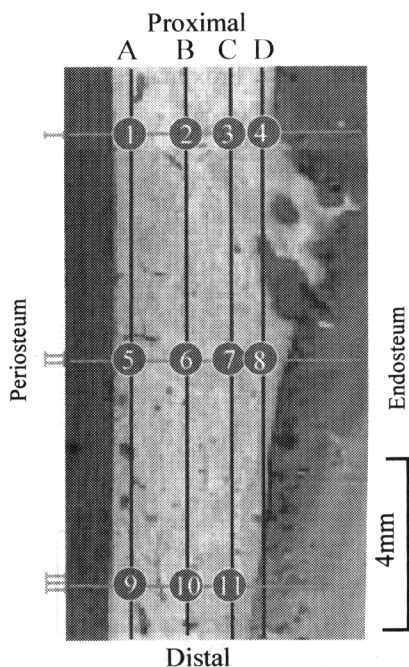


Fig.6 C-mode image and measurement position of canine femoral bone

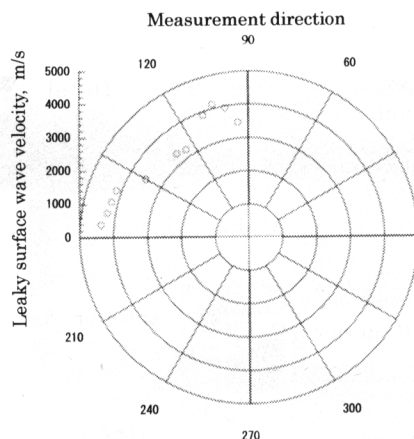


Fig.7 Leaky surface wave velocity and its measurement direction of human femoral bone (measurement point No. 3 in Fig. 5)

示している。図12の矢印は、各測定位置における異方性主軸の水平・垂直方向を示したものである。ヒト高齢者に比べ異方性主軸の垂直方向が骨軸方向、水平方向が骨軸直交方向に向いており、直交異方性の傾向が強く発現しているといえる。

図13に水平測定ラインⅠ～Ⅲ上各点における、水平および垂直軸方向の異方性の縦弾性係数を示す。同様に図14に、垂直測定ラインA～D上各点における水平および垂直方向の縦弾性係数を示す。水平方向をH、垂直方向をVと表してある。図13、14より、

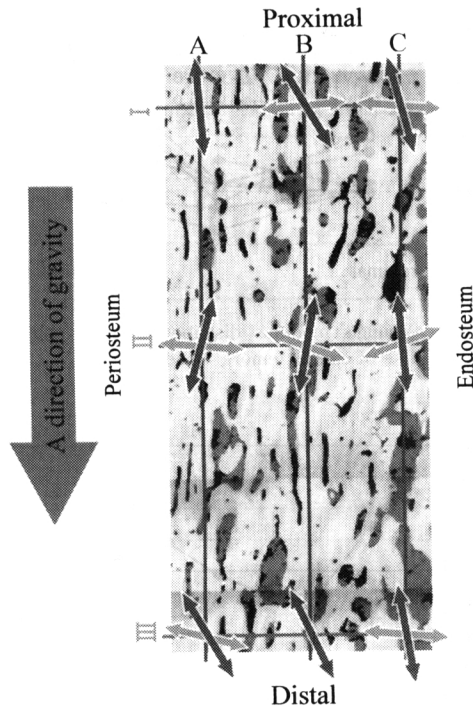


Fig. 8 Anisotropic principal axis of mechanical property of human femoral bone

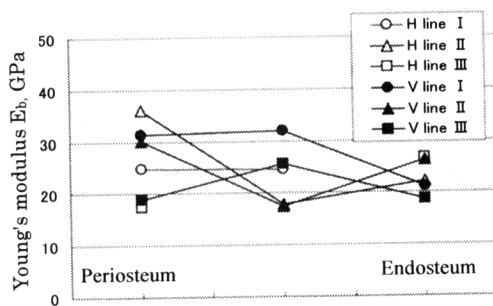


Fig. 9 Young's modulus distribution along horizontal line of human femoral bone

ビーグル犬左大腿骨骨幹部では、多くの測定点で垂直方向は水平方向と比較して常に大きい値を示した。このことは、若いビーグル犬の大腿骨は異方性が強いことを示している。また水平ラインでは、図13より明らかなように骨膜側に近づくに従って縦弾性係数が大きくなる傾向が存在する。ビーグル犬左大腿骨骨幹部では、それぞれの測定位置における水平方向、垂直方向の縦弾性係数に違いが見られ、このことから力学的異方性の存在が推測される。

図15にヒト左大腿骨骨幹部、図16にビーグル犬左大腿骨骨幹部の各測定点において、垂直方向の縦弾性係数  $E_b[V]$  を水平方向の縦弾性係数  $E_b[H]$  で割った値を示す。この値が1であれば骨組織の力学的特性が等方的であることを意味し、1より大きければ垂直方向に強化された異方性を有していると考えられる。図15から、高齢者の骨組織の縦弾性係数は、垂直、水平方向の大小が測定点ごとに入り乱れ、1を境に不規則

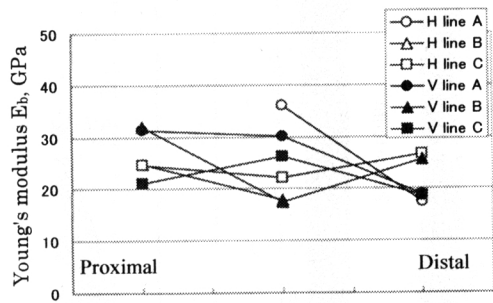


Fig. 10 Young's modulus distribution along vertical line of human femoral bone

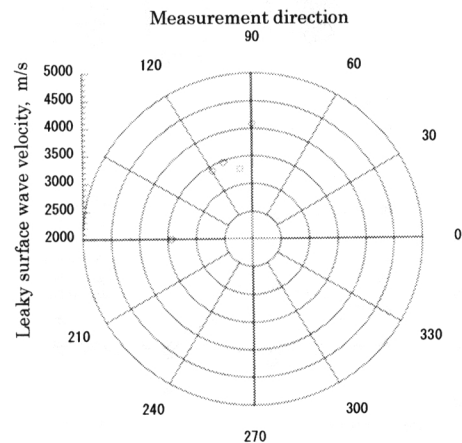


Fig. 11 Leaky surface wave velocity and its measurement direction of canine femoral bone (measurement point No. 9 in Fig. 6)

な変化を示している。なお、測定点1、測定点8は水平方向の縦弾性係数が測定できなかったために値を載せていない。一方図16から、若いビーグル犬の骨組織では、垂直方向と水平方向の縦弾性係数の比が多く、測定位置において1以上であり、異方性を有していることがわかる。これらのことから、高齢の骨組織よりも若い骨組織のほうが力学特性に異方性が強く現れており、これは日常の運動負荷などによる骨組織のリモデリングと深い相関があることを推察させるものである。なお、定量的な考察は今後の課題とする。

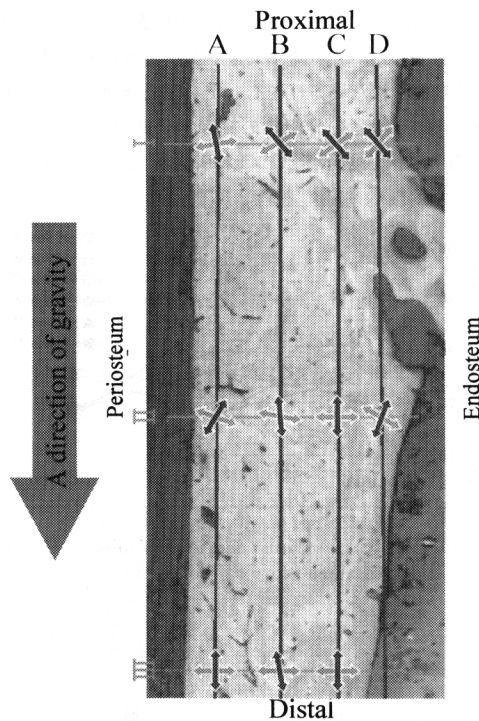


Fig. 12 Anisotropic principal axis of mechanical property of canine femoral bone

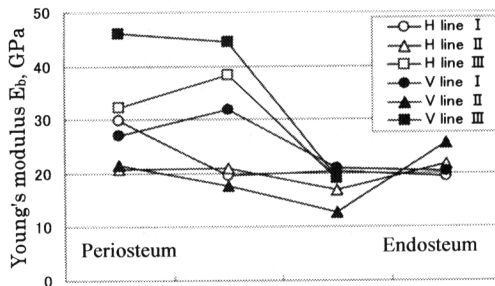


Fig. 13 Young's modulus distribution along horizontal line of canine femoral bone

## 5. 結 言

超音波顕微鏡を用いて骨組織の力学的異方性を評価するための測定理論を提案した。実際にヒト高齢者と若いビーグル犬の大腿骨の力学特性を評価した。その結果、以下のことが得られた。

- (1) ヒト高齢者の大腿骨では、骨軸方向とそれに直交する方向では縦弾性率に差が見られなかった。このことは力学特性の異方性が極めて低いことを示す。
- (2) 若い犬の大腿骨では、骨軸方向とそれに直交する方向では縦弾性率に差が見られた。また、異方性

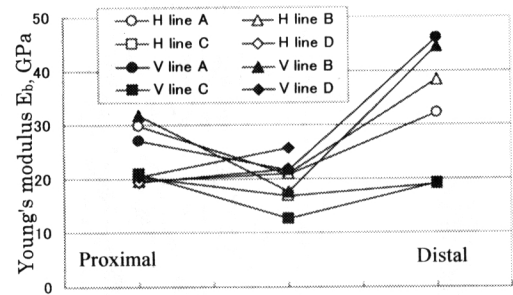


Fig. 14 Young's modulus distribution along vertical line of canine femoral bone

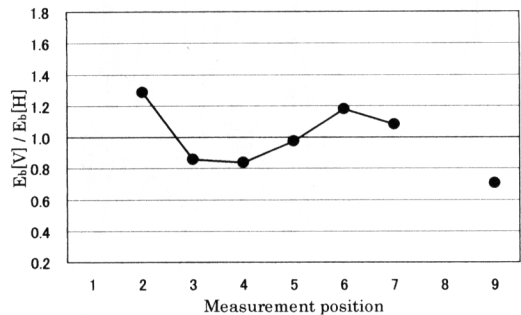


Fig. 15 Young's modulus ratio of vertical direction to horizontal direction of human femoral bone

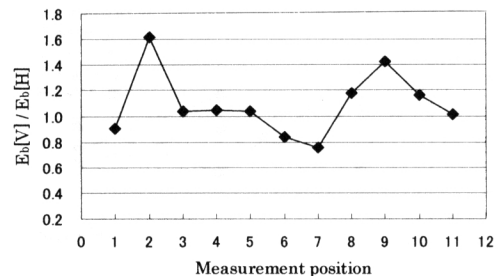


Fig. 16 Young's modulus ratio of vertical direction to horizontal direction of canine femoral bone

の主軸もほぼ直交していた。このことは力学特性に強い異方性が存在することを示す。

(3) 本法によって生体骨組織の力学特性の異方性評価が可能である。

本研究の一部は平成 13-15 年度厚生科学研究費補助金(効果的医療技術の確立推進臨床研究事業)(課題番号: H 13-痴呆・骨折-013)によって行われたことをここに記し謝意を表す。

## 文 献

- (1) Todoh, M. et al., Polychromatic X-ray Measurements of Anisotropic Residual Stress in Bovine Femoral Bone, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A*, Vol. 65, No. 630 (1999), pp. 406-413.
- (2) Fan, Z. et al., Anisotropic properties of human tibial cortical bone as measured by nanoindentation, *J. Ortho. Res.*, Vol. 20 (2002), pp. 806-810.
- (3) Nakatsuchi, Y. et al., Acoustic anisotropy of normal and healing cortical bone, *Japanese Journal of Clinical Biomechanics*, Vol. 20 (1999), pp. 213-217.
- (4) Aoki, D. et al., Study on Mechanical Properties of Bone Tissue Using Scanning Acoustic Microscope, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A*, Vol. 67, No. 653 (2001), pp. 175-183.
- (5) Nakamura, K. ed., *Ultrasonics*, (2001), p. 13, CORONA Publishing.
- (6) Japanese Society for Non-destructive Inspection ed., *Acoustoelasticity*, (1994), p. 15.
- (7) Kobayashi, M., Theoretical study of acoustoelastic effects caused by plastic anisotropy growth, *Int. J. Plasticity*, Vol. 3 (1987), pp. 1-20.
- (8) Oomori, S. et al., Evaluation of Plastic Anisotropy near Surface Through Fractal Dimensional Analysis of X-Z mode Image Measured by Scanning Acoustic Microscope, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A*, Vol. 65, No. 629 (1999), pp. 93-99.