牛大腿骨内異方性残留応力の白色 X 線測定*

東 藤 正 浩^{*1}, 但 野 茂^{*2}
柴 野 純 一^{*2}, 鶴 飼 隆 好^{*2}Polychromatic X-ray Measurements of Anisotropic Residual Stress
in Bovine Femoral BoneMasahiro TODOH, Shigeru TADANO,
Jun-ichi SHIBANO and Takayoshi UKAI

It is well known that bone has a capability to adapt to usual mechanical environment and to reconstruct functionally its structure and geometry. This phenomenon is called as the adaptive bone remodeling. One of the most important mechanical factor of the remodeling is the stress. To generate the bone remodeling, the stress should remain to stimulate the osteocyte in the relative long period. Thus stress will be a kind of residual stress. To verify this assumption, it is a great significance to measure the residual stress in intact bone tissue. Bone has extremely anisotropic structure which consists of hydroxyapatite crystals. In this work, a method to measure the anisotropic residual stress in compact bone is proposed using the polychromatic X-ray diffraction method. The interplanar spacing of the hydroxyapatite in the bone can be measured by using the polychromatic X-rays diffraction. The ratio of atomic interplanar distance of a strained to a non-strained specimen was defined as the lattice strain. The biaxial residual stress could be calculated from the lattice strains measured at three directions. The compact bone of bovine diaphysis was used as a specimen. To observe the difference of region, the specimen was taken from the middle region of diaphysis divided into four parts: anterior, posterior, medial, lateral, at each bone axial and circumferential directions. As a result, it was confirmed that the residual stress in the bone could be evaluated nondestructively by this method. The tensile residual stress were found in the bone axial direction of the bovine femoral bone.

Key Words: Biomechanics, Residual Stress, Anisotropy, Bone Structure, Polychromatic X-ray Method

1. 緒 言

生体内の骨組織が力学的環境に適応し、その構造と形状を再構築する性質を持つことはよく知られている⁽¹⁾⁻⁽³⁾。この現象を一般的にリモデリング(Remodeling)と呼ぶ。リモデリングを誘引する力学的刺激には応力がある⁽⁴⁾。このような応力をリモデリング応力とする。リモデリング応力は、瞬時ではなく比較的長期にわたって骨組織内に留まり、骨細胞を刺激し続ける必要がある。したがって、リモデリング応力は骨組織内に留まる残留応力の一種となることが予想される。このため骨組織内の残留応力が測定できれば、骨組織のリモデリング機能を解明する上で、非常に重要な情報となる。

生体組織における応力調整機能に関し、残留応力の重要性がFung⁽⁵⁾によって指摘された。これまで生体軟組織である血管壁の残留応力が推定された⁽⁵⁾⁽⁶⁾。硬組織、特に骨構造に関しては、田中・安達⁽⁷⁾⁽⁸⁾が、ひずみゲージをウサギのけい骨に貼付け、ひ骨を切

断することでけい骨にひずみが発生することを示した。その結果から、けい骨とひ骨からなる不静定構造のため骨組織に残留応力が内在することを推定した。また、Tanaka et al.⁽⁹⁾は、特性X線を用いて、牛大腿骨から切り出した密骨の残留応力を測定し、その存在を確認した。

著者らは、白色X線を用いた骨組織の残留応力測定法の開発を試みている。まず、人工ハイドロキシアパタイト(HAp)の残留応力⁽¹⁰⁾およびHApをコーティングしたチタン試料のコーティング界面近傍における残留応力の測定方法を示した⁽¹¹⁾。広い波長分布を持つ白色X線は、特性X線に比べ強度が弱いものの、透過能が高い短波長を含んでいる。したがって白色X線を利用すれば、骨膜などの表層組織を除去することなく骨表面から比較的深層部のひずみが測定可能となる。皮質骨は、管状の骨単位が配列された構造である。その構造を材料力学的に見ると、一方方向に繊維強化された直交異方性材料と見ることができる。そのため本報告では、白色X線による皮質骨の異方性残留応力測定法を示す。そして、同法により牛大腿骨骨幹部の骨軸方向と円周方向の残留応力分布を確認した結果を報告する。

* 原稿受付 1997 年 8 月 27 日。

^{*1} 正員, 北海道大学大学院(☎ 060-8628 札幌市北区北 13 条西 8 丁目)。^{*2} 正員, 北海道大学大学院工学研究科。

E-mail: tadano@eng.hokudai.ac.jp

2. 骨異方性を考慮したX線残留応力測定法

2・1 X線エネルギーによる格子ひずみの定義

X線の波長 λ とエネルギー W の間には式(1)の関係がある。

$$\lambda = \frac{hc}{W} \quad \dots\dots\dots(1)$$

ここで、 h はPlanck定数、 c は光速を表す。また、X線回折現象の基本式として、結晶の格子面間隔 d 、波長 λ と回折角 θ (Bragg角とも呼ばれる)との間に、式(2)で示されるBraggの条件が成立する。

$$\lambda = 2d \sin \theta \quad \dots\dots\dots(2)$$

式(1)、(2)より、格子面間隔 d とX線エネルギー W の関係が、式(3)で表される。

$$d = \frac{hc}{2 \sin \theta W} \quad \dots\dots\dots(3)$$

材料内部には同一格子面が多数存在する。そこから回折するX線エネルギー値 W は、表面からより深い領域までに存在する同一格子面(hkl)の格子面間隔の総和に相当した値となる。ここで、ある格子面(hkl)のひずみを、有ひずみ、無ひずみ試料の格子面間隔 d 、 d_0 の比によって定義する。この格子ひずみ $\bar{\epsilon}$ は式(4)で表され、X線測定領域の平均値となる。

$$\bar{\epsilon} = \frac{d - d_0}{d_0} \quad \dots\dots\dots(4)$$

式(3)を式(4)に代入すると、格子ひずみとX線エネルギーの関係が、式(5)で得られる。

$$\bar{\epsilon} = \frac{W_0 - W}{W} \quad \dots\dots\dots(5)$$

ここで、 W 、 W_0 はそれぞれ有ひずみ、無ひずみの同一格子面(hkl)のX線エネルギーである。これらを測定すれば、格子ひずみが得られる。

2・2 骨異方性構成式 図1(a)に示すように、骨表面上に原点をとり、骨軸方向を x 軸、円周方向

を y 軸とする。また、骨試料は x 軸方向のみに補強された直交異方性材料で、X線測定可能な表層部の xy 平面は平面応力状態にあると仮定する。

X線回折の原理から、入射X線と回折X線の経路は同一平面内にある。両経路の対称軸がひずみの測定方向となる。そのためX線回折法では、試料表面と平行な方向のひずみを直接測定できない。そこで図1(a)~(c)に示される3方向(ψ_1 、 ψ_2 、 z)の格子ひずみをそれぞれ測定し、骨軸方向および円周方向の残留応力を計算する。

図1(a)の場合、X線経路平面と z 軸のなす角を ψ とすると、 ψ_1 ($\sin \psi$, 0 , $\cos \psi$)の方向余弦をもつ格子ひずみ $\bar{\epsilon}_{\psi_1}$ が測定される。また、図1(c)に示される z 軸方向の格子ひずみ $\bar{\epsilon}_z$ は、 $\psi = 0^\circ$ とした z (0 , 0 , 1)の方向余弦をもつ。 x 軸方向に配向した直交異方性を仮定しているの、骨軸方向の応力 σ_x と ψ_1 、 z 方向のひずみの関係は式(6)となる。

$$\sigma_x = \frac{\bar{\epsilon}_{\psi_1} - (N_2 \sin^2 \psi + 1) \bar{\epsilon}_z}{N_1 \sin^2 \psi} \quad \dots\dots\dots(6)$$

上式中の N_1 、 N_2 は、式(7)、(8)で示されるように、ヤング率とポアソン比で表される材料定数である。

$$N_1 = \frac{1}{E_x} \left| 1 + \frac{v_{yx} v_{xy}}{v_{yz}} \right| \quad \dots\dots\dots(7)$$

$$N_2 = \frac{v_{yx}}{v_{yz}} - 1 \quad \dots\dots\dots(8)$$

また、図1(b)は ψ_1 の測定平面を z 軸まわりに 90° 回転させ、骨軸と直交する測定方向を示す。この場合、測定される格子ひずみは ψ_2 (0 , $\sin \psi$, $\cos \psi$)の方向余弦をもつ。したがって円周方向の応力は、式(9)で示される。

$$\sigma_y = \frac{\bar{\epsilon}_{\psi_2} - \bar{\epsilon}_z}{N_3 \sin^2 \psi} \quad \dots\dots\dots(9)$$

Fig. 1 Coordinate system and incident direction of X-ray

式(9)中, N_3 は, 式(10)で示される材料定数である.

$$N_3 = \frac{1}{E_y} [1 + \nu_{yz}] \quad \dots\dots\dots(10)$$

以上により, 図1で示した ψ_1 , ψ_2 と z の3方向の格子ひずみから, 骨軸方向および円周方向の応力が算出される.

2・3 X線エネルギーの測定 本実験の白色X線測定では, SSD (固体半導体検出器) を用いているので, 図2のような複数格子の回折X線分布が得られる. 図の縦軸のカウント数 (CI) はX線強度に, 横軸のチャンネル数 (CN) はX線エネルギーに対応する値である. ある格子面から回折したX線エネルギー値を求めることは, 回折X線プロファイルのピークにおけるチャンネル数を求めることになる. X線プロファイルのピーク付近のカウント数にはばらつきがある. そのためピーク点のチャンネル数は, 図3に示すように, 最大カウント数の80%以上のピーク付近の領域を, 式(11)のガウス曲線で近似し, その中心点として求めた.

$$CI = \exp(\xi \cdot CN^2 + \zeta \cdot CN + \eta) \quad \dots\dots\dots(11)$$

ここで, ξ , ζ , η は定数である. ピークチャンネル数CNは, 式(11)で示されるガウス曲線の中心点であり, 式(12)で表される.

$$CN = -\frac{\zeta}{2\xi} \quad \dots\dots\dots(12)$$

回折X線エネルギーとチャンネル数の関係はエネルギー較正式(13)から得られる.

$$W = p + q \cdot CN \quad \dots\dots\dots(13)$$

ここで, p , q は定数である. p , q の値はエネルギー値が明らかなMo-K α 特性X線とAm241-49 γ 放射性同位元素のX線のピークチャンネル数を測定し, あらかじめ求めた.

Fig. 2 Distribution of diffracted X-ray profile

骨試料の回折X線プロファイルは, 図2に示されるようにすそが広く, 隣接したピークとの重なりが大きい. そのため本実験では, ハイドロキシアパタイトの結晶系から(hkl)=(211), (112), (300), (202)の4つの格子面から構成される合成ピークを用いた. このピーク位置を図2に示す.

3. 材料定数 N_1 , N_2 , N_3 の決定

式(6), (9)から σ_x , σ_y を計算するには, N_1 , N_2 , N_3 の材料定数をあらかじめ決定しておく必要がある. そのため図4に示す治具を用いて4点曲げ試験を行った. この治具はX線回折装置の試料台に設置するため上下スパンが24mm, 12mmの小型に製作した. これにより, 曲げ試験を行いながら試料表面にX線を照射できる. 4点曲げに用いた試験片は, 骨幹部皮質骨の半径方向でほぼ中央部から採取した. 骨軸方向および円周方向を長軸とする $28 \times 10 \times 2$ mmの薄板を試験片とした. それぞれの試料を室温中で自然乾燥した. 4点曲げの負荷応力を計算するため, ひずみゲージをX線照射面の裏側に貼付けた.

4点曲げ試験中にひずみゲージで測定されたひず

Fig. 3 Determination of peak channel

Fig. 4 4-Points bending device

みをそれぞれ ε_x^* , ε_y^* とする. ここで ε_x^* は骨軸方向を長軸とした試験片, ε_y^* は円周方向を長軸とした試験片による. したがって X 線照射面の応力は, 4 点曲げ理論から式(14), (15)で表される.

$$\sigma_x = -E_x \varepsilon_x^* \quad \dots\dots\dots(14)$$

$$\sigma_y = -E_y \varepsilon_y^* \quad \dots\dots\dots(15)$$

ここで, E_x , E_y は牛大腿皮質骨の骨軸方向および円周方向の弾性定数である. これらの弾性定数を求めるため, 別途材料試験機 (Instron 社製 Model4411) で牛大腿皮質骨の曲げ試験を行った. $28 \times 10 \times 2\text{mm}$ の試験片を測定し, それぞれ $E_x = 12.4 \pm 1.26\text{GPa}$, $E_y = 6.11 \pm 0.496\text{GPa}$ (Mean $\pm$ S.D., $n=3$) であった.

式(6)の N_1 , N_2 の決定には, 骨軸方向を長軸とした試験片を用いて, 曲げ試験中に白色 X 線測定を行う. このとき式(6)と式(14)の関係から, 式(16)が得られる.

$$\frac{\bar{\varepsilon}_{\psi 1} / \bar{\varepsilon}_z - 1}{\sin^2 \psi} = N_1 \frac{-E_x \varepsilon_x^*}{\bar{\varepsilon}_z} + N_2 \quad \dots\dots\dots(16)$$

式(16)の $\bar{\varepsilon}_{\psi 1}$, $\bar{\varepsilon}_z$ は X 線回折により測定される値である. 負荷を変え, ε_x^* がある値のときの $\bar{\varepsilon}_{\psi 1}$, $\bar{\varepsilon}_z$ の値を測定する. それらの値を式(16)に代入し最小二乗近似することで, 係数 N_1 , N_2 が決定される.

式(9)の N_3 の決定には円周方向を長軸方向とした曲げ試験を行う. 式(9)に式(15)を代入すると, 式(17)が得られる.

$$\frac{\bar{\varepsilon}_{\psi 2} - \bar{\varepsilon}_z}{\sin^2 \psi} = -N_3 E_y \varepsilon_y^* \quad \dots\dots\dots(17)$$

Fig. 5 Cross-section of bovine femoral bone

式(17)の $\bar{\varepsilon}_{\psi 2}$, $\bar{\varepsilon}_z$ は X 線回折により測定される値である. 負荷を変えて ε_y^* , $\bar{\varepsilon}_{\psi 2}$, $\bar{\varepsilon}_z$ を測定し, その結果を式(17)から最小二乗近似すれば係数 N_3 が決定できる.

4. 白色 X 線測定実験

4.1 測定試料 本研究で用いた牛大腿骨は, 2~3 歳の雄牛のものである. 残留応力測定試料は以下の手順で作製した. まず, 牛大腿骨両端の関節部分を切除し, 骨幹内の骨髓を除去した. 試験片は骨幹中央部から採取した. 図 5 に示す骨幹部断面を, 前方, 後方, 内側, 外側の 4 つの部位に分割した. X 線照射領域となる試料中央部の骨表層組織に, 加工による残留応力の発生を最小限にとどめる必要がある. そのため図 6 に示すように, X 線照射領域に対して十分大きい $28 \times 28 \times 10\text{mm}$ の寸法に作製した.

Fig. 6 Specimen geometry to measure residual stress by X-ray

Fig. 7 Polychromatic X-ray system

この形状により一枚の試料で骨軸方向と円周方向の両方の残留応力測定が可能である。またX線照射領域の表面は、骨膜などの表層組織を残し、intactな状態を保った。作製後、試料は生理食塩水中で保存した。また骨の無ひずみ試料として粉末骨試料を用いた。これは、コラーゲンとハイドロキシアパタイトによる巨視的な構造に起因する残留応力が開放された状態を考えたものである。

4・2 測定装置 白色X線応力測定は北海道大学共同利用施設を利用した。白色X線の発生は高エネルギー超強力X線発生装置（理学電機製RU-1000C2）、回折X線の検出は固体半導体検出器（SSD：Princeton Gamma Tech社製IGP-110）、波高分析には多重波高分析器（MCA：Tracor Northern社製TN-1750）を使用した。測定装置の概略図を図7に示す。なお、測定中の微妙な温度変化が測定値に影響する。その影響を小さくするため、装置全体を恒温槽（21.5℃）に設置した。測定環境をできる限り等しくするため、無ひずみ、有ひずみの試料の測定は交互に行った。白色X線測定条件を表1に示す。本実験では、3方向のひずみ $\varepsilon_{\psi 1}$ 、 $\varepsilon_{\psi 2}$ 、 ε_z を3回測定し、それらの平均値から応力を求めた。

5. 測定結果

5・1 材料定数 N_1 , N_2 , N_3 材料定数 N_1 , N_2 , N_3 は、式(16), (17)に3方向の格子ひずみ $\varepsilon_{\psi 1}$ 、 $\varepsilon_{\psi 2}$ 、 ε_z 、牛大腿骨の弾性定数 E_x , E_y 、ひずみゲージで測定されたひずみ ε_x^* , ε_y^* を代入し、最小二乗法により N_1 , N_2 , N_3 を求めた。骨軸方向および円周方向を長軸とする矩形試験片を、それぞれ3つずつ測定した。得られた測定結果を表2に示す。

5・2 残留応力 残留応力は、式(6), (9)に材

Table 1 Conditions of polychromatic X-rays

Target		Mo
Tube voltage	(kV)	80
Tube current	(mA)	140
Bragg angle θ	(deg.)	5
Inclination angle ψ	(deg.)	0 25
Measurement time	(sec.)	1800 3600

Table 2 Material constants

N_1	N_2	N_3
-0.239 ± 0.164	-6.62 ± 1.24	0.342 ± 0.892

(Mean ± S.D., n=3)

料定数 N_1 , N_2 , N_3 を代入し、3方向の格子ひずみ $\varepsilon_{\psi 1}$, $\varepsilon_{\psi 2}$, ε_z を測定して求めた。大腿骨骨幹部の各部位（前方、後方、内側、外側）につき3つの試験片を用いた。その結果、図8に示す残留応力分布が得られた。どの部位についても円周方向に比べ骨軸方向の残留応力値が大きかった。また骨軸方向については、骨幹内側で圧縮となっているほかは全て引張残留応力となった。骨軸方向の最大値は後部の40MPaであった。円周方向については、骨幹後部で圧縮応力となっているほかは全て0に近かった。

6. 考 察

6・1 ひずみの基準状態 本手法の測定対象である皮質骨は、管状の骨単位が配列された構造である。その構造を材料力学的に見ると、一方向に繊維強化された直交異方性材料と見ることができる。この場合、強化繊維は骨単位である。骨単位を構成する最小物質の無機成分はハイドロキシアパタイトである。このハイドロキシアパタイトは、非常に微少な単結晶の集合組織として骨単位内に存在する⁽¹²⁾。この場合、骨単位はハイドロキシアパタイトの多結晶体と考えることができる。多結晶体は、互いに方位を異にした多数の単結晶が集合した構造である⁽¹³⁾。

X線回折法は、結晶格子面間隔とX線波長、回折角の間にBraggの法則が成立することに基づいた測定理論である。本手法では、広い波長分布を持つ白

Fig. 8 Residual stress of bovine femoral bone

色X線を回折角一定で入射した。また式(4)に示すように、無ひずみ試料と有ひずみ試料から検出される回折X線の波長の比率によって格子ひずみを定義した。そこで無ひずみ試料には、骨単位による複合構造の拘束をより解放した状態を想定し、粉末骨試料を用いた。粉末骨試料の場合、結晶の同一格子面がランダムな方向に向くことが予想される。前述の通り、皮質骨も互いに方位の異なる多数の単結晶ハイドロキシアパタイトが集合した多結晶体である。したがって粉末骨試料を結晶格子面の基準状態とすることができる。

6・2 X線ひずみ測定範囲の推定 本白色X線回折法における試料深さ方向のひずみ測定範囲を推定する。X線が物質内に侵入するとき、内部の電子による吸収や散乱によってX線強度は減少する。そのため深く侵入するにつれ、回折X線の強度も減少する。X線の侵入深さに対してその強度は指数関数的に減少することが知られている。強度 I_i のX線を回折角 θ で試料に入射したとき、深さ z にある格子面(hkl)で回折するX線の強度 I_z は式(18)で表される。

$$I_z = \kappa I_i \exp\left(-\frac{2\mu z}{\sin\theta}\right) \quad \text{.....(18)}$$

ここで μ は材料の線吸収係数、 κ は格子面(hkl)で回折する確率である。線吸収係数 μ と密度 ρ の比は、式(19)に示すVictreenの実験式⁽¹⁴⁾を使って求められる。

$$\frac{\mu}{\rho} = \left[C\left(\frac{hc}{W}\right)^3 - D\left(\frac{hc}{W}\right)^4 + \beta_{K-N} \frac{NZ}{A} \right] \quad (19)$$

ここで、 ρ は測定試料の密度、 C および D は測定元素によって決まる定数、 N はアボガドロ数、 Z は測定元素の原子番号、 A は測定元素の原子量、 h はPlanck定数、 c は光速である。また、 β_{K-N} はKlein-Nishinaの自由電子散乱断面積である。 β_{K-N} を電子の電荷 e 、電子の質量 m を用いて表すと、式(20)となる。

$$\beta_{K-N} = \frac{8\pi}{3} \frac{e^4}{m^2 c^4} \frac{3}{4} \left\{ \frac{1+\gamma}{\gamma^2} \left[\frac{2(1+\gamma)}{1+2\gamma} - \frac{1}{\gamma} \ln(1+2\gamma) \right] + \frac{1}{2\gamma} \ln(1+2\gamma) - \frac{1+3\gamma}{(1+2\gamma)^2} \right\} \quad \text{.....(20)}$$

$$\gamma = \frac{W}{mc^2} \quad \text{.....(21)}$$

複数の元素からなる試料の場合、線吸収係数 μ は式(22)で与えられる。

$$\mu = \bar{\rho} \sum_{i=1}^n g_i \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_i \quad \text{.....(22)}$$

上式の、 $\bar{\rho}$ は試料の平均密度、 g_i は i 番目の元素の質量が試料全体の質量に占める割合、 $(\mu/\rho)_i$ は i 番目の元素の質量吸収係数である。

ここで本実験の回折X線強度を求める。骨の線吸収係数として、そのミネラル成分であるハイドロキシアパタイト (HAp:Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂) の値を使用した。その場合、Ca, P, O, Hの4元素を考慮し表3に示す諸定数を用いて求めた。試料平均密度 $\bar{\rho}$ (g/cm³)は3.16とした⁽¹⁵⁾。ひずみによる線吸収係数の変化は非常に小さいため、無ひずみ試料で回折するX線のエネルギー W_0 を用いて式(19)により計算した。その結果、今回解析に用いるピークエネルギーでは $\mu=9.8$ (1/cm)となった。この場合の回折格子面深さと、表面($z=0$)からの回折X線強度 I_0 に対する深さ z からの回折X線強度 I_z の比の関係を、式(18)を用いて図9に示す。図より、表面で回折したX線強度に対し、深さ100 μ mで回折したX線強度は10%、200 μ mでは1%程度であることがわかる。それ以上深い領域で回折したX線は強度が低いためSSDではほとんど検出されない。したがって骨の表面から最大深さ約200 μ mまでのひずみが測定されている。

Fig. 9 Relationship between intensity ratio of diffracted X-ray and depth of diffraction plane

Table 3 Constants of linear absorption coefficient

Absorber	Constant C	Constant D	Atomic number Z	Atomic weight A
Ca	55.8	7.56	20	40.080
P	22.6	1.55	15	30.974
O	3.18	0.0654	8	15.999
H	0.0127	0.466×10^{-5}	1	1.00797

と予想される。ただし、骨組織はハイドロキシアパタイトとコラーゲンからなる複合構造である。そのため線吸収係数はこれより低い値となる可能性もある。この場合、もう少し深い領域まで測定されているかも知れない。

6・3 白色X線法の利点 本研究で用いた白色X線は特性X線に比べ短波長のX線を含んでいるため、より深い位置の格子面間隔まで測定される。したがって骨の外表面上から白色X線を照射した場合でも、内部のハイドロキシアパタイト結晶の格子面間隔を測定することが可能となった。また、白色X線は広い波長分布を持つため、厚さ方向に分布した複数の格子面間隔が同時に測定される。人工材料に比べ結晶化度の低い生体骨組織に対してX線回折を行った場合、個々の格子面からの回折X線ピークは小さく、不明瞭なものが多い。そこで本研究では、白色X線を用いて格子面間隔の異なる複数の格子面からの回折X線の合成ピークを用いてひずみを算出する方法を示した。通常、特性X線回折法では、X線波長を一定とするため、 θ を変動させなくてはならない。それに対し、白色X線回折法では回折角 θ を一定にして測定を行うため、試料やX線源、検出器を固定した状態で測定できる。そのため正確かつ容易に特定の方向の格子面間隔を測定することができ、複数の方向のひずみ測定から異方性残留応力の計算をすることが可能となった。

6・4 牛大腿骨の残留応力 本研究では、牛大腿骨骨幹部骨表面の残留応力測定を行った。その結果、骨幹部骨組織に残留応力の存在が認められ、その値も部位により大きく異なることが確認された。Tanaka et al.⁽⁹⁾による特性X線を用いた測定では、前部で-19MPa、後部で11MPaの骨軸方向残留応力が確認された。それに対し、本測定では前部で16.3MPa、後部で41.8MPaの骨軸方向残留応力が確認された。両者の値と分布の違いは、測定精度の差よりはむしろ、試料採取位置と加工によるものと考えられる。Tanaka et al.は骨幹中央部の皮質骨を加工した試料を用いた。本測定では骨表面状態を保存した試料の骨表面部を測定した。彼等の結果は、加工することによって一部の残留応力が開放された後の測定結果とも予想される。また、骨表面には線維性組織の骨膜が覆っている。この骨膜のため、通常、特性X線では骨表面上からの測定を困難にする場合も多い。本手法では白色X線法の特徴を活かすことで、骨膜を保存した状態で骨幹部皮質骨表面の測定が可能となった。

以上、本研究で提案した測定手法によると、試料

のX線測定面を何ら加工せずintactな環境で骨組織表面の残留応力が測定される。このことは、今後の骨組織残留応力発生メカニズムを研究する上で大変重要である。

7. 結 論

本研究の結果、以下の結論が得られた。

1. 本手法によって骨内部に存在する残留応力評価が可能となった。
2. 牛大腿骨骨幹の部位により残留応力分布に差が認められた。
3. 牛大腿骨の残留応力は骨軸方向に大きく、特に後部に大きな引張残留応力が生じている。

なお、本研究の一部は文部省科学研究費補助金(課題番号09650153)、テルモ財団助成金によった。

参考文献

- (1) Yasuda, Y., Noguchi, K. and Sata, T., Dynamic Callus and Electric Callus, *J. Bone. Jt. Surg.*, 37-A(1955), 1292.
- (2) Goodship, A. E., Lanyon, L. E. and McFie, H., Functional Adaptation of Bone to Increased Stress, *J. Bone. Jt. Surg.*, 61-A(1979), 539.
- (3) Pead, MJ, Suswillo, R., Skerry, TM, Vedi, S. and Lanyon, LE, Increased ³H-uridine Levels in Osteocytes Following a Single Short Period of Dynamic Bone Loading in vivo, *Calcif. Tissue Int.*, 43(1988), 92.
- (4) Wolff, J., *The Law of Bone Remodeling*, (1986), Springer-Verlag.
- (5) Fung, Y. C., *Biodynamics*, Circulation, (1984), 64, Springer.
- (6) Matsumoto, T., Hayashi, K. and Ide, K., Residual Strain and Local Strain Distributions in the Rabbit Atherosclerotic Aorta, *J. Biomechanics*, 28 (1994), 1207.
- (7) 田中・安達, 残留応力を許容する骨の力学的再構築に関する初期研究, 機論, 58-551, A (1992), 1022.
- (8) Tanaka, M., Adachi, T., Residual Stress in Bone Structure: Experimental Observation and Model Study with Uniform Stress Hypothesis, In: Hayashi, K., Kamiya, A. and Ono, K. 編, *Biomechanics: Functional Adaptation and Remodeling*, (1996), 169, Springer.
- (9) Tanaka, K., Akiniwa, Y., Suzuki, K. and Takezono, T., Mechanical Anisotropy and Texture of Bovine Compact Bone, *Proc. of the*

Int. Symp. on Adv. Tech. in Exper. Mech., (1995), 213.

(10) 柴野・但野・東藤・加藤・鶴飼, ハイドロキシapatite焼結時に生じる残留応力, 機論, 63-607, C (1997), 785.

(11) 但野・東藤・柴野・鶴飼, ハイドロキシapatiteをコーティングしたチタンインプラントの残留応力評価, 機論, 63-607, A (1997), 542.

(12) Fung, Y. C., *Biomechanics - Mechanical*

Properties of Living Tissues, (1981), 384-387, Springer-Verlag.

(13) 定永, 結晶学序説, (1986), 3, 岩波書店.

(14) Macgillavry, C. H., Rieck, G. D. and Lonsdale, K. 編, *The International Union of Crystallography*, 3(1962), 157, The Kynoch Press.

(15) Joint Committee on Powder Diffraction Standards, *Powder Diffraction File*, 9-432.