

## 衝撃圧縮荷重下におけるウシ海綿骨の力学的挙動\*

小林 公一<sup>\*1</sup>, 田辺 裕治<sup>\*2</sup>, 原 利昭<sup>\*2</sup>

## Mechanical Behaviour of Bovine Trabecular Bone Subjected to Impact Compressive Load

Koichi KOBAYASHI, Yuji TANABE and Toshiaki HARA

Dynamic compressive behaviour of bovine trabecular bone was investigated. Compression tests on cylindrical specimens of bovine distal femurs were carried out using the split-Hopkinson pressure-bar (SHPB) technique at strain rates ranging from 100 to 700 s<sup>-1</sup>. Quasi-static compression tests were also performed using an Instron-type materials testing machine at strain rates of 2×10<sup>-4</sup> and 2×10<sup>-3</sup> s<sup>-1</sup>. Stiffness and ultimate strength were greater at greater apparent density and at higher strain rate. Both stress relaxation and creep functions were determined based on stress-time and strain-time relations obtained by the SHPB tests. Relaxation time and retardation time had no correlation with apparent density. The three-element standard linear solid model was then validated by these functions. The elastic spring stiffness of the model,  $E_1$ , had a strong positive correlation with apparent density, while the elastic spring stiffness,  $E_2$ , and the viscosity coefficient,  $\eta$ , showed less correlation with apparent density. No significant differences in the relaxation and retardation times, the elastic spring stiffnesses,  $E_1$ ,  $E_2$ , and the viscosity coefficient,  $\eta$ , were observed between the specimens with and without marrow.

**Key Words:** Biomechanics, Visco Elasticity, Stress Relaxation, Creep, Dynamic behavior, Trabecular Bone, Split Hopkinson Pressure Bar

## 1. 緒 言

加齢による海綿骨の量的減少および微細構造の変化と、それに伴う力学的脆弱化は、高齢者に多く発生する大腿骨頸部や橈骨末端および椎体の骨折の一要因と考えられる。また、人工関節置換術で問題となる術後のルーズニングの要因の一つとして、インプラント材と海綿骨との力学的特性の不一致が挙げられる。高齢化社会を迎えるに当たり、今後この種の臨床例はさらに増加することが予想される。したがって、以上のような要因を解明し、臨床的知見を得るためにも、海綿骨の力学的挙動を定量的に評価することは、基礎的であり極めて重要である<sup>(1)</sup>。

このような観点から、従来より海綿骨のバイオメカニクス的研究は実験的、理論的に数多く報告<sup>(2)~(4)</sup>されてきた。海綿骨の粘弾性的性質に関しては、初期ひずみもしくは初期応力を変化させた場合の応力緩和<sup>(5)</sup>やクリープ挙動<sup>(6)</sup>の変化、振動試験による複素弾性率や損失正接の測定<sup>(7)~(9)</sup>、弾性率および強度に及ぼすひ

ずみ速度の影響<sup>(9)~(10)</sup>についての報告がある。また、骨髄など海綿骨に介在する液性成分の力学的挙動に及ぼす影響について調べた研究例<sup>(7)~(9)~(11)~(12)</sup>も見られる。しかしながら、衝撃荷重下における動的挙動に関しては研究例<sup>(13)</sup>もわずかであり、いまだ十分明らかにされているとは言えない。

そこで、本研究ではウシ海綿骨に対して準静的圧縮試験とホプキンソン棒法による衝撃圧縮試験を行って広範囲のひずみ速度における応力-ひずみ関係を求め、剛性および極限応力に及ぼすひずみ速度および見かけの密度の影響について調べた。また、海綿骨の粘弾性特性を評価するため、ホプキンソン棒法により測定される試料の応力-時間およびひずみ-時間関係から応力緩和関数ならびにクリープ関数を求めた。両関数に基づき海綿骨の動力学的挙動を表現できる粘弾性モデルを同定して、粘弾性特性に及ぼす見かけの密度および介在液性成分の影響について検討した。

## 2. 実験方法

**2.1 試料** ウシ大腿骨遠位骨端部内外顆の海綿骨を試料として用いた。同海綿骨より図1に示す直径8 mm、長さ8 mmの円柱状試験片をその軸が関節面と垂直となるように機械加工した。試験片加工中の試

\* 原稿受付 1997年3月21日。

<sup>\*1</sup> 正員、千葉工業大学機械工学科(〒275 習志野市津田沼2-17-1)。<sup>\*2</sup> 正員、新潟大学工学部(〒950 21 新潟市五十嵐二の町 8050)。

料には随時生理食塩水を滴下して乾燥を防いだ。また、海綿骨に介在する骨髓を圧縮空気および超音波洗浄器を利用して取り除いた試験片も用意した。いずれの試験片も力学試験まで $-20^{\circ}\text{C}$ の生理食塩水中で保存し、湿潤状態を維持した。本研究では、1個体につき5~6個の試験片を採取した。

**2.2 力学試験** 準静的圧縮試験をインストロン形万能試験機 [(株)島津製作所: Autograph AG-25TD] を用いて行った。図2に示すように直径10mmの2本の鋼製の丸棒の間に試験片を挿入し、圧縮した。試験片の変位は丸棒に取付けた伸び計 [(株)島津製作所: Extensometer SG10-50] により測定し、クロスヘッドの変位速度は0.1および1.0 mm/minに設定した。一方、衝撃圧縮試験はホプキンソン棒法を利用して行った。図3に同衝撃試験装置の概略を示す。入射および透過応力波はそれぞれ入、出力棒上に貼付したひずみゲージ [(株)共和電業: KFG-1-120-C1-11] により測定し、プリアンプ [日本電気三栄(株): AS2103] で増幅した後、トランジェントコンバータ [(株)理研電子: TCFL-8000 E] にサンプリング時間200 nsで記録した。その後の計算処理はパ

ーソナルコンピュータで行った。試験片のひずみ速度 $\dot{\epsilon}$ 、ひずみ $\epsilon$ および応力 $\sigma$ は次式により算出した。

$$\dot{\epsilon} = \frac{2}{\rho_0 c_0 l} (\sigma_I - \sigma_T) \dots\dots\dots (1)$$

$$\epsilon = \int_0^t \dot{\epsilon} dt = \frac{2}{\rho_0 c_0 l} \int_0^t (\sigma_I - \sigma_T) dt \dots\dots\dots (2)$$

$$\sigma = \frac{A_0}{A} \sigma_T \dots\dots\dots (3)$$

ここで、 $\rho_0$ :入、出力棒の密度、 $A_0$ :入、出力棒の断面積、 $c_0$ :入、出力棒の弾性波伝ば速度、 $t$ :時間、 $A$ :試験片の断面積、 $l$ :試験片の長さ、 $\sigma_I$ :入射応力波、 $\sigma_T$ :透過応力波である。図4は応力波形の測定例であり、図4中の $\sigma_R$ は反射応力波を示している。

各実験条件における試験片個数は、準静的試験においてクロスヘッド速度が0.1 mm/minの場合が17個、同じく1.0 mm/minの場合が19個、衝撃試験では19個である。いずれの場合も試験片は骨髓を含むと同時に、最大応力に達するまで負荷を与えた。

一方、3章で述べる粘弾性特性同定の場合には負荷応力を降伏点以下にする必要があるため、別途に36個の試験片を用意した。その内骨髓を含む場合と含まない場合がともに18個ずつである。

**2.3 見かけの密度測定** 力学試験終了後、圧縮空気および超音波洗浄器を利用して試験片の骨髓を取り除き、さらにアルコールに24時間浸して脱脂した。

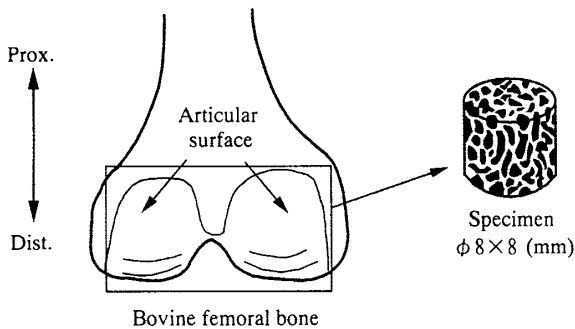


Fig. 1 Position and geometry of specimen

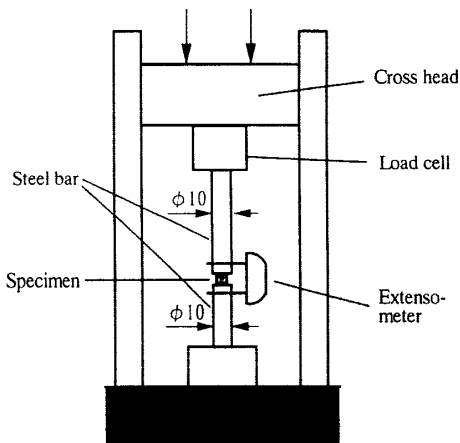


Fig. 2 Experimental set-up for quasi-static compression

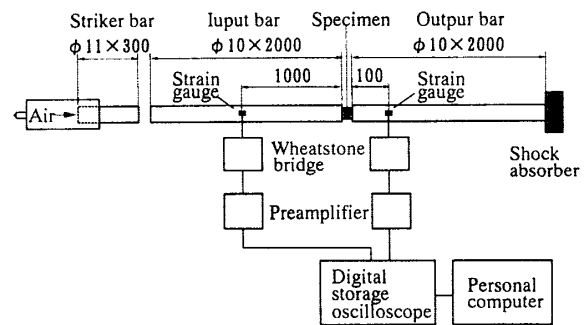


Fig. 3 Split-Hopkinson pressure-bar apparatus

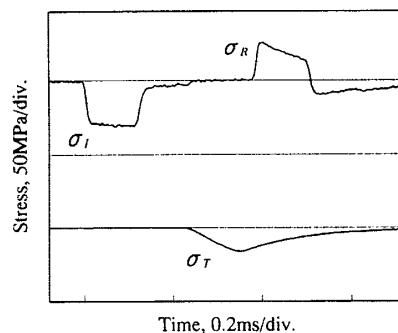


Fig. 4 Oscilloscope record of stress waves

その後24時間室温で放置して乾燥させ、電子天秤[(株)ワイエムシィ:JL180]で重量を測定した。この重量を試験片寸法を基に算出した体積で除して見かけの密度とした。以上の実験および測定はすべて室温(20°C)で行った。

**2・4 統計解析<sup>(14)</sup>** 見かけの密度および力学的特性値の平均値を比較するための統計学的手法として、2群間の比較には Unpaired t-test を、3群間の比較については一元配置分散分析を行った後、ホストホックテストとして Scheffe の方法を用いた。

**3. 粘弾性特性の同定方法**

応力緩和関数  $E(t)$  ならびにクリープ関数  $C(t)$  を用いて線形粘弾性体の構成方程式を表せば、

$$\sigma(t) = \varepsilon(+0)E(t) + \int_0^t E(t-\tau) \frac{d\varepsilon(\tau)}{d\tau} d\tau \quad \dots\dots\dots(4)$$

$$\varepsilon(t) = \sigma(+0)C(t) + \int_0^t C(t-\tau) \frac{d\sigma(\tau)}{d\tau} d\tau \quad \dots\dots\dots(5)$$

となる。ただし、 $\sigma(-0)=0$ 、 $\varepsilon(-0)=0$  である。式(4)と式(5)に時間  $t$  についてラプラス変換

$$\bar{f}(p) = \int_0^\infty f(t)e^{-pt} dt$$

を施せば、

$$\bar{\sigma}(p) = p\bar{E}(p)\bar{\varepsilon}(p) \quad \dots\dots\dots(6)$$

$$\bar{\varepsilon}(p) = p\bar{C}(p)\bar{\sigma}(p) \quad \dots\dots\dots(7)$$

を得る。すなわち、ホブキンソン棒法衝撃圧縮試験により求めた  $\sigma(t)$  および  $\varepsilon(t)$  を数値ラプラス変換して  $\bar{\sigma}(p)$  と  $\bar{\varepsilon}(p)$  を算出し、式(6)と式(7)により応力緩和関数ならびにクリープ関数のラプラス変換形を求め、これらを数値ラプラス逆変換すれば、 $E(t)$  および  $C(t)$  を決定することができる<sup>(15)</sup>。さらに、適当な線形粘弾性モデルを想定して応力緩和およびクリープ関数の理論値を求め、これら理論値と上述の  $E(t)$  および  $C(t)$  に対し最適化手法を用いてモデル中に含まれ

る粘弾性定数値を決定することが可能である。本研究では、式(2)および式(3)より算出した応力-時間およびひずみ-時間関係を用いて、それぞれ応力緩和ならびにクリープ関数を求めることにする。

本粘弾性特性同定法の有効性について検討するため、PMMA(アクリル)に対し本法を適用し、PMMAを3要素標準線形固体モデルで同定した従来の報告<sup>(16)(17)</sup>と比較した。図5にPMMAの応力緩和およびクリープ関数を示す。

3要素標準線形固体モデル(図6)の応力緩和ならびにクリープ関数は次式で与えられる。

$$E(t) = \left\{ \frac{E_1 E_2}{E_1 + E_2} + \left( E_1 - \frac{E_1 E_2}{E_1 + E_2} \right) e^{-((E_1 + E_2)/\eta)t} \right\} U(t) \quad \dots\dots\dots(8)$$

$$C(t) = \left( \frac{1}{E_1} + \frac{1}{E_2} - \frac{1}{E_2} e^{-(E_2/\eta)t} \right) U(t) \quad \dots\dots\dots(9)$$

ここで  $U(t)$  はヘビサイドのステップ関数である。粘弾性定数 ( $E_1, E_2, \eta$ ) の値は、実測応力緩和関数と式(8)の理論応力緩和関数との二乗誤差が非線形最小二乗法により最小となるように決定した。図5中には理論応力緩和およびクリープ関数も併せて示した。ここで、理論クリープ関数は応力緩和関数に基づいて決定した粘弾性定数値により算出したものである。両関数の理論値はともに実験値とよく一致しており、また同モデル中の粘弾性定数値はそれぞれ  $E_1=5.0$  GPa,  $E_2=16.0$  GPa,  $\eta=1.5$  MPa と、前出の文献(16), (17)に

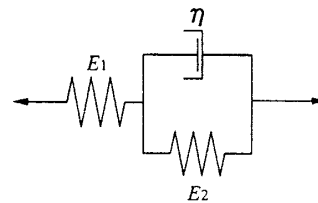


Fig. 6 Three-element standard linear solid model

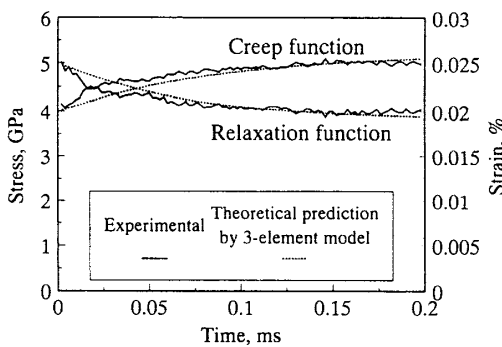


Fig. 5 Relaxation and creep functions of PMMA

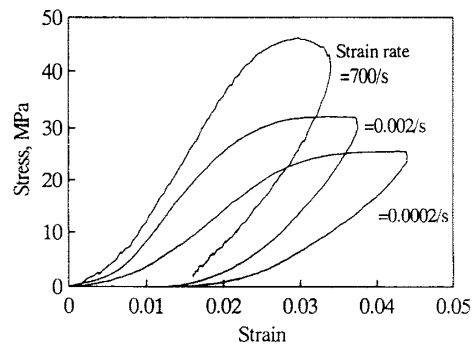


Fig. 7 Stress-strain curves at various strain rates

おける値と近いことから、本粘弾性特性同定法は有効であると言える。

#### 4. 結 果

**4.1 応力-ひずみ特性** 図7に各ひずみ速度における応力-ひずみ線図の一例を示す。応力-ひずみ関係は負荷の初期段階ではやや下に凸であるが、その後ほぼ線形となる。そして、さらに変形が進行すると徐々に傾きが減少、すなわち降伏と類似の現象を示し、やがて応力は最大値に達する。最大応力に達した後除荷したときの応力-ひずみ曲線の傾きは負荷時のそれとほぼ同じであった。このような傾向はいずれのひずみ速度においても同様であった。また、最大応力点はひずみ速度の上昇に伴い、より上側に位置する傾向が見られた。図8は骨髄を含む場合と含まない場合における応力-ひずみ線図である。図7の結果と同様に負荷過程の応力-ひずみ関係は負荷の初期段階でやや下に凸であり、その後ほぼ線形となる傾向を示した。一方、除荷過程のそれは全域にわたってほぼ線形となった。

応力-ひずみ線図の線形部の傾きを剛性、最大応力を極限応力として、各ひずみ速度に対する剛性および

極限応力と、見かけの密度との関係をそれぞれ図9および図10に示した。各ひずみ速度における剛性と極限応力は見かけの密度が大きくなると上昇する傾向が見られるが、剛性と見かけの密度との相関係数は極限応力と見かけの密度とのそれより小さかった。図11に骨髄を含む場合と含まない場合における剛性と見かけの密度との関係を比較した結果を示した。いずれの場合も剛性は見かけの密度の上昇に伴い有意に増加しているが、骨髄の有無による有意な差は見られなかった。図12, 13はそれぞれ剛性および極限応力とひずみ速度との関係である。剛性および極限応力とも衝撃荷重下において低ひずみ速度域よりも有意に大きい値を示した。なお、いずれの場合も比較したグループ間において見かけの密度の平均値に有意差はない。

**4.2 応力緩和およびクリープ関数** 応力緩和関数ならびにクリープ関数を求めるに当たり、4.1節で述べた応力-ひずみ関係における初期の非線形性を考慮し、応力-時間およびひずみ-時間関係における立上り部分を除いて計算を行った。図14に結果の一例を示す。ここで、便宜的に応力緩和関数において応力が  $t=0$  時の80%の値に減少した時間、クリープ関数に

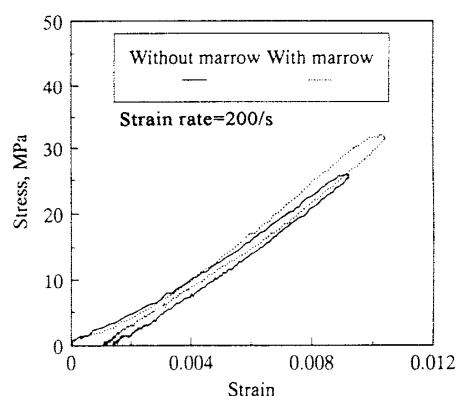


Fig. 8 Stress-strain relations of specimens with and without marrow

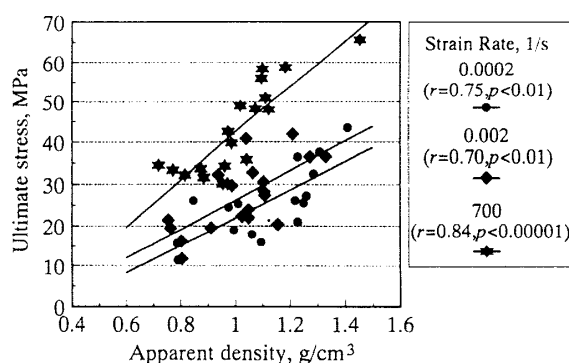


Fig. 10 Ultimate strength as a function of apparent density at various strain rates

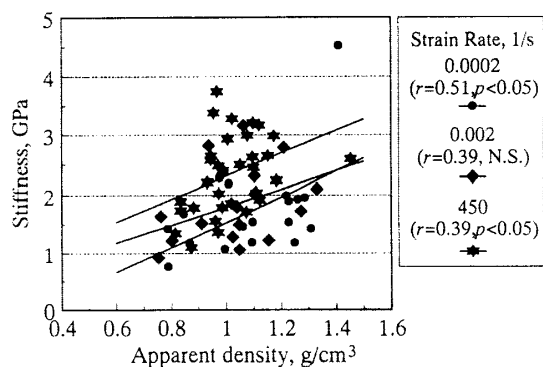


Fig. 9 Stiffness as a function of apparent density at various strain rates

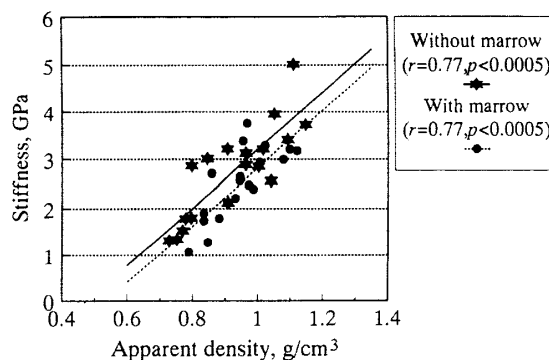


Fig. 11 Stiffness as a function of apparent density under with and without marrow

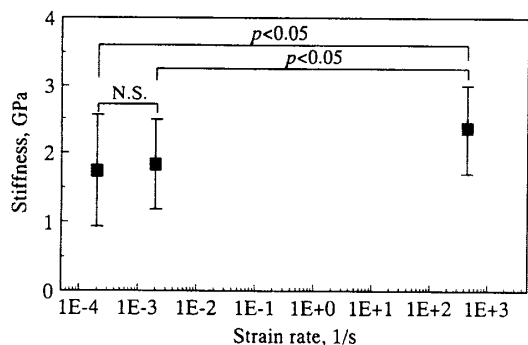


Fig. 12 Stiffness as a function of strain rate

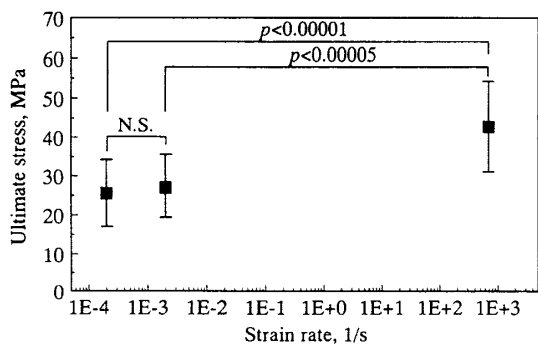


Fig. 13 Ultimate stress as a function of strain rate

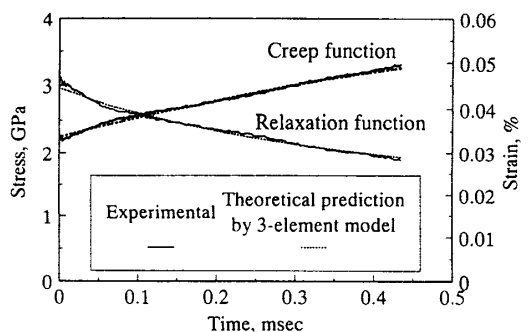


Fig. 14 Relaxation and creep functions of trabecular bone

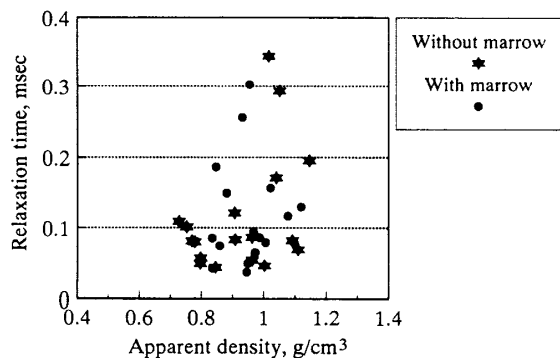


Fig. 15 Relaxation time as a function of apparent density

においてひずみが  $t=0$  時の 120% の値に到達した時間をそれぞれ緩和時間および遅延時間と定め、図 15 および図 16 にこれらの時間と見かけの密度との関係を骨髓を含む場合と含まない場合とで示した。緩和および遅延時間ともに見かけの密度との相関は認められず、骨髓の有無による有意な差も見られなかった。

**4・3 粘弾性モデル** 海綿骨の粘弾性モデルとして 3 要素標準線形固体モデルを想定し、図 14 中に理論応力緩和およびクリープ関数を併せて示した。同モデル中の粘弾性定数値は 3 章の方法に従い決定した。両関数の理論値はともに実験値と良く一致しているこ

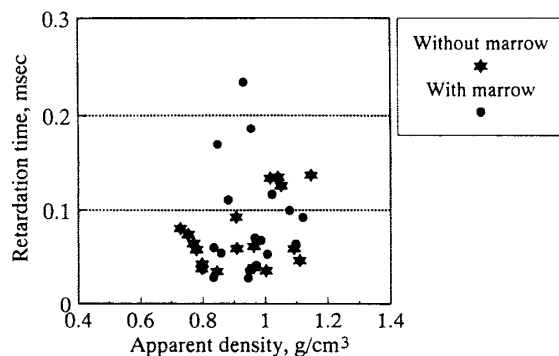


Fig. 16 Retardation time as a function of apparent density

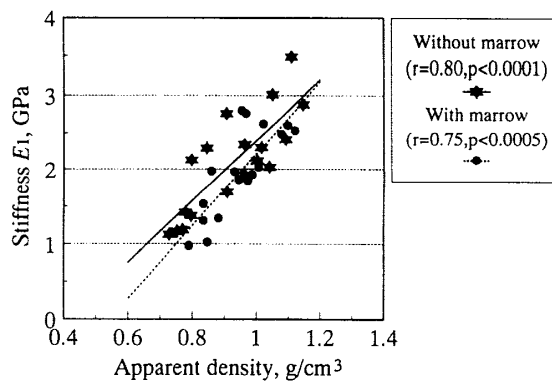


Fig. 17 Stiffness  $E_1$  as a function of apparent density

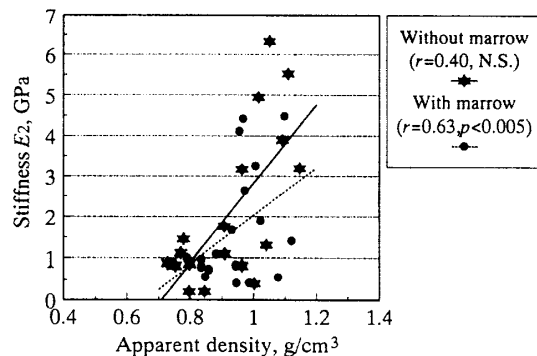


Fig. 18 Stiffness  $E_2$  as a function of apparent density

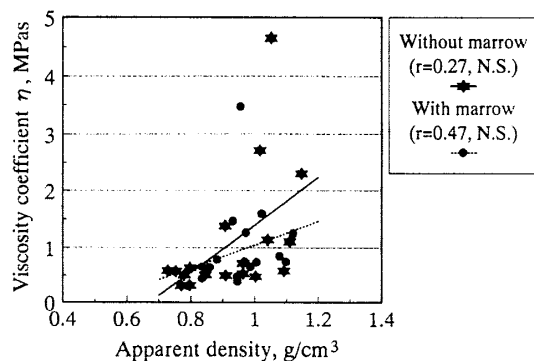


Fig. 19 Viscosity coefficient  $\eta$  as a function of apparent density

とから、海綿骨に対して3要素標準線形固体モデルを適用しても良いと考えられる。図17、18および図19にそれぞれ粘弾性パラメータ  $E_1$ 、 $E_2$  および  $\eta$  と見かけ密度との関係を示した。弾性スチフネス  $E_1$  は骨髄の有無にかかわらず見かけの密度の増加に伴い有意に上昇した。弾性スチフネス  $E_2$  は  $E_1$  に比べ見かけの密度との相関係数は低く、骨髄を含まない場合には相関の有意性はなかった。粘性係数  $\eta$  については骨髄の有無にかかわらず見かけの密度との相関に有意性はなかった。また、いずれのパラメータについても骨髄を含む場合と含まない場合とで有意な差は認められなかった。

## 5. 考 察

海綿骨の動力学的特性についてはひずみ速度  $40 \text{ s}^{-1}$  程度までしか調べられておらず、それ以上のひずみ速度域における力学的挙動はほとんど明らかにされていないが、剛性および極限応力がひずみ速度の上昇に伴い増加する、という従来より報告<sup>(9)(10)</sup> されている傾向は本研究のひずみ速度範囲においても成立する。

応力-ひずみ関係の負荷の初期段階における非線形部の原因として、Keaveny ら<sup>(18)</sup> は試験片端部での骨りょうの損傷や、圧縮プレートと試験片との摩擦など人為的要因を挙げており、これらの影響をなくするためには試験片の変位を試験片上下の圧縮プレートの相対変位から求めるのではなく、試験片に直接伸び計を設置するなどして測定することが望ましいと述べている。しかしながら、伸び計の時間応答性や伸び計自体の慣性力の影響を考慮した場合、衝撃試験への適用は非常に困難である。また、ひずみゲージ法に関しても多孔質かつ骨髄を含む海綿骨試験片に適用することはほとんど不可能と思われる。このような理由から、本研究では準静的試験の場合も試験片上下の圧縮プレ-

ートの相対変位を試験片の変位としたが、これが剛性値のばらつきが極限応力値のそれより大きかった要因の一つと考えられるため、海綿骨のひずみ測定に関しては今後さらに検討を要する。

弾性スチフネス  $E_1$  が見かけの密度の増加に伴い有意に上昇した反面、弾性スチフネス  $E_2$  および粘性係数  $\eta$  と見かけの密度との間の相関が弱かったことは、4.1節ならびに4.2節でそれぞれ述べたように、剛性と見かけの密度の間には強い正の相関が見られるものの、緩和時間と遅延時間には見かけの密度による影響が認められないことと対応している。また、著者ら<sup>(19)</sup> がヒトおよびウシ密骨(見かけの密度約  $1.9 \text{ g/cm}^3$ ) に対し3要素標準線形固体モデルを適用した結果と比較すると、 $E_1$ 、 $E_2$  の平均値が両密骨の  $1/10$  以下であるのに対し、 $\eta$  は  $1/2 \sim 1/3$  程度であり、これからも粘性係数が弾性スチフネスに比べ見かけの密度の影響を受けにくいことがわかる。

骨髄の有無により粘弾性挙動に差異が見られないことは Swanson-Freeman<sup>(11)</sup> および Pugh ら<sup>(7)</sup> の結果と一致するが、Carter-Hayes<sup>(9)</sup> はヒト海綿骨に対し試験片側面を拘束して圧縮試験(ひずみ速度範囲  $10^{-3} \text{ s}^{-1} \sim 10 \text{ s}^{-1}$ ) を行い、ひずみ速度が  $10 \text{ s}^{-1}$  のとき、骨髄を含むほうが弾性率および圧縮強度が大きいと報告している。Carter-Hayes の用いた試験片は見かけの密度の範囲が  $0.1 \sim 0.6 \text{ g/cm}^3$  と本研究のそれ ( $0.7 \sim 1.4 \text{ g/cm}^3$ ) より低いいため、本研究の場合より骨髄の含有量が多く、したがってより骨髄の影響が出やすいと考えられるが、本実験のような試験片周囲を拘束しない開いた系においては骨髄自体の特性が粘弾性特性値に及ぼす影響は無視できるものと推察される。しかしながら、実際海綿骨は閉じた系として存在しているため、骨髄の流動特性およびそれが海綿骨の力学的特性に及ぼす影響については、静水圧の負荷により骨髄の流動を抑制するなど、生体内の環境により近い条件下で実験を行い、本研究のような開いた系における結果との比較・検討が必要であろう。

## 6. 結 言

ウシ海綿骨に対して衝撃および準静的圧縮試験を行った結果を要約すると次のようになる。

- (1) 剛性と極限応力は見かけの密度およびひずみ速度が大きくなると上昇する傾向が見られる。
- (2) 見かけの密度による緩和時間、遅延時間および粘性係数  $\eta$  の変化に一定の傾向は見られない。
- (3) 骨髄を含む場合と含まない場合とで、緩和時間、遅延時間、弾性スチフネス  $E_1$ 、 $E_2$  および粘性係

数  $\eta$  に有意差は見られない。

(4) 力学的特性を記述するモデルとして3要素標準線形固体モデルが適用可能である。

### 文 献

- (1) Keaveny, T. M. and Hayes, W. C., *Trans. ASME, J. Biomech. Eng.*, **115**(1993), 535-542.
- (2) Gibson, L. J., *J. Biomech.*, **18**(1985), 317-328.
- (3) Røhl, L., ほか4名, *J. Biomech.*, **24**(1991), 1143-1149.
- (4) Vahey, L. W., ほか2名, *J. Biomech.*, **20**(1987), 29-33.
- (5) Deligianni, D. D., ほか2名, *J. Biomech.*, **27**(1994), 1469-1476.
- (6) Bowman, S. M., ほか4名, *J. Biomech.*, **27**(1994), 301-310.
- (7) Pugh, J. W., ほか2名, *J. Biomech.*, **6**(1973), 475-485.
- (8) 立石哲也・白崎芳夫, *機械技術研究所報告*, **130**(1984), 24-52.
- (9) Carter, D. R. and Hayes, W. C., *J. Bone and Joint Surg.*, **59-A**(1977), 954-962.
- (10) Linde, F., ほか4名, *J. Biomech.*, **24**(1991), 803-809.
- (11) Swanson, S. A. and Freeman, M. A. R., *Med. Biol. Eng.*, **4**(1966), 433-438.
- (12) Ochoa, J. A., ほか3名, *Trans. ASME, J. Biomech. Eng.*, **113**(1991), 259-262.
- (13) Ducheyne, P., ほか5名, *J. Biomech.*, **10**(1977), 747-762.
- (14) 例えば, 武藤真介, *統計解析ハンドブック*, (1995), 朝倉書店.
- (15) 松本浩之, *機論*, **48-436, A**(1982), 1475-1480.
- (16) 松本浩之・ほか2名, *機論*, **45-399, A**(1979), 1409-1417.
- (17) 曾我部雄次・都築正之, *機論*, **51-472, A**(1985), 2738-2746.
- (18) Keaveny, T. M., ほか4名, *J. Biomech.*, **27**(1994), 1127-1136.
- (19) 田辺裕治・ほか4名, *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, **14**(1992), 169-172.