

# 302 ウシち密骨の波動伝播特性 Wave Propagation Properties of Bovine Compact Bone

○学 涌井 隆 (新潟大)  
正 田辺裕治 (新潟大)

正 小林公一 (新潟大)  
正 原 利昭 (新潟大)

Takashi WAKUI, Faculty of Engineering, Niigata University, Igarashi 2-8050, Niigata  
Koichi KOBAYASHI, Graduate School of Science and Technology, Niigata University  
Yuji TANABE, Faculty of Engineering, Niigata University  
Toshiaki HARA, Faculty of Engineering, Niigata University

Key words: Biomechanics, Compact Bone, Dynamic Properties, Wave Propagation

## 1. 緒言

骨の機械的特性については、骨格系の損傷のメカニズムの解明や、人工関節など骨代替材料の生体骨に対する力学的適合性の向上などといったバイオメカニクスの観点から従来より非常に多くの研究が報告されている<sup>(1),(2)</sup>。また、工学的および材料力学的観点から、骨が有する自己適応性や自己修復能など生体組織特有の優れた機能を工業材料に取り入れようという試みも成されつつある。

従来の骨の力学的特性に関する研究は準静的荷重下におけるものが大多数である。しかしながら、実際の生体系において関節や筋・骨格系に作用する外力は静的な場合よりも動的、衝撃的な場合が多いため、準静的荷重下のみならず衝撃荷重下における骨の力学的挙動を定量的に評価する必要がある。

そこで、本研究では骨の動的構成方程式を確立する上で基礎となる波動伝播特性を調べるため、ウシ大腿骨ち密骨に対し縦衝撃圧縮試験を行い、得られたひずみ波形を基に動的ヤング率、動的ポアソン比および減衰率を算出した。そして、これらの特性に及ぼすひずみ振幅の影響について検討した。

## 2. 実験方法

2.1 試料 試料として、ウシ大腿骨骨幹部前方のち密骨を用いた(図1)。同ち密骨から機械加工により6x3x170mmの角柱状試験片を採取し、数日間乾燥させた。そして同図中に示すように試験片の長手方向に対し等間隔に3カ所の測定点を設定し、衝撃端に近い方から順に測定点1, 2および3とした。それぞれの測定点にはひずみゲージを試験片の長手方向と横方向に貼って動的ポアソン比を直接測定できるようにした。また、曲げの影響を少なくするため、それぞれの測定点の試験片軸対称点にも同様にひずみゲージを貼付した。なお、自由端からの反射波の影響を無くするため、試験片と同一寸法・形状の角柱を同ち密骨から採取し、試験片他端にシアノアクリル系接着剤で接着した。

2.2 実験 図2は縦衝撃圧縮試験装置の概略である。糸で水平に保持した試験片の一端を空気圧で加速した直径3.2mmの鋼球で打撃し、発生した圧縮波形信号をひずみゲージで測定した。この波形信号をデジタル・ストレージオシロスコープ(日本電気三栄:シグナルプロセッサ

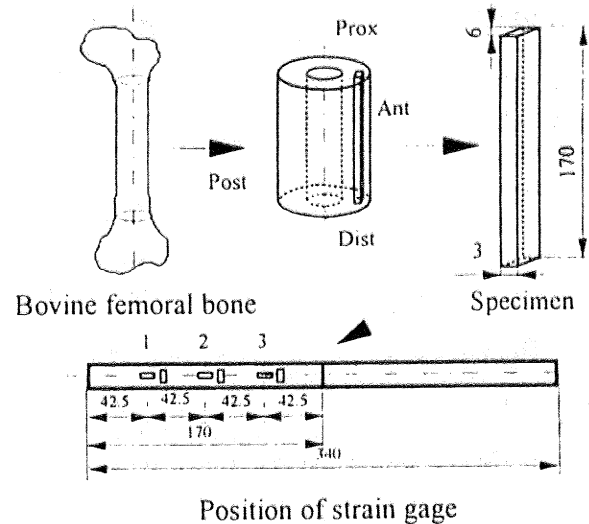


Fig.1. Specimen preparation procedure.

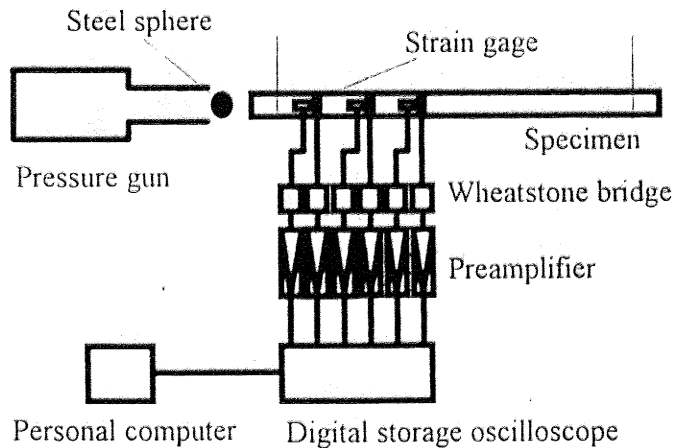


Fig.2. Experimental set-up for longitudinal impact test.

DP6102)に記録した後パーソナルコンピュータに転送して計算処理を行った。本研究では空気圧により鋼球の射出速度を変えて、発生するひずみ振幅を変化させた。試験片の動的ヤング率 $E$ 、動的ポアソン比 $\nu$ および減衰率 $a$ はそれぞれ次式により算出した。

$$E = \rho c^2 = \rho (\ell / \Delta t)^2 \quad (1)$$

$$\nu = |\epsilon_T / \epsilon_L| \quad (2)$$

$$a = |\log(\epsilon_A / \epsilon_B) / \ell| \quad (3)$$

ここで、 $\rho$ :密度、 $c$ :縦波伝播速度、 $\ell$ :測定点間距離、 $\Delta t$ :ひずみ波が測定点間を伝播する時間、 $\epsilon_L$ 、 $\epsilon_T$ :縦ひずみおよび横ひずみのピーク値、 $\epsilon_{L1}$ 、 $\epsilon_{T1}$ :2つの測定点におけるひずみのピーク値である。

### 3. 結果と考察

図3に各測定点におけるひずみ波形の一例を示した。ここで、"L"および"T"に付した数字は測定点を示している。同図より L1, L2, L3 の順に振幅が減少し、波形の持続時間も長くなっていることから、伝播に伴う減衰と分散が生じていることがわかる。図4は動的ヤング率とひずみ振幅との関係である。動的ヤング率に測定箇所およびひずみ振幅の影響はほとんど無く、平均値を求めると24.6GPaであった。この値はAbendschein<sup>(3)</sup>らの超音波法による測定結果(24.5GPa)とほぼ一致している。図5に縦ひずみを基に算出した減衰率とひずみ振幅との関係を示した。減衰率がひずみ振幅の上昇に伴い低下する傾向(非線形性)が僅かであるが認められる。また、測定点1,2間での減衰率の平均値( $0.0187\text{cm}^{-1}$ )と測定点2,3間でのそれ( $0.0251\text{cm}^{-1}$ )を比較すると後者の方が約34%大きかった。これらの要因として、ち密骨自体の有する非線形性および波動伝播に伴う幾何分散効果が考えられる。なお、数値的にはPelker<sup>(4)</sup>ら( $0.023\text{cm}^{-1}$ )やKatsamanis<sup>(5)</sup>ら( $0.01\text{cm}^{-1}$ )の結果と近い値を示した。図6は動的ポアソン比とひずみ振幅との関係である。動的ポアソン比も減衰率と同様にひずみ振幅の増加に伴い僅かな低下傾向を示す。衝撃端に近い測定点から順にそれぞれの平均値を示せば0.287, 0.293, 0.304となり、ひずみ波が伝播するに伴い動的ポアソン比は若干大きくなる傾向が見られた。

### 結言

ウシ大腿骨ち密骨に対し縦衝撃圧縮試験を行った結果、以下のような結論を得た。

1. 動的ヤング率はひずみ振幅および測定箇所に依らずほぼ一定であった。
2. 減衰率はひずみ振幅の上昇に伴いわずかに減少傾向を示すとともに、ひずみ波が伝播するに伴い大きくなった。
3. 動的ポアソン比もひずみ振幅の上昇に伴いわずかに低下傾向を示すとともに、ひずみ波の伝播に伴い大きくなった。

### 文献

- (1)Bonfield,W and Datta, P.,K., Young's modulus of compact bone, J.Biomech., 7(1974), 147-149.
- (2) Reilly, D.T. and Burstein, A.H., The elastic and ultimate properties of compact bone tissue, J.Biomech., 8(1975), 393-405.
- (3)Absendschein, W. and Hyatt, G.W., Ultrasonics and selected physical properties of bone, Clin. Orthop., 69(1970), 294-301.
- (4)Pelker, R.R. and Saha,H., Stress wave propagation in bone, J.Biomech., 16(1983), 481-489.
- (5)Katsamanis, F. and Raftopoulos, D.D., Determination of mechanical properties of human femoral cortical bone by the Hopkinson bar stress technique, J.Biomech., 23(1990), 1173-1184.

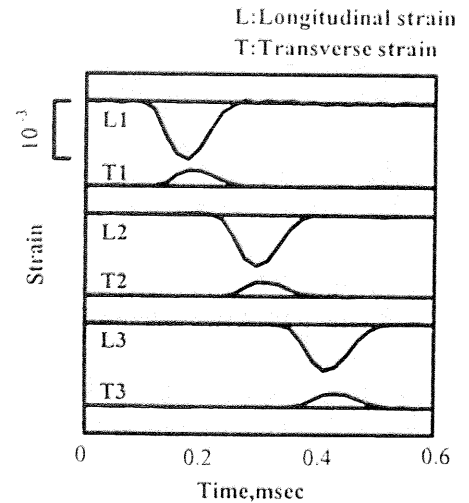


Fig.3. Oscilloscope records of strain pulses.

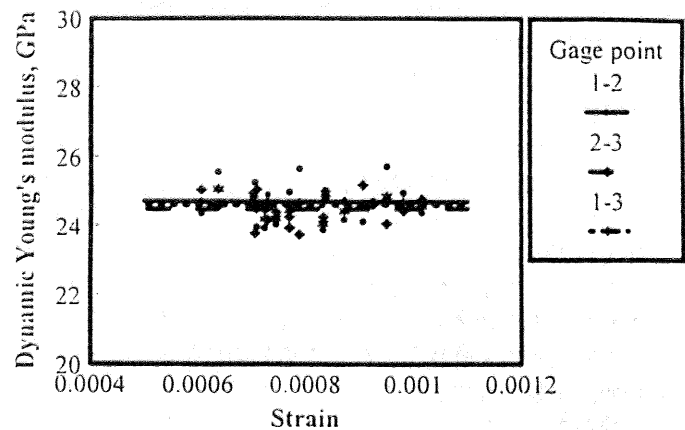


Fig.4. Dynamic Young's modulus vs strain amplitude.

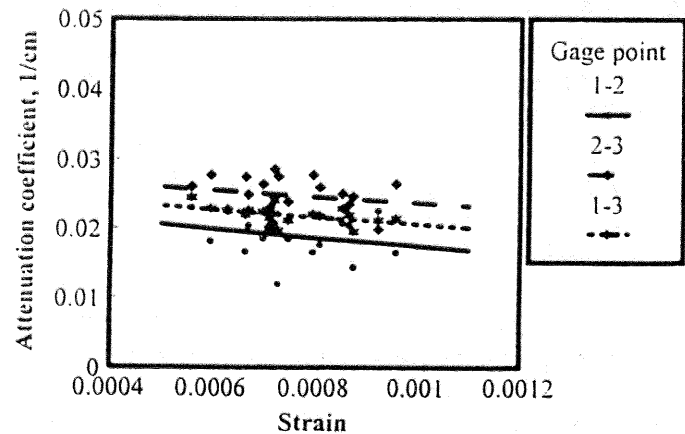


Fig.5. Attenuation coefficient vs strain amplitude.

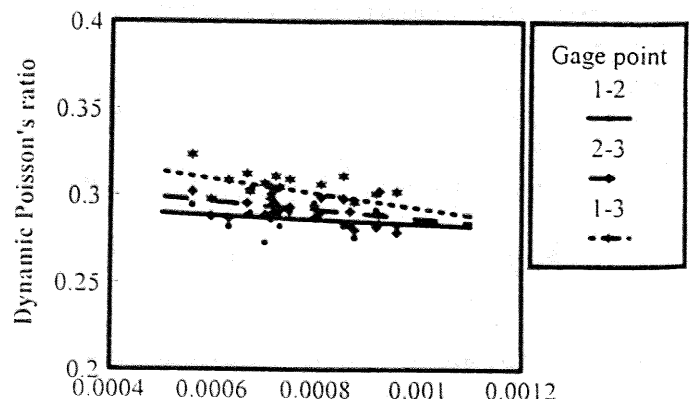


Fig.6 Dynamic Poisson's ratio vs strain amplitude.