

104 ウシ緻密骨の動力学的特性

Dynamic Mechanical Analysis of Bovine Cortical Bone

正 田辺裕治 (新潟大)

Yuji TANABE, Niigata University, Ikarashi Ni-nocho, Niigata

Key Words: Bone Biomechanics, Compact Bone, Mechanical Properties, Viscoelasticity, Anisotropy

1. 緒言

緻密骨は生体の骨格系において荷重支持の役割を担っており、その力学的特性評価を行うことは適切な力学的適合性を有するインプラント材料を設計開発する上で極めて重要である⁽¹⁾。また、緻密骨は異方性を有する粘弾性固体として振る舞い、したがって、任意の外力を受ける場合の生体骨内の応力やひずみ状態を正確に把握するというバイオメカニクスの観点からもその力学的特性の定量的評価が必要不可欠である。そこで本研究では緻密骨の粘弾性特性を評価することを目的として、ウシ脛骨緻密骨に対して動力学試験 (Dynamic Mechanical Analyser: DMA) 装置を用いた一連の実験を行った。DMAを利用すれば、小寸法の試験片を用いて動的弾性率 (storage modulus), E' 、や粘性的性質の指標である損失正接 (loss tangent), $\tan \delta$ 、を温度および荷重の繰り返し速度の関数として決定することが可能である。DMAにより緻密骨の粘弾性特性を評価した研究として立石らの報告⁽²⁾があるが温度の影響については調べられていない。本報ではDMAによりウシ緻密骨の粘弾性特性 (E' と $\tan \delta$) の温度依存性ならびに方位依存性を調べた結果について以下に述べる。

2. 試料および実験方法

試料は屠殺後直ちに約 -20°C で冷凍保存したウシ脛骨である。同試料の骨幹中央部内側皮質から厚さ1 mm、幅3 mm、長さ22 mmの板状試験片を試料の湿潤状態を保ちながら機械加工した。本研究では粘弾性特性の方位依存性を調べる目的で、長軸が骨軸に対して 0° (Longitudinal: L方向), 22.5° , 45° , 67.5° および 90° (Transverse: T方向)の角度をなす試験片を各々5個製作した。加工された試験片は実験直前まで約 -20°C で保存された。試験片はほぼ一次骨 (plexiform bone) で構成されており、ハバース骨 (Haversian bone) はほとんど認められなかった。

DMA装置 (米国 Perkin Elmer社製) を用いて上記の試験片についてスパン長20mmで繰り返し三点曲げ荷重を与える実験を行った。そして、所定の繰り返し速度下で、ひずみ0.3%時の E' と $\tan \delta$ の温度 $5\sim 45^{\circ}\text{C}$ における変化を測定した。さらに、同一試験片に対して繰り返し速度が1, 5, 10Hzの実験を行って、 E' と $\tan \delta$ に及ぼす繰り返し速度の影響についても調べた。また昇温速度は全実験において $2^{\circ}\text{Cmin}^{-1}$ とした。1回の実験の前後で試験片の重量変化は5%以下であり、したがって、実験中の試験片は湿潤状態にあったと見做してよいと思われる。

3. 実験結果および考察

3.1 温度依存性

Fig.1とFig.2はそれぞれ E' と $\tan \delta$ の温度変化をL方向 (0°) の試験片について測定した場合の一例である。い

ずれの温度においても繰り返し速度が増加すると E' および $\tan \delta$ の値も大きくなっている。

E' についてみると、本実験の温度範囲では温度の増加に伴いその値は単調に減少する傾向にあるが、約 35°C 付近で極小値を取るようである。この E' の温度に対する変化傾向はいずれの繰り返し速度でも同様である。同一繰り返し速度で 5°C と 45°C あるいは同一温度で1Hzと10Hzの場合の E' の値を比較してみるとその差は最大でも約7%程度であるが、本研究で実施したDMAではその小さな差が明瞭に捉えられた。

$\tan \delta$ についてみると、1Hzではその値は温度の増加に伴い大きくなる傾向にあるが、5Hzと10Hzでは明瞭な傾向が見られない。Fig.1, Fig.2で見られたような E' と $\tan \delta$ の温度に対する変化は、測定値は異なるものの、他の方位の試験片でも同様に見られた。

3.2 方位依存性

Fig.3とFig.4はそれぞれ体温 37°C における E' と $\tan \delta$ の値を試験片の方位に対してプロットした結果である。(両図で各プロット点は5個の試験片の平均値を示している。)

E' はすべての繰り返し速度において方位 67.5° までは角度の増加に伴って緩やかに減少する傾向にあるが、 67.5° から 90° (T方向)では急激に減少している。 E' の値についてみると、10HzのL方向で約23GPa、10HzのT方向で約14GPaとなっていて、これらの値は以前にBonfieldらが同種の緻密骨に対して超音波法を用いて測定した値の約1.2~2倍となっている⁽³⁾。

$\tan \delta$ についてみると、すべての繰り返し速度において、その値は角度の増加に伴って緩やかに上昇する傾向にある。しかし、 $\tan \delta$ の増加の程度は高繰り返し速度ほど緩慢である ($\tan \delta$ の値は10HzのL方向で約0.1, T方向で約0.11である。)。より詳細に見ると、 $0^{\circ}\sim 67.5^{\circ}$ の方位では各繰り返し速度において $\tan \delta$ の値はほぼ一定と見ても差し支えない。すなわち、緻密骨の弾性率に見られる異方性の発現は有機相よりもミネラル相の力学的異方性、換言すればhydroxyapatite(HA)結晶の配向状態に強く支配されていると結論できる。このことは、佐々木ら⁽⁴⁾、Wagnerら⁽⁵⁾、Curreyら⁽⁶⁾によっても指摘されている。

以上のように、Fig.3の動的弾性率の方位依存性の発現にはHA結晶の配向状態が強く影響していると推論されるが、これまでに複合材料理論に基づいた弾性率を予測するための幾つかのモデルが提案されている。佐々木らはX線回折法による測定結果に基づいて複合則による弾性率の予測モデルを提案している⁽⁴⁾。Wagnerらは緻密骨を二層の積層材によりモデル化できるとした⁽⁵⁾。すなわち、各層に対してはplatelet状のHA結晶によりcollagen繊維が強化されているとして三種類の一方向繊維強化材の理論を適用し全体のモデル

を構築している。CurreyらはNarwhal Tuskの弾性率の異方性に関する実験結果とHalpin-Tsaiモデル等の幾つかの一方向繊維強化材モデルによる理論値との比較検討を行っている⁽⁶⁾。しかしながら、これらの研究で提案あるいは引用されているモデルではFig.3の結果を説明することはできなかった。すなわち、同図で方位 67.5° から 90° における動的弾性率の急激な減少が説明できない。種々試算した結果によれば、Wagnerらのモデルを修正した三層の積層材モデルが現在のところFig.3の結果に最も適合するようである。その結果の一例をFig.5に示す。図中の斜線内の領域が予測される弾性率の範囲で、実験点はほぼこの領域内にある。

4. 結言

本報で得られたウシ脛骨緻密骨に対するDMAの結果をまとめると以下ようになる。

- (1)DMAは骨の構成則の確立に必要な粘弾性および異方性に関するデータを得るのに適している。
- (2)5~45°Cの温度範囲および1~10Hzの荷重の繰り返し速度範囲では動的弾性率の変動は顕著でなく、概ね7%以下である。
- (3) $\tan \delta$ の方位依存性からミネラル相の力学的異方性が骨の弾性率の異方性を強く支配していることが示唆された。また、従来の一方向繊維強化材の理論では本報の動的弾性率の方位依存性を説明できなかった。

謝辞

本研究の一部はIRC in Biomedical Materials, University of London, UKで行われたものである。有益なご助言をいただいたW. Bonfield教授に謝意を表す。また、吉田育英会ならびに新潟大学 原 利昭 教授には本研究の遂行に際し激励、ご援助いただいた。ここに謝意を表す。

文献

- (1)Bonfield, W., Digest of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Part 1, Kyoto, Japan, (1991), 47
- (2)立石・白崎・木村・小川, 機論, 46-401(1980), 97
- (3)Bonfield, W. and Grynpas, M.D., Nature, 270(1977), 453
- (4)Sasaki, N., Ikawa, T. and Fukuda, A., J. Biomech, 24(1991), 57
- (5)Wagner, H.D. and Weiner, S., J. Biomech, 25(1992), 1311
- (6)Currey, J.D., Brear, K. and Zioupos, P., J. Biomech, 27(1994), 885

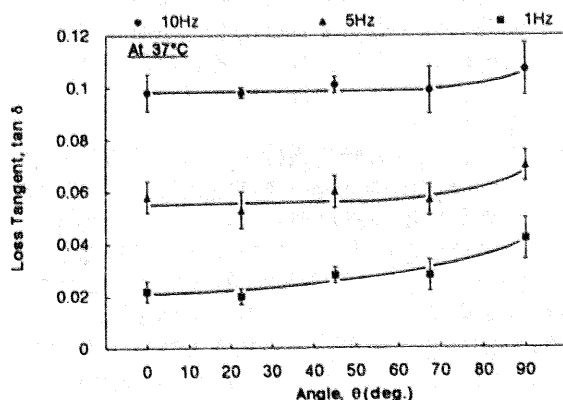


Fig. 4 Variation in loss tangent ($\tan \delta$) with the orientation of specimen axis to the long axis of the bone

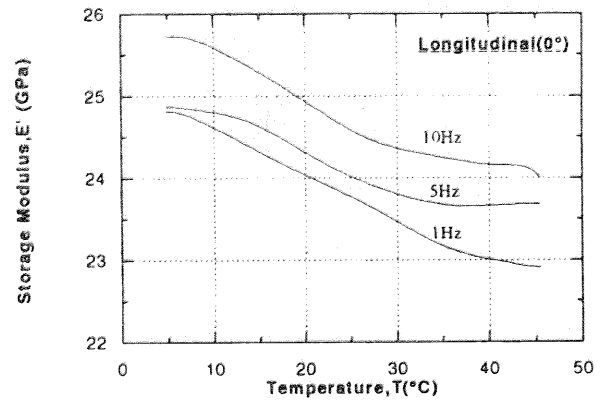


Fig. 1 Variation in storage modulus (E') with temperature for longitudinally oriented specimen

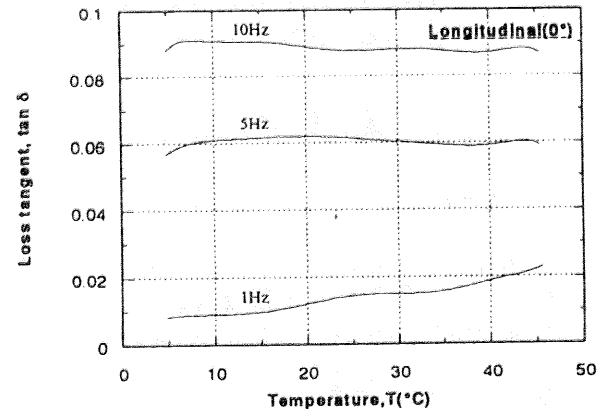


Fig. 2 Variation in loss tangent ($\tan \delta$) with temperature for longitudinally oriented specimen

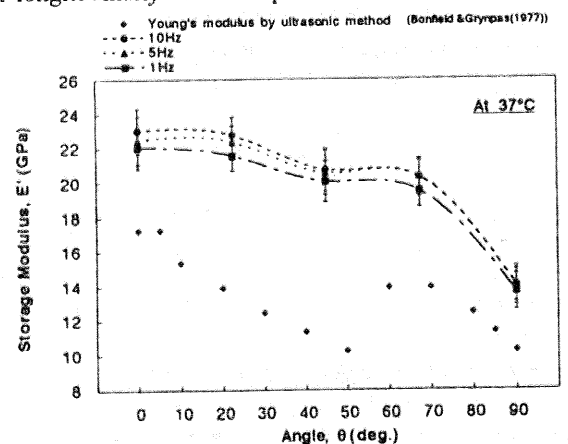


Fig. 3 Variation in storage modulus (E') with the orientation of specimen axis to the long axis of the bone, compared with the orientational dependent behaviour of Young's modulus obtained by ultrasonic technique.

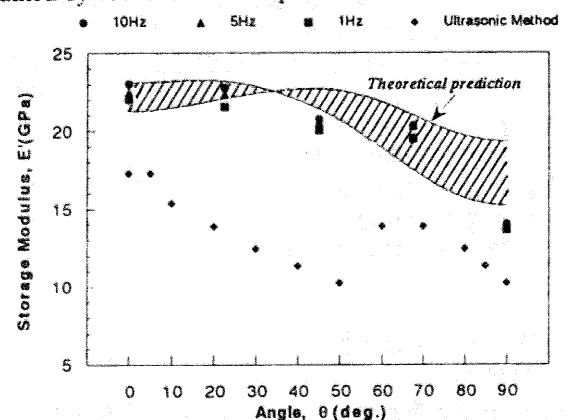


Fig. 5 Prediction of storage modulus for plexiform bone by modified Wagner-Weiner model