

831 牛骨の種々の応力比のもとでの疲労破壊

Fatigue Fracture of Bovine Bone under Various Stress Ratio

○学 太田 美紀 (富山大・院) 正 石原 外美 (富山大)
正 五嶋 孝仁 (富山大)

Miki OTA, Toyama University, 3190 Gofuku, Toyama-shi, Toyama
Sotomi Ishihara, Toyama University
Takahito Goshima, Toyama University

Key Words : Cortical bone, Fatigue life, Crack propagation, Simulation, Stress frequency

1. 緒言

緻密骨の引張・圧縮疲労, 片振引張疲労, 片振圧縮疲労過程は, 試験片表面上にき裂が発生, 進展する回転曲げ疲労試験とは異なり, 試験片内部においてき裂発生, 進展が生じることが多く, その疲労破壊過程は不明確な点が多い. 本研究では, 牛緻密骨試験片をオステオンを素単位とした梁構造物として近似することにより, 両振引張・圧縮疲労, 片振引張疲労, 並びに片振圧縮疲労過程の疲労き裂進展シミュレーションを行い, 疲労寿命を導出した. そして実験結果との比較から, 現象を支配する物理機構を考察した.

2. 従来の実験結果の概要⁽¹⁾⁽²⁾

2.1 き裂進展特性 引張疲労下のモード I 型き裂進展に加えて, 圧縮疲労下のモード II 型のき裂進展も考慮するために, エネルギー開放率 ΔG を用いた. き裂形状を半円表面き裂と仮定し, モード I およびモード II 下の応力拡大係数幅の算出には次式を用いた.

$$\Delta K_I = 0.73 \Delta \sigma (\pi a_i)^{1/2} \quad (1)$$

$$\Delta K_{II} = 0.73 \Delta \tau (\pi a_i)^{1/2} \quad (2)$$

式(1)(2)よりエネルギー開放率 ΔG を次式で計算した.

$$\Delta G = \{(1-\nu)^2 \Delta K_I^2 + (1-\nu)^2 \Delta K_{II}^2\} / E_0 \quad (3)$$

ここで E_0 はヤング率である.

Fig.1 は試験片表面で観察されたき裂の進展速度 da/dN とエネルギー開放率 ΔG の関係を示したものである.

図より, 両振りの $R=-1$ では da/dN と ΔG の関係には, 明確な応力繰返し速度依存性が認められないのに対し, 片振り引張りの $R=0.1$ では, 応力繰返し速度 0.3Hz と 20Hz の間に明確な差異が認められる. 片振り圧縮疲労の応力比 $R=10$ では, き裂の進展特性の調査を行っていないので, 本研究では, $R=0.1$ におけるき裂進展特性と等しいものと仮定して, 以後のシミュレーションを行った.

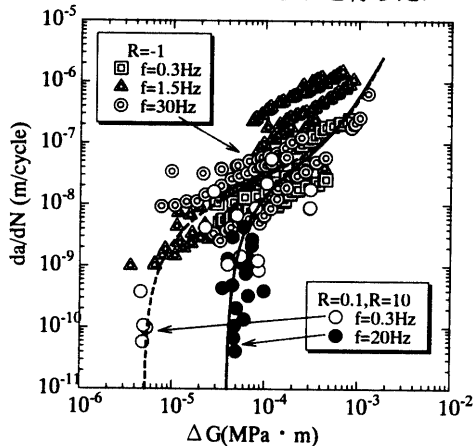


Fig.1 da/dN - ΔG relation.

Table.1 Bending strength of bones σ_b .⁽³⁾⁽⁴⁾

	Bovine [MPa]	Equine [MPa]	Human [MPa]
σ_b	265.7	273.9	165.7

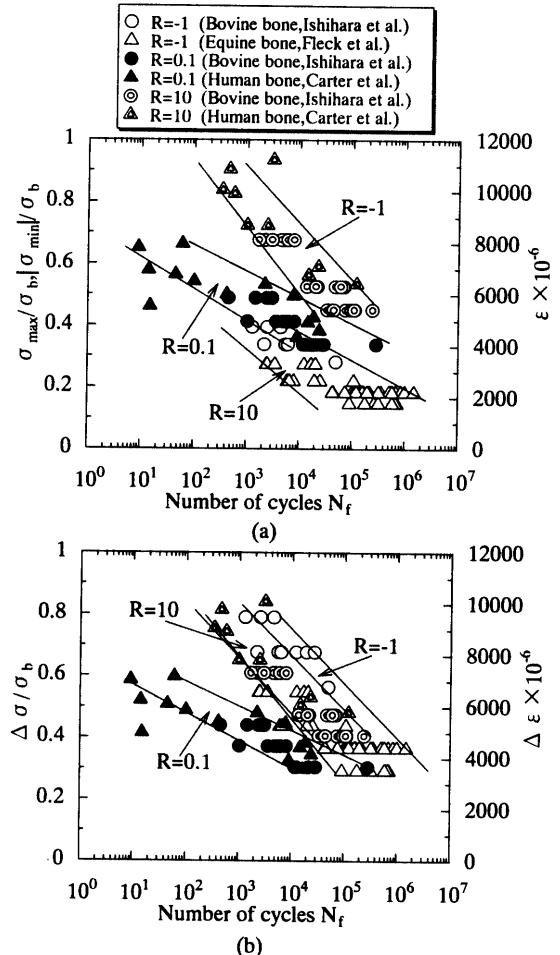


Fig.2 Relationship between σ and N_f (Experiments).

2. 2 疲労寿命と応力比の関係に及ぼす応力比の影響

Fig2 はこれまでに実験的に得られた牛緻密骨の応力 σ と疲労寿命 N_f の関係を, 繰返し速度 $f=0.3\text{Hz}$, 応力比 $R=-1, 0.1, 10$ についてそれぞれ示したものである. (a) は最大応力 σ_{max} もしくは最小応力 $|\sigma_{min}|$ について, (b) は応力変動幅 $\Delta\sigma$ について整理した関係を示したものである. $\Delta\sigma$ は次式を用いて σ_{max} より換算した.

$$\Delta\sigma = (1-R)\sigma_{max} \quad (4)$$

図の縦軸には, 応力以外に σ/E_0 から計算されるひずみ値も示した. ここで E_0 は骨のヤング率である. また図中には, 馬骨に対する Fleck らの実験結果 ($R=-1$)⁽³⁾, 人骨に対する Carter らの実験結果値 ($R=0.1, R=10$)⁽⁴⁾ も併せてプロットしてある. Table 1 に示すように, 馬骨, 牛骨並びに人骨の曲げ強さは異なるため, Fig.2 においては, 縦軸の応力値として, 負荷応力値を骨の曲げ強さ σ_b で割った無次元応力を採用している. 図より分かるように, S-N 曲線は応力比によって異なる曲線となる. また図(a)では応力比による S-N 曲線の差異が大きいのに対し, 図(b)では, 応

力比の影響が緩和され、互いにほぼ似た曲線となることがわかる。図は省くが、以上述べた実験傾向は、 $f=20\text{Hz}$ においても同様に観察された。

文献⁽⁴⁾では、疲労破壊が生じないためのひずみの下限値として、 $R=-1$ では $1500\mu\epsilon$ 、 $R=0.1$ では $2500\mu\epsilon$ 、 $R=10$ では $4000\mu\epsilon$ の値が報告されているが、これらの値はFig.2の実験結果においても認められる。

3. 骨組織と試験片のモデル化

Fig.3(a)に示す寸法を持つ丸棒試験片を用いて実験を行った。本シミュレーションでは、試験片の縦断面をFig.3(b)に示すように、一定寸法で六角形状のセル組織の集合体として、Fig.4(a)のようにモデル化を行った。さらに垂直部材と斜め部材よりなる2次元ラーメン構造で近似した。近似に当たって、骨組織とラーメン部材の EI が等しくなるようにした。ここで E はヤング率、 I は断面二次モーメントである。疲労過程に各オステオンに発生する負荷応力の大きさは有限要素法によって求めた。解析にあたって、対称性を考慮して、試験片の4分の1のみを解析した。要素数、接点数はそれぞれ122及び94である。骨組織は潜在的にハーバース管等の欠陥を含んでおり、き裂はこのような欠陥部から発生、進展する。Fig.4(b),(c)に示すように、オステオンを構成する骨小柱において、負荷される応力が最も大きい部分に存在する欠陥から、き裂が発生、進展するものと仮定する。

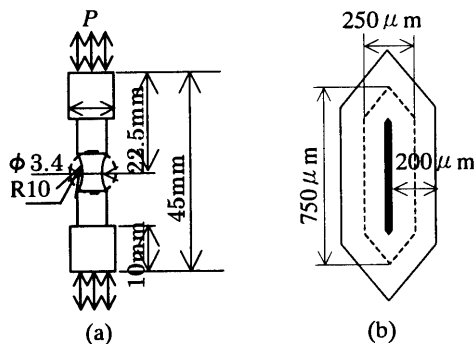


Fig.3 Microstructure of bone.

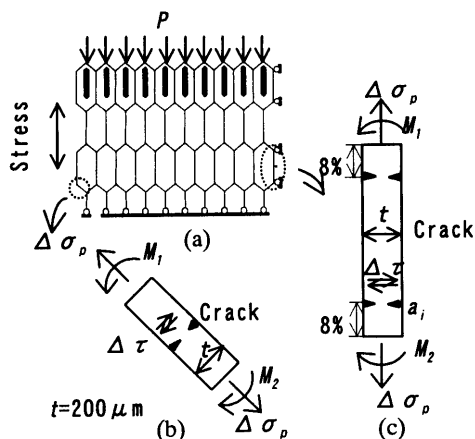


Fig.4 FEM model for specimen.

4. シミュレーションの概要

初期き裂長さをワイブル乱数より求め、各骨小柱の応力値をFEMより算出する。次に、き裂進展開始条件を満たす骨小柱のいずれかが破壊条件を満たすまでき裂を進展させる。破壊した骨小柱は剛性が失われるので、骨試験片にかかる応力をFEMより再び計算し、この値を用いてき裂進展を行う。以後、骨試験片全体の破壊条件を満たすまで以上の手順を繰り返す。

5. シミュレーション結果と実験結果との比較

5.1 S-N線図 牛骨の両振引張・圧縮疲労、片振引張疲労、片振圧縮疲労過程のシミュレーションを行った。Fig.5は $f=0.3\text{Hz}$ でのシミュレーションより得られたS-N線図を示したものである。図中には、比較のためにFig.2の実験結果をハッチング領域で示してある。図よりわかるように、実験結果と解析結果は良く一致している。またシミュレーションでは、ひずみの下限値として $R=-1$ では $1500\mu\epsilon$ 、 $R=0.1$ では $2500\mu\epsilon$ 、 $R=10$ では $4000\mu\epsilon$ が得られた。これらの値は文献のしきい値とよく一致した。これより、疲労破壊に対するひずみのしきい値はき裂進展の下限値と対応するものと考えられる。図は省くが、 $f=20\text{Hz}$ でも同じく実験結果と解析結果はよく一致した。

5.2 剛性低下 E/E_0 と疲労寿命 N/N_f の関係

Fig.6はコンピュータシミュレーションより得られた剛性低下 E/E_0 と疲労寿命 N/N_f の関係を、負荷荷重105MPaのときについて示したものである。図よりわかるように、 R が小さい方が、寿命の初期から剛性が低下している。

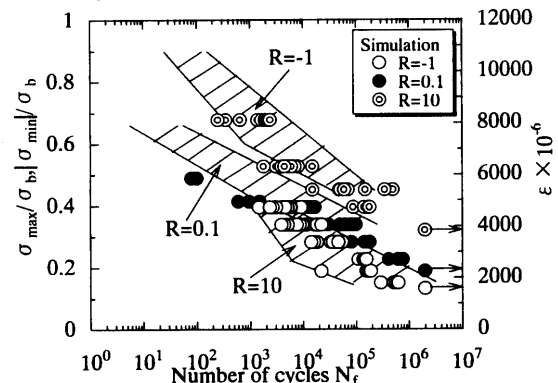


Fig.5 Relationship between σ and N_f (Simulation).

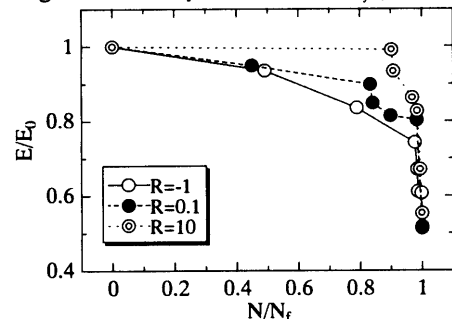


Fig.6 Relationship between E/E_0 and N/N_f ($P=105\text{MPa}$).

6. 結言

- (1)骨試験片を六角形状のオステオンから成る2次元梁構造物モデルで置き換え、き裂進展挙動をもとに牛骨の疲労破壊過程のシミュレーションを行った。得られたS-N線図は実験結果とよく一致する。
- (2)本シミュレーションから、疲労破壊が生じるためのひずみの下限値として $R=-1$ では $1500\mu\epsilon$ 、 $R=0.1$ では $2500\mu\epsilon$ 、 $R=10$ では $4000\mu\epsilon$ が得られた。これは骨の疲労に対する文献でのひずみのしきい値とよく一致する。従って疲労破壊に対するひずみの下限値はき裂進展の下限値と対応する。
- (3)剛性低下率 E/E_0 と疲労寿命比 N/N_f の関係より、 R が小さい方が寿命の初期から早く低下する。

参考文献

- (1)石原・他2名, 機論, 62-619, A(1998), 831-838.
- (2)石原・他2名, 機論, 64-619, A(1998), 831-838.
- (3)Fleck 私信.
- (4)Pattin, C.A., Caler, W.E. and Carter, D.R., J. Biomech., 29(1996), 69-79.