

# 骨髓板力学性质的实验研究\*

华筑信 刚芹果

(河北大学数学系, 保定 071002)

林振福 李 军

(河北医科大学第三医院, 石家庄 050051)

**关键词** 骨髓板拉伸 应力软化效应 归一化松弛函数

骨髓板又名生长板, 位于骨髓与干骨髓端之间, 存在单向软骨增殖与成骨活动, 是生长期骨骼的生长发育部位. 当动物发育成熟, 骨髓板的软骨增殖与成骨活动相继结束, 骨髓板完全钙化, 长骨纵向生长停止(图1).

骨髓板在正常生理状态下主要承受垂直于骨髓板的轴向载荷, 有一定的抗拉、抗压强度. 当关节部位承受异常载荷, 由于过载或受力方向的改变常会引起骨髓板分离、撕脱或压缩性骨折, 这是青少年常见的骨损伤. 近10年来, 牵引骨髓分离肢体延长手术得以长足发展, 就是人为地使骨髓板分离, 通过牵伸刺激软骨增殖与成骨细胞活动, 达到肢体延长的目的. 基于骨髓板在骨生长及损伤中的重要性, 已在形态学、组织学方面作了大量研究工作. 但骨髓板作为生物材料, 其力学性质的研究甚少<sup>[1]</sup>. 本文旨在报道关于人胫骨、挠骨及羊胫骨骨髓板的力学性质的研究.

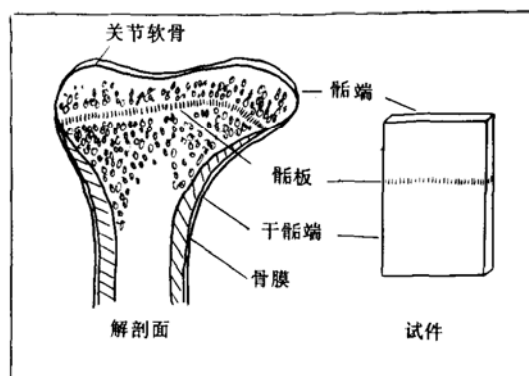


图1 胫骨远端骨髓板的解剖位置与试件

## 1 实验目的

研究不同类型骨髓板沿厚度方向(即成骨与骨髓分离方向)的力学性质, 测定骨髓分离的强度极限、变形特征并构造松弛型本构方程.

## 2 材料和方法

人骨髓板标本取自14岁男性离体新鲜胫骨、挠骨, 羊骨髓板取自6月龄的山羊新鲜胫骨. 实验前,  $-30^{\circ}\text{C}$  低温冰箱保存. 实验时室温解冻, 取人胫骨远端、挠骨近端及凌羊胫骨近端置于骨切片机上, 沿长骨纵向, 平行于额状面切成厚2~3 mm左右的骨片. 骨髓板层位于骨片中部,

1995-04-26 收稿, 1995-10-11 收修改稿

\* 国家自然科学基金资助项目

切除与骺板连接的骨膜,制备成矩形试件.

### 3 实验科目

(1)预调试验(循环加—卸载试验).

(2)单轴拉伸试验、应力松弛及蠕变试验. 所有试验科目均在 CSS-1101C 型电子式万能试验机上进行.

### 4 结果与讨论

(1)预调中表现出稳定的滞回环,经 4~6 次加—卸载循环,滞回环处于稳定状态. 在循环变形控制下,骺板具有明显的应力软化特征(图 2).

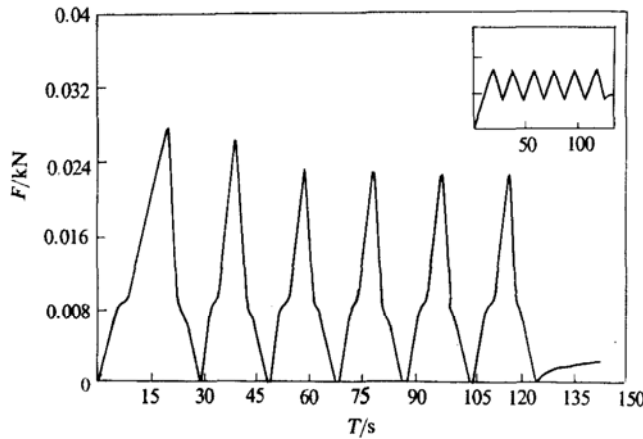


图 2 胫骨远端骺板在循环应变下应力软化效应

右上图为循环位移-时间曲线

试件尺寸: 19.8 mm × 3 mm × 2 mm, 应变率: 0.42% (L/t)

松弛函数  $G(t)$ . 因此适宜用具有连续谱的准线性粘弹性理论描述骺板沿厚度方向的力学性质,即作为积分型本构关系的松弛函数  $K(\lambda, t)$  是伸长比  $\lambda$  与时间  $t$  的函数,在叠加求解 Lagrange 应力时可取分离变量形式:

$$K(\lambda, t) = G(t) \cdot T^{(e)}(\lambda),$$

其中  $T^{(e)}(\lambda)$  为弹性响应,  $G(t)$  为归一化松弛函数 ( $G(0) = 1$ ).

此时应力响应  $T(t)$  为

$$T(t) = \int_{-\infty}^t G(t - \tau) \frac{\partial T^{(e)}[\lambda(\tau)]}{\partial \lambda} d\tau.$$

$$\frac{\partial \lambda(\tau)}{\partial \tau} d\tau = G * dT^{(e)}.$$

(2)拉伸曲线呈非线性性质,图 3 为预调后人胫骨远端骺板的拉伸曲线. 拉伸至破坏时,骺分离区域均发生在骺板与干骺端的接触面上. 它们均是由于干骺端松质骨的骨小梁断裂引起,即表明骺分离过程不是由于骺板材料的强度条件引起,而是因边界的破坏引起. 实验数据见表 1.

(3)骺板沿厚度方向具有明显的短时松弛效应,伸长比  $\lambda$  ( $\lambda = dS/dS_0$ ) 较小的松弛过程短于伸长比较大的松弛过程. 同时由图 4 可见,在小伸长与中伸长范围内:  $1.09 < \lambda < 1.21$ ,虽然各自松弛过程不同,但几乎服从同样的归一化

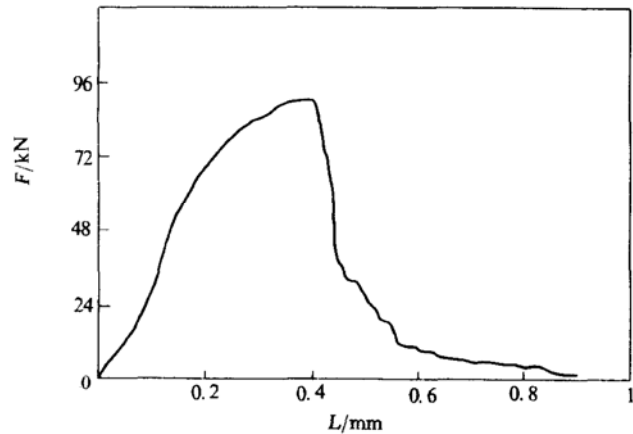


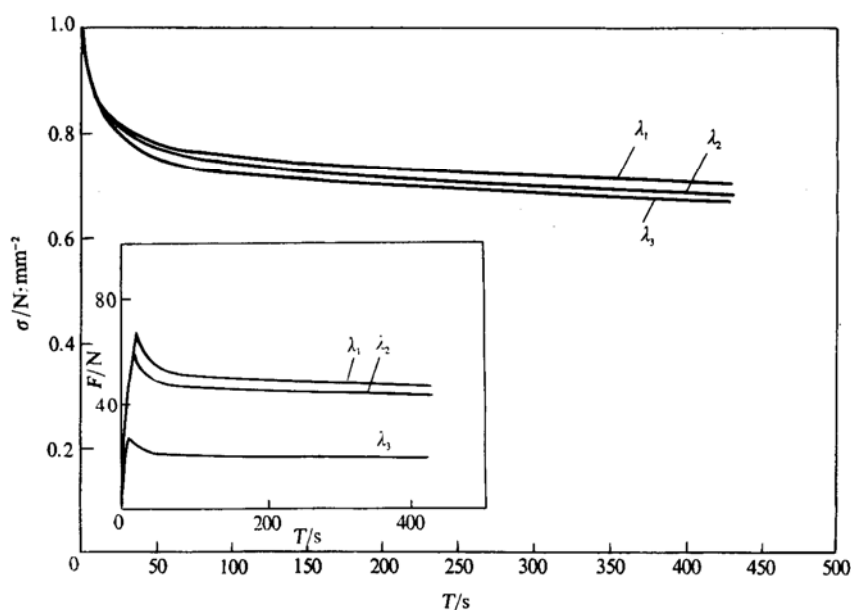
图 3 胫骨远端骺板拉伸曲线

$\sigma_{\max} = 1.5 \text{ N/mm}^2$ , 试件尺寸: 19.6 mm × 3 mm × 2 mm,

加载速率: 0.42% (L/t)

表 1

| 性质<br>骺板<br>类型 | 年龄   | 骺板<br>厚度<br>/mm | 加载<br>速率<br>/mm·min <sup>-1</sup> | 应变<br>速度<br>/mm·s <sup>-1</sup> | 骺板分离<br>强度<br>/N·mm <sup>-2</sup> | 骺分离前<br>最大变形<br>/mm |
|----------------|------|-----------------|-----------------------------------|---------------------------------|-----------------------------------|---------------------|
| 人胫骨远端          | 14 岁 | 2               | 0.5                               | 0.42%                           | 1.38 ± 0.07                       | 0.36 ± 0.03         |
| 人挠骨近端          | 14 岁 | 2               | 0.5                               | 0.42%                           | 0.80 ± 0.02                       | 0.30 ± 0.01         |
| 羊胫骨近端          | 6 个月 | 0.4             | 0.5                               | 2.1%                            | 1.50 ± 0.04                       | 0.27 ± 0.01         |

图 4 胫骨远端骺板归一化函数  $G(t)$  与伸长比  $\lambda$  的关系左下图为不同  $\lambda$  值下的松弛曲线,  $\lambda_1 = 1.21$ ,  $\lambda_2 = 1.15$ ,  $\lambda_3 = 1.09$ 

本试验中,单轴拉伸下应力响应  $T(\lambda)$  可视为  $T^{(e)}(\lambda)$ . 由于拉伸曲线呈指数曲线,可取的一类方程为  $\frac{dT}{d\lambda} = \alpha(T + \beta)$  或  $T + \beta = ce^{\alpha\lambda}$ , 其中系数  $c, \alpha, \beta$  可由图 3 曲线拟合确定. 计算表明:  $\beta = 5.25 \text{ N/mm}^2$ ,  $c = 9.08 \times 10^{-11} \text{ N/mm}^2$ ,  $\alpha = 24.78$ .

由于骺板材料对应变率不敏感,即内摩擦对频率不敏感,故适宜用具有连续谱的 Kelvin 模型来描述松弛函数,并考虑到归一化因子,则有

$$G(t) = \left[ 1 + \int_0^\infty S(\tau) e^{-\frac{t}{\tau}} d\tau \right] \cdot \left[ 1 + \int_0^\infty S(\tau) d\tau \right]^{-1},$$

其中  $S(\tau)$  按 Fung 的建议<sup>[2]</sup>取作:

$$S(\tau) = \begin{cases} \frac{c}{\tau}, & \tau_1 \leq \tau \leq \tau_2, \\ 0, & \tau < \tau_1 \text{ 或 } \tau > \tau_2, \end{cases}$$

式中  $c$  为常数.

此时归一化松弛函数  $G(t)$  为

$$G(t) = \left\{ 1 + c \left[ \int_{t/\tau_2}^{\infty} \frac{e^{-x}}{x} dx - \int_{t/\tau_1}^{\infty} \frac{e^{-x}}{x} dx \right] \right\} \cdot \left[ 1 + c \ln \left( \frac{\tau_2}{\tau_1} \right) \right]^{-1}.$$

由于生物软组织材料均有较宽的连续谱,在以 1 s 为量级时,  $\tau_1$  与  $\tau_2$  分别足够小与足够大,并注意到 Euler 常数  $\gamma$  的积分形式为

$$\gamma = \int_0^1 \frac{1 - e^{-x}}{x} dx - \int_1^{\infty} \frac{e^{-x}}{x} dx = 0.5772.$$

从而归一化函数  $G(t)$  经化简可近似按下式计算:

$$G(t) = \left[ 1 - c\gamma - c \ln \left( \frac{t}{\tau_2} \right) \right] \cdot \left[ 1 + c \ln \left( \frac{\tau_2}{\tau_1} \right) \right]^{-1},$$

其中常数可根据图 4  $G(t)$  曲线拟合算得:  $c = 0.075$ ,  $\tau_1 = 2.1 \times 10^{-2} \text{ s}$ ,  $\tau_2 = 6.01 \times 10 \text{ s}$ .

上述结果表明, 骶板组织可用具有连续松弛谱的粘弹性固体来描述, 其谱宽与关节软骨相近(关节软骨:  $\tau_1 = 0.6 \times 10^{-2} \text{ s}$ ,  $\tau_2 = 8.38 \text{ s}$ ,  $c = 2.02$ )<sup>[3]</sup>, 而与具有大变形特征的兔肠系膜的谱宽相距甚远(兔肠系膜:  $\tau_1 = 1.735 \times 10^{-5} \text{ s}$ ,  $\tau_2 = 1.86 \times 10^4 \text{ s}$ )<sup>[4]</sup>. 同时由归一化松弛函数的定义易知常数  $c$  具有弹性模量特征, 未成熟期骶板的常数  $c$  值小于关节软骨的  $c$  值, 表明此时骶板抵抗变形能力较弱, 这也是骶板易于损伤的原因.

## 参 考 文 献

- 1 华筑信, 张建辉, 林振福. 骶板及其生长的力学特性. 医用生物力学, 1993, 8: 124~128
- 2 Fung Y C. Bionmechanics. New York: Springer-Verlag, 1981. 232~234
- 3 Fung Y C. Bionmechanics. New York: Springer-Verlag, 1981. 405
- 4 Fung Y C. Bionmechanics. New York: Springer-Verlag, 1981. 237