

据弹性势跟流体静应力之间的显式依赖关系得到的, 并且以某种方式推广了关于高度三轴性的球形空洞扩展的 Rice & Tracey (1969) 公式。

4 结 论

考虑损伤变量的测量和定义并将它们纳入一般的热力学框架, 综述了损伤力学的一般概念。连续介质损伤力学的主要特点之一, 是计及损伤过程与应力-应变行为之间的耦合效应。

各种损伤扩展方程可以得到详细的陈述和说明, 包括蠕变和疲劳过程、韧性损伤和脆性损伤的描述。这些都是本综述的第 II 部分 (Chaboche, 1988) 的任务。第 II 部分还将考虑 CMD 在寿命与裂纹预测方法方面的前景。

参 考 文 献 (42篇, 略)

俞稼梁译自: *J. Appl. Mech., Trans. ASME*, **55**, 1 (1988),
59—64. (王文标校)

生物心瓣新材料牦牛心包的非线性粘弹性*

钟生平 乐以伦 宁交贤

成都科技大学生物工程研究所 (邮政编码 610065)

周 成 飞

中国药品生物制品检定所, 北京 (邮政编码 100050)

心脏瓣膜的置换拯救了千百万心脏病患者的生命。1968 年法国 Carpentier^[1] 用戊二醛固定生物瓣取得成功以来, 到 80 年代生物瓣的发展规模已接近机械瓣, 在临床上得到广泛应用。与机械瓣相比, 生物瓣具有植入体内后不需要长期抗凝血治疗, 手术后并发症少, 血流动力学性能好等优点。但生物瓣叶在体内由于蛋白纤维钙化或退变而遭到破坏时, 往往在瓣架支柱顶部缝线处出现向下撕裂, 或在瓣叶底部出现横向破裂等现象^[2]。因此提高瓣膜材料的力学性能, 延长瓣膜的使用寿命, 成为生物瓣进一步发展的关键^[3-5]。牦牛心包瓣膜是成都科技大学生物工程研究所和华西医科大学共同研制的新型心瓣, 临床效果良好, 已通过鉴定。用作缝瓣材料的牦牛心包是天然的复合材料, 其力学性能主要取决于组织中的胶原纤维、弹性肌纤维以及分散在微原纤维和胶原纤维束之间的粘弹性基质。牦牛心包的粘弹性表现出非线性, 一般说来, 研究生物软组织的非线性粘弹性行为, 可以采用高分子研究上常用的基本粘弹性模型单元, 如 Maxwell 体、Voigt 体或 Kelvin 体进行组合。但这样做缺少实验数据也很费时。1972 年 Fung^[6] 提出软组织粘弹性的准线性理论, 即, 应力变化函数可以表示为与弹性响应有关的卷积运算。卷积运算是线性的, 但弹性响应本身却是应变的非线

* 国家自然科学基金资助课题。第 3 届全国生物医学工程学术会议 (1987 年 11 月, 北京) 上宣读。

性函数。该理论与 Guth 等^[7]用于描述橡胶粘弹性的时间依赖性理论类似,在实验中先后用于狗动脉、兔肠系膜、软骨等软组织,都获得令人满意的效果。本工作探讨经过生化处理后的牦牛心包的本构方程。实验工作在模拟生理环境的条件下进行。

1 实验部分

1.1 牦牛心包的采集及生化处理 按成都科大生物材料研究室的方法在牦牛产区采集 6 岁的雄性牦牛心包。经生理盐水漂洗,脂肪组织剥离及 Hank 液萃取后,将 0.25—0.35 毫米厚度均匀的心前区材料,在 pH=7.4, 0.5 当量等离子强度的磷酸缓冲液中,用 0.625% 戊二醛溶液固定。按 100 毫升固定液对 1 克心包的用量比,在室温下固定 48 小时,最后将固定后的牦牛心包存放在 10℃ 无菌蒸馏水中待用。

1.2 力学实验 力学实验在 Shimadzu AG-5000A 生物材料试验机上进行。实验环境模拟生理条件,在 37℃ 生理盐水中完成。根据生物软组织的特性,所有牦牛心包在测试前均先经过预调 (precondition)。心包材料在最大—最小应力间反复进行拉伸—回复,观察其滞后圈的变化,直至得到稳定重复的滞后圈为止^[5,6]。本文测试了牦牛心包的应力—应变行为 (拉伸速度 20 毫米/分钟),应力松弛行为 (阶跃伸长速度 200 毫米/分钟),并且考察了应力—应变关系对应变速率的敏感性 (拉伸速度 1, 10, 100 毫米/分钟比较)。样品规格:长 20 毫米,宽 4—6 毫米,厚 0.15—0.4 毫米。

2 结果与讨论

若 Boltzmann 叠加原理可用于生物软组织,则牦牛心包的本构关系可表述为

$$\sigma(t) = \int_{-\infty}^t G(t-\tau) \frac{\partial \sigma^e[\varepsilon(\tau)]}{\partial \varepsilon} \frac{\partial \varepsilon(\tau)}{\partial \tau} d\tau \quad (1)$$

式中 $G(t-\tau)$ 是归一化松弛函数, $\sigma^e(\varepsilon)$ 是 ε 的函数,称为弹性响应。从这里可以看出,应力 $\sigma(t)$ 是用一个与弹性响应 $\sigma^e(\varepsilon)$ 有关的线性定律来描述的。函数 $\sigma^e(\varepsilon)$ 所起的作用,类似于应变 ε 在传统粘弹性理论中的作用。上面的积分为卷积运算,即线性运算,但 $\sigma^e(\varepsilon)$ 本身却是 ε 的非线性函数,因此这一本构关系称为准线性的。要想求取本构方程,问题在于如何确定 $G(t)$ 和 $\sigma^e(\varepsilon)$ 。

2.1 牦牛心包归一化松弛函数 设材料为标准线性固体 (Kelvin 体),其松弛函数为

$$G(t) = \frac{\tau_\sigma}{\tau_\sigma} \left[1 + \left(\frac{\tau_\sigma}{\tau_e} - 1 \right) \exp(-t/\tau_e) \right] \quad (2)$$

式中 τ_σ 是蠕变常数, τ_e 是松弛常数。

但标准线性固体是由少数弹簧和阻尼组成的 Kelvin 体粘弹模型,其松弛时间谱是离散的,这意味着它的阻尼会在某几个频率达到极大值。生物软组织的特点是内摩擦对频率不敏感,从实验看出,牦牛心包的滞后回线几乎与材料的应变率无关。这种不敏感性显然与上述模型不相容。为了扩展峰值域,我们把大量 Kelvin 模型叠加,即可得到松弛时间的连续谱

$$G(t) = \frac{1}{1+s} [1 + s \cdot \exp(-t/\tau_e)] \quad (3)$$

其中 $s = (\tau_\sigma/\tau_e) - 1$ 。用连续变量 τ 代替 τ_e ,且 s 也是 τ 的函数,对于有连续谱的系统,可以得到广义的归一化松弛函数

$$G(t) = \left[1 + \int_0^{\infty} s(\tau) e^{-t/\tau} d\tau \right] \left[1 + \int_0^{\infty} s(\tau) d\tau \right]^{-1} \quad (4)$$

选用 Neubert 等^[8]的连续松弛谱

$$s(\tau) = \begin{cases} c/\tau & \tau_1 \leq \tau \leq \tau_2 \\ 0 & \tau < \tau_1, \tau > \tau_2 \end{cases} \quad (5)$$

且假定 τ_1 和 τ_2 差别很大 ($\tau_1 \ll t \ll \tau_2$)，那么 $G(t)$ 通过积分变换可以变为下式：

$$G(t) = [1 - cv - c \ln(t/\tau_2)] / [1 + c \ln(\tau_2/\tau_1)] + O(c) \quad (6)$$

式中 v 为 Euler 常数 ($v = 0.5772$)， $O(c)$ 为高阶无穷小，可忽略不计。对式 (6) 微分，有

$$\frac{dG(t)}{d \ln(t)} = \frac{-c}{1 + c \ln(\tau_2/\tau_1)} = \text{常数}$$

图 1 为实验所得归一化松弛函数曲线的半对数坐标图，实验点呈好的线性，直线斜率为常数，说明了上式的合理性。据此，我们利用已知的 $dG(t)/d \ln(t)$ ， $G(\infty)$ （外推得到），在时间区间 (τ_1, τ_2) 上取点 t 可联解求出 c, τ_1, τ_2 。

表 1 列出了 6 岁雄性牦牛心包周向和纵向试样的参数 c, τ_1, τ_2 。从表中可看出， $\tau_2 \gg \tau_1$ 的假设是合理的。理论曲线和实验点较好地吻合，而且从参数的变化反映出了周向和纵向两个方向的差异，这是另一篇文章讨论的内容^[9]。

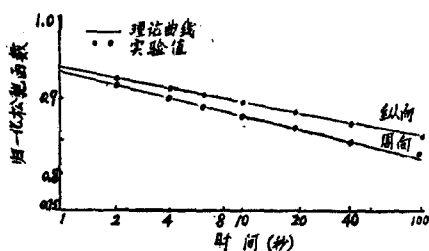


图 1 牦牛心包周向和纵向试样应力松弛曲线

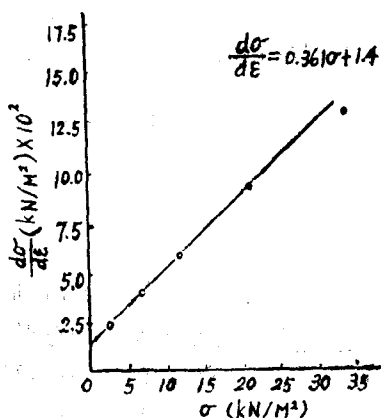


图 2 牦牛心包在小变形 ($\epsilon < 5\%$)、快速拉伸 (100 毫米/分) 下的模量-应力关系

表 1 6 岁公牛周向和纵向试样的归一化松弛函数参数

方 向	c	τ_1	τ_2
周 向	0.0345	0.146	6.28×10^3
纵 向	0.0256	0.0946	9.69×10^3

2.2 牦牛心包材料的弹性响应 在实验室中要严格测定 $\sigma^*(\epsilon)$ 十分困难，因为加载速度无穷大时，瞬时应力在试样里来回反射，会使应力记录发生混乱。幸好牦牛心包和其他生物软组织在相当大的应变率范围内，加载时应力响应对加载速率不敏感，因此快速加载试验中的应力响应可以作为 $\sigma^*(\epsilon)$ 的近似。选用一个指数函数来表达牦牛心包的瞬时应力-应变行为

$$\sigma^* = A(e^{B\epsilon} - 1) \quad (7)$$

在快速拉伸、小形变时，有 $\sigma \approx \sigma^* = A(e^{B\epsilon} - 1)$ (8)

上式微分后，有 $d\sigma/d\epsilon = B\sigma + AB$ (9)

根据实验求得的 $(d\sigma/d\epsilon) - \sigma$ 图的斜率和截距，便可求出 A, B 。对 6 岁雄性牦牛心包，有 $A = 4.886$ ， $B = 0.3612$ ，

参 考 文 献

- 1 Carpentier A, et al. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, **83** (1982) : 27
- 2 Thubriker M J, et al. *J. Biomed. Mat. Res.*, **16** (1982) : 811-826
- 3 Noort R V, et al. *Biomaterial*, **3** (1982) : 21-26
- 4 Crofts C E, et al. *J. Biomed. Mat. Res.*, **22** (1988) : 89-98
- 5 Lee J M, et al. *J. Biomed. Mat. Res.*, **18** (1984) : 61-77
- 6 Fung Y C, et al. *Am. J. Physiol.*, **213**, 6 (1967) : 1532-1544
- 7 Guth E, *J. Appl. Phys.*, **17** (1964) : 347-351
- 8 冯元桢, 生物力学. 科学出版社 (1983)
- 9 钟生平等, 生物医学工程学杂志, **4**, 4 (1987) : 265-269

A NEW TISSUE HEART VALVE MATERIAL —YAK PERICARDIUM

A Study of Its Viscoelastic Properties

Zhong Sheng-ping Yue Yi-lun Ning Jiao-xian

Bioengineering Institute, Chengdu University of Science and Technology

Zhou Cheng-fei

National Institute for the Control of Pharmaceutical and Biological Products, Ministry of Health

二维和三维湍流的分形模型

G. Paladin A. Vulpinai

意大利 Sapienza 大学物理系

1 引 言

目前分形物体已广泛引入物理学和自然科学各种现象的分析中^[1]。湍流的几何形态特别需用“自相似”方法、而不是用“欧几里德”方法来研究。人们通常考虑的是均匀分形（即具有整体严格的膨胀不变性），但我们想引入自相似性仅在平均意义下保持的一个简单模型，

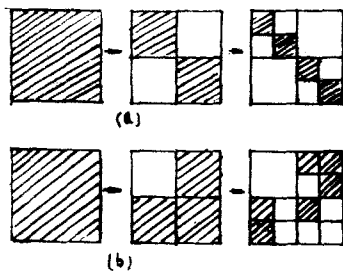


图1 均匀分形 (情形 a) 与非均匀性分形 (情形 b) 的对比示意图
阴影区是“碎裂”过程中活跃的区域

以便重现实际二维和三维湍流中的间歇行为。也就是我们将使用非均匀分形，它们按如下一些规则生成：在每一长度尺度上，这些规则并非固定不变，而是根据一定的概率分布随机地给定。下面用一个例子来说明我们上面的术语：由重复一个“碎裂”过程获得二维 Sierpinski 毯。在第 i 步，一尺度为 l_i 的正方形生成尺度为 $l_{i+1} = l_i/n$ 的 n^2 个小正方形，且它们只有 β 部分是“满”的（见图 1，其中 $n=2$ ）。如果盒子数是固定的（即具有 $\beta n^2 = n^{D_F}$ ），则称为均匀毯；如果盒子数不是常数，即如果 β 是依赖于特殊的正方形和所考虑的步数的一个随机变量，则称为非