

哈氏系统破坏的微观结构分析*

孙家驹 耿介 张效儒

(西北建筑工程学院) (西安医学院第一附属医院)

(杨桂通推荐, 1983年11月18日收到)

摘 要

本文旨在通过五个长骨试样在五个不同载荷等级(2KN, 3KN, 4KN, 5KN和6KN)的抗压试验, 观察哈氏系统(Haversian System)——哈氏骨板和哈氏管——的变化情况。由一组显微照片可以十分清晰地看出:(1)在载荷等级低的情况(2KN), 哈氏管几乎与未受力时一样, 哈氏骨板亦然;(2)在载荷等级高的情况, 哈氏骨板最弱的部分最先变形;(3)随着载荷的增加, 哈氏系统破坏的形式十分复杂, 断裂总是发生在骨的结合缘处。

同时, 测量了变形后的哈氏骨板和哈氏管的有关尺寸, 对试验中所观察到的现象, 用线性粘弹性力学的理论予以解释, 最后提出了骨单位为纤维增强的厚壁筒模型。

一、引 言

众所周知, 骨是一种材料性能良好, 结构形式符合最优化原则的有机生物结构材料, 它具有真实材料不可比拟的优越性。因此, 人们对骨的研究兴趣极为广泛, 各种新技术、新理论都在骨生物力学这个领域发挥作用, 推动它不断向前发展。有兴趣的读者可参阅Katz^[1]和Cowin^[2]的综合性的评述。

自从一百多年前 Weithelm (1847) 确定人骨拉伸时破坏强度以来, 对骨(包括人和动物的)做了大量的研究工作^[3]。Ascenzi 和 Bonucci 分离出单个骨单位, 测量了拉伸、压缩时骨的杨氏模量, 同时, 利用偏振光技术观察了骨单位的形态与胶原纤维的排列方向^{[4]、[5]}。Katz在1971年提出了骨的复合材料模型^[6]。他和 Swedlow, Frasca 和 Harper 等人用扫描电镜研究哈氏系统的超微结构和胶原纤维的排列方向, 得到了关于骨单位及胶原纤维的清晰的电子显微镜照片^{[7]、[8]}。Yoon 和 Katz 利用超声波技术研究了骨的力学性能, 认为骨是横观各向同性的^{[9]、[10]}。Katz 在另一篇论文里对复合材料模型作了更为完善的描述^[11]。根据Katz的理论, Gottesman 和 Hashin 发展了骨的复合柱体群的模型^[12]。由于考虑了骨的粘弹性性能, 所以较之以往的模型的确前进了一步。

Frasca, Harper 和 Katz 还对骨单位的横截面切片用手把它弯断, 观察哈氏骨中裂纹萌生的机理及走向^[13]。

本文试图通过一组人股骨试样在五个等级的载荷作用下的抗压试验, 将受压后的骨试样做成切片, 在光学显微镜下观察哈氏系统的变化情况, 测量哈氏系统的有关参数, 籍此提出适合于哈氏系统破坏时的实际情况的力学模型——纤维增强的粘弹性厚壁筒模型。

* 杨桂通推荐。

二、材料和方 法

试样取材于心跳骤停后一小时的健康男尸(25岁)的右股骨。试样做成圆筒形^[14],取自小粗隆下2厘米处,连续截取四段,它们的编号与尺寸分别是:标1,高度 $h_1=63.86$ 毫米,横截面面积 $F_1=73.50$ 平方毫米;标2, $h_2=52.96$ 毫米, $F_2=90.50$ 平方毫米;标3, $h_3=57.68$ 毫米, $F_3=63$ 平方毫米;标4, $h_4=50.28$ 毫米, $F_4=71.5$ 平方毫米(均浸泡在75%的乙醇溶液里,在冰箱($0^{\circ}\sim 4^{\circ}\text{C}$)内保存)。

试样加工的方法见[14]。我们必须再一次强调指出,试样的两个端面不仅互相平行,而且必须与骨的长轴方向垂直,这样才能得到理想的轴心受压的应力状态。

压缩试验是在西安交通大学金属强度研究所的Instron 1159试验机上进行的。标1加载至2KN卸载,标2加载至3KN卸载,标3加载至4KN卸载,标4加载至5KN卸载。每个骨试样受压后,即用Plank-Rycho's溶液脱钙,沿股骨长轴方向取材。按常规方法作出组织学切片(长50毫米,宽5毫米,厚10~20微米),然后进行HE和Mollory's染色。所有切片均在光学显微镜下观察哈氏骨板和哈氏管的形态变化以及测量有关的数据。

试验机平台移动速度是0.5毫米/秒,即在“生理学”的极限内。

三、数据和结论

图1(a)、(b)、(c)和(d)分别是股骨试样标1、标2、标3和标4压缩试验的应力-应变曲线。从图1(a)可以看出,即使加载水平很低(2KN),滞后现象也是明显的,这就是说,研究骨的性能是不能不考虑骨的粘弹性的。

表1是关于标1、标2、标3和标4在显微镜下测量哈氏系统的一些数据及变形的有关情况。

从表1可以看出,哈氏管的数据是比较分散的。这是因为每一个哈氏系统都不是一模一样的,有的哈氏管的直径大些,有的哈氏骨板厚些,同时由于受压后哈氏管发生弯曲变形,而纵向切片很可能把哈氏管切断,故要得到变形后的哈氏管的真正长度是相当难的。同时,

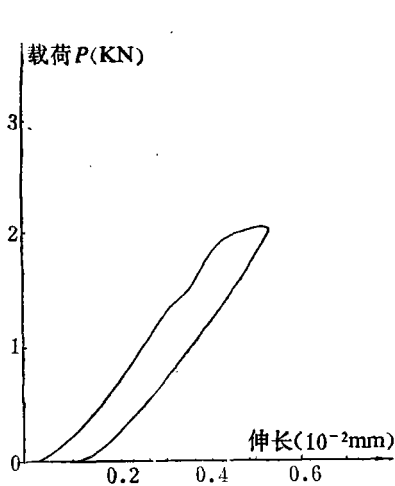


图 1(a)

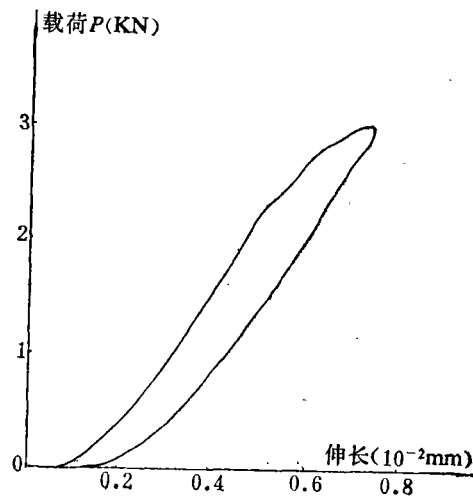


图 1(b)

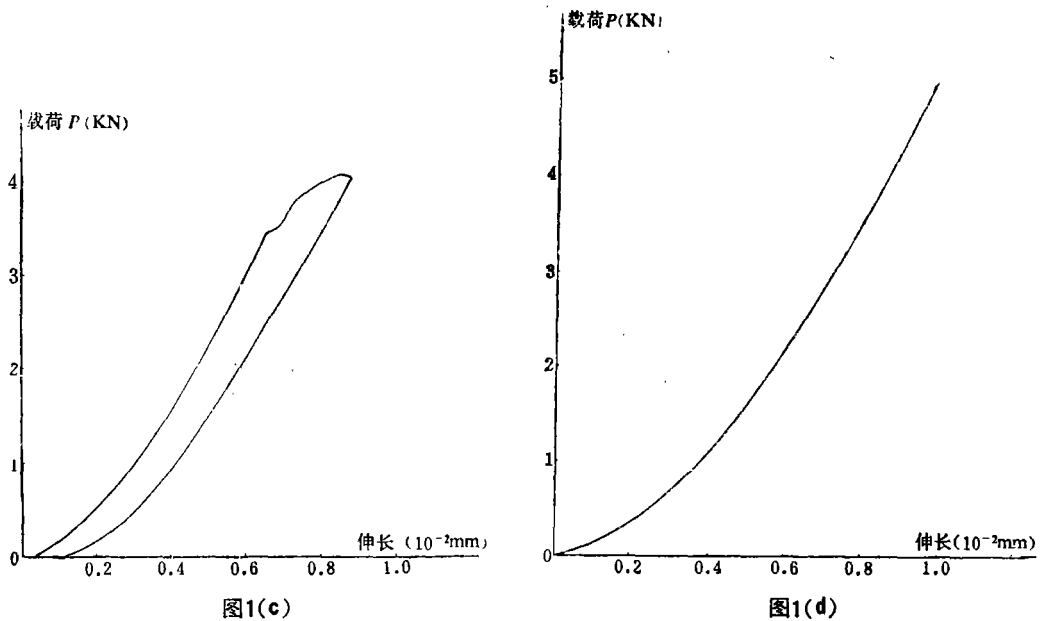


图1 试样1,2,3,4的滞后回线

表 1 受压的哈氏系统的尺寸 (单位 μm)

	纵 截 面				横 截 面			
	哈氏管的长度 ($\times 10^2$)	变形的形态	边界效应 的 范 围	哈氏骨板之 间 的 距 离	哈氏管的 直 径	骨 单 位 的 直 径	骨板的层数	单位面积内 哈氏系统数 ($\times 10^2$)
试样1	29.6	哈氏管呈 前后方向弯 曲,但其直 径无变化	48	4~5	30	210	薄的 5~11 厚的 9~20	17.54
试样2	14.3	变形如 前,但直径 略有变化	67.5	3~5	36	202		22.50
试样3	12.35	同 上	55.6	2.5~5	33	216		15.49
试样4	17		37.5	5.5~7.5	60	170	薄的 5~10 厚的10~18	19.05

还可以看到,骨板间隙增宽,这在纵、横两个方向的切片都可以看到。由此可以估计到,破坏时的微裂纹一定发生在最弱的骨的结合缘处。

图2是标4的横向切片,可见其中骨板增宽,哈氏管的直径变大,同时,哈氏管在横截面上可近似地看作是准六角对称分布的,这与Katz^[9]的报告是一致的。哈氏管之间的距离约为150~300微米,对角线距离约为300~600微米。

图3是标1的纵向切片,哈氏管的直径几乎没有变化,然而可以观察到整个哈氏管有轻微的弯曲变形。哈氏骨板也几乎没有改变。

图4(a)和(b)是标2的纵向切片,哈氏管除微弯外,个别管的直径也有改变。图4(b)显示哈氏管的弯曲方向略向后倾斜。

图5(a)和(b)是标3的纵向切片,哈氏管与哈氏骨板都有变形。如果认为不受力或低载荷时的哈氏管是等直径的管的话,那么在4KN的载荷水平,哈氏管不仅弯曲了,而且直径的

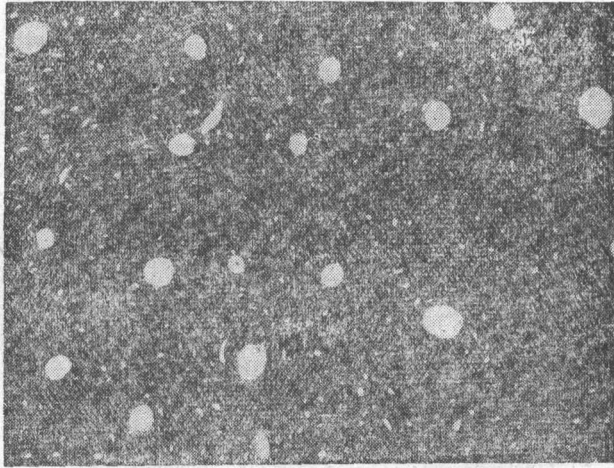


图2 标4的横截面；哈氏管呈六角对称分布

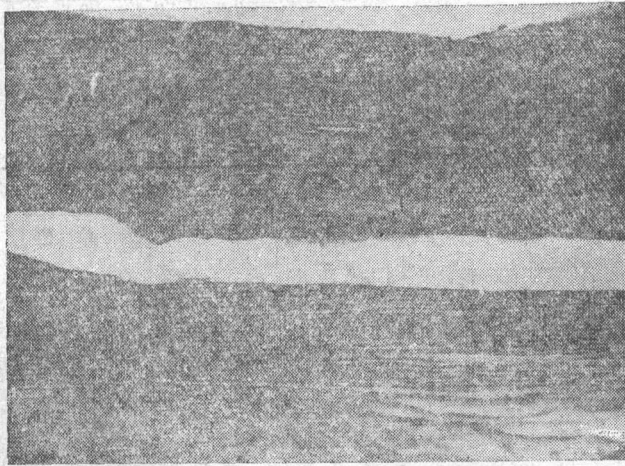


图3 标1的纵截面；哈氏管的直径几乎未变化

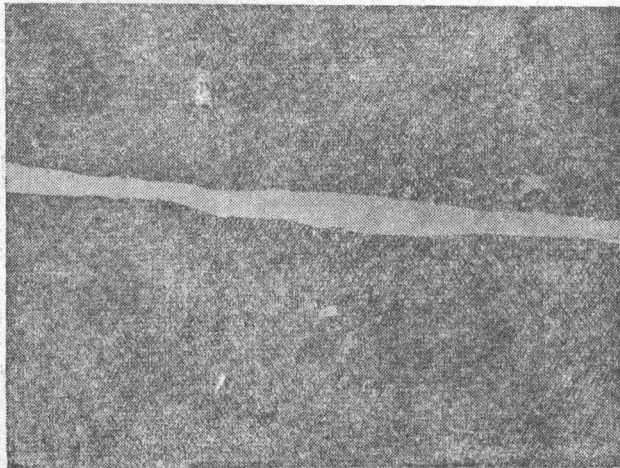


图4(a) 哈氏管微弯，且个别管的直径有变化

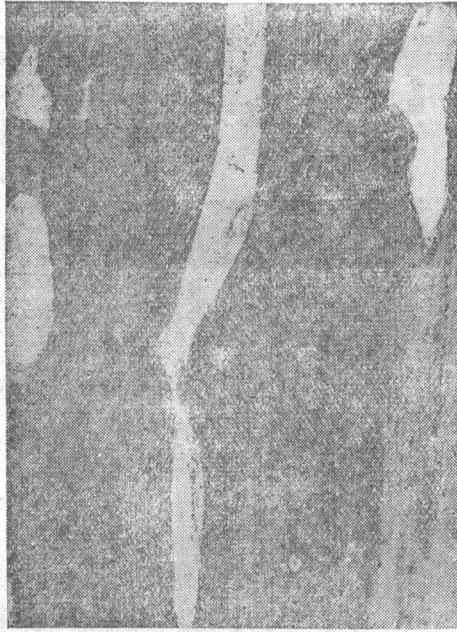
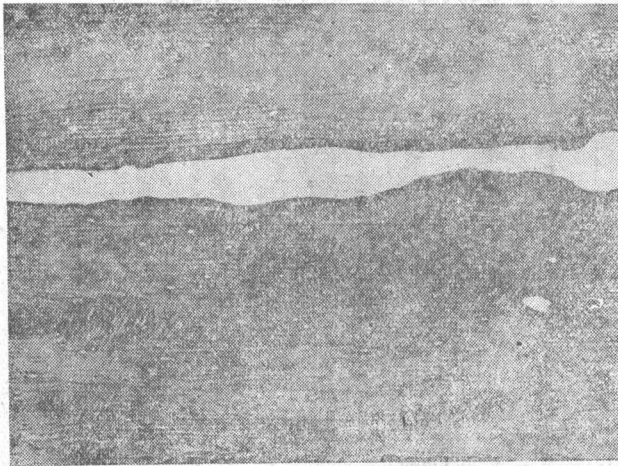


图 4 (b) 哈氏管略向后弯

图 4 标 2 的纵截面



(a) 单个哈氏管的弯曲情况

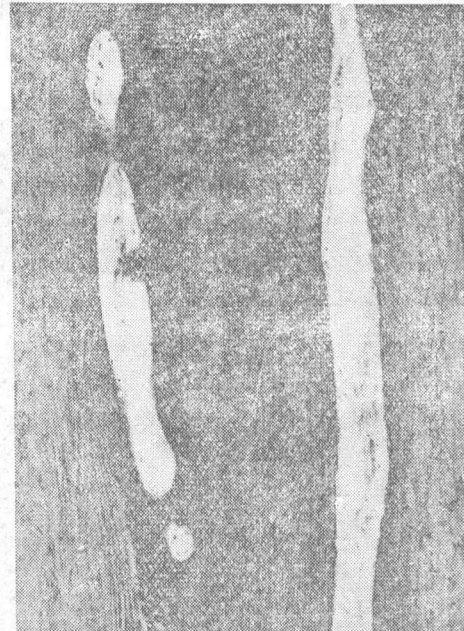
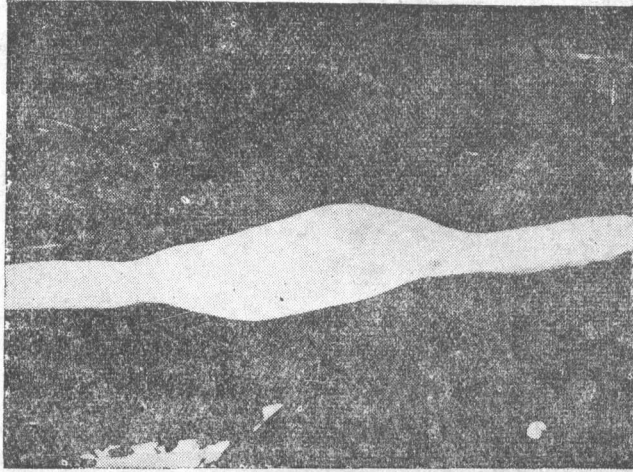
(b) 左侧的哈氏管呈前后向弯曲
右边的哈氏管呈左右向弯曲

图 5 标 3 的纵截面

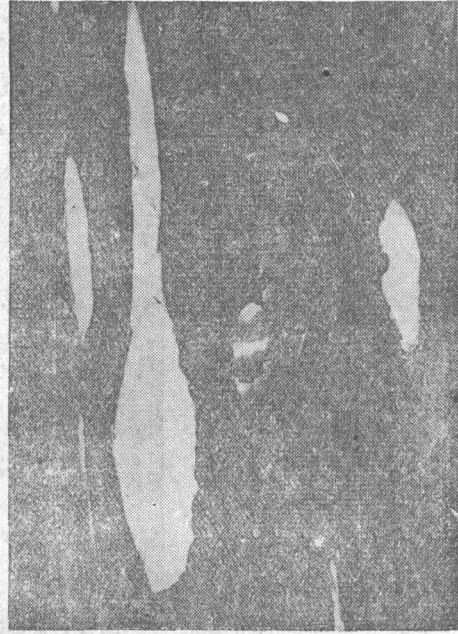
改变也较为明显了。图 5(a) 给出的是一根哈氏管的弯曲情况。图 5(b) 同时表示了两根哈氏管的弯曲情况：左边那根表明是前后方向的弯曲，故图中仅显示这根哈氏管的几个部分；右边那根表示是左右弯曲，与图 5(a) 的情况相同。

图 6(a) 和 (b) 是标 4 的纵向切片。这时哈氏管已有十分明显的变形，如 (a) 所示。从图 6(b) 可以看到，哈氏骨板也变宽了，如图中哈氏管的左边部分所示。

图 7 也是标 4 的纵向切片。从图中我们可以十分清晰地看到哈氏骨板的变化情况，即骨板明显增宽。



(a) 哈氏管变形显著



(b) 哈氏骨板变宽

图6 标4的纵截面



图7 骨板增宽明显可见

当加载至6KN时, 试样破坏了, 这时相应的哈氏管和哈氏骨板的形态分别示于图8(a)和(b)。这个载荷等级的所有切片都表明, 哈氏骨板彻底破碎了(图8(b))。因此, 原来直的哈氏管发生了明显的弯曲。

表1第三列记录的是试样受压后, 在显微镜下观察纵切片时, 可以看到试样两端骨板间隙均增宽, 有明显的变形, 断裂范围如表中数据所示。这就是说试样两端有边界效应, 这部分受力情况十分复杂, 不予考虑。



(a)哈氏管明显弯曲



(b)哈氏骨板破裂

图8 试样破坏的情况

四、讨 论

股骨试样受压后哈氏系统的变化情况的显微照片在图2~9说明了。观察哈氏系统的变化规律并测量其有关的数据，对于研究骨的力学模型——骨的性能与其结构的关系——是大有裨益的。大家知道，选择一个力学模型来描述骨的力学性能，除了考虑静态的骨的微观结构，能够反映骨的粘弹性性能外^{[15]、[16]}，还必须考虑骨在破坏时的形态。只有考虑了最后的这个因素，所选择的力学模型才是切合实际的。否则，所选择的模型总难免有片面性。

根据我们的试验研究，认为骨在破坏时不是几个哈氏系统同时破坏的，而是最弱的哈氏系统最先发生变形，因此裂纹发生在骨的结合缘处（图9）。这个现象与 Frasca, Harper 和

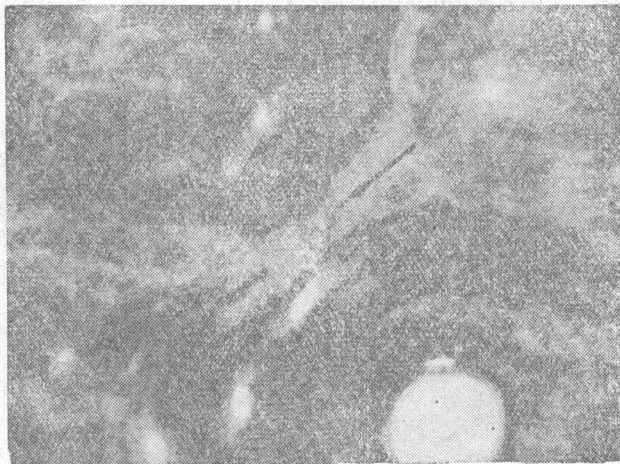


图9 微裂缝发生在骨单位与骨单位之间的结合缘处

Katz的观察是一致的^[13]。因此, Katz提出的单个骨单位的复合材料模型似乎要比Gottesmen和Hashin的复合柱壳群的模型^[12], 在使用上更方便些。

此外, 考虑到哈氏管与哈氏骨板的尺寸, 我们认为把一个骨单位当作正交铺设的纤维增强的粘弹性厚壁筒来考虑, 似乎更恰当一些。这又有两种选择: 一、为简化计算, 只考虑骨的粘弹性性能, 将单个骨单位当作各向同性的粘弹性厚壁筒, 就可以利用现成的结果^[17]。这时的两个弹性常数, 杨氏模量 E 和泊松比 ν 可由实验得到。这显然要比测定五个弹性常数简单得多。二、在上面的分析中, 设 x 轴为骨的长轴方向, 与 x 轴垂直的平面 yOz 为横截面, 引进横向的杨氏模量 E_y , 令 $E_y = E_z$, 且 $E_x > E_y$ 。则可以利用正交各向异性弹性力学求解正交各向异性的厚壁筒。再通过弹性-粘弹性对应原理, 就可以得到正交各向异性的粘弹性厚壁筒的解。前者是一种近似的结果, 后者是很理想的力学模型, 充分反应了骨的多方面的性能。

为了观察哈氏管破坏的微观形态, 我们作的是大试样的抗压试验, Frasca, Harper和Katz做的是弯曲试验, 即对薄的切片用手使之弯曲。有趣的是, 两种不同的试验所观察到的现象是相同的, 即微裂纹发生在骨单位与骨单位之间最弱的骨板处, 裂纹沿骨单位之间结合缘传播^[18]。由于结合缘与骨单位轴线平行, 故微裂纹扩展为宏观裂缝, 导致骨试样破裂, 这种与骨的轴线平行的宏观裂缝, 作者的另一篇论文[14]已有描述。

同时, 我们还观察到在同一压力下, 破坏时仅只有个别地方出现微裂纹, 并不是所有骨单位之间的结合缘出现微裂纹。这个道理是可以想到的, 因为每个骨单位的尺寸和强度都各不相同之故。

对标4的切片进行仔细观察发现, 在5KN压力下, 骨板与骨板之间的距离明显地加大了, 换言之, 哈氏系统的间质加厚了(图7), 这是因为间质空间里胶原纤维的排列是任意的, 且含量也少。而哈氏骨板中胶原纤维的方向是沿骨的轴向^[7], 含量也高。所以骨板的强度、刚度和稳定性均较间质系统要好得多。

所有骨试样均要保持其新鲜和湿润状态, 即从截取和分类储存, 从试验到切片观察, 试验的全过程均要注意这一点。只有这样, 才有可能使骨单位保持为接近于活组织。

致谢 本课题是陕西省科学技术委员会支持的。作者对美国生物医学工程学会主席, 伦塞勒工学院(Rensselaer Polytechnic Institute)的Katz教授, 西安医学院的黄贻焯教授和西安交通大学的蒋詠秋教授深表感谢, 他们一贯地鼓励、支持和帮助作者进行研究工作。

参 考 文 献

- [1] Katz, J. L., The structure and biomechanics of bone, *Mech. Prop. Biol. Mater. Symp.*, Leeds (1979), Cambridge (1980), 137—168.
- [2] Cowin, S. C., The mechanical properties of bone, *Mechanics of Structured Media* (Proc. Int. Symp. on the Mechanical Behaviour of Structured Media, Ottawa, 18—21, May, 1981), 151—184.
- [3] Reilly, Donald. I. and Albert H. Burstein, The mechanical properties of cortical bone, *The J. Bone and Joint Surgery*, 56-A (1974), 1001—1022.
- [4] Ascenzi, A. and E. Bonucci, The tensile properties of single osteons, *Anat. Rec.*, 158(1967), 375—385.
- [5] Ascenzi, A. and E. Bonucci, The compressive properties of single osteons, *Anat. Rec.*, 161(1968), 371—391.
- [6] Katz, J. L., Hard tissue as a composite material—I. Bound on the elastic behavior, *J. Biomechanics*, 4 (1971), 455—473.
- [7] Frasca, P., R. A. Harper and J. L. Katz, Collagen fiber orientations in human secondary osteons, *Acta Anat.*, 98 (1977), 1—13.
- [8] Swedlow, D. B., P. Frasca, R. A. Harper and J. L. Katz, Scanning and transmission electron microscopy of calcified tissues, *Biomaterials Medical Devices and Artificial Organs*, 3 (1975), 121—153.
- [9] Yoon, H.S. and J.L. Katz, Ultrasonic wave propagation in human cortical bone—I. Theoretical considerations of hexagonal symmetry, *J. Biomechanics*, 9 (1976), 407—412.
- [10] Yoon, H. S. and K. L. Katz, Ultrasonic wave propagation in human cortical bone—II. Measurements of elastic properties and microhardness, *J. Biomechanics*, 9 (1976), 459—464.
- [11] Katz, J. L., Composite material models for cortical bone, *Mechanical Properties of Bone*, —AMD, 45 (Edited by S. C. Cowin).
- [12] Gottesman, T. and Z. Hashin, Analysis of viscoelastic behavior of bones on the basis of microstructure, *J. Biomechanics*, 13 (1979), 89—96.
- [13] Frasca, P., R. A. Harper and J. L. Katz, Mechanical failure on the microstructural level in Haversian bone, *Fracture*, 3 (1977), ICF4, Waterloo, Canada, June (1977), 19—24.
- [14] 孙家驹、耿介、何福照, 长骨抗压性能, 应用数学和力学, 2, 6(1981).
- [15] Currey, J. D., Anelasticity in bone and echinoderm skeletons, *J. Exp. Biol.*, 43 (1965), 279—292.
- [16] Lakes, R. S., U. L. Latz and S. S. Sternstein, Viscoelastic properties of wet cortical bone—I. Torsional and biaxial studies, *J. Biomechanics*, 12(1979), 657—678.
- [17] Flugge, W., *Viscoelasticity*, Springer-Verlag, New York (1975).

Mechanical Failure in Haversian Systems on the Basis of Microstructure

Sun Jia-ju

(Northwestern Institute of Architecture and Construction, Xi'an)

Geng Jie

Zhang Xiao-ru

(The First Affiliated Hospital of Xi'an Medical College, Xi'an)

Abstract

The aim of this paper is to observe variations in the mechanical properties of Haversian systems including Haversian lamellae and canals, by means of the compressive test of five bone specimens subjected to different loads corresponding to 2KN, 3KN, 4KN, 5KN and 6KN respectively. From a series of related microscopic pictures it is clearly seen that, (1) in the lower level of loading (2KN), the Haversian canals are much the same as the one unsubjected to loads, and conditions of Haversian lamellae are also the same, but, the individual Haversian canal was slightly bent; (2) in the case of the higher levels of loading, it is first deformed in the weak portion of the Haversian lamellae; (3) with increasing loads, the fracture shapes of the Haversian system are very complex, but the fractures always take place in the cement line between osteons.

At the same time, deformed dimensions of the Haversian lamellae and canals were measured. The observed phenomena have been qualitatively interpreted using the theory of the linear viscoelasticity.