

长骨抗压性能*

孙家驹 耿介 何福照

(西北建筑工程学院)(西安医学院附属第一医院)(西安公路学院)

(1981年4月8日收到)

摘要

本文旨在对人的湿润的右股骨与右肱骨的试样进行轴向抗压试验, 籍此得到股骨的弹性模量 $E=9.98 \times 10^9 \text{N/m}^2$, 肱骨的弹性模量 $E=11.37 \times 10^9 \text{N/m}^2$. 同时, 与国内外的有关资料进行了比较以及讨论.

本文还指出了骨组织呈现明显的粘弹性性质, 滞后回线示于图3(a)和(b), 并对试验过程中的一些力学现象作了解释.

一、引言

最早研究人骨抗压力学性能者, 可以追溯到1876年, Rauber, A. A. 对新鲜的和重新浸湿的人骨进行了压缩性能的研究, 他发现男性骨组织抗压极限强度(长轴方向)胫骨为最大, ($16.78 \text{kg/mm}^2 = 164.40 \times 10^6 \text{N/m}^2$), 股骨次之 ($14.36 \text{kg/mm}^2 = 140.80 \times 10^6 \text{N/m}^2$), 肱骨最小 ($13.93 \text{kg/mm}^2 = 136.50 \times 10^6 \text{N/m}^2$). 他还指出, 女性股骨的抗压极限强度低于男性的, 为 $13.06 \text{kg/mm}^2 = 128.00 \times 10^6 \text{N/m}^2$. 嗣后, Hulsén, C. 在1896年发表了他的研究结果, 其所得的数据均大于 Rauber, A. A. 所报告的^[1].

1952年 Dempster 和 Liddicoat 对重新浸湿的干燥人股骨、胫骨和肱骨进行了抗压性能的研究^[2]. 他们对二种形式的试样作了试验, 测得小立方体试样的弹性模量为 $8.69 \times 10^9 \text{N/m}^2$, 圆筒形试样的弹性模量为 $14.10 \times 10^9 \text{N/m}^2$. 以后有不少研究者对人的骨骼的力学性能开展了广泛的研究, 他们的工作涉及到拉、压、剪、弯、扭、疲劳以及断裂等各个方面. 可惜的是, 有不少人在材料的选择上不尽理想. 如 Evans, F. G. 对有涂料的干燥骨材进行研究^[3]. 毋庸置疑, 试验用的骨试样当然以新鲜的或冷藏的为好^[4].

由于骨骼构造上的复杂性以及测量应变技术十分困难, 所以这一领域的研究进展缓慢. 直至晚近二、三十年来, 随着基础科学的研究向纵深发展, 生物力学作为边缘科学而兴起, 致使医学和力学工作者结合起来, 共同研究骨骼的各种力学问题. 从国外的研究报导看, 有一些结果是令人感兴趣的^{[5][6]}. 国内尚处启蒙阶段, 且个别报告的结论尚待商榷^{[7][8]}.

本文旨在通过对健康成人的湿润长骨轴向抗压试验, 测定抗压弹性模量, 同时, 试图对股

* 本文在1981年全国第一届生物力学学术报告会上宣读.

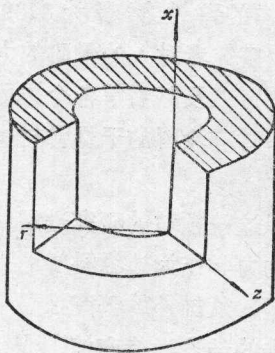
骨压缩时呈现的力学现象作出解释. 最后与国内外的有关结果进行比较, 展开讨论.

应当说明, 本文把人骨当作某种材料而不是当作解剖学的结构来考虑的. 所以, 我们主要讨论由皮质骨所组成的试样的试验, 而不是整骨的试验. 必须指出的是, 整骨抗压试验对测定弹性模量并无实际意义. 同时, 在健康的人体内骨组织处于最优的水合状态, (state of hydration), 这个问题至今依然是个迷. 所以尽管我们在取样、保存和试验的过程中, 使得骨试样保持湿润, 但是, 总免不了要破坏骨组织原始的水合状态. 这个影响因素究竟多大, 至今各国尚未解决.

二、材料与方 法

考虑到骨骼系一种中间为多孔介质的夹层结构的材料^[9], 同时避免试样受压时出现失稳现象, 而使问题复杂化, 所以我们把试样做成圆筒形, 且 h (高度)/ d (直径) $=2.5\sim 4$, 如图 1 所示. 试样取材于心跳骤停后 5 小时的健康男尸 (23 岁) 的右股骨和右肱骨. 由于上机试样的尺寸是一个十分重要的变数, 加之骨组织的不均匀性, 所以截取的试样尺寸必须至少保持一定数量的哈弗氏系统 (Haversian System)^[4]. 所以本文的股骨试样取自小粗隆下 2 厘米处, 连续截取四个试样, 它们的编号与尺寸分别是: 标 1, 高度 $h_1=0.053$ 米, 横截面积 $F_1=364.5\times 10^{-6}$ 平方米; 标 2, 高度 $h_2=0.076$ 米, 横截面积 $F_2=352\times 10^{-6}$ 平方米 (均浸泡在 10% 的福尔马林溶液内, 室温保存); 标 3, 高度 $h_3=0.027$ 米, 横截面积 $F_3=352\times 10^{-6}$ 平方米; 标 4, 高度 $h_4=0.026$ 米, 横截面积 $F_4=312\times 10^{-6}$ 平方米 (均浸泡在 75% 乙醇溶液里, 在冰箱 ($0^\circ\sim 4^\circ\text{C}$) 内保存). 自肱骨头下 6 厘米处截取标 5, 高度 $h_5=0.050$ 米, 横截面积 $F_5=214.5\times 10^{-6}$ 平方米 (浸泡在 10% 福尔马林溶液内, 室温保存).

试样加工方法如下, 即用人工的方法精细地去除肌肉、髓、血管和骨膜以及松质骨等. 试样的二个端面用金钢砂纸和细锉刀慢慢地锉 (磨) 平, 锉时不能生热; 两端面不仅互相平行, 而且必须与骨的长轴方向垂直. 整个加工过程, 骨试样表面不能有伤痕, 即不能有初始缺损^[10]. 这是因为, 如果端面不平, 试验机上下垫板与试样接触不良, 那么不仅不能得到理想的轴心受压的应力状态, 而且还要考虑边界效应^[10]. 这将使所测得的数据难于用来分析



x ——轴向
 y ——横向
 z ——径向

图 1 轴向(x)垂直于各向同性平面($y-z$), z 的方向与径向一致, 而 y 为横向.

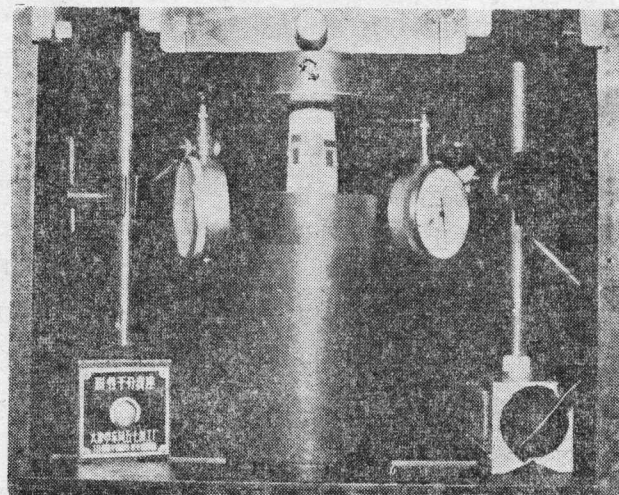


图 2

问题，那怕是较为简单的分析也将会因为条件不理想而难以令人置信。

试验分别在东德制造的 W. P. M. 5 吨手加载的万能试验机与国产 10 吨 液 压 加 载 万 能 试 验 机 上 进 行。前者加载较为准确，且可停载观察松弛、蠕变等现象，而后者则专为测量极限强度用。如图 2 所示，用千分表测量应变，即测量试验机夹头平台的移动距离宏观地测量应变，没有对试验机的刚度作任何修正。我们采用加初载荷 200 公斤作为初读数，即对上述修正值的粗略的调整^{[2][11]}。每个试件受压时的应率控制在 0.1/秒，即在“生理学”的极限内^[12]。

三、数据与结论

图 3 (a)、(b)、(c)、(d) 和 (e) 分别是股骨试样标 1、标 2、标 3、标 4，以及肱骨试样标 5 压缩试验的应力-应变曲线。其中 (a) 和 (b) 分别是标 1 与标 2 在第一次加载——卸载时描述的滞后迴线。标 1 的加载范围为 200—4300 公斤，标 2 的加载范围为 200—3200 公斤。这二个加载范围，对股骨来说都在弹性阶段^{[4][7]}。然而，即使在比例极限内，骨骼也不

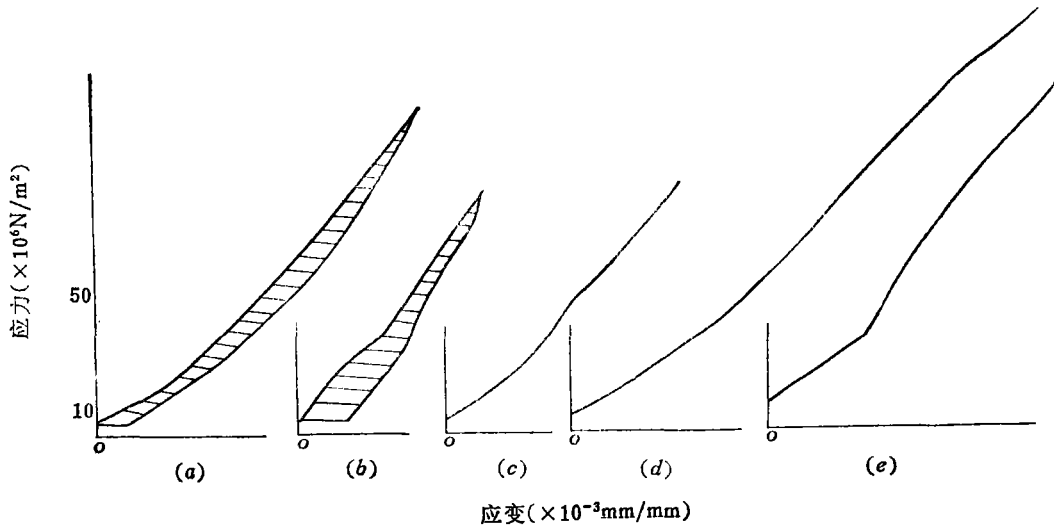


图 3 (a)、(b): 标 1 和标 2 的滞后迴线。
(c)、(d)、(e): 分别是标 3、标 4 和标 5 的应力-应变曲线。

是严格地服从虎克定律的，应变滞后于应力。所以，可以明显地看出，骨组织呈现出粘弹性性能。

表 1 给出了试验条件大致相同的情况下所得到的湿润人骨的弹性模量。本文的应变测量技术与 Kimura 所采用的方法是一样的。所以，我们测得的股骨弹性模量（轴向）的平均值为 $9.98 \times 10^9 \text{ N/m}^2$ ，与 Kimura 的结果 $10.4 \times 10^9 \text{ N/m}^2$ 是很接近的。

当加载至 4300 公斤时，标 1 的实测应变是 11.60×10^{-3} 。应用上述弹性模量 $9.98 \times 10^9 \text{ N/m}^2$ 的值，则由简单轴向受压公式 $\epsilon = P/EF$ 可得应变的理论值为 11.58×10^{-3} 。可见理论值与实测值是一致的。

有一个现象是必须指出的，即标 1 和标 2 在加载至 4300 公斤和 3200 公斤时，停载半小

表1 湿润人骨的杨氏模量
(载荷方向与骨的轴线方向平行)

作者	载荷类型	杨氏模量 ($\times 10^9 \text{N/m}^2$)	备注
Kimura, 1952	压力, 低应变率	10.40	股骨, 用千分表测量拉伸机夹头移动作为应变的数值
Dempster and Liddicoat, 1952	压力, 很低的应变率	14.10	重新湿润的圆筒形干股骨、胫骨和肱骨、应变测量技术未报告
王桂伦等 1980	压力, 加载速度 2.5mm/m	2.94	
本文 1980	压力, 低应变率	8.76	右 股 骨 右肱骨
	压力, 低应变率	12.47	
	压力, 低应变率	10.14	
	压力, 低应变率	8.56	
	压力, 低应变率	11.37	

时, 可以观察到股骨呈现出蠕变现象. 标2 停载半小时应变增加 0.1645×10^{-3} . 并且, 靠近股骨外侧处千分表的读数相对于股骨内侧的要略大一些, 也即股骨上段外侧臀大肌粗隆处的变形略大于股骨内侧的. 有趣的是, 在卸载的过程中, 标1 卸至 3200 公斤, 标2 卸至 1700 公斤, 上述测量股骨外侧(臀大肌粗隆处)变形的千分表都停止不动了. 这个现象说明, 在弹性范围内, 股骨外侧(臀大肌粗隆处)的变形是不可逆的. 这可能是臀大肌粗隆附近有某几个哈弗氏管或哈弗氏骨板失去稳定, 以致在弹性范围内应变是不可逆的.

表2 人骨抗压强度

作者	极限强度($\times 10^6 \text{N/m}^2$)	载荷方向	备注
Dempster and Liddicoat, 1952	131	轴向	股、胫与肱骨的混合数据, 干的再湿润的骨, 未给定应变率
Yokoo, 1952	159 ± 4.1	轴向	股骨, 低应变率
陈惟昌, 1978	176.4	轴向	圆筒形干燥股骨中段, 长 10 厘米, 未给定应变率
本文, 1980	220.46	轴向	右 股 骨 右肱骨
	222.72	轴向	
	175.39	轴向	
	151.55	轴向	
	145.0	轴向	

表2 给出的是圆筒形骨试样压缩试验时测得的抗压极限强度. 本文的条件与 Yokoo 的基本相同, 所以标3 和标4 的抗压极限强度的平均值 $163.50 \times 10^6 \text{N/m}^2$, 与 Yokoo 的结果 $(159 \pm 4.1) \times 10^6$ 颇为接近. 必须说明的是, 表2 中标1 与标2 的抗压极限强度偏高, 是由下述二个原因造成的: 一、我们为了观察滞后现象, 描述滞后回线, 试样的加载过程为“加载-卸载-加载-破坏”, 因而材料的极限强度有所提高; 二、第二次加载时, 应变率很高, 由粘弹性性质之故, 所以极限强度随之也增高了^[4].

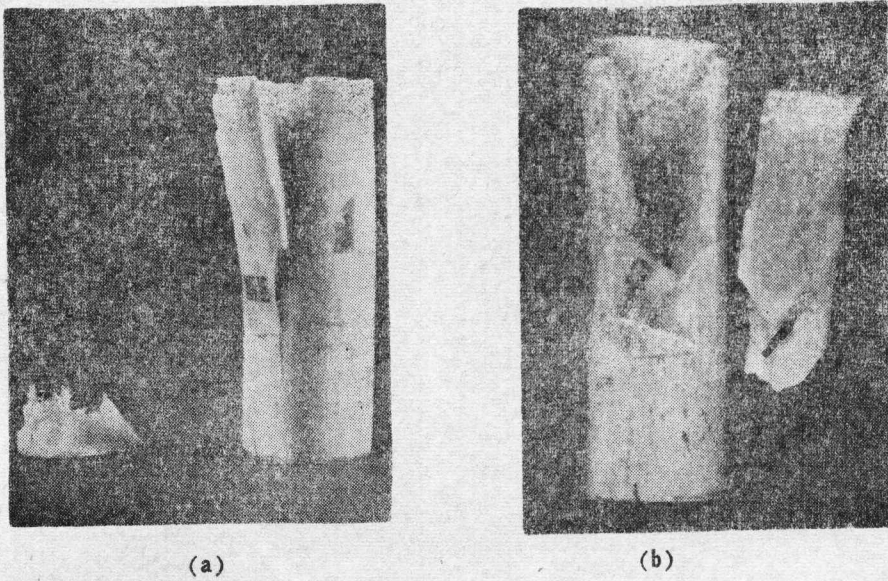


图 4 (a): 标 2 破坏后的外观情况.
(b): 箭头所指系滋养动脉.

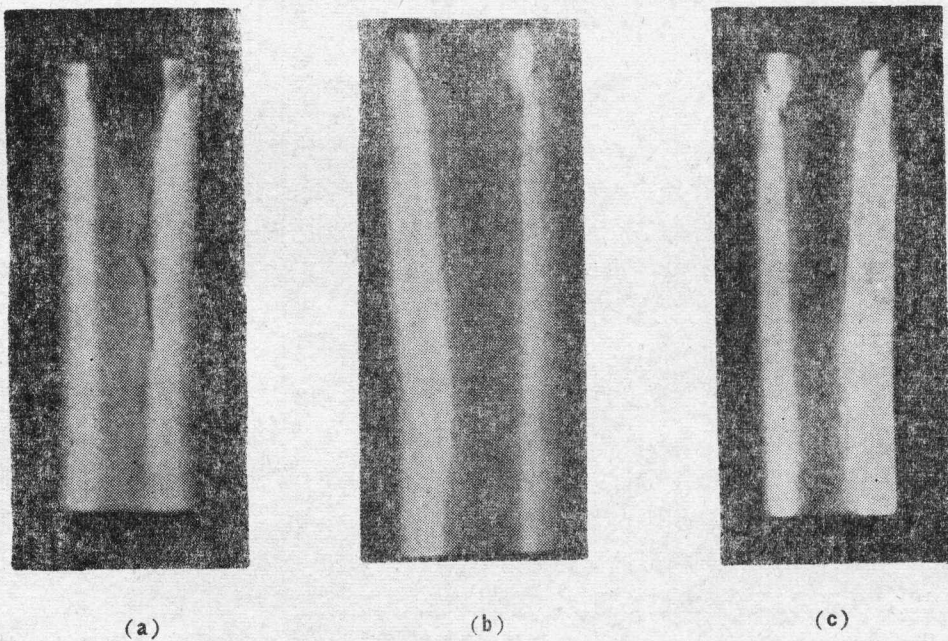


图 5 X 片显示标 2 破坏后的裂缝.

标 2 破坏后的外观情况示于图 4(a). 图 4(b) 表明, 股骨试样标 2 破裂处正是滋养动脉血管所在的位置, 图中箭头所指的就是滋养动脉. 标 2 破坏后的 X 光片示于图 5, 我们可以清楚地观察到试样的上端部有一个呈圆锥形的小块分离体, 其母线与轴线的夹角为 $40^{\circ} \sim 45^{\circ}$ 之间, 这个方向正是最大剪应力的方向. 同时, 由图 5 还可以看到股骨腔有塌陷的现

象. Ascenzi, A. 曾用显微照片记录了类似现象. X片显示骨干破坏的裂纹并不与轴线平行, 两者约为 30° 左右的夹角. 这个现象从图 6 (a)、(b) 所示的肱骨试样压缩前后的 X片将看得更清晰. 图 6 (a) 是标 5 试验前的 X片, (b) 和 (c) 是破坏后的情况, 裂纹走向与轴线方向的夹角约为 $30^\circ \sim 35^\circ$ 之间^[1].

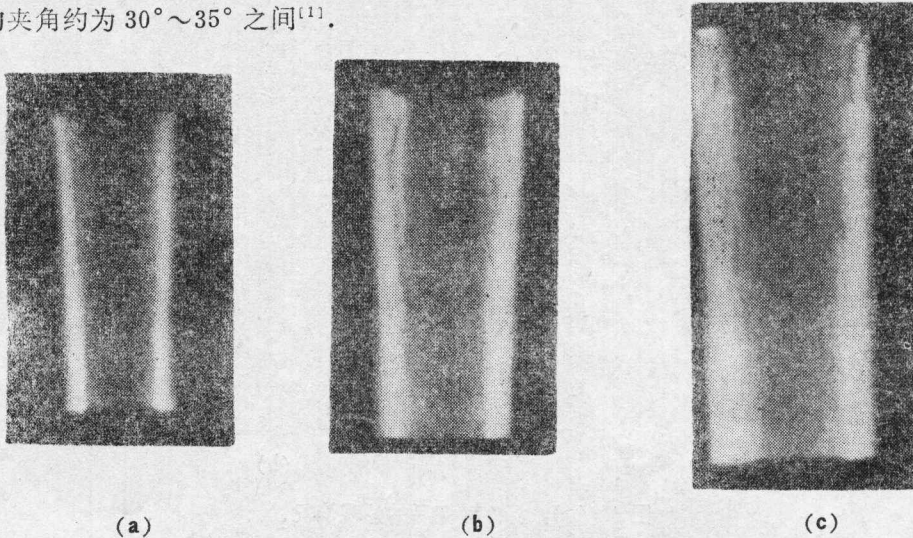


图 6 (a): 标 5 试验前的 X片, 无裂缝显示.
(b)、(c): 标 5 破坏后 X片显示的裂缝.

四、讨 论

1、由于骨组织构造的特异性, 所以它具有明显的各向异性的特性. 从股骨试样标 1、标 2、标 3 和标 4 的试验结果来分析, 应该说即使在同一个方向(轴向), 在相同的条件下测得的弹性模量也不完全相同(这一点与各向同性材料截然不同), 表 1 中股骨的 4 个试样有 4 个不同的弹性模量的值, 就充分说明了上述观点. 然而, 这些数值均在同一个数量级, 故可取其算术平均值作为该方向的弹性模量.

再者, 保存的方法对弹性模量也是有影响的. 本文的标 2 和标 3 是从同一股骨取下的二个相邻的试样, 横截面积的平均值也相等, 仅由于保存的方法不同, 结果二者的弹性模量也不相等. 这是因为 10% 的福尔马林溶液和 75% 的乙醇溶液使得骨组织内的胶原蛋白凝固程度不同所致. 不仅如此, 试样的型式对弹性模量也有影响. 小立方体试样的轴向弹性模量 $E_1 = 8.69 \times 10^9 \text{ N/m}^2$, 而圆筒形试样的则为 $E_1 = 14.1 \times 10^9 \text{ N/m}^2$ ^[4]. 此外, 年龄也是一个因素. 所以, 关于骨骼弹性模量的测定, 还有待深入研究.

2、国内外有的研究者认为, 骨骼在弹性范围内, 应力—应变关系服从虎克定律^{[4][7]}. 这种假设是有局限性的.

图 3 (a)、(b) 是标 1 和标 2 的滞后迴线. 滞后现象说明: 应力增加时, 应变来不及完全发展; 而应力减小时, 应变的回复亦跟不上. 即, 应变总是滞后于应力的^[13]. 这个现象说明骨组织呈现出明显的粘弹性性能. 所以, 应力—应变关系不是简单的线性关系, 还与时间有关. 因此有必要寻找符合实际情况的力学模型. Sedlin 发展了一个流变模型, 来研究骨组织

的弹性、粘弹性和塑性等力学特性^[4]。Korostoff, E. 曾设想了一个不规则的串联的Voigt力学模型, 来模拟弯曲试验时骨组织的力学模型^[14]。

除了用粘弹性理论研究骨骼的力学性能外, 还必须用复合材料力学的观点探讨。如前所述, 在弹性范围内卸载时, 臀大肌止点这一侧的千分表停留在某一数值, 呈现出应变不可逆的现象。这是由于骨组织在这个部位附近孔隙较多, 除了哈弗氏管(Haversian canal)、伏氏管(Volkmann's canal)外, 有一条最大的滋养动脉也在这里。同时, 肌肉也从这里附着。所以这部位的骨质较其他部位疏松。因此, 就提醒我们要进一步考虑哈弗氏管、哈弗氏骨板(Haversian lamellae)的失稳或胶原纤维束的断裂等问题。这些问题的解决须用复合材料力学, 而普通的材料力学, 乃至经典的弹性理论都是无能为力的。

3、从图5可以看出, 标2上端部压裂的分离体的裂纹与轴线呈 $40^{\circ}\sim 45^{\circ}$ 的夹角, 这恰恰是滑移线的方向。图7是标3上机前与破坏后的X片, 裂纹的方向与轴线也为 40° 左右。Reilly, D. T. 还给出了描述股骨试样表面的电子显微镜照片, 裂纹方向与本文的大致相同^[4]。



图7 (a): 标3试验前的X片, 无裂缝显示。
(b): 标3破坏后X片显示的裂缝。

标2破坏后, 试样上端沿周线有五条裂缝, 其中臀大肌粗隆处的裂缝最宽。这是因为最大的滋养动脉(如图4(b)所示), 恰恰在这个部位, 所以裂缝展开较其他部位都快。陈惟昌^[7]指出, 股骨干破坏后仅在骨干前和后各出现一条纵走裂缝。这个现象似与骨组织考虑为横观各向同性的假设相矛盾。其原因可能是试样的上、下二个端面加工不甚标准所致, 因而试验时不可避免地出现边界效应。我们认为, 试样上、下二端的平面不仅要互相平行, 而且必须与长骨轴线垂直, 这样才能充分保证试样处于较理想的轴向受压的应力状态。

我们衷心感谢加州大学(圣地牙哥)的冯元桢教授, 他把正在印刷中的大作“Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues”的第十二章“Bone and Cartilage”的校订稿寄赠作者, 帮助之大无可估量。作者对西安交通大学的蒋泳秋教授和西安医学院的黄贻焯副教授深表敬意, 他们的一些意见是很有价值的。抗压试验在西安公路学院材料力学试验室进行, 并承该院讲师江祖铭、张健人的大力协助, 谨此致谢。

参 考 文 献

1. Antonio Ascenze and Ermanno Bonucci, The compressive properties of single osteons, *The Anat. Record*, 161, (1968), 377—391.

2. Dempster, W. T. and Liddicoat, R. F., Compact bone as a non-isotropic material, *Am. J. Anat.*, 91, (1952), 331—362.
3. Evans, F. G., *Stress and strain in Bones*, Springfield, Charles C. Thomas, (1957).
4. Reilly, D. T. and Burstein, A. H., The mechanical properties of cortical bone, *J. Bone Joint Surg.* 56—A, 5, (1974), 1001—1022.
5. Piekarski K., Fracture of bone, *J. Appl. Phys.* 41, (1970), 215—223.
6. Burstein, A. H. and Frankel, V. H., The viscoelastic properties of some biological materials, *Ann. New York Acad. Sciences*, 146, (1968), 158—165.
7. 陈惟昌, 人体骨骼的应力分析 (一) 长管状骨抗压强度的测定, 中国解剖科学会 1978 年学术年会论文汇编, 17—18页.
8. 王桂伦等, 长管状骨抗压抗弯强度测定, 中国解剖学会 1980 年学术会议论文摘要汇编 (第一集) 249—250页.
9. Fung, Y. C., *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*, Springer-Verlag, New York, (1981).
10. Frost, Harold M. (editor), *Bone Biodynamics*, (1964), 209—232.
11. Yokoo, S., The compression test upon the diaphysis and the compact substance of the long bones of human extremities, *J. Kyoto Prof. Med. Univ.*, 51, (1952), 291—313.
12. Burstein, A. H., Reilly, D. T. and Frankel, V. H., Failure characteristics of bone and bone tissue, *In Perspectives in Biomedical Engineering*, edited by R. M. Kennedy, Baltimore, University Park Press, (1973).
13. Flügge, W., *Viscoelasticity*, Springer-Verlag, New York, (1975).
14. Korostoff, E., Properties of bone and dentine: Criteria for specifications, *In Bio-materials* (A. L. Bement, Jr., ed.) (1971).

The Compressive Properties of Long Bones

Sun Jia-ju

(Northwestern Institute of Architecture and Construction, Xian)

Geng Jie

(The First Affiliated Hospital of Xian Medical College, Xian)

He Fu-zhao

(Xian Highway Institute, Xian)

Abstract

In this study, compressive tests of the bones along the axial direction have been carried out on some wet specimens of the right femur and humerus, from which there have been obtained the elastic modulus of femur $E=9.98 \times 10^9 \text{N/m}^2$, and that of humerus $E=11.37 \times 10^9 \text{N/m}^2$. Also comparisons and discussions have been made with reference to the available data reported abroad and in the People's Republic of China.

As indicated in this paper, bone tissues obviously possess viscoelastic properties. Their hysteresis loops are shown in Fig. 3 (a) and (b) and some mechanical phenomena observed during the tests are illustrated elsewhere.