

人的密质骨的力学性能

孙家驹 耿介

(西北建筑工程学院) (西安医科大学第一附属医院)

提要 本文把骨组织看作是一种材料和骨骼系统的粘弹性结构元件, 评述了它们的力学性能。首先描述了骨的结构, 包括宏观结构、微结构和超微结构。随后是骨的力学性能。第三部分介绍了哈弗氏骨的力学模型。笔者指出, 单个哈弗氏骨可考虑为正交铺设的胶原纤维增强的粘弹性厚壁筒。最后讨论了哈弗氏骨的应力-应变关系。显然, 简单的弹性关系是不可用于实际的。

关键词 哈弗氏骨; 骨单位; 宏观结构; 微结构; 超微结构

人骨是一种有生命的复合、各向异性、非均质的材料, 并具有与时间相关的粘弹性性能。人骨还具有良好的动力适应性, 它的一切优良性质都与其功能的要求相一致。

骨的功能主要有两方面。一是组成骨骼系统, 维持人的正常体形与保护脏器。骨骼本身是连续改变其形状与结构的。骨组织从产生到死亡, 就一直不断地在改变其结构, 重建新的骨组织与吸收老的骨组织。二是通过调整血液电解质(包括 Ca^{++} , H^+ , HPO_4^-)来保持体内矿物质的动平衡, 即骨髓造血、钙磷的储存与代谢等功能。

骨的形状与结构, 取决于骨的功能。不同类型的骨(如长骨与扁骨)的功能不同, 其形状也不同。同一根骨的不同部位, 由于功能不同, 结构与形状也不同(例如股骨干与股骨头)。这种“形状-功能”之间的关系是了解骨的材料性能及骨的功能的关键。全面描述骨的材料性能及其功能, 尤其是与骨的结构及其生长机理联系起来讨论, 这是目前骨生物力学工作者感兴趣的问题之一。Evans (1961), Yamada (1970), Reilly 等 (1974), Katz (1980) 和 Cowin (1981) 分别从各自研究的侧面, 对此作过较为详细的评论。

本文试图把讨论的重点放在哈弗氏骨的一些问题上。这是一个著述十分丰富的领域, 且文献散在力学、医学、生物力学和生物工程等领域, 因此, 本文只能引用极少的参考文献, 且必然还要受到笔者能力和专业范围的限制, 挂一漏万是不可避免的。

1. 骨的结构

骨是坚硬的结缔组织, 这是因为细胞间质中有大量骨盐存在。骨盐的主要成分为: 磷酸

* 本文曾在第2届全国生物力学学术会议(1985年, 太原)大会报告。

钙 84%，碳酸钙 10%，柠檬酸钙 2%，磷酸氢二钠 2%。它们以结晶的羟磷灰石 (Hydroxyapatite) 和无定形的胶体磷酸钙的形式分布于有机质中。骨中的羟磷灰石结晶呈柱状或针状，长约 20—40nm，宽约 3—6nm，主要由钙、碳酸根和羟基结合而成 $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$ ，其表面常附着多种离子，包括 Na^+ 、 K^+ 、 Mg^{2+} 、 F^- 、 Cl^- 、 CO_3^{2-} 、 $C_6H_5O_7^{3-}$ 等。有机质中的无定形基质主要是糖-蛋白质复合物，约占骨中有机质的 10% 左右。有机质中的主要成分是骨胶原纤维，即骨中的胶原纤维，占骨组织有机细胞间质的 95%。

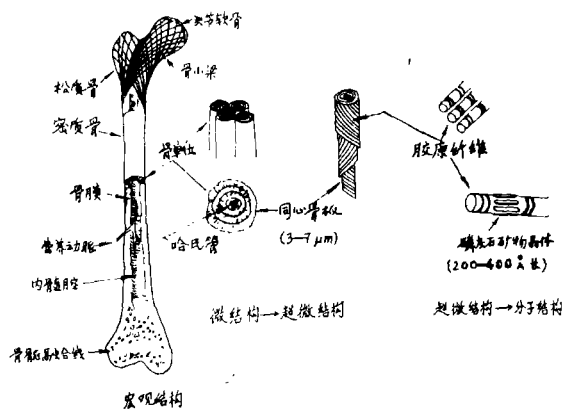


图 1 长骨的结构-组织分级标准 (摘自 Park J. B., *Biomaterials: An Introduction*, Plenum, New York, 1979.)

通常从宏观结构、微结构与超微结构三个层次描述骨组织，如图 1 所示。

1.1 宏观结构 人体骨的总数为 206 块，分为颅骨、躯干骨和四肢骨。按其形状和功能又可分为五大类：长骨、短骨、扁骨、不规则骨和含气骨。

骨的宏观结构，以成人长骨为例（如股骨），将全骨纵向剖开，可见二种不同的结构：表面一层为致密而坚硬的骨组织，称密质骨，中心和两端可见许多不规则的片状或杆状骨组织，称骨小梁，并互相连接成海绵状，所以又称松质骨。松质骨腔隙彼此连通，其中充满小血管和造血组织，称骨髓，见图 1。

密质骨是一种比重约为 2 左右的致密材料。骨的外表面有一层骨外膜，内表面称为骨内膜，靠近髓腔。骨小梁由若干层骨板不甚规律地平行排列组成。它们互相连接，搭成网架，网眼大小不一，但均可肉眼分辨。网眼内充满骨髓、神经和血管等，因此骨小梁的网眼实为骨髓腔。松质骨有巨大的表面积，又称海绵状骨。以人的骨盆为例，平均体积约为 $40cm^3$ ，密质骨表面积的平均值为 $80cm^2$ ，而松质骨表面积的平均值竟为 $1600cm^2$ 。

1.2 微结构 在人的密质骨中可见三种主要的板层骨、哈弗氏骨板 (Haversian lamellar)，间板和外环骨板。板层骨又称为第二代骨组织 (secondary bone tissue)，它以骨胶原纤维束高度有规律地成层排列为特征。骨胶原纤维束一般较细，直径通常为 $2-4\mu m$ ，它们排列成层，骨盐沉积在其上，与有机基质紧密胶结在一起，共同构成骨板。骨板的厚薄不一，约在 $3-7\mu m$ 之间。

哈弗氏骨板 介于内、外环骨板之间，是骨干骨密质的主要部分。它们以哈弗氏管 (Haversian canal) 为中心呈同心圆排列，并与哈弗氏管共同组成哈弗氏系统 (Haversian system)。哈弗氏管内有血管、神经和少量疏松结缔组织。因长骨骨干主要由大量哈弗氏系统组成，所有哈弗氏系统的结构基本相同，故哈弗氏系统又称为骨单位 (Osteon)。

骨单位呈圆柱形，其长轴基本上与骨干的长轴平行，骨单位之间有横向的连接。哈弗氏骨板的层数一般为 4—20 层。故不同的骨单位的横截面积大小不一。每层骨板的平均厚度约为 $3\mu m$ 。骨板中的骨胶原纤维绕哈弗氏管螺旋形行走，相邻骨板中骨胶原纤维正交铺设。

所有骨单位表面都有一层粘合质，是一层骨盐较多、骨胶原纤维极少的骨基质。在横断的

骨磨片上，这层粘合质呈折光较强的骨单位轮廓线，称为粘合线（cement line）。伸向骨单位表面的骨小管，都在粘合线范围内反折，不与邻近骨单位的表层骨小管通联。骨单位最内层的骨小管末端均开口于哈弗氏管。

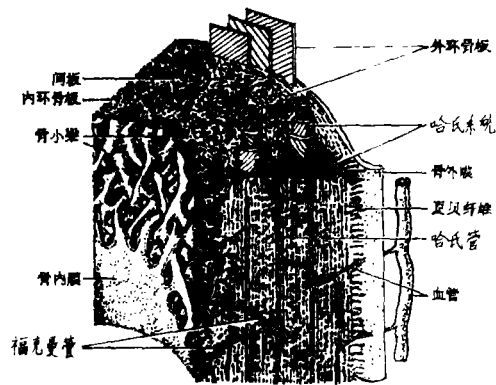


图2 长骨干骨密质立体模式图

哈弗氏管的直径因各骨单位而异，约为5—70 μm 。其中通行的血管也不一致，有的哈弗氏管中只有一条毛细血管，内皮细胞有孔，胞质中可见吞饮小泡；包绕内皮的基膜中夹有周细胞；有的哈弗氏管中有两条血管，一条是小动脉，或称毛细血管前微动脉；另一条是小静脉。哈弗氏系统的血管彼此连通，并与福尔克曼管（Volkmann canal）中的血管交通。

间板位于骨单位之间，由若干层平行排列的骨板构成，形状不规则，无哈弗氏管，无血管穿过，是旧有的骨单位的遗迹。

图2是长骨干骨密质剖示图，帮助进一步了解骨的微结构情况。

1.3 超微结构 胶原纤维在人体第二代骨单位中的排列与方向，曾为许多学者用各种不同的方法研究过。早期的研究者广泛应用光学显微镜及染色技术进行观察。随着先进设备的应用，尤其是电子显微镜的出现，研究的深度和广度有很大的发展。

据1906年Gebhardt, 1913年Weidenreith和1887年Von Ebner报告，所有由纤维组成的第二代骨单位，其纤维方向在连续骨板中交替排列。Gebhardt认为这些纤维是交替螺旋形的斜纤维，而后两位学者指出，几乎所有的纵向纤维和环形纤维交替排列。另一方面，Smith (1960)注意到在第二代骨单位中有三种不同形态的纤维：纵向纤维遍布于第二代骨单位中；纵向纤维和环向纤维在连续骨板中交替排列；纵向纤维与密度较低的凝缩的环向纤维交替排列。不过，Ruth (1947)也用光学显微镜及染色技术，却得出了另外的结论：在所有第二代骨单位中，紧密集积的环形纤维与弥散排列的放射状纤维在连续骨板中交替出现。

Ascenti等(1968)利用薄切片的偏振技术，研究了骨单位的形态及其纤维走向和排列的有关问题，从而也描述了三种不同类型的纤维排列。他们的工作已得到公认。

Rouiller等人利用透射电镜确定胶原纤维的走向。他们发现骨单位是由这样的骨板所构成的：沿着骨单位的纵轴方向排列着高密度且有方向的纤维，同时，还交替存在下述骨板，其中含有密度非常低的略呈放射状排列的凝聚纤维。

扫描电镜问世后，也用于研究骨的超微结构。Boyde (1972)的研究表明，在一个骨板中各式各样的胶原纤维方向排列都是可能的。由于扫描电镜同时聚焦的能力超过了大标本的范围，因此允许用它来研究有关胶原纤维扩展到哈弗氏系统及霍希普陷窝衬里这些自然表面的情况。用光学显微镜及透射电镜观察时，这些情况是看不到的。当然，对自然表面的研究，比用标准的或横断的切片方法制备的人工表面研究有许多好处。这是因为从横断面切割纤维，只能进行有限的观察，结果含糊不清。

Fraska等(1977a,b,1978a,b)改进了标本的制备方法，使得许多脱钙的第二代骨单位的

内骨板界面暴露出来，于是有可能在较大范围内进行胶原纤维方向的研究。这种方法比用个别骨单位标本的研究，不仅视野大，而且可以观察到三维的原始状态。它既可以观察到单个剥离的骨板，又可以由骨单位构成的骨板群进行研究。用扫描电镜观察、研究骨的超微结构有极大的优越性，见图 3，4，5 (Frasca 等 1977 a,b)。近年来，已有文献报道用扫描电镜观察单束胶原纤维，或对此进行研究分析。这对于揭示骨的超微结构，无疑是有益的。



图 3 上：用机械方法处理过的脱钙亮型骨单位。可看出图中只有一个单独分离出的骨板 ×100倍
下：上图的一部分。纵向和横向纤维已被显示 ×500倍

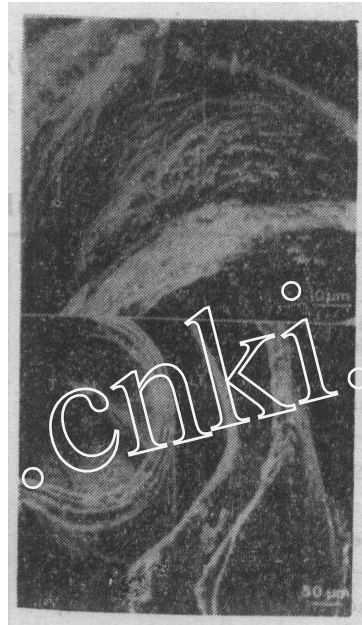


图 4 上：骨单位中最靠近哈氏骨的骨板。可看到横向纤维及纵横并存的纤维×1000倍
下：亮型骨单位标本 ×200倍



图 5 骨板中纵向纤维占主要成分 ×500倍

II. 骨的力学性能

骨的力学性能的研究，可以追溯到 150 年前 (Bevan 1926; Werthein 1847; Rauber 1876; Koch 1917)。近 20 年来，这个领域的研究工作十分活跃。有兴趣的读者可以参看 Evans (1967, 1973)，Yamada (1970)，Katz & Mao (1973)，Reilly 等 (1974)，

Cowin (1981) 及 Katz (1980) 等人的述评。国内最早报道研究成果的是杨桂通。下面我们按通常的固体力学的概念, 简要介绍密质骨的某些力学性能。

2.1 弹性常数 近来, 绝大多数研究者都倾向于认为人的皮质骨为横观各向同性材料, 描述这种材料只需要 5 个弹性常数。可以用准静态力学试验或动态试验测定这些常数。后者测得的数据偏高。

偶见个别学者认为人的皮质骨是正交各向异性材料。这似与大多数学者的研究结论不符。

杨氏模量 用准静态力学试验来测定人的皮质骨的杨氏模量, 可用简单的一维拉伸或压缩试验的正应力与正应变之比而得到。表 1 给出人股骨轴向拉伸和压缩试验得到的杨氏模量。

表 1 湿润人骨的杨氏模量 (加载方向平行于骨的轴向)

作者	加载形式	杨氏模量 ($\times 10^9 \text{N/m}^2$)	备注
Dempster & Liddicoat 1952	拉伸 低应变率	14.1	再湿润的股骨、胫骨、肱骨 (混在一起), 用引伸仪测量应变
Kimura 1952	压缩 低应变率	10.4	股骨, 用试验机平台移动测量应变
Ko 1953	拉伸 低应变率	17.3	股骨, 用反射镜测量应变
Burstein 等 1972	拉伸 应变率 0.1 1/s	14.1	股骨, 用应变仪测量应变
Yamada 1970	拉伸	17.6	股骨, 20—30 年
Gibbons	未报告	17.05	骨的种类没有报告
本文作者 1981	压缩 应变率 0.1 1/s	18.62	股骨, 立方柱体试样, 用电阻应变片测量应变
本文作者 1984	拉伸 应变率 0.1 1/s	19.6	股骨, 标准板式拉伸试件, 用引伸仪测量应变

用准静态试验测定杨氏模量, 应注意下述事项:

① 如何保持载荷方向与骨的轴线方向一致。这在压缩试验尤为重要, 否则, 轴向受压的状态是做不到的。一旦承压面与加载方向 (同时又是骨轴方向) 不垂直, 试样就处于偏心受压状态。因此, 结论就不是所预期的了。

② 应变率对杨氏模量有显著影响, 杨氏模量随着应变率的增高而增大。因此, 不报道应变率的试验, 所得的杨氏模量就不能说明任何问题。对于其他弹性常数, 应变率也同样是极为重要的。这是因为人骨具有较为显著的粘弹性性能。

③ 数据处理时, 要注意统计学的要求。例如, 把人骨和牛骨 (或其它动物骨) 放在一起比较是没有意义的。这是因为人骨的骨单位和牛骨的骨单位在组织学上就是不同的, 没有可比性。前者呈横观各向同性, 后者为正交各向异性, 两者的本构关系截然不同。

④ 许多学者指出整骨试验是不可取的, 至少对研究材料性能是这样。

⑤有的学者用三点弯曲试验来给出拉、压的杨氏模量。若用弯曲小试样做试验，则材料内的应力必须保持比屈服极限低。否则，由于骨是胶原纤维增强的复合材料，利用 $\sigma = M/w$ 这么一个公式，似乎不甚适宜。对此，Reilly (1974) 指出，由利用屈服点后弹性假设所产生的误差，至少与所确定的值一样大。

⑥用应变片来测定试样的应变，最好不要用烘、烤（局部高温）的办法来干燥试样表面。否则将严重破坏骨试样的原始水合状态，将失去重要的生物学意义。

Yoon & Katz (1976) 在室温下使用脉冲传输法，以 5MHz 的频率测量超声波在骨中的传播速度，由此得到 5 个独立的系数，为： $c_{11} = 2.34$ ， $c_{33} = 3.25$ ， $c_{44} = 0.871$ ， $c_{12} = 0.906$ ， $c_{13} = 0.911$ ($\times 10^{10} \text{N/m}^2$)。这里 3 方向为骨的轴向，1 与 2 方向为与 3 方向垂直的横截面方向。Yoon 和 Katz 还指出，超声波在骨中传播的特性，与超声波在纤维增强的复合材料中的特性有某些相似之处；骨能让超声波透过并使其产生偏振。这个发现对于启发人们研究在体骨的力学问题，是有帮助的。同时也提示我们，应该用复合材料力学的观点来指导试验和研究工作。

泊桑比 Ko (1953) 在低应变率下做拉伸试验，得到人股骨的泊桑比 $\nu = 0.08 - 0.45$ 。他还发现泊桑比值随加载水平的变化而改变，在试样断裂前，泊桑比达较低的值。表 2 给出的是人骨的泊桑比值。我们发现，用准静态拉伸试验和压缩试验测得的泊桑比值略有差异，拉伸试验的 $\nu_{12} = \nu_{13} = 0.32$ ，压缩试验的， $\nu_{12} = \nu_{13} = 0.35$ 。这是可以理解的，因为人骨是胶原纤维增强的复合材料，还要考虑到骨的微结构及其材料特性。以人股骨为例，其拉伸强度与压缩强度是不一样的。

表 2 人骨的泊桑比

	Reilly & Burstein (1974) 人 胫 骨	Knets & Malmeisters (1977) 人 胫 骨	本 文 作 者 (1984) 人股骨
ν_{23}	0.58	0.488	
ν_{21}	0.31	0.119	
ν_{31}	0.31	0.142	
ν_{32}	0.58	0.622	
ν_{12}	0.46	0.315	0.32 (拉) / 0.35 (压)
ν_{13}	0.46	0.307	0.32 (拉) / 0.35 (压)

剪切模量 Ko (1953) 进行了低应变率的扭转试验，测定了人骨的剪切模量为 0.31 (GPa)。Reilly 等和 Knets 等的结论与 Ko 的有数量级的差异，见表 3。

表 3 人骨剪切模量

	Reilly & Burstein (1975) 人 股 骨	Knets & Malmeisters (1977) 人 胫 骨	Ko (1953) 人 骨
G_{12}	3.6	2.41	
G_{13}	3.28	3.56	0.31
G_{23}	3.28	4.91	

2.2 粘弹性性能 现在可以明确地说，所有生物材料都呈现不同程度的粘弹性性能。

用准静态力学试验测量骨的弹性常数,可以发现,弹性模量随应变率的提高而增大。McElhanev (1966) 用 0.001—1 1/s 的应变率进行了人骨的压缩试验,发现随着应变率的提高,弹性模量提高了,破坏应力提高了,破坏时的应变值也略微有些提高。Sedlin (1965) 发展了一个定性的流变模型,并用来说明骨试样的力学性能:弹性、粘弹性和塑性,可是这个模型的任何一个特性常数都未说明。Burstein 和 Frankel (1968), 以及 Sammarco 及其同事 (1971) 在不同应变率用整骨做扭转试验,他们发现极限强度随应变率的提高而增大,但断裂时的变形反而降低。这大概是他们使用了整骨做试验的缘故。事实上,由于整骨具有复杂的横截面和结构的复合问题,因此,正如 Currey (1969 a) 曾指出的,整骨试验很少用来讨论材料特性,它们拟用于对比研究。就已发表的文献来看,用准静态试验得到生理应变率下关于人骨粘弹性能的数据,十分缺乏。

人骨粘弹性能的测量常用超声波技术。Lakes 等 (1979) 对湿润的人胫骨做双轴扭转试验,发现 17.2 MN/m² 的轴向拉应力,将使得人骨的高频动模量损失增加 20% 左右,剪切模量改变约 1.5%。

Frasca 和 Katz (1981) 等人,对人的单个骨单位做超声波试验。他们利用的公式如下:

$$G_E \approx \omega_r^2 I/S \quad (1)$$

$$\tan \delta \approx \Delta f/f_r \quad (2)$$

$$G_V \approx G_E \tan \delta \quad (3)$$

式中, G_E 为剪切储能模量, G_V 为损耗模量, $\tan \delta$ 为动模量损失, $S = \pi D^4/32L$ 为圆柱形标本的形状因子, D 和 L 分别是标本的直径和长度, $\omega_r = 2\pi f_r$ 为强迫共振的角频率, f_r 为线性共振频率, I 为转动惯量。动杨氏模量由下式给出:

$$E = K_B/S' \approx (\omega_r^2 m_S - K_S)/S' \quad (4)$$

式中, m_S 为话筒的等效质量, K_S 为话筒的等效刚度, $S' = A/L$ 为标本的形状系数, A 为柱形标本的横截面。他们的结果表明, E , G_E 等系数都与频率、应变率有关。这些结论也只是定性地描述骨的粘弹性能。因此,定量地测定人骨粘弹性能的有关数据,是骨生物力学研究的目标之一。

2.3 动力性能 骨有良好的动力适应性。Tsuda (1957) 对人股骨进行了一些摆锤式冲击试验。湿润的骨试样每单位横截面面积的平均吸收的冲击能量是 13700 Nm/m², 干的骨试样所吸收的能量是 11800 Nm/m²。Swanson (1971) 用有 V 形楔口的矩形试样做了摆锤冲击试验。根据 280 个新鲜的人股骨的试样,他的结论如下: ①尽管楔口根部的半径的变化范围是 0.08—0.25mm, 材料对楔口十分敏感,但对结论没有影响; ②轴向试样比横向试样坚韧(冲击范围分别是 9.02—38.2 和 3.33—12.5 Nmm); ③不论沿着一根股骨的长度方向,还是沿着四分之一范围,材料的冲击强度没有明显改变; ④材料的冲击强度随年龄下降。

McElhanev & Byars (1965) 和 McElhanev (1966) 进行了人骨的等速压缩试验,应变率从 0.001 1/s 到 1500 1/s,并与工程材料铝和尼龙进行了比较。对于人骨,极限压缩应力从低应变率的 21.8 Ksi 提高到高应变率的 46.0 Ksi,弹性模量相应地从 2.2×10^6 lb/in² 提高到 5.9×10^6 lb/in²。他们还指出,函数关系

$$\sigma_c = A \ln e + B \quad (5)$$

可用来解释应变率 $\dot{\epsilon}$ 对应力 σ_u 的影响, 这里 A 和 B 都是常数。

能量吸收能力和最大应变, 一开始增加到最大值, 然后随着应变率的增加而减小。因此, McElhancy 假定存在一个临界速度, 对防腐的尸体骨在 $1/s$ 左右。他们还发现, 剪切破坏发生在低应变率的情况下, 而在高应变率时, 破坏伴随着竖向裂开以及许多碎片。

Wood (1969, 1971) 广泛地研究了人的头盖骨的动力响应。他在不同的拉伸应变率的范围 ($0.005-150 1/s$), 试验了 120 个头盖骨试样。他的结论是, 破坏应力和弹性模量随应变率而增加, 但破坏应变则减小, 能量吸收率与应变率无关。他还指出, 随着头盖骨表面切线方向的变化, 头盖骨的力学性能没有明显的改变。

Evans (1957) 收集了不少学者做的整骨动力强度试验。应当指出, 整骨的动力强度是有实际意义的。

49 个新鲜人骨试样的拉伸冲击性能的相关矩阵示于表 4。人骨的冲击能量吸收能力 U 和极限应变 ϵ 有极高的相关性 ($S=0.001$)。这就是说, 从极限应变可以求出拉伸冲击试验的骨的破坏能量。Evans & Lebow (1951, 1952) 也报告过, 人股骨试样在准静态拉伸试验中, 最大应变和能量吸收能力有很强的相关性。在大多数情况下, U 和 ϵ 之间的相关系数比 U 和极限应力 σ_u 的要高。这就是说, 习惯上骨的允许极限用最大应变来代替最大应力。

表 4 新鲜人骨的弹性与强度性能之间的相关矩阵

	σ_u	U	E	ϵ	E_i	σ_i
最大拉伸应力 σ_u	1.0000* (0) $S=0.001$	0.6926 (49) $S=0.001$	0.5303 (49) $S=0.001$	0.1660 (49) $S=0.127$	0.5458 (49) $S=0.001$	0.4734 (19) $S=0.020$
冲击能量 U	0.6926 (49) $S=0.001$	1.0000 (0) $S=0.001$	-0.0549 (49) $S=0.354$	0.7457 (49) $S=0.001$	-0.0673 (49) $S=0.323$	0.4142 (19) $S=0.039$
正切弹性模量 E	0.5303 (49) $S=0.001$	-0.0549 (49) $S=0.354$	1.0000 (0) $S=0.001$	-0.4144 (49) $S=0.002$	0.8701 (50) $S=0.001$	0.7589 (19) $S=0.001$
最大应变 ϵ	0.1660 (49) $S=0.127$	0.7457 (49) $S=0.001$	-0.4144 (49) $S=0.002$	1.0000 (0) $S=0.001$	-0.4738 (49) $S=0.001$	0.1568 (19) $S=0.261$
正割弹性模量 E_i	0.5458 (49) $S=0.001$	-0.0673 (49) $S=0.323$	0.8701 (50) $S=0.001$	-0.4738 (49) $S=0.001$	1.0000 (0) $S=0.001$	0.7774 (19) $S=0.001$
屈服应力 σ_i	0.4734 (19) $S=0.020$	0.4142 (19) $S=0.039$	0.7589 (19) $S=0.001$	0.1568 (19) $S=0.261$	0.7774 (19) $S=0.001$	1.0000 (0) $S=0.001$

表 4 还表明, ①比例极限 σ_i 和最大应力 σ_u 与弹性模量 E 和 E_i 之间, ②能量吸收能力 U 和最大应力 σ_u 之间, 均存在显著的统计意义相关性。Mather (1967) 也得到人股骨弯曲时, 破坏载荷和弹性模量之间有显著的相关性。Sedlin 和 Hirsch (1966) 曾得到类似的相关性, 即人骨弹性模量与其极限破坏应力之间有相关性。

由于活骨的在体强度无法用任何破坏性试验来测定,因此已经发展了用于测量在体弹性模量的超声波技术。超声波在弹性介质中传播,由下式给出速度表达式:

$$\text{速度} = \sqrt{\frac{\text{弹性模量}}{\text{密度}}} \quad (6)$$

通常,骨的密度是已知的,或者能用在体X射线拍片得到,因此,若测出超声波的波速,就可由上式算出骨的弹性模量。利用正常的或病理的人的皮质骨试样,Abendschein & Hyatt发现,超声波速度与骨标本的弹性模量以及密度之间存在着高度的相关性。借此,我们就有可能根据无损试验来计算骨的强度。这种方法尤其适合临床愈合骨的强度估计。Fleriani等(1967),Abendschein & Hyatt(1970),Brown & Mayor(1974)已经用这种超声波方法来测定骨折愈合率。

必须指出,式(6)是有局限性的。这是因为超声波在骨中的传播机理至今还没有搞得十分清楚。Yoon和Katz(1983)应用广义Cosserat理论研究超声波在骨中传播的机理时指出,超声波在骨中传播,除了粘弹性作用外,可能还有其他的弥散机理。这个问题也是亟待解决的一个重要课题。

最后,必须指出,这里说的动力性能,其应变率还是不高的。近年来,杨桂通等(1986)作了人股骨在高应变率下的冲击试验,得到了很好的试验资料和经验,他们的报告在第2次全国生物固体力学学术会议上受到重视。

2.4 松质骨 松质骨的力学性能还没有象皮质骨那样较为深入地研究过。不是因为它们不重要,而是研究的难度更大,更难于定量分析,因为松质骨的体积密度是可变的。Carter & Hayes(1977)报道了松质骨的弹性模量为0.06 GPa到2.9 GPa。Williams & Lewis(1981)提出的数据表明,骨小梁的轴向杨氏模量 E_3 强烈依赖于横截平面中基体的面积比率 A_f , $E_3 = (1.5A_f - 0.04)$ GPa。同时,他们给出的横向模量 E_1 及 E_2 为, $E_3 = 1.705(E_1 + E_2) + 0.0785$ GPa。Williams & Lewis辨明了轴向骨小梁的主要变形方式是压缩,横向骨小梁的主要变形方式是弯曲。这就是说,加载主要是在轴向方向,而横向骨小梁主要是作为起稳定作用的支柱以防止屈曲。笔者猜测,松质骨在力学上的重要性在于吸收冲击能量。因此,皮质骨是抵抗强大外载荷的结构元件,而松质骨则是储存能量(动载荷引起的)的巨大仓库。

III. 骨单位的力学模型

骨组织本构关系的研究吸引了众多学者探索骨单位的力学模型。Currey(1964)认为骨是复合材料的讨论,为后继者的研究打下了基础。Bonfield & Li(1967)试图用混合物的线性原则来模拟骨的杨氏模量,分别由与矿物质和胶原组分有关的体积(V_{\min} , V_{coll})和弹性模量(E_{\min} , E_{coll})给出,即 $E_{\text{bone}} = V_{\min} E_{\min} + V_{\text{coll}} E_{\text{coll}}$,此处 $V_{\min} + V_{\text{coll}} = 1$ 。但是缺乏可以用于计算的能描述骨的弹性性能的参数。Katz等(1971a)利用超声波技术提供不同钙化程度的骨组织的弹性性能的范围。Pickarski(1973)独立地完成了同样的分析。他们是用Voigt模型和Reuss模型进行研究而得到上述结果的。Katz等(1971b)还用更高级的模型提供关于弹性性能的较严密的范围。Currey(1969b)用他特有的风格,同时考虑方向与结构的影响,试图把骨当作纤维增强的复合材料引进骨的模型假设,可惜没有成功。

Katz(1976, 1980)和他的同事们(Katz & Ukraincik(1971, 1972a) Katz,

Ukraincik & Swedlow, 1972, Katz & Thompson(1977), Ukraincik & Katz (1971) 曾提出, 即使考虑了骨的结构和方向, 用矿物质和胶原的线性叠加来模拟皮质骨也是不充分的。他们提议用分层的模型来代替过去提出的模型。新的模型从结构的两个等级来考虑。第一级认为单个骨单位是一个粘结的实体, 它是一层一层同心的骨板围绕着哈氏管, 组成一个中空的圆柱体 (图 6)。

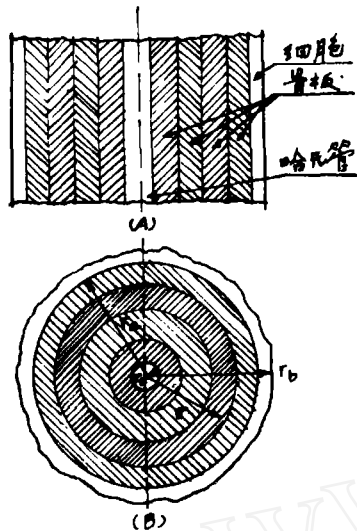


图 6 单个骨单位
(A) 纵剖面 (B) 横剖面

从超微结构水平分析, 认为磷灰石晶体在胶原原纤维上结晶, 使得磷灰石晶体的晶轴 C 外延与胶原原纤维的轴一致 (Glimcher & Krane 1968)。在这个基础上, 单个骨单位的弹性模量就可以计算了, 它是作为结构组织和关于矿物质-胶原集合物方向的函数予以处理的。用这个办法计算的结果与 Frasca(1974) 测量的值很吻合。

第二级, Katz (1980) 考虑了一个所谓准六角

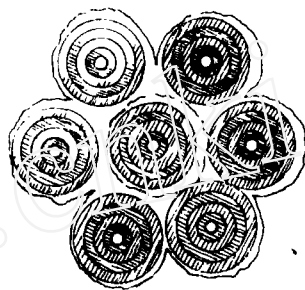


图 7 哈氏骨的准六角对称模型

对称的模型 (图 7)。Katz 的模型是建立在解剖学的基础上的, 没有顾及骨单位受力后的变形情况。在第一次中、日、美生物力学讨论会上 (1983, 武汉), 笔者向他指出上述观



图 8

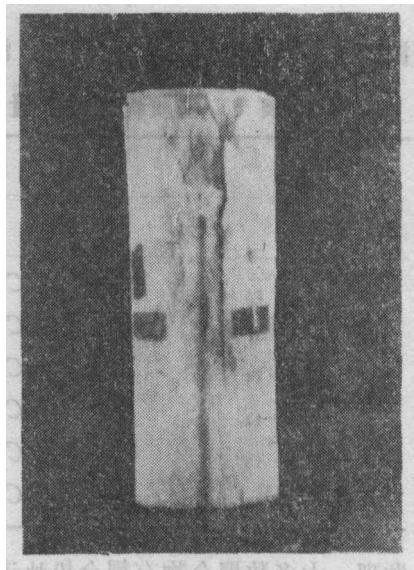


图 9

点,他也认可。在Katz模型的基础上, Gottsman & Hashin (1979) 提出了一个能定性计算的力学模型——纤维增强的粘弹性复合柱体群,并给出了具体的表达式。在他们的算式中,单个骨单位是当作一个同心基体的圆柱壳,即层层叠套的同心的圆柱壳。

在研究皮质骨的力学性能时,我们(1984)发展了一种新的方法,能够观察受力的哈弗氏系统的微结构的变化过程。我们发现,皮质骨试样(至少保持几个哈弗氏系统)受力后,骨单位是作为一个整体承受载荷的。因此,微裂纹最先出现在最弱的结合线(cement line)处,随着微裂纹的扩展(图8),形成肉眼可见的裂纹(图9)。哈弗氏骨板一旦破裂,是全部破坏,不是其中某一层断裂,也不出现诸如工程复合材料常见的“脱胶”或“剥离”现象。

综合考虑单个骨单位的解剖结构、几何尺寸以及变形过程与破坏时的形态,我们认为单个骨单位应考虑为一个厚壁筒,即胶原纤维增强的粘弹性厚壁筒。

IV. 骨的应力-应变关系

迄今还没有找到成功的方法来确定在体活骨的应力-应变关系。本文讨论的仅指离体骨的有关表达式,都有局限性。Cowin (1981) 建议用线弹性各向异性体的本构关系作为骨的本构方程:

$$T_{ij} = C_{ijkl} \varepsilon_{kl} \quad (7)$$

式中 T_{ij} 表示应力张量, ε_{kl} 是应变张量, C_{ijkl} 是弹性张量,表示材料性能的。倘若在 C_{ijkl} 的元素中, $C_{22} = C_{11}$, $C_{23} = C_{13}$, $C_{33} = C_{44}$ 及 $C_{66} = (C_{11} - C_{22})/2$, 则式(7)即为横观各向同性材料的本构方程。

目前,人骨是胶原纤维增强的粘弹性复合材料,已为广大学者所接受。因此,直接用式(7)作为人骨的本构方程,似乎过于简化,把骨的主要特性也不考虑了。

考虑到骨的线性粘弹性性能, Lakes 和 Katz (1979a, b) 认为骨的应力-应变关系可由下式给出:

$$\sigma_{ij}(t) = \int_{-\infty}^t C_{ijkl}(t-\tau, \varepsilon_{kl}) \frac{d\varepsilon_{kl}}{d\tau} d\tau \quad (8)$$

应用超声波技术, Yoon & Katz (1976) 测得 C_{ijkl} 各元素如表5所示。

表5 密质骨弹性模量张量的元素 (单位 GN/m²)

弹性常数		Yoon & Katz (1976)	
缩记	全称	干的人股骨	
C_{11}	C_{1111}	23.4	
C_{33}	C_{3333}	32.5	
C_{44}	C_{2323}	8.71	
C_{12}	C_{1122}	9.06	
C_{13}	C_{1133}	9.11	
C_{66}	C_{1212}	7.17	

业已发现,大多数聚合物有耦合松弛运动的迹象。Sternstein & Ho (1972) 已经表

明, 可以将线性粘弹性理论推广来描述各向同性体内的这种特性。对于具有运动耦合的各向异性的非线性固体, 式 (8) 应改写为

$$\sigma_{ij}(t) = \int_{-\infty}^t C_{ijkl} [l - \tau, \varepsilon_{kl}, \Phi(\varepsilon_{mn})] \frac{d\varepsilon_{kl}}{d\tau} d\tau \quad (9)$$

式中函数 Φ 的选择必须保持材料的对称。例如, 对于各向同性体, Φ 仅依赖于三个应变不变量。

显然, 利用式 (8) 或式 (9), 要比用式 (1) 更适合骨的材料性能。不过这两个表达式没有考虑到骨是复合材料这个重要特点。

Gottcsman & Hashin (1979) 根据 Yoon & Katz (1976) 关于骨单位的力学模型, 利用复合材料力学的方法, 即用纤维增强材料的理论进行分析。从骨是横观各向同性材料出发, 他们选择了表征材料性能的 5 个弹性常数 E_A, ν_A, K, G_A 和 G_T 。因此, 复合材料的等效弹性模量定义为平均应力与平均应变相关的应力-应变关系。表征骨的等效弹性常数为 $E_A^*, \nu_A^*, K^*, G_A^*$ 和 G_T^* 。这些常数的物理意义如下: E_A^* 为 1 方向简单拉伸时的等效轴向杨氏模量, 定义为 $\bar{\sigma}_{11}/\bar{\varepsilon}_{11}$; E_T^* 为 2 或 3 方向简单拉伸时的等效横向杨氏模量, 定义为 $\bar{\sigma}_{22}/\bar{\varepsilon}_{22}$ (或 $\bar{\sigma}_{33}/\bar{\varepsilon}_{33}$); ν_A^* 为 1 方向拉伸时的等效轴向泊松比, 定义为 $-\bar{\varepsilon}_{22}/\bar{\varepsilon}_{11}$; ν_T^* 为 2 方向拉伸时的等效泊松比, 定义为 $-\bar{\varepsilon}_{11}/\bar{\varepsilon}_{22}$; G_A^* 和 G_T^* 分别为等效轴向和横向剪切模量, 分别定义为纯轴向和纯横向剪切时平均应变与平均应力之比。

横观各向同性材料的等效应力-应变关系为

$$\begin{Bmatrix} \bar{\varepsilon}_{11} \\ \bar{\varepsilon}_{22} \\ \bar{\varepsilon}_{33} \\ \bar{\varepsilon}_{12} \\ \bar{\varepsilon}_{13} \\ \bar{\varepsilon}_{23} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} 1/E_A^* & -\nu_A^*/E_A^* & -\nu_A^*/E_A^* & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_A^*/E_A^* & 1/E_T^* & -\nu_T^*/E_T^* & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_A^*/E_A^* & -\nu_T^*/E_T^* & 1/E_T^* & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1/2G_A^* & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1/2G_A^* & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/2G_T^* \end{Bmatrix} \begin{Bmatrix} \bar{\sigma}_{11} \\ \bar{\sigma}_{22} \\ \bar{\sigma}_{33} \\ \bar{\sigma}_{12} \\ \bar{\sigma}_{13} \\ \bar{\sigma}_{23} \end{Bmatrix} \quad (10)$$

不难证明, 上面列举的 6 个弹性常数中, 只有 5 个是独立的。Gottcsman & Hashin 选择了最简单的流变模型, 即粘弹性基体假定是各向同性的, 剪切时具有牛顿流体的性能, 在静水压力下是弹性的。为了计算骨的等效弹性性质, 他们用复合柱壳群作为骨的力学模型。这个柱壳群的等效弹性模量为

$$E_A^* = E_m V_m + E_f V_f + 4(\nu_f - \nu_m)^2 V_f V_m / \left(\frac{V_m}{K_f} + \frac{V_f}{K_m} + \frac{1}{G_m} \right) \quad (11)$$

$$\nu_A^* = \nu_m V_m + \nu_f V_f + (\nu_f - \nu_m) \left(\frac{1}{K_m} - \frac{1}{K_f} \right) V_m V_f / \left(\frac{V_m}{K_f} + \frac{V_f}{K_m} + \frac{1}{G_m} \right) \quad (12)$$

$$K^* = \frac{K_m(K_f + G_m)V_m + K_f(K_m + G_m)V_f}{(K_f + G_m)V_m + (K_m + G_m)V_f} \quad (13)$$

$$G_A^* = G_m \frac{G_m V_m + G_f(1 + V_f)}{G_m(1 + V_f) + G_f V_m} \quad (14)$$

$$G_T^* \approx G_T^*(-) = G_m + V_f / \left[\frac{1}{G_f - G_m} + \frac{(K_m + 2G_m)V_m}{2G_m(K_m + G_m)} \right] \quad (15)$$

他们的某些结论主要还是定性的。不过，他们的研究给人们一个好的启示，即骨的应力-应变关系要用复合材料力学的方法，同时考虑骨的粘弹性与胶原纤维增强这两个特性。

Maharidge 等 (1984) 建议用 Nelder-Mead 简化方法来计算 Katz 本人提出的复合材料模型的一些参数。这个方法是对一个给定的函数 $S(\mathbf{b})$ 求极小。函数 $S(\mathbf{b})$ 的定义如下：

$$S(\mathbf{b}) = (\bar{E}_3(\mathbf{b}) - E_3)^2 + (\bar{G}_{23}(\mathbf{b}) - G_{23})^2 + (\bar{K}_{23}(\mathbf{b}) - K_{23})^2 + (\bar{G}_1(\mathbf{b}) - G_1)^2 + (\bar{c}_{11}(\mathbf{b}) - c_{11})^2 \quad (16)$$

式中 \bar{E}_3 是沿纤维方向的杨氏模量， \bar{G}_1 和 \bar{G}_{23} 分别是在纤维横截面内及在其垂直的平面内的剪切模量； \bar{K}_{23} 是平面应变的体积膨胀模量，在横向平面内； \bar{c}_{11} 是模量，它的分量是模型的参数。

对于干的人骨，他们用上述方法计算的结果是：

$$E_f = 37, E_b = 15.8, \nu_f = 0.31, \nu_b = 0.24, V_f = 0.79, V_b = 0.20,$$

$$S(\mathbf{b}) = 0.33, \bar{E}_3 = 27.2, \bar{G}_1 = 8.71, \bar{G}_{23} = 7.37, \bar{K}_{23} = 16.1$$

对于笔者提出的力学模型，可方便地得到其应力-应变的表达式。即我们把单个骨单位（胶原纤维增强的粘弹性厚壁筒）简化为有弹性蒙皮约束的粘弹性厚壁筒。有弹性蒙皮约束的弹性厚壁筒的应力场为

$$\sigma_{r,\theta} = \mp \frac{P_1 a^2}{r^2} \begin{bmatrix} \alpha(b^2 \pm r^2) - (b^2 \mp r^2) \\ \alpha(b^2 + a^2) - (b^2 - a^2) \end{bmatrix} \quad (17)$$

式中

$$\alpha = \frac{(1 - \nu^2)}{\nu(1 + \nu) + (1 - \nu_c^2) E b / E_c \delta} \quad (18)$$

式中 E_c 和 ν_c 分别是蒙皮的弹性常数， δ 为蒙皮的厚度。应用弹性-粘弹性对应原理，我们可直接得到有弹性蒙皮约束的粘弹性厚壁筒的应力表达式在 Laplace 空间的展开式

$$\bar{\sigma}_{r,\theta}(r, s) = \mp \frac{p_1 a^2}{r^2} \cdot \frac{1}{s} \begin{bmatrix} \bar{\alpha}(s)[b^2 \pm r^2] - [b^2 \mp r^2] \\ \bar{\alpha}(s)(b^2 + a^2) - (b^2 - a^2) \end{bmatrix} \quad (19)$$

式中

$$\bar{\alpha}(s) = \frac{1 - [\bar{\nu}(s)]^2}{\bar{\nu}(s)[1 + \bar{\nu}(s)] - (1 - \nu_c^2) \bar{E}(s) b / E_c \delta}, \quad P_1 = p_1 H(t) \quad (20)$$

E 和 ν 的 Laplace 变换式为

$$\bar{E}(s) = \frac{3\varphi'(s)\varphi''(s)}{2\varphi'(s)\varphi''(s) + \varphi''(s)\varphi'(s)} \quad (21)$$

$$\bar{\nu}(s) = \frac{\varphi'(s)\varphi''(s) - \varphi''(s)\varphi'(s)}{2\varphi'(s)\varphi''(s) + \varphi''(s)\varphi'(s)} \quad (22)$$

式中草体字均为描述材料粘弹性性能的算子。更详细的分析可参阅笔者关于粘弹性力学的讲义。

对于选取不同的流变模型, 可得 $\bar{E}(s)$ 和 $\bar{\nu}(s)$, 再对式 (21), (22) 进行 Laplace 反演, 就可得到问题的解。如果 E 和 ν 选用胶原纤维增强的等效模量, 则可以得到胶原纤维增强的粘弹性厚壁筒的解。

致谢 笔者对康振黄、杨桂通、黄贻焯等教授及美国的 Y. C. Fung (冯元楨)、V. C. Mao (毛昭宪)、T. K. Hung (洪鼎侃) 和 J. L. Katz 等教授的长期的帮助和讨论深表谢意。本研究课题的经费是陕西省科委支持的。

参 考 文 献

- 华筑信, 力学与实践, 7, 5 (1985)。
 上海第一医学院, 组织学, 人民卫生出版社 (1981): 221—30。
 王以进等, 应用科学学报, 1, 1 (1983): 249—56。
 杨桂通, 力学与实践, 1, 1 (1979): 25—31。
 ——, 吴文周, 赵隆茂, 第2届全国生物力学学术会议论文集 (1986)。
 孙家驹, 线性粘弹性力学基础, 西北建筑工程学院讲义 (1983)。
 Abendschein W., Hyatt G. W., *Clin. Orthop.*, 69 (1970): 294—301。
 Ascenti A., Bonucci E., *Anat. Rec.*, 158 (1967): 375—85。
 ——, ——, *ibid.*, 161 (1968): 377—91。
 Bonfield W., Li C. H., *J. Appl. Phys.*, 38 (1967): 2450—5。
 Boyde A., In *The Biochemistry and Physiology of Bone*, ed. G. H. Bourne, Vol. 1 (1972): 259—310。
 Brown S. A., Mayor M. B., *Proc. 2nd New England Bioeng. Conf.*, Pergamon Press, N. Y. (1974): 377—385。
 Burstein A. H., Currey J. D., Frankel V. H., Reilly D. T., *J. Biomech.*, 5 (1972): 34—44。
 ——, Frankel V. H., *Sciences*, 146 (1968): 158—65。
 Carter D. R., Hayes W. C., *J. Bone Joint Surgery*, 59A (1977): 954—62。
 Cowin S. C., *Mechanics of Structured Media* (1981)。(力学进展, 15, 1 (1985): 90—107)
 Currey J. D., *J. Exp. Biol.*, 43 (1965): 279—92。
 ——, *Biorheology*, 2 (1964): 1—10。
 ——, *J. Biomech.*, 2 (1969a): 1—11。
 ——, *ibid.*, 2 (1969b): 477—80。
 Dempster W. T., Liddicoat R. T., *Am. J. Anat.*, 91 (1952): 331—62。
 ——, Coleman R. F., *J. Appl. Physiol.*, 16 (1960): 355—60。
 Evans F. G., Lebow M., *ibid.*, 3 (1951): 563—72。
 ——, ——, *Am. J. Surg.*, 83 (1952): 326。
 ——, *Stress and Strain in Bones*, Springfield, Charles C. Thomas (1957)。
 ——, *Acta Anat.*, 35 (1958): 285—301。
 ——, *Art. limbs*, 11 (1967): 48。
 ——, ASME 70- WA/BHF-7 (1970)。
 ——, *Mechanical Properties of Bone*, Springfield, Thomas (1973)。
 Floriani L. P., Debevoise N. T., Hyatt W. G., *Surg. Forum*, 18 (1967): 468—70。
 Fresca P., *Structure and mechanical properties of human single osteons*, Ph.D. Dissertation, Rensselaer Polytechnic Institute, Troy, N. Y. (1974)。
 ——, Rao H., Harper R. A., Katz J. L., *J. Dental Res.*, 55 (1976): 372—5。
 ——, Harper R. A., Katz J. L., *Acta Anat.*, 95 (1976): 122—9。
 ——, ——, ——, *ibid.*, 98 (1977a): 1—13。

- , —, —, *Fracture*, **3** (1977b): 1167—72.
- , —, —, *Microscopica Acta*, **3** (1978a): 211—14.
- , —, —, *J. Dental Res.*, **57** (1978b): 526—33.
- , Jacyna G., Harper R. A., Katz J. L., *J. Biomech.*, **14** (1981): 691—6.
- Glimcher M. J., Krane S. M., In *Treatise on Collagen*, (ed.) G. N. Ramachandran & B. S. Gould, Vol. 2B, N. Y., Academic Press (1968): 68—251.
- Gottesman T., Hashin Z., *J. Biomech.*, **13** (1979): 89—96. (力学进展, **14**, 1 (1984): 70—79)
- Katz J. L., *J. Biomech.*, **4** (1971a): 455—73.
- , *Israel J. Med. Sci.*, **7** (1971b): 439—41.
- , *Adv. in Bioeng.*, (ed.) R. E. Mates & C. R. Smith, ASME, New York (1976): 18—19.
- , *Nature*, **283** (1980): 106—107.
- , in *The Mechanical Properties of Biological Materials*, (ed.) J. F. V. Vincent & J. D. Currey, Cambridge, England: Cambridge Univ. Press (1980): 137—168.
- , in *Mechanical Properties of Bone* (AMD, Vol. 45), S. C. Cowin (Ed.), New York: ASME (1981) 171—84.
- , Mow V. C., *Med. Dev. Art. Org.*, **1** (1973): 575—634.
- , Thompson W. A., *23rd Ann Meeting Orthopaedic Res.*, Las Vegas, Vol. 2 (1977): 110.
- , Ukraincik, K., *J. Biomech.*, **4** (1971): 221—7.
- , —, 16th Ann. Meeting of Biophys. Soc. FPM-C15, Toronto (1972): 28c.
- , —, Swedlow D. B., 4th Int. Biophys. Congr. Int. Union Pure Appl. Biophys. E19 B1/7. Moscow (1972).
- Kimura H., *J. Kyoto Pref. Med. Univ.*, **51** (1952): 365—72.
- Knets I. V., Malmeisters A., *Proc. Euromech. Collog.* 68, Varna Bulgaria (1975).
- Ko R., *J. Kyoto Pref. Med. Univ.*, **53** (1953): 505—25.
- Lakes R. S., Katz J. L., *J. Biomech.*, **7** (1974): 259—70.
- , —, *ibid.*, **12** (1979a): 679—87.
- , —, *ibid.*, **12** (1979b): 689—98.
- , Saha S., *Science*, **204** (1979): 501—3.
- Maharidge R., Katz J. L., Yoon H. S., 4th Int. Conf. on Mech. in Med. & Biol., Buffalo (1984): 131—4.
- Mather B. S., *J. Trauma*, **7**, 5 (1967): 633—8.
- McElhaney J. H., *J. Appl. Physiol.*, **21** (1966): 1231—6.
- , Byars E. F., ASME paper 65—WA/HUF 9 (1965).
- Piekarski K., *J. Appl. Physics*, **41** (1970): 215—33.
- , *Int. J. Engr. Sci.*, **11** (1973): 557—65.
- Reilly D. Y., Burstein A. H., *J. Bone & Joint Surgery*, **56A**, 5 (1974): 1001—22.
- , —, Frankel V. H., *J. Biomech.*, **7** (1974): 271—5.
- Rouiller C., In *The Biochemistry and Physiology of Bone*, (ed.) Bourne, G. H., Academic Press, New York (1956): 107—47.
- Ruth E. B., *Am. J. Anat.*, **80** (1947): 35—53.
- Saha S., *Osteoarthromechanics*, (ed.) D. N. Ghista, Chapter 1, McGraw-Hill Book C.: 1—43.
- , Ph. D. thesis, Stanford Univ., Stanford, Calif. (1973).
- Sammareco G. J., Burstein A. H., Davis W. L., Frankel V. H., *J. Biomech.*, **4** (1971): 113—7.
- Schoenfeld C. M., Lautenschlager E. P., Mayer P. R., *Med. Biol. Eng.*, **12** (1974): 313—7.
- Sedlin E. D., *Acta Orthop. Scand. Suppl.*, **83** (1965).
- , Hirsch C., *Acta Orthop. Scand.*, **37** (1966): 29—48.
- Smith J. W., *J. Bone & Joint Surg.*, **42** (1960): 588—605.
- , Keiper D. A., *Am. J. Med. Elec.*, **4** (1965): 156—60.
- Sun Jia-Ju, Geng Je, He Fu-Zhao, *Appl. Math. & Mech.*, **2** (1981): 733—42.
- , —, Zhang Xiao-Ru, *ibid.*, **5** (1984): 1640—9.
- , —, Sih Y. D., 1985 Biomech. Symp., Albuquerque, NM (1985).
- Swanson S. A. V., In *Advances in Biomedical Engineering*, Academic, New York, **1** (1971): 137—87.
- Swedlow D. B., Frasca P., Happer R. A., Katz J. L., *Biomat. Me. Des. Art. Org.*, **3** (1975): 121—53.
- Tennyson R. C., Evert R., Niranjana V., *Exper. Mech.*, **12** (1972): 502—7.
- Tsuda K., *J. Kyoto Pref. Med. Univ.*, **21** (1957): 1001—25.

- Williams J. L., Lewis J. L., *J. Biomech. Engr.* (1981).
- Wood J. L., Ph. D. thesis, Univ. of Michigan, Ann Arbor, Mich. (1969).
- , *J. Biomech.*, 4 (1971): 1—12.
- Yamada H., *Strength of Biological Materials*, (ed.) Evans, F. G., Baltimore: Williams & Wilkins (1970): 19—75.
- Yokoo S., *J. Kyoto Pref. Med. Univ.*, 51 (1952): 291—313.
- Yoon H. S., Katz J. L., *J. Biomech.*, 9 (1976a): 407—12.
- , —, *ibid*, 9 (1976b): 459—64.
- , —, *ibid*, 9 (1976c): 537—40.
- , —, *Proc. Ultrasonics Symp.* 76 Ch 1120—5 SU (1976d): 48—50.
- , —, *J. Mater. Sci.*, 18, 5 (1983): 1297—1305. (*力学进展*, 15, 2 (1985): 245—252)

THE MECHANICAL PROPERTIES OF HUMAN COMPACT BONE

Sun Jia-ju

(Northwestern Institute of Architectural Engineering)

Geng Jie

(No. 1 Affiliated Hospital of Xi'an Medical College)

Abstract The properties of the bone tissue as a material and the bones as viscoelastic structural elements of the skeleton are reviewed and summarized. The first part of this work describes bone structure including Macro-, Micro-and Ultra-structure. The second concerns the mechanical properties of bone. The third introduces the mechanical models of Haversian osteon. The authors point out that a single osteon can be considered as a viscoelastic thick-walled tube which is reinforced by the fibres of cross-ply. The last part discusses the stress-strain relationship of Haversian osteon. It is seen that the simple elastic relations were unacceptable in practice.

Keywords *Haversian bone; osteon; macro-structure; micro-structure; ultra-structure*

第2届全国流变学学术会议即将举行

中国化学会、中国力学学会流变学委员会正式决定，于1987年11月15—19日在四川省成都市召开第2届全国流变学学术会议，征文范围：非牛顿流体力学；流变量测学；粘弹性理论；高聚物加工流变学；悬浮体流变学；生物流变学；石油、化工、冶金、水工、地质、岩土、建材等工业或工程中的流变学；固体流变学；食品流变学；其他。拟向会议提交论文者，请于1987年6月10日前报论文详细摘要一式两份（800—1200字），连同英文题目寄：成都市华西坝中科院成都分院 非牛顿流体力学研究室 韩式方收

韩式方供稿

• 215 •