

骨断裂力学概述

曾衍钧

(北京工业大学)

提要 本文涉及近年来骨断裂力学的发展成果。对建立在张开型和剪切型断裂能基础上的方法作了回顾,并讨论了密度、试件厚度和裂纹速度对骨断裂的影响。最后简述了人股骨的试验研究。

关键词 骨力学; 断裂; 裂纹扩展; 断裂韧性; 应变能释放率; 临界速度

I. 引言

自从断裂力学从50年代开始显示出在工程中的巨大作用后,60年代以来国外就开始应用断裂力学观点研究骨折的原理(在英文中断裂和骨折为同一个词)。

经典线弹性断裂力学是要通过试验测定材料临界应力强度因子 K_{Ic} 和临界应变能释放率 G_{Ic} 。Behiri 等^[12] 计算出牛胫骨和牛股骨的 K_{Ic} 和 G_{Ic} 值,并研究骨密度、试件厚度及裂纹速度对 K_{Ic} 和 G_{Ic} 值的影响。

应用线弹性断裂力学方法测定 K_{Ic} 和 G_{Ic} 值,对试件厚度和裂纹长度有最小值的要求,比牛小的动物(如人、猿、狗等),由于试件尺寸的限制就无法进行。Pope 等采用形成裂纹单位表面积所需能的概念来代替上述经典方法。据此他们对 I 型(张开型)和 II 型(滑开型)的骨裂纹的断裂能进行了研究。

许多作者都确认应变率对骨断裂的影响,进而得出与临界应变率相应的临界裂纹速度的概念。裂纹速度低于该临界值则产生稳定的(控制的)裂纹扩展,反之,则产生不稳定的(灾难性的)裂纹扩展。这就为创伤能够形成灾难性破坏的条件提供了研究途径。

Moyle 等^[21] 作了人股骨试验,没有采用传统的拉伸或冲击试验来测定断裂能,而是采用三点弯曲法,其试件试验面积为三角状。研究了骨单元、空隙和矿化物比重对断裂功的影响,并且对人股骨是否存在区域性差异,作了详细研究。

本文将对上述各个问题作出概述。

II. 骨材料的断裂特征

典型的长骨由两种骨材料组成:板层骨(密质)组成了骨干的皮质和干骺端的外部;网状骨质(海绵状)组成骨干内部。可是头颅骨由两厚板层骨组成,中间夹有网状骨质。髌骨与头颅骨有些类似,但外层板层骨薄一些,可以认为这种夹心结构对头颅骨吸收能量起作用。

网状骨质和所有板层骨的骨小梁由骨单元组成，其轴与平均压应力方向一致。骨单元大约20毫米长，直径为250微米，它包含的哈氏管，直径约70微米，骨单元是由胶原纤维(结晶有机相)的一些板层组成。羟磷灰石结晶(结晶金属相)围绕在条纹之间的胶原纤维外部。

Ascenzi^[7]首次量测了骨单元的强度，且得出结论：对于一定的纤维排列，胶原在拉伸载荷中起主要作用。骨单元以纵向排列为主的胶原纤维，比之骨单元以横向排列为主的胶原纤维，其强度要大25%。Evans^[10]早就注意到，腓骨(具有多数纵向排列的胶原纤维)比之股骨(主要是横向排列)要强，由此可以认为，骨单元是密质骨的基本加强单元。

大约20%的板层骨体积由溶胶，凝胶和液体组成。由于这些液体在间质空间流动，增强了骨吸收能量的特性，这无疑是说明新鲜骨和尸骨之间断裂特性差别的一个重要因素。

材料的断裂特征经常用断裂韧性来描述，此参量可视为能量吸收的因子，它表征顶裂纹开始扩展以前必需具有的能量，Izod或Charpy试验得出一种材料韧性的某些标准，其断裂试件能量直接从机器中获得，单位为磅/英寸。这些试验是在有或无缺口情况下进行的，具有缺口时其值显著低。Bonfield(1960)证明有缺口骨试件吸收能的减少在纵向(沿纹理方向)时为2.5倍，而在横向时为6倍。

经典断裂力学研究集中于确定断裂韧性 K_{Ic} ，它是根据试件几何和载荷以及裂纹(尺寸、形状、位置、方向)等条件而确定的，这些因素是借裂纹尖端的应力场，即采用应力强度因子 K 来描述。因此 K_{Ic} 的计算需要标准的几何试件(与计算 K 的几何条件相同)。

实际上，骨材料的外形难以加工成这些标准试件，因此需要一个替代方法来计算骨材料的断裂能。可以方便地定义在骨物质中传播裂纹所需的能量，为载荷-变形曲线以下某部分的面积。实际计算是基于常变形或常载荷试验情况下进行。其基本假定是：断裂过程中能量必须平衡。

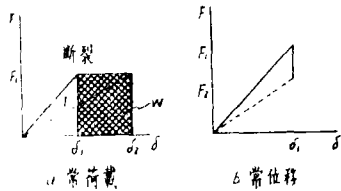


图1 能量关系图

图1a表示载荷加至初裂，然后整个断裂过程保持常载荷的力-位移曲线。初裂前的应变能是 I ，而在裂纹扩展过程中完成的功为 W 。若该试件该时卸载，由于系统柔度的改变，则按虚线而回。于是虚线以下的面积表示断裂后的应变能。由此可见，由于固定的载荷使试件内应变能

有一个增加量。于是

$$U_1(\text{初裂前应变能}) = U_2 + \delta S - \delta W = (1/2) F_1 \delta_1$$

式中 U_2 为断裂后应变能 $= (1/2) F_1 \delta_2$ ， δS 为用于形成新表面的能， δW 为断裂过程作的功。

$$\delta S = -\frac{1}{2} F_1 (\delta_2 - \delta_1) + F_1 (\delta_2 - \delta_1) = \frac{1}{2} F_1 (\delta_2 - \delta_1) \quad (1)$$

于是在断裂过程中，一半功创造了新表面，而另一半储存在物体中，这就表明虚线之上面积的能量消耗在形成新表面。

图1b示出常变形下裂纹扩展曲线。在此种情况下，应变能减少，而形成新表面的能必须取自体内的储存(在边界上未做功)。因此

$$\Delta U + \delta S = 0 \quad (2)$$

$$\text{或} \quad \delta S = (1/2) \delta_1 (F_1 - F_2) = -\Delta \delta |_{\Delta \delta = 0} \quad (3)$$

多数试件在常变形下断裂，对木材试件来说断裂可能发生在常载荷或常变形情况，这要

根据它是在纤维之间还是横过纤维的断裂而定。

Popc 等曾作过骨断裂力学试验, 材料为恒河猴胫骨和股骨、牛股骨、狗骨及一死于心肌梗塞的男性尸骨(胫、股、髌、肩胛、头颅骨)。

研究表明, 骨纵向和横向有完全不同的断裂特征。

横向裂纹试件在三点弯曲下作破坏试验。图 2 示出典型的载荷-伸长曲线。AB 段是试件

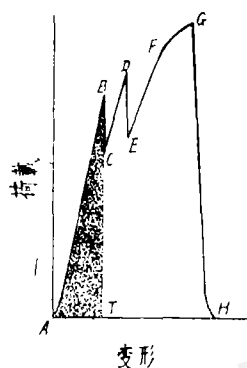


图 2 载荷-变形曲线

获得足够能量来扩展超过最初预裂长度的阶段。BC 或 DE 段表示在常变形下快速裂纹运动。CD 段表示从 D 至 E 裂纹快速扩展前的能量线性增长。EF 段表示载荷线性增长, 导致纤维断裂和分离成层, 最后以试件从 F 至 G 造成灾难性破坏而告终, 曲线下的面积是断裂中总的能量消耗, 而 ABT 面积是韧性。断裂能是形成的断裂表面积除以 ABC 或 ADE 面积。

对于沿长骨纵向和任意方向断裂的其他骨的试验是利用一个安在骨扩大孔中的开裂圆柱形楔销, 然后让 Instron 机十字头同时推动两个尖楔使楔销张开以致裂纹扩展。这些试验用尖楔来预裂试件。可以发现裂纹优先在骨内板层之间扩展, Pickarski^[5] 曾指出, 板层之间存在一个弱交界面, 而这样一个容许纵向断裂的交界面, 可视为横向断裂的止裂机构。

从临床观点看, 横向断裂是在载荷条件和应变率已形成对骨的约束, 迫使按此方式破裂。

在低应变率, 断裂是趋向板层之间的模式, 断裂面移至胶原纤维边缘, 然后横过纤维断裂, 于是裂纹前缘是横过骨的一系列阶跃。木头断裂类同此种形态, 破裂跨纤维之前, 断裂面有显著距离的移动。

在应变率增大时, 裂纹很少有趋势沿纤维间纵向移动。在高应变率时, 裂纹杂乱无章地横过所有单元, 当灾难性破坏时, 则哈氏系统完全被拉出。

纵向断裂是裂纹在长骨板之间移动。除了由于直接暴力引起长骨粉碎性断裂或 Conwell (1961) 示明的长骨螺旋形断裂具有沿纵向分支外, 不存在共同的临床现象。

人的头颅骨断裂未显示受冠状缝和顶骨缝影响。对新鲜骨这些缝有止裂作用, 而尸骨则无。未发现被拉出的哈氏系统, 而裂纹前缘通过所有单元。

对肩胛骨和髌骨无法使其预裂, 一旦形成小预裂, 它们既不会张开, 又不按通常方式扩展, 反之, 裂纹却到处移动, 且碎片掉落, 这与临床所见一致。

总之, 骨纵横断裂能量将随应变率、年龄、尸骨的储存时间等方面的增大而减低。

破坏模式随应变率而变, 低应变率的断裂前缘围绕着不连续处移动, 沿着板层间一直捷路径, 然后跃过破裂的纤维。在高应变率时, 裂纹前缘通过很多单元移动, 以不连续处(如腔隙)为终端, 这是由于裂隙尖端变钝的缘故, 因此进一步证实 Pickarski^[5] 的发现: 骨中不连续处是增强而不是减弱骨的断裂特性。

III. 剪切型的骨断裂能

从经典的断裂韧性试验观点, 1958年 Irwin 提出了三种裂

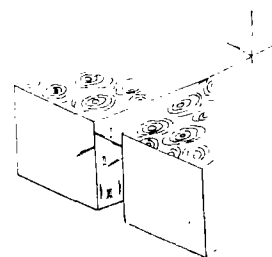
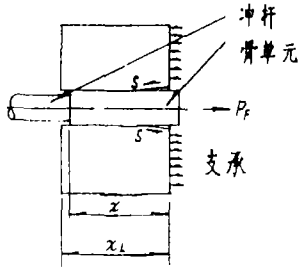


图 3 裂纹传播模型

纹位移模型（见图3）：模型Ⅰ，垂直裂纹面的拉伸；模型Ⅱ，垂直裂纹前缘的剪切；模型Ⅲ，与裂纹前缘平行的剪切。

上节已介绍了 Pope 等^[1]分别对主要骨单元方向为横向和纵向的骨建立了张开型骨断裂能。Ascenzi^[2]和1965年 Frost 的工作计算了模型的最大断裂能 G_{IIc_m} 和断裂能 G_{IIc} ，于是使断裂机理的基本计算得以解决。

利用 Murphy (1937) 法，图4示出在均匀受压下一个骨单元（柱元失粘的摩擦力时），已经储存的应变能为



$$P_F^2 x_L / 2AE_0 \quad (4)$$

式中 P_F 为冲压荷载 (N)， x_L 为骨单元长度 (m)， L 为骨单元推出距离 (m)， A 为骨单元横断面面积 (m^2)， E_0 为骨单元弹性模量 (N/m^2)。

然而，考虑摩擦影响，在失粘系统的应变能是

$$U_f = \int_0^x \frac{(P_F - S\pi ax)^2}{2AE_0} dx \quad (5)$$

图4 失粘开始时的骨单元 式中 S 为骨单元每单位表面积上的剪力 (N/m^2)， a 为单个骨单元的直径 (m)， x 为骨元的失粘距离 (m)。

骨单元失粘引起骨单元-基质系统应变能的变化，基本上等于骨单元内应变能变化，基质影响可忽略不计。由于一个骨单元失粘（沿着骨单元-基质交界面的剪切裂纹运动），在沿着它表面微小距离上能量损失为

$$dU_f = \frac{(P_F - S\pi ax)^2}{2AE_0} dx \quad (6)$$

若 $dU_f = G_{IIc} \pi a dx \quad (7)$

则 $G_{IIc} = (P_F - S\pi ax)^2 / 2AE_0 \pi a \quad (8)$

式中 G_{IIc} 是骨单元失粘表面单位面积上引起的能量损失。

若用临界剪应力 τ_c 替代 $P_F / \pi ax_L$ ，则

$$G_{IIc} = (\tau_c x_L - Sx)^2 \pi a / 2AE_0 \quad (9)$$

Ascenzi^[7]的工作表明，若骨单元从基质中失粘，柱失粘摩擦阻力接近零值，则

$$G_{IIc} = 2\tau_c^2 x_L^2 / aE_0 \quad (10)$$

式中 x_L 为试件厚度 (m)。

考虑图5中裂纹扩展的张开型可导出最大失粘摩擦能 G_{IIc_m} 。对于失粘骨单元其值为

$$G_{IIc_m} = \sigma_0^2 a / 8E \quad (11)$$

式中 σ_0 为骨单元拉伸破坏应力 (N/m^2)。

若失粘断裂能大于 G_{IIc_m} ，则失粘可能发生之前骨单元将受拉破坏。反之对张开型，骨单元若发生失粘或被拉出而并非拉伸破坏的条件为

$$G_{IIc} \leq G_{IIc_m}$$

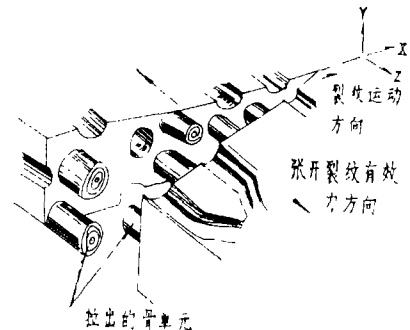


图5 骨单元拉出时的张开型

$$\text{即} \quad \frac{2\tau_c \dot{\gamma} x_L^2}{a E_0} \leq \frac{\sigma_0 a}{8 E_0} \quad (12)$$

$$\text{或} \quad 4x_L/a \leq \sigma_0/\tau_c \quad (13)$$

图6示出低应变率下密质骨骨单元破坏和失粘的区域。

I, II型比之III型骨单元有较大的失粘断裂能,这是由于它们结构的密质和羟磷灰石及胶原纤维的有效止裂作用,而III型由于弱界面的存在是较低的。

1965年Frost计算了完整骨单元组被推出情况,该法可推广到单个骨单元,因为单元组和单个骨单元之间的界面可认为是相同的。

IV. 密度、试件厚度和裂纹速度对纵向断裂的影响

Bchiri 和 Bonfield 对成年牛胫骨中密质骨进行了紧凑拉伸试验。采用牛骨是因为容易获得,且可制成标准的大尺寸试件。横定向的紧凑拉伸试件(即加工裂纹平行于骨长轴)是由中间骨干湿加工成4个厚度(0.5, 1.0, 1.5和2mm)组,且储存在-20℃格林氏溶液中直到试验。

试件放在Instron试验机上,在室温下连续加载(十字头速度从 1×10^{-3} 至5cm/min),直至裂纹扩展发生。随着裂纹扩展跨过试件,载荷(P)将减小且由Instron记录仪监测,裂纹长度(a)在低速扩展时用显微镜,而高速时用高速照相机测出。试验后,从每个试件中得到的规则形状样品在 10^{-5} 托真空箱中经24小时干燥,所有试件称重以确定质量,用显微镜量测尺寸以确定容积,密度则由质量除以体积而得。

柔度校准是从不同初始裂纹长度试件经加-卸载试验而获得。用刮胡刀在试件中部形成裂纹,且用移动的显微镜第一次精确地量出初始裂纹长度,然后对试件加载(在裂纹扩展所需载荷水平以下)和卸载,计算出图形的平均斜率。

再用刮胡刀增加裂纹长度,重复上述过程。由此可得一系列不同初始裂纹长度下的载荷(P)与变形(d)的关系曲线,最后根据 c 对 a 的关系建立柔度校准曲线。柔度 c 由下式获得:

$$c = d/p \quad (14)$$

临界应变能释放率 G_c 表示式为

$$G_c = \frac{P^2}{2B} \cdot \frac{\partial c}{\partial a} \quad (15)$$

式中 B 为试件厚度, P 为载荷, a 为裂纹长度。紧凑拉伸试件的临界应力强度因子 K_c 表示式(Brown等1966)为

$$K_c = P Y_2 / B W^{1/2} \quad (16)$$

式中

$$Y_2 = 29.6(a/W)^{1/2} - 185.5(a/W)^{3/2} + 655.7(a/W)^{5/2} - 1017(a/W)^{7/2} + 638.9(a/W)^{9/2} \quad (17)$$

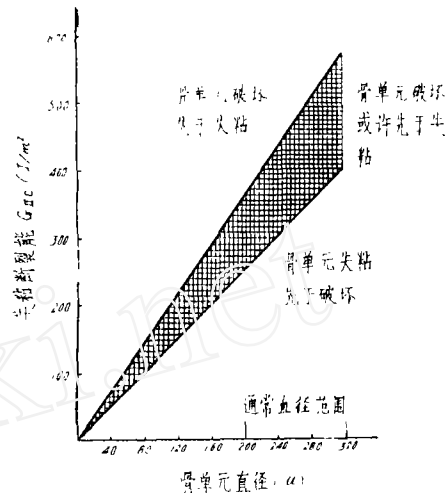


图6 低应变率下密质骨骨单元破坏和失粘分区

测出加工裂纹长度 a 扩展开始时的 P 值, 代入式(15), (16)和(17)即得出 K_c 和 G_c 值。



图7 试件荷载-变形图(十字头速度为 5×10^{-2} cm/min)

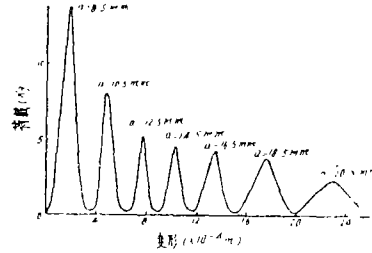


图8 扩展前裂纹长度为不同 a 值下的荷载-变形图

图7示出一个试件在 Instron 机上, 十字头速度为 5×10^{-2} cm/min 时所得典型荷载-变形记录。它显示出最初存在有限的斜率增大区, 这是由于 U 形夹销的间隙被拉紧所造成。接着为线性区, 它直到裂纹开始扩展时为止, 当裂纹长度增长时荷载下降, 曲线上尖峰信号相应的时是裂纹前缘达到一定距离的标志点, 起初为 2 毫米, 而后为 1 毫米间隔, 通过显微镜来观察试件表面标志点, 就能对这些点裂纹速度有一个估计。对一系列不同厚度和初始裂纹长度的试件量测了在裂纹扩展前的线性区荷载-变形曲线(图8)。图8中斜率倒数是用来建立柔度校准曲线(图9), 从该图中, 一个已知裂纹长度 a (对应于某试件厚度) 的斜率 $\partial c/\partial a$ 是根据该点柔度曲线上的正切来确定的。在图下所示裂纹扩展区, 当裂纹增大时确定出荷载(P)值。表1列出了试件在十字头速度为 5×10^{-3} cm/min 下的典型 P 和 a 值, 与从柔度校准曲线中确定的 $\partial c/\partial a$ 值相结合, 即可算出临界应变能释放率 G_c 和临界应力强度因子 K_c 值。

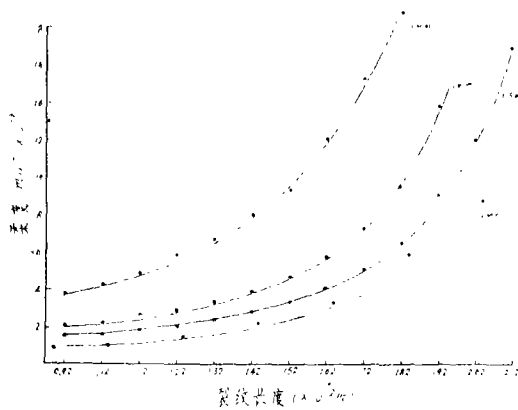


图9 柔度校准曲线(4种不同厚度)

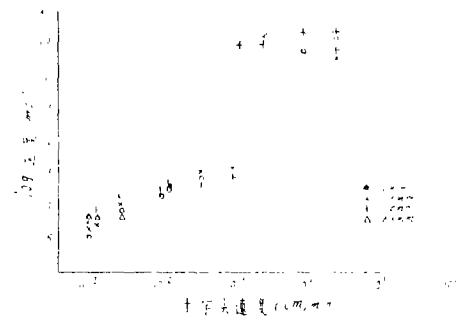


图10 十字头速度对平均裂纹速度的影响(试件厚度 0.5-2mm)

图10示出从这些试验获得的平均裂纹速度范围, 裂纹速度的对数值作出与4组不同厚度下十字头速度的关系。可以观察到, 当十字头速度从 1×10^{-3} 增至 100×10^{-3} cm/min 时, 则

平均裂纹速度从 1×10^{-5} 增至 120×10^{-5} m/s, (属低裂纹速度扩展)。然而当十字头速度超过该范围, 那末断裂在显著的裂纹速度下发生, 此时用显微镜来测裂纹速度已不可能(称为灾难性断裂), 要用高速照相机量测裂纹速度, 但每次试验只能是一个 P 和 a 的测量, 即与初始裂纹相伴随的值。

表 1 从 P 和 a 试验值求出的 G_c 和 K_c 值

a (mm)	P (kg)	$\partial c/\partial a$ ($\times 10^{-4} \text{N}^{-1}$)	G_c (Jm^{-2})	K_c ($\text{MNm}^{-3/2}$)
9.2	10.1	2.0	980	4.1
10.2	9.0	2.0	779	4.1
11.2	8.3	2.2	729	4.1
12.2	8.2	3.0	969	4.6
13.2	5.2	5.5	715	3.3
14.2	5.0	8.0	960	3.6
15.2	4.7	10.0	1062	3.9
16.2	4.2	14.0	1188	4.2
17.2	4.0	16.5	1267	4.8
18.2	2.8	31.0	1163	4.1
19.2	2.0	73.0	1402	3.6
平均值			1019	4.0

$\rho=1.974 \text{ Mg m}^{-3}$, $B=1\text{mm}$, 十字头速度 $5 \times 10^{-3} \text{ cm/min}$, 平均裂纹速度 $5.9 \times 10^{-5} \text{ ms}^{-1}$

在控制裂纹扩展区内, K_c 和 G_c 随裂纹速度增大而增大, 控制裂纹扩展区包含在十字头速度 1 至 $100 \times 10^{-3} \text{ cm/min}$ 之间, 在这范围内 K_c 平均值从 2.8 增至 $6.3 \text{ MNm}^{-3/2}$, 而 G_c 平均值从 630 增至 2884 Jm^{-2} 。

十字头速度和其形成的裂纹速度对 K_c 和 G_c 的影响表明, 骨存在着临界裂纹速度, 牛胫皮质骨纵向断裂的临界速度大约是 $1.2 \times 10^{-3} \text{ m/s}$, 当裂纹速度低于此值时是属于控制和稳定的裂纹增长, 超过该值时, 将是灾难性和不稳定性的裂纹增长。

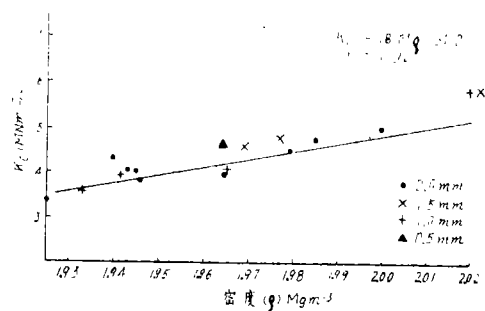


图11 K_c 与 ρ 关系 (十字头速度 $2 \times 10^{-3} \text{ cm/min}$)

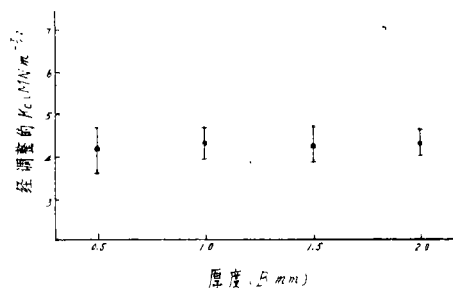


图12 经调整的 K_c 值与试件厚度 B 的关系 (十字头速度 $2 \times 10^{-3} \text{ cm/min}$)

微观结构观察表明：控制裂纹扩展是伴有相当粗糙的裂纹面（由围绕着横切骨单元或板层的裂纹线所产生）以及某些被拔出的骨单元；而灾难性裂纹是由光滑面所表征，该面是裂纹杂乱移动通过微结构单元而形成。

在控制裂纹扩展的十字头速度范围内，骨密度与 K_c 和 G_c 有密切关系。图 11 示出十字头速度为 $2 \times 10^{-3} \text{cm/min}$ 时，随着各种试件密度的增大 K_c 将线性地显著增大 ($\gamma = 0.92$)。骨密度从 1.92 至 2.02Mgm^{-3} 增加了约 5%，引起 K_c 和 G_c 平均地增大 40%。为了孤立出厚度对断裂参量的影响，Behiri^[12] 按密度平均值调整出 K_c 和 G_c 值，并用线性回归（采用 Wright^[20] 法）计算出 K_c 和 G_c 的平均值和标准差。图 12 示出十字头速度为 $2 \times 10^{-3} \text{cm/min}$ 时，调整后的临界强度因子与试件厚度的关系，对于控制裂纹扩展范围内的其他十字头速度，同样也无依从关系，对骨来说不存在厚度影响，Wright^[20] 也得出同样结论。

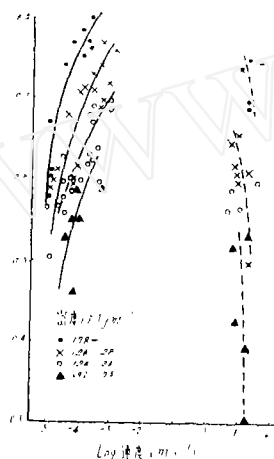


图13 K_c 与裂纹速度关系

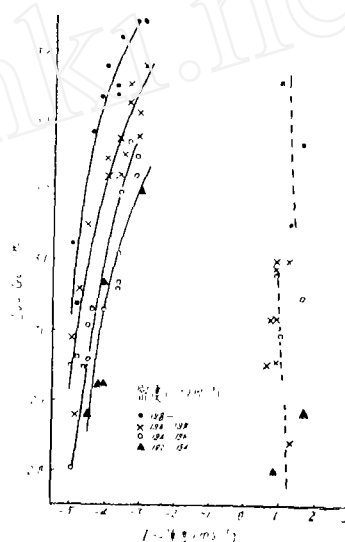


图14 G_c 与裂纹速度关系

图 13 和图 14 说明了在骨密度范围内，裂纹速度对 K_c 和 G_c 的影响。在控制裂纹扩展范围内对于每个密度组，随着裂纹速度的增大 K_c 和 G_c 将显著增大。在这区内，任一裂纹速度下高密度的试件产生较大的 K_c 和 G_c 值。相比之下在高裂纹速度下灾难性扩展区，对同样的密度组，其 K_c 和 G_c 值相对要低，而且裂纹速度的增大没有引起 K_c 和 G_c 清晰的变化，这与慢速扩展区绝然不同，其结果也显著地离散，在灾难区，当裂纹速度增大时 K_c 和 G_c 似乎有减小趋势，但若肯定该结论，仍需做更多试验。

对于各向同性材料在平面应变情况下，断裂力学参量 K_c 和 G_c 之间关系为

$$K_c^2 = \frac{E}{1-\nu^2} G_c \quad (18)$$

式中 E 和 ν 分别是杨氏模量和泊松比。然而皮质骨不是各向同性，基本上是一种正交异性材料，而且可视为由羟磷灰石加劲的胶原复合材料。然而对于横向定位的纤维复合材料，裂纹扩展若肯定是个单一过程，即裂纹沿着纤维-基质界面，那末断裂可认为是横向各向同性，因此方程 (18) 是可用的。图 15 表示从现有结果得到的平均值 K_c 和 G_c 之间的线性关系，

它给定斜率 (即 $E/(1-\nu^2)$) 为 16 GNm^{-2} , 因此取 $\nu = 0.2$ 则 $E = 15.4 \text{ GNm}^{-2}$.

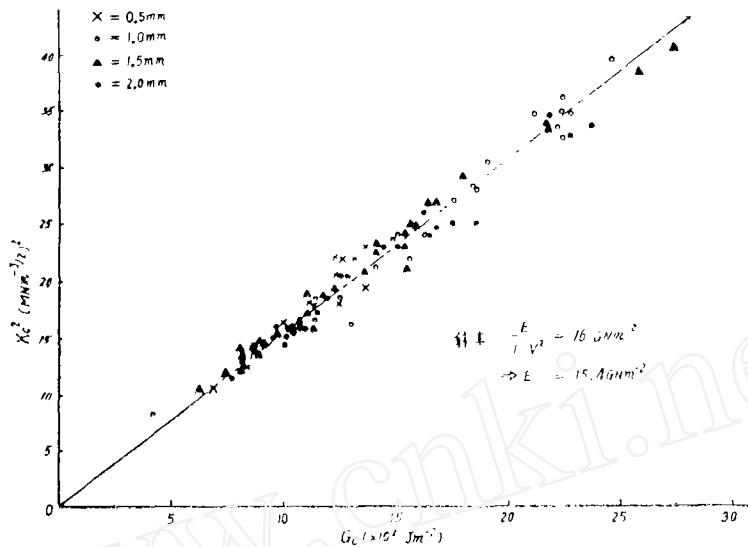


图15 牛肋骨紧凑拉伸试件 K_{c^2} 与 G_c 关系

V. 人股骨断裂

Tattersall & Tappin^[25] 提出三点弯曲试验来代替传统的拉伸或冲击试验来测定断裂能, Pickarski^[5] (1970年) 在牛骨断裂与人股骨 (1984) 研究中采用之。该技术是通过试件三点弯曲促成控制裂纹扩展 (图16)。试件试验面积的三角形几何特性和控制的变形率确定了裂纹扩展率。由于试验面积的形状, 起始裂纹形成所需的载荷是很小的。在试件其他地方也无塑性变形引起的能量损失。由于裂纹受控制扩展 (图17), 而且作用载荷逐渐缩减至零值, 所以没有能量损失在振动和试件断片飞逸上, 也无能量保存在试验机中。载荷-变形曲线下面积代表功, 它完全地消耗在断裂面的形成上, 载荷-变形曲线下量测的功除以断裂面的名义面积 (由放大照片量得), 即可计算出断裂功。

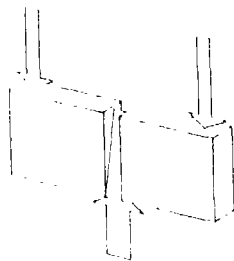


图16 试件几何和载荷图

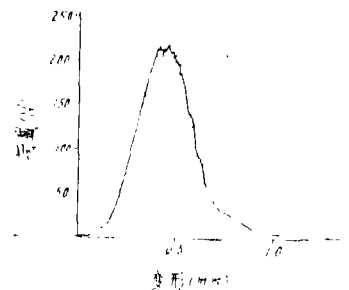


图17 典型载荷-变形曲线 (控制裂纹传播)

测量的断裂功与线弹性断裂力学中正常测量出的 K_{c^2} 和 G_c 值无关。Bonfield (1981) 已经回顾了线弹性断裂力学对骨应用的可能性, 而且所有试验研究全部是对牛骨的, 限制在牛骨上使用是由于小试件不可能获得有效的结果。试件厚度和裂纹长度应超过 $2.5(K_{c^2}/\sigma_{ys})$, σ_{ys} 是材料屈服强度。对牛骨来说, 要求试件最小厚度为 3—4 毫米。由于试件尺寸的限制

制, 因此比牛小的动物骨是无法制作测定 K_c 的合适试件的。Wright^[20] 虽已指出, 厚度限制的某些放松或许是可能的, 但迄今仍未解决。

从尸骨剔出圆柱形骨中获得的每个试件标以字母及数码(图18)。第一个数码表示不同的骨圆柱。M和L表示骨内侧和外侧。把内侧和外侧

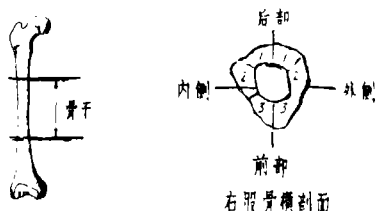


图18 试件来源和标志

的一半划分三个试件, 按环向方位不同标以第二个数码: 1代表前部位; 3代表后部位; 2代表中间部位。例如 2L1 表明取自第二圆柱骨外侧的前部位试件。

试验前把包好的圆柱骨从冰箱中取出, 冰冻毛巾溶化后且在自来水移走。骨膜与任何留下的组织均剔

去。按已给定的环向标志把骨圆柱切成 6 个试件。用灌生理盐水的金刚石来切割试件。然后把试件磨成扁平, 以便适应切割缺口的装置且能保证试验时不会倾倒。磨的时间不要超过 1 分钟。利用特殊装置和金刚石锯切成三角形断面面积(见图16)、厚度为 1 毫米的刀用来开缺口, 切割时用生理盐水浇灌试件。典型的试件为 4.5 厘米长, 约 7 毫米高, 6 毫米厚, 试件三角形横断面面积为 5.4 至 12.8 平方毫米。

力学试验是在具有 4500 牛顿力传感器的 Instron 试验机上进行。冲程控制采用 4.2×10^{-4} cm/s 变形率的三角函数载荷。试验后, 当载荷达零时, 某些试件的断裂面被骨物质线吸在一起, 然而这些试件被认为已完全断裂, 且不再吸收任何能量, 将每个试件的断面快速埋入聚丙烯固定介质中, 然后磨平和抛光, 以便在反射显微镜下观察。用定量显微镜来确定骨单元密度(单位面积的骨单元数)、骨单元平均直径和其所占面积比。骨间质所占面积比等于 1.0 减去空隙和骨单元所占面积比。无机矿物含量(多为羟磷灰石)的测量是把骨试件经商业上可用溶液进行去钙, 对去钙前后的骨物质经烘干分别进行称重而计算得。

Moyle^[21] 从两具尸骨中取出 17 个试件, 15 个属于控制裂纹扩展破坏, 2 个为灾难性破坏, 另一个在加工过程中断裂。

所有控制裂纹扩展破坏的试件其力学试验、光显微镜观察和矿化权重百分比的测量结果列在表 2 和表 3。所有试件断裂功平均值和标准差为 $7.8 \pm 2.1 \times 10^3$ Jm⁻², 而其变化范围为 $3.8 - 11.8 \times 10^3$ Jm⁻²。表 2 和 3 是分别对应于人股骨内侧和外侧的试件。内、外侧断裂功无明显差别。同样发现, 内外侧的骨单元和空隙参量及矿化权重百分比也无显著的差异。不同环向方位试件的结果也未发现任何参量有区域性差异, 由于骨单元是密质人骨的基本结构特征, 因此断裂功也与骨单元参量作了比较。断裂功与骨单元所占面积比之间为很弱的正相关 ($r^2 = 0.31$)。从断裂功与骨单元直径关系(图19)看, 在骨单元直径中间值处, 断裂功下降。断裂功与骨单元密度之间无相关关系 ($r^2 = 0.015$)。

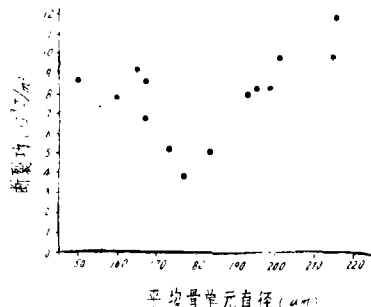


图19 断裂功和平均骨单元直径关系

为确定吸收空间和哈氏管面积的组合效果, 发现断裂功与空隙所占面积比及空隙平均直径之间无相关关系。断裂功与矿化度(矿化权重百分比在 60—80 范围内)也无关。

表 2 人股骨内侧试件的参量和结果

试件	断裂功 (10^3Jm^{-2})	面积比		平均直径 (μm)		矿化权重百分比	骨单元密度 (No. mm^{-2})
		骨单元	空隙	骨单元	空隙		
1M1	11.8	0.656	0.224	215	101	79.54	18.8
2M2	9.8	0.424	0.128	201	152	58.64	18.8
1M2	8.3	0.576	0.144	195	86	65.30	23.8
3M2	7.7	0.504	0.056	160	59	65.74	24.4
2M3	8.6	0.536	0.120	150	285	60.52	25.4
1M3	8.4	0.616	0.088	209	76	70.83	15.0
3M3	5.1	0.400	0.176	173	239	75.90	11.4

表 3 人股骨外侧试件的参量和结果

试件	断裂功 (10^3Jm^{-2})	面积比		平均直径 (μm)		矿化权重百分比	骨单元密度 (No. mm^{-2})
		骨单元	空隙	骨单元	空隙		
2L1	8.6	0.544	0.144	167	98	72.75	20.8
1L1	3.8	0.464	0.096	176	65	75.75	22.8
1L2	9.9	0.742	0.088	214	93	77.65	22.4
3L2	9.1	0.416	0.144	165	91	72.09	20.8
2L2	8.0	0.528	0.112	193	76	64.42	22.4
3L3	6.7	0.496	0.112	196	82	75.36	19.2
2L3	6.6	0.528	0.072	167	57	69.57	25.4
5L3	5.1	0.462	0.162	183	154	76.30	16.6

用电子扫描显微镜来对断裂面照相和检验，由于试件控制裂纹增长而破坏的断裂面呈不规则状。粗糙的纹理表示了裂纹不是垂直地穿过所有的骨单元而扩展，而是形成谷地和脊背状，还可以清晰辨别出被完全拉出和部分拉出的骨单元以及撕碎的骨单元段。这种裂纹扩展使表面面积最大，因此容许最多的能量吸收。进一步可以看到裂纹沿着骨单元板层骨转移，而骨单元形成阶跃状，裂纹则沿着骨单元和间质板层之交界面的直捷通路，说明有相对弱粘接的存在。牛和狗骨所看到的骨单元破坏现象，是紧接着断裂面，由此可以认为人的骨单元比狗和牛骨含有更多的薄弱环节。

拉出型破坏是纤维加劲复合材料的特征，这种复合材料包含短纤维或具有许多薄弱环节的纤维，它们在距裂纹某些距离处破坏，骨单元拉出就发生在离断裂面的不同距离处。在低变形率下，人股骨受弯破坏如同纤维复合材料，骨单元可视为纤维而间质材料则视作基质。

非控制裂纹增长破坏的试件为脆性断裂，表面通常光滑和起波纹，控制裂纹增长破坏时具有的谷地和脊背，在这里是不明显的，骨单元拉出也不明显。在这种情况下，裂纹杂乱无章地通过所有微单元，因此只引起很低的能量吸收。

表4列出人与狗股骨某些有关量的平均值和标准差的比较。表中显示断裂功有显著差异,骨单元参量除骨单元密度外,也有显著差异。狗试件外侧比内侧有较高的断裂功,因为狗休息时是站立的,后腿呈小腿弯曲状,髋节点反作用合力线通过股骨内侧,这就引起了弯矩,它与压力共同作用,就使内侧比之外侧连续受到较高压力。作用在人股骨上载荷则不同,而更复杂些,通过股骨的力线要依赖足的位置。引起弯曲情况是非常复杂的,股骨内外侧互相转换着承受低的或高的压应力,因此可以说明人股骨内、外侧之间断裂功无显著差别。

表 4 狗与人的股骨比较

	断裂功 ($\times 10^{-3} \text{Jm}^{-2}$)	骨单元面积比	骨单元密度 (No. mm^{-2})	平均骨单元直径 (μm)
狗	9.0 \pm 3.3	0.290 \pm 0.061	19.8 \pm 6.8	148 \pm 22
人	7.8 \pm 2.1	0.516 \pm 0.094	20.8 \pm 3.8	185 \pm 21

致谢:笔者在美期间,加州大学 S.-L.-Y. Woo (胡流源) 教授赠送大量骨力学研究资料,回国后又收到 Vermont 大学 M.H. Pope 教授的最新研究成果,特此表示深切谢意

参 考 文 献

- 1 Pope MH, Outwater JO. The fracture characteristics of bone substance. *J. Biomech.*, **5** (1972): 457-465
- 2 Ascenzi A. The compressive properties single osteons. *Anat. Rec.*, **161** (1968): 377-392
- 3 Bonfield W, Li CH. Deformation and fracture of bone. *J. Appl. Phys.*, **37**, 2 (1966)
- 4 Evans FG. Stress and strain in bones. Charles C. Thomas, Springfield (1957)
- 5 Piekarski K. Fracture of bone. *J. Appl. Phys.*, **41**, 1 (1970)
- 6 Pope MH, Murphy MC. Fracture energy of bone in a shear mode. *Medical and Biolog. Eng.*, **11** (1974): 763-767
- 7 Ascenzi A, Bonucci E. The ultimate tensile strength of single osteons. *Acta Anat.*, **58** (1964): 160-183
- 8 —, —. The mechanical properties of osteons in relation to its structural organization. In *Chemistry and Molecular Biology of Intercellular Matrix*. Academic Press, New York (1970): 1341-1369
- 9 —, —. The shearing properties of single osteons. *Anat. Rec.*, **172** (1972): 499-510
- 10 Evans FG. Relations between the microscopic structure and the tensile strength of human bone. *Acta Anat.*, **35** (1958): 285-301
- 11 McElhaney JH. Dynamic response of bone and muscle tissue. *J. Appl. Physiol.*, **21** (1966): 231-236
- 12 Behiri JC, Bonfield W. Fracture mechanics of bone—the effects of density, specimen thickness and crack velocity on longitudinal fracture. *J. Biomech.*, **17**, 1 (1984): 25-34
- 13 —, —. Crack velocity dependence of longitudinal fracture in bone. *J. Mater. Sci.*, **15** (1980): 1841-1849
- 14 Bonfield W, Datta PK. Fracture toughness of compact bone. *J. Biomech.*, **9** (1976): 121-134
- 15 —, —. Impact fracture of compact bone in a shock tube. *J. Mater. Sci.*, **9**(1974): 1609-1614
- 16 —, Grynpas MD. Anisotropy of the Young's modulus of bone. *Nature*, **270** (1977): 423-454
- 17 —, —, Young RJ. Crack velocity and the fracture of bone. *J. Biomech.*, **11** (1978): 473-479
- 18 Crowninshield RD, Pope MJ. The response of compact bone in tension at various strain rates. *Ann. Biomed. Engng.*, **2** (1974): 217-225
- 19 Margel-Robertson D, Smith DC. Compressive strength of mandibular bone as a function of micro-structure and strain rate. *J. Biomech.*, **11** (1978): 455-471

- 20 Wright TM, Hayes WC. Fracture mechanics parameters for compact bone-effects of density and specimen thickness, *ibid*, **10** (1977) : 419-430
- 21 Moyle DD, Bowden RW. Fracture of human femoral bone, *ibid*, **17**, 3 (1984) : 203-213
- 22 Cooke FW, Zeidman H, Scheifele SJ. The fracture mechanics of bone-another look at composite modeling, *ibid*, **6**, 12 (1973) : 459-469
- 23 Moyle DD, Welborn JW, Cooke FW. Work to fracture of canine femoral bone, *ibid*, **11** (1978) : 435-440
- 24 Sedlin ED, Hirsch C. Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. *Acta Orthop. Scand.*, **37** (1966) : 29-48
- 25 Tattersall HG, Tappin G. The work of fracture and its measurement in metals, ceramics and other materials, *J. Mater. Sci.*, **1** (1966) : 296-301

REVIEW ON FRACTURE OF BONE

Zeng Yan-jun

(Beijing Polytechnic University)

Abstract This paper is concerned with the research results of bone fracture in recent years. The methods based on the opening mode and shear mode fracture energy are reviewed. The effects of density, specimen thickness and crack velocity on bone fracture are discussed. Finally, the experimental study of human femoral bone is briefly reviewed.

Keywords *skeletal mechanics, fracture, crack growth (propagation), fracture toughness, energy release rate, critical velocity*

《应用数学和力学》征订

本刊是国内外力学界和应用数学界90多名学者为编委的全国性学术刊物,发表国内外力学和有关力学的应用数学的创造性学术论文。由著名科学家、上海工业大学校长钱伟长教授任主编,兰州大学叶开沅教授任副主编,交通部重庆交通学院主办,重庆出版社出版,公开发行。

本刊于1980年5月创刊,以中英文两种版本向国内外公开发行,深受国际学术界重视。国际权威文摘刊物《数学评论》全部摘录,《应用力学评论》登载摘要,香港国际资料有限公司的《中国科技文摘》也刊登内容摘要。美国力学科学院评为14种国际力学刊物之一,按期报道全部目录。

本刊为月刊,中文版国内刊号 78-21,国外刊号 BM-295,每期1.80元,全年12期共21.60元,全国各地邮局均可订阅。编辑部直接办理已发行各期补购业务(86年以前杂志优惠价,每期0.60元)。开户银行:重庆大坪分理处,帐号892668。挂号每期加0.12元。邮局汇款亦可。英文版国际标准期刊编号为 ISSN 0253-4827,上海工业大学出版社出版;国外由瑞士国际科学出版社经销;国内订购英文版,由上海工业大学出版社办理。

《应用数学和力学》编辑部供稿

地址:重庆大坪大黄路107号。电话 813708