

密质骨各向异性性质的力学实验及细观分析

刘玉玺¹, 陈斌², 路国平¹, 林雪冬¹

(1. 重庆工程职业技术学院 机械工程学院, 重庆 400226; 2. 重庆大学 航空航天学院, 重庆 400044)

摘要:目的 研究牛股骨密质骨的微观结构特征与其力学行为间的关系。方法 对牛股骨密质骨纵向和横向试样分别进行压缩实验;对破坏后的纵向和横向试样进行断裂路径、断裂表面微结构特征观察;基于复合材料细观力学的理论,分析密质骨中骨单元方向对骨纵向和横向弹性模量及断裂极限强度的影响。结果 纵向试样的压缩弹性模量和断裂极限强度均明显大于横向试样的压缩弹性模量和断裂极限强度;纵向试样的断裂路径与加载方向近似为 0° ,且比较平直,而横向试样的断裂路径与加载方向近似为 45° ,且比较曲折;纵向试样断面中存在许多与加载方向平行的条状结构,断面较为光滑,而横向试样断面存在许多圆弧形凹坑或凸起,断面较为粗糙。结论 牛股骨密质骨具有各向异性的力学性质,其各向异性力学性质与骨单元方向密切相关。

关键词:密质骨;骨单元;弹性模量;断裂极限强度;各向异性

中图分类号: TB 332 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2018.05.003

Mechanical Experiment and Microscopic Analysis on Anisotropic Properties of Cortical Bone

LIU Yuxi¹, CHEN Bin², LU Guoping¹, LIN Xuedong¹

(1. College of Mechanical Engineering, Chongqing Vocational Institute of Engineering, Chongqing 400226, China; 2. College of Aerospace Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

Abstract: **Objective** To investigate the relationship between microstructure characteristics and its mechanical behavior. **Methods** The compression experiments on longitudinal and transverse specimens of the cortical bone from bovine femoral bone were conducted. The fracture routes of longitudinal and transverse specimens and microstructural features of fractured surfaces were observed. The effects of osteon orientation on elastic modulus and ultimate fracture strength of the bone were analyzed based on the theory of composite micromechanics. **Results** The compressive elastic modulus and ultimate fracture strength of longitudinal specimens were significantly greater than those of transverse specimens. The fracture routes of longitudinal specimens were along their loading direction (0°) and relatively flat, while the fracture routes of transverse specimens were relatively zigzagging, being approximately 45° with their loading direction. There were many striped structures on fractured surfaces of longitudinal specimens and the fractured surfaces were relatively smooth, while there were many annular concave and convex structures on fractured surfaces of transverse specimens and the fractured surfaces were relatively rough. **Conclusions** The bovine femoral bone had anisotropic mechanical properties, and its anisotropic mechanical properties were closely related to the orientation of osteons.

Key words: cortical bone; osteon; elastic modulus; ultimate fracture strength; anisotropy

骨是一种具有高比刚度和比强度的生物复合材料^[1-2]。骨优良的力学性质与其内部优良的微结构密切相关,故研究两者的关系,可为设计和制备人造高性能仿骨复合材料提供重要指导^[3-4]。

骨由密质骨和松质骨所组成。密质骨位于骨的外部,是骨中的主要承载材料;而松质骨位于骨的内部,具有抵抗冲击载荷的作用。由于密质骨在骨承载中的重要作用,关于密质骨的力学行为多有研究报道^[5-6]。Liu 等^[7]采用3点弯实验,研究犊犊胫骨的密质骨的力学特性。Ascenzi 等^[8]采用一种特殊的实验装置,研究密质骨中的骨单元及其骨板在径向压缩载荷下的力学行为。Faingold 等^[9]采用纳米压痕实验,研究密质骨的骨单元沿3个正交面的弹性模量。Novitskaya 等^[10]采用微观压缩实验研究矿物质和蛋白质含量对密质骨力学性质的影响。Taylor 等^[11]采用微观实验方法研究密质骨的微损伤,该方法能够描述密质骨的微损伤过程^[12]。Eugenio 等^[13]分析密质骨骨单元的周向微裂纹,并提出两种数值方法模拟骨单元的微损伤行为。Libonati 等^[2]采用紧凑拉伸和3点弯实验,测试密质骨的断裂韧性,并对测试结果进行分析。尽管针对密质骨的力学行为已有较多研究,但针对密质骨各向异性力学行为,尤其是将其与微结构分析相结合的研究鲜有报道。本文首先对牛密质骨的纵向及横向试样进行压缩实验,进而对试样的断裂路径和断面特征进行细观实验观察。最后,基于复合材料细观力学,分析密质骨各向异性力学性质与其内部微结构的关系。

1 材料与方法

1.1 力学实验

以中华黄牛(年龄:2.5~3岁)股骨的密质骨为研究对象。首先,在该股骨骨干[见图1(a)]中间处截开,然后沿它的纵向和横向两个方向进行取样,得到纵向试样(试样的纵向与骨的纵向一致)[见图1(b)]和横向试样(试样的纵向与骨的横向一致)[见图1(c)]。试样尺寸为6.5 mm×4.0 mm×4.0 mm。试样数量为30个。其中,纵向和横向试样分别为15个。对每个试样在3种加载速率下(0.05、0.5、5 mm/min)分别进行压缩实验(每种速率下5个试样)。实验在MTS 858试验机(MTS公司,美国)上进行,采用位移加载方式。为

保持骨的水分,实验前将试样保存在平衡盐溶液中,实验时才取出。试样压缩至断裂失效时实验结束。对每种速率下得到的弹性模量和极限断裂强度的实验结果取平均值。

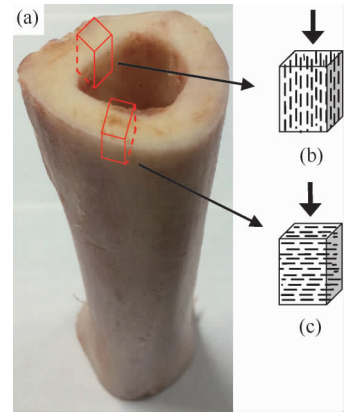


图1 股骨骨干及试样示意图 (a) 股骨骨干, (b) 纵向试样, (c) 横向试样

Fig. 1 Backbone of thighbone and sketches of specimens

(a) Backbone of thighbone, (b) Longitudinal specimen, (c) Transverse specimen

1.2 观察实验

对破坏后的纵向和横向试样进行断裂路径及断裂表面的实验观察,对比分析试样的破坏特点。断裂表面的细观观察采用TESCAN VEGA 3扫描电镜(TESCAN公司,捷克)。扫描电镜观察前,准备好扫描电镜试样。扫描电镜试样的准备方法如下:首先,在靠近试样断裂处截取用于扫描电镜观察的近似长方体块状试样,其最大尺寸约为5 mm;然后,将得到的试样断面朝上,置于样品盒中,用离子溅射仪在断面上喷涂约10 nm厚的金钼涂层。扫描电镜试样准备好后,对断面进行扫描电镜实验观察。

2 实验结果

2.1 力学实验结果

加载速率为0.5 mm/min时,纵向试样的弹性模量和断裂极限强度均明显大于横向试样[见图2(a)]。进一步对实验结果进行计算,得到纵向、纵向试样的断裂力矩分别为674.26、373.06 N·mm,横向试样的断裂力矩为纵向的1.81倍。由此可知,密质骨具有明显的各向异性的力学性质。

不同加载速率下,纵向和横向试样的应力(σ)-

应变(ε)曲线明显不同样[见图2(b)、(c)]。随着加载速率的增加,纵向和横向试样的弹性模量和极

限强度都明显增加[见图2(d)],表明加载速率对骨的实验结果有明显影响。

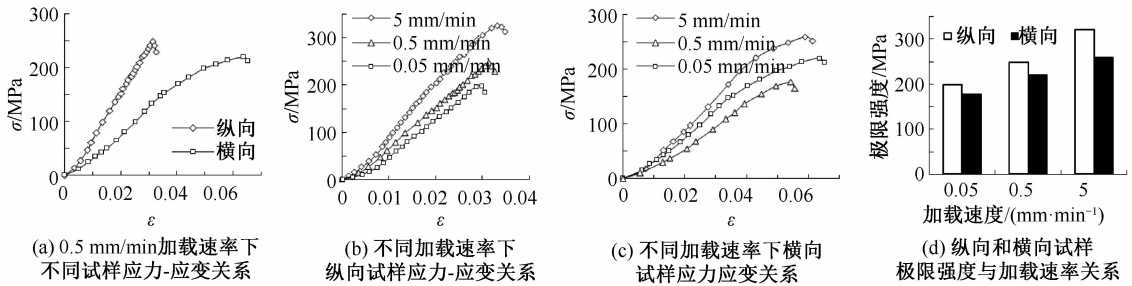


图2 纵向和横向试样的实验结果

Fig. 2 Test results of longitudinal and transverse specimens (a) Relationships between stress and strain at 0.5 mm/min loading rate, (b) Relationships between stress and strain of longitudinal specimens at different loading rates, (c) Relationships between stress and strain of transverse specimens at different loading rates, (d) Relationships between ultimate strength and loading rate of longitudinal and transverse specimens

2.2 观察实验结果

2.2.1 断裂路径 纵向试样在压缩时的断裂路径与试样加载方向近似为 0° ,即纵向试样沿试样纵向断裂[见图3(a)]。横向试样在压缩时的断裂路径与加载方向近似为 45° ,即横向试样沿试样 45° 的方向断裂,同时可以看到横向加载还出现“V”字形断裂[见图3(b)]。

进一步比较纵向和横向试样的断裂路径,可知

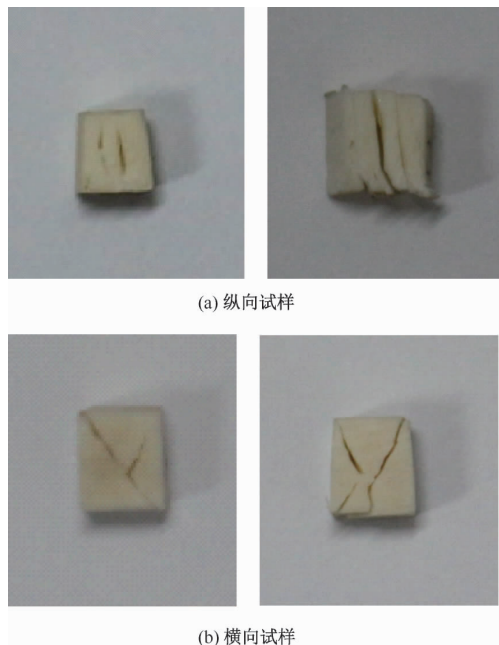


图3 纵向和横向试样的断裂路径

Fig. 3 Fracture routes of longitudinal and transverse specimens

(a) Longitudinal specimens, (b) transverse specimens

纵向试样的断裂路径较为平直,而横向试样的断裂路径较为曲折,横向试样断裂将比纵向试样断裂消耗更多的断裂能量。

2.2.2 断裂表面 纵向试样断裂表面的微观结构如图4(a)、(b)所示。由图4(a)可见与试样纵向(即骨的纵向)平行的许多条状结构。这些条状结构是骨单元之间的骨间质断裂的结果。在图4(b)中还可见,试样沿其纵向断裂时,骨单元也沿其纵向断裂的情况。此纵向断裂表面粗糙度不大,断裂过程消耗的断裂能较少。

横向试样断裂表面的微观结构如图4(c)、(d)所示。从图4(c)可以看到圆弧状的凹坑结构,而从图4(d)可以看到圆弧状的凸起结构。这些凹坑和凸起结构是密质骨横向断裂时,骨单元与骨间质沿其界面断裂的结果。在骨横向断裂过程,骨沿骨单元与骨间质的界面断裂,裂纹将不断偏转和折拐。此横向断裂表面粗糙度较大,断裂过程消耗的断裂能较多。

3 骨各向异性力学性质的细观分析

由于密质骨主要由骨单元和骨间质组成。骨单元强度和刚度较高,且具有圆柱状的形状,其方向与骨的纵向一致,而骨间质强度和刚度较低,无定形地分布在骨单元之间^[8]。因此,可以把骨单元视为增强纤维,骨间质视为基体,而将整个密质骨视为单向纤维增强复合材料,进而通过复合材料细

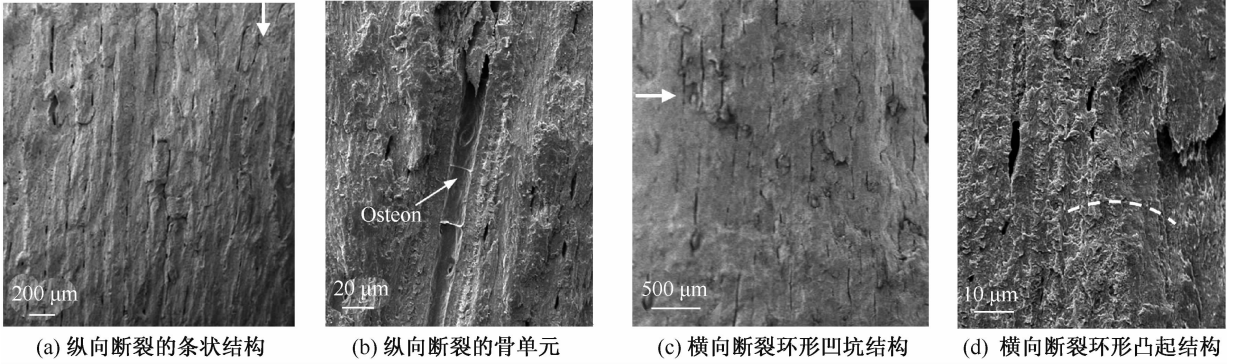


图4 断面微观结构(白色箭头代表裂纹扩展方向)

Fig.4 Microstructure of fractured surface (a) Stripped structure of longitudinal specimen, (b) Longitudinally cracked osteon, (c) Annular concave structure of transverse specimen, (d) Annular convex structure of transverse specimen

观力学的理论,分析密质骨微结构与其力学行为的关系,探讨密质骨纵向弹性模量及断裂极限强度大于其横向弹性模量及断裂极限强度,而具有各向异性力学性质的内在机制。

3.1 骨弹性模量的各向异性

本实验结果表明,密质骨纵向试样的弹性模量较高,横向试样的弹性模量较低。可以通过复合材料细观力学的理论进行分析和说明。

3.1.1 纵向弹性模量 当密质骨复合材料纵向受压时,由复合材料细观力学的理论,可建立密质骨复合材料纵向受压时的代表性体积单元模型[见图5(a)]。其中,黑色表示模量较高的骨单元,白色表示模量较低的骨间质。

由静力平衡关系,密质骨复合材料单元体在纵向受压时,受到的纵向载荷可表示为:

$$F_L = \sigma_f A_f + \sigma_m A_m \quad (1)$$

式中: σ_f 、 σ_m 分别为骨单元、间质骨承受的纵向应力; A_f 、 A_m 分别为骨单元、间质骨的横截面积。由式(1)可得,密质骨复合材料单元体受到的纵向平均应力为:

$$\sigma_L = F_L/A = \sigma_f \varphi_f + \sigma_m \varphi_m \quad (2)$$

式中: A 为复合材料单元体的横截面积; φ_f 、 φ_m 分别为骨单元和骨间质的体积分数, $\varphi_f = A_f/A$, $\varphi_m = A_m/A$, $\varphi_f + \varphi_m = 1$ 。

设 E_L 、 E_f 及 E_m 分别为骨复合材料单元体、骨单元及骨间质的纵向弹性模量。 ε_L 、 ε_f 和 ε_m 分别为骨复合材料单元体、骨单元及骨间质的纵向应变。根据胡克定律:

$$\begin{aligned} \sigma_L &= E_L \varepsilon_L \\ \sigma_f &= E_f \varepsilon_f \\ \sigma_m &= E_m \varepsilon_m \end{aligned} \quad (3)$$

密质骨复合材料单元体在纵向受压时,骨单元和骨间质纵向压缩应变相等,且它们都等于骨复合材料单元体的压缩应变,即:

$$\varepsilon_f = \varepsilon_m = \varepsilon_L \quad (4)$$

由式(2)~(4)可得,密质骨复合材料单元体纵向弹性模量为:

$$E_L = E_f \varphi_f + E_m \varphi_m = E_f \varphi_f + E_m (1 - \varphi_f) \quad (5)$$

由密质骨复合材料单元体纵向弹性模量与骨单元体积分数的关系曲线可知,密质骨复合材料单元体的纵向弹性模量与骨单元的体积分数呈线性关系[见图5(b)]。

3.1.2 横向弹性模量 当密质骨复合材料横向受压时,同样由复合材料细观力学的理论,可建立密质骨复合材料横向受压时的代表性体积单元模型[见图5(c)]。其中,黑色表示模量较高的骨单元,白色表示模量较低的骨间质。

根据平衡条件,密质骨复合材料在横向受压时,骨单元和骨间质必承受相同的横向应力,它们都等于骨复合材料单元体受到的横向应力。即:

$$\sigma_{fT} = \sigma_{mT} = \sigma_T \quad (6)$$

式中: σ_{fT} 、 σ_{mT} 及 σ_T 分别为骨单元、间质骨及骨复合材料单元体受到的横向应力,而对应的横向应变分别为:

$$\varepsilon_{fT} = \frac{\sigma_T}{E_f}, \quad \varepsilon_{mT} = \frac{\sigma_T}{E_m}, \quad \varepsilon_T = \frac{\sigma_T}{E_T} \quad (7)$$

式中： E_T 为骨复合材料单元体的横向弹性模量。由骨复合材料单元体的横向变形是骨单元和间质骨的横向变形之和，即：

$$\Delta w = \varepsilon_{\Gamma} w_f + \varepsilon_{m\Gamma} w_m \quad (8)$$

式中： Δw 为密质骨复合材料单元体的横向变形； w_f 和 w_m 分别为骨单元和骨间质的横向尺寸。密质骨复合材料单元体的横向应变为：

$$\varepsilon_T = \frac{\Delta w}{w} = \varepsilon_{\Gamma} \varphi_f + \varepsilon_{m\Gamma} \varphi_m \quad (9)$$

式中： w 为骨复合材料单元体的横向尺寸。

由式(6)~式(9)可得骨复合材料单元体的横向弹性模量 E_T 的关系式：

$$\frac{1}{E_T} = \frac{\varphi_f}{E_f} + \frac{\varphi_m}{E_m} = \frac{\varphi_f}{E_f} + \frac{1 - \varphi_f}{E_m}$$

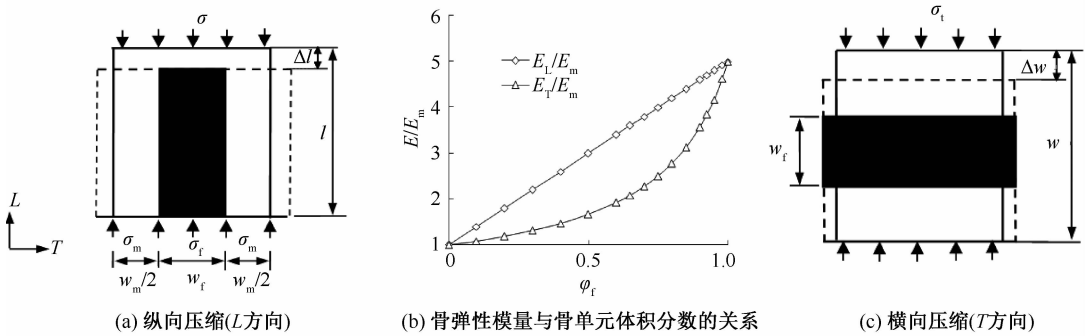


图5 骨代表性体积单元的纵、横向压缩及其分析结果

Fig. 5 Representative volume element of bone and analysis results of longitudinal compression and transverse compression (a) Longitudinal compression (direction L), (b) relationship between elastic modulus of bone and volume fraction of osteon, (c) transverse compression (direction T)

3.2 骨极限强度的各向异性

本实验结果也表明，密质骨纵向试样的断裂极限强度较高，而横向试样的断裂极限强度较低。可以通过复合材料细观力学的理论来分析和说明。

3.2.1 纵向断裂极限强度 图6(a)显示了纵向试样在压缩时极限强度的分析模型。图中黑色为骨单元，白色为骨间质。试样的断裂路径与加载方向近似为 0° ，它反映了纵向试样在压缩时纵向断裂的实验结果。由细观复合材料力学的理论，单向纤维复合材料在纵向载荷作用下的纵向断裂，是由于复合材料在纵向压缩载荷作用下，复合材料中的横向应变大于其基体的极限应变^[14]。因此，可以推测密质骨纵向试样的这种纵向断裂，是由于其在纵向压缩载荷作用下，密质骨中的横向应变大于骨间质的断裂极限应变，造成了裂纹沿试样纵向扩展。

由复合材料细观力学的理论，造成此纵向断裂

即：

$$E_T = \frac{E_f E_m}{E_m \varphi_f + E_f (1 - \varphi_f)} \quad (10)$$

把式(10)改写为无量纲形式，则

$$\frac{E_T}{E_m} = \frac{1}{\varphi_f (E_m/E_f) + \varphi_m} = \frac{1}{1 - \varphi_f (1 - E_m/E_f)} \quad (11)$$

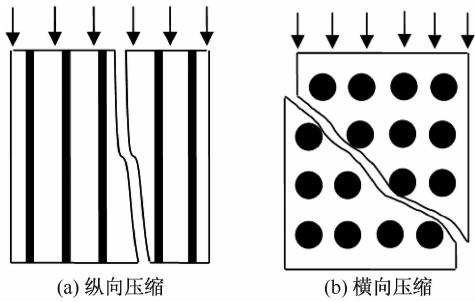
由密质骨复合材料单元体横向弹性模量与骨单元体积分数的关系曲线可知，密质骨复合材料单元体的横向弹性模量与骨单元的体积分数的关系呈非线性关系[见图5(b)]。由骨的纵向、横向弹性模量的分析结果可知，骨的纵向弹性模量大于其横向弹性模量，这与实验结果一致。

的纵向压缩极限强度为^[14]：

$$X_c = \frac{E_f \varphi_f + E_m \varphi_m}{\nu_f \varphi_f + \nu_m \varphi_m} (1 - \sqrt[3]{\varphi_f}) \varepsilon_{m\max} \quad (12)$$

式中： ν_f 和 ν_m 分别为骨单元和骨间质的泊松比； $\varepsilon_{m\max}$ 为骨间质的断裂极限应变。由式(12)可知，此纵向压缩极限强度密切相关于骨间质的断裂极限应变。由于骨间质的断裂极限应变较高^[15]，故骨的纵向压缩极限强度也较高。

3.2.2 横向断裂极限强度 图6(b)显示了横向试样在压缩时极限强度的分析模型。图中黑色为骨单元，白色为骨间质。试样的断裂路径与加载方向近似成 45° ，它反映了横向试样在压缩时 45° 断裂的实验结果。根据细观复合材料力学的理论，单向纤维复合材料在横向载荷下的 45° 方向断裂，是由于复合材料在横向压缩载荷作用下，复合材料中的应力大于纤维和基体的界面强度^[14]。因此，可以推测



(a) 纵向压缩

(b) 横向压缩

图6 复合材料的破坏形式

Fig.6 Failure modes of composite (a) Longitudinal compression, (b) Transverse compression

密质骨横向试样的这种 45° 方向断裂,是由于其在横向压缩载荷作用下,密质骨中的应力大于骨单元与骨间质的界面强度,造成试样的 45° 方向断裂,即裂纹沿试样 45° 方向扩展,并沿骨单元和骨间质的界面不断偏转和折拐。

由复合材料细观力学的理论,造成此 45° 断裂的横向压缩极限强度为^[14]:

$$Y_c = \frac{1 + \varphi_f(1/\eta_y - 1)}{K_{my}} k\sigma_u \quad (13)$$

式中: η_y 为与界面性能相关的系数; K_{my} 为应力集中系数; k 为与加载方向相关的系数; σ_u 为骨单元与骨间质之间的界面强度。由式(13)可知,横向压缩极限强度与骨单元与骨间质之间的界面强度密切相关。由于骨单元与骨间质之间的界面强度较低^[15],故骨的横向压缩极限强度也较低。

4 结论

(1) 压缩实验结果表明,纵向试样的弹性模量和断裂极限强度均大于横向试样的弹性模量和断裂极限强度,说明该密质骨具有各向异性的力学性质。

(2) 纵向试样的断裂路径沿试样的纵向,而横向试样的断裂路径与试样纵向约为 45° 。

(3) 纵向试样的断裂表面存在若干与试样纵向平行的条状结构,它们是与骨纵向平行的骨间质断裂的结果;纵向断裂表面粗糙度不大,断裂过程消耗的断裂能较少。横向压缩试样断裂表面存在很多圆环状的凹坑和突起结构,这些凹坑和凸起结构是密质骨横向断裂时,骨单元与骨间质沿其界面断裂的结果;断裂表面的粗糙度较大,断裂过程消耗的断裂能较多。

(4) 基于复合材料细观力学的理论,分析和说明了密质骨纵向弹性模量及断裂极限强度大于其

横向弹性模量及断裂极限强度的原因,即密质骨各向异性力学性质与其骨单元的方向密切相关。

参考文献:

- [1] DUNLOP JWC, FRATZL P. Biological composites [J]. Annu Rev Mater Res, 2010, 40(1): 1-24.
- [2] LIBONATI F, VERGANI L. Understanding the structure-property relationship in cortical bone to design a biomimetic composite [J]. Compos Struct, 2016, 139(1): 188-198.
- [3] CURREY JD. The many adaptations of bone [J]. J Biomech, 2003, 36(10): 1487-1495.
- [4] 顾冬云, 陈亚珠. 骨质疏松性骨力学性能的预测[J]. 医用生物力学, 2009, 24(1): 70-73.
GU DY, CHEN YZ. Prediction of biomechanical properties of osteoporosis bone [J]. J Med Biomech, 2009, 24(1): 70-73.
- [5] BAJAJ D, GEISSLER JR, ALLEN MR, et al. The resistance of cortical bone tissue to failure under cyclic loading is reduced with alendronate [J]. Bone, 2014, 64(7): 57-64.
- [6] 刘奋斗, 丁海. 骨生物力学特性在骨质疏松症中的改变[J]. 医用生物力学, 2017, 32(4): 388-392.
LIU FD, DING H. The changes of bone biomechanical properties in osteoporosis [J]. J Med Biomech, 2017, 32(4): 388-392.
- [7] LIU D, WAGNER HD, WEINER S. Bending and fracture of compact circumferential and osteonal lamellar bone of the baboon tibia [J]. J Mater Sci Mater Med, 2000, 11(1): 49-60.
- [8] ASCENZI A, BONUCCI E, SIMKIN A. An approach to the mechanical properties of single osteonic lamellae [J]. J Biomech, 1973, 6(3): 227-235.
- [9] FAINGOLD A, COHENB SR, WAGNER HD. Nanoindentation of osteonal bone lamellae [J]. J Mech Behav Biomed, 2012, 9(3): 198-206.
- [10] NOVITSKAYA E, CHEN PY, LEE S, et al. Anisotropy in the compressive mechanical properties of bovine cortical bone and the mineral and protein constituents [J]. Acta Biomaterialia, 2011, 7(8): 3170-3177.
- [11] TAYLOR D, HAZENBERG JG, LEE TC. Living with cracks: Damage and repair in human bone [J]. Nat Mater, 2007, 6(4): 263-268.
- [12] OZCIVICI E, FERRERI S, QIN YX, et al. Determination of bone's mechanical matrix properties by nanoindentation [J]. Methods Mol Biol, 2008, 455: 323-334.
- [13] EUGENIO G, CAMILA A, ANA V, et al. Numerical modelling of the mechanical behaviour of an osteon with microcracks [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2014, 37: 109-124.
- [14] 矫桂琼, 贾普荣. 复合材料力学[M]. 西安: 西北工业大学出版社, 2008: 146-151.
- [15] ABDEL-WAHAB AA, MALIGNO AR, SILBERSCHMIDT VV. Micro-scale modelling of bovine cortical bone fracture: Analysis of crack propagation and microstructure using X-FEM [J]. Comp Mater Sci, 2012, 52(1): 128-135.