

文章编号:1004-7220(2017)06-0500-06

皮质骨中骨单元应力集中效应的有限元分析

李昊¹, 李瑞欣¹, 冷雪¹, 韩标¹, 刘迎节^{1,2}, 李楷人¹, 张西正¹

(1. 军事医学科学院卫生装备研究所, 天津 300161; 2. 天津医科大学总医院 骨科, 天津 300052)

摘要: **目的** 建立包含骨单元的皮质骨三维实体模型,通过有限元分析验证骨单元的应力集中效应,并对应力集中位置进行疲劳仿真和预测。**方法** 利用 Pro/E wildfire 5.0 和 ANSYS 12.0 软件建立包含骨单元的皮质骨三维实体模型,在不同轴向压缩载荷条件下计算分析皮质骨中局部应力和应变分布情况;选取关键位置进行疲劳仿真,预测不同疲劳载荷强度下骨组织的疲劳状态。**结果** 轴向压缩载荷作用下,骨单元附近会出现明显的应力集中效应,随着压缩载荷的增加,模型内部病理性局部应变的比例逐渐增大;关键位置的疲劳仿真结果证明了骨组织生理强度运动时的低疲劳风险,也预测了高强度运动或训练时骨组织疲劳骨折的高风险。**结论** 成功建立了包含骨单元的皮质骨三维实体模型,验证了骨单元的应力集中效应,预测了高强度运动训练条件下骨组织的疲劳损伤位置和 risk,实验结果可为部队新兵或中长跑运动员运动训练计划的制定以及运动疲劳损伤的预防提供参考。

关键词: 骨单元; 应力集中; 高强度训练; 疲劳损伤; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.06.003

Finite element analysis on the stress concentration effect of osteons in cortical bone

LI Hao¹, LI Rui-xin¹, LENG Xue¹, HAN Biao¹, LIU Ying-jie^{1,2}, LI Kai-ren¹, ZHANG Xi-zheng¹ (1. Institute of Medical Equipment, Academy of Military Medical Sciences, Tianjin 300161, China; 2. Department of Orthopedics, General Hospital of Tianjin Medical University, Tianjin 300052, China)

Abstract: **Objective** To construct a three-dimensional (3D) solid model of the cortical bone including osteons, verify the stress concentration effect of osteons, simulate and predict the stress concentration location under fatigue using finite element analysis (FEA). **Methods** The 3D solid model of the cortical bone including osteons was constructed in Pro/E wildfire 5.0, and local stress and strain distributions in the cortical bone under different axial compression were calculated and analyzed in ANSYS 12.0. Fatigue simulation on the selected locations was conducted to evaluate fatigue status of the model subjected to different fatigue loading intensities. **Results** Obvious stress concentration at the junction of osteon and the interstitial bone appeared under axial compressive loads, and the percentage of pathological local strain in the cortical bone increased with the axial compression increasing. Fatigue simulation on the selected locations demonstrated that bone fatigue risk during physiological or daily activities was very low, while a high fatigue or fracture risk might occur during high-intensity exercises or training. **Conclusions** The 3D solid model of the cortical bone including osteons is successfully established, the stress concentration effect of osteons is verified, and the location of bone fatigue damage under strenuous exercise and its risk are predicted. These experimental results can provide references for training management and athletic fatigue damage prevention in military recruits and long distance running athletes.

Key words: Osteons; Stress concentration; Intensive training; Fatigue damage; Finite element analysis

收稿日期:2016-12-09; 修回日期:2017-02-06

基金项目:国家自然科学基金项目(11432016, 31470935),天津市自然科学基金面上项目(16JCYBJC28500)。

通信作者:张西正,教授,研究员, E-mail:z56787@sohu.com。

骨组织是人体的主要承重器官,由于形状不规则、质量分布不均匀,应力集中现象在骨组织中比较常见,但作为长期自然选择的产物,骨组织中天然的显微裂纹和适当的应力集中反而有利于骨重建过程的准确激活,进而实现最佳的力学适应性^[1-2]。作为一种天然的“复合材料”,随着年龄增长或在一定强度的疲劳载荷作用下,骨组织会出现疲劳损伤,主要表现为骨组织内显微裂纹的萌生、扩展,承载性能下降甚至出现应力性骨折^[3-5],这对骨骼老化的老年人的日常生活、高强度运动训练条件下长跑运动员的比赛成绩以及部队士兵的战斗力的影响很大^[6-8]。

骨单元作为皮质骨的基本组成单位,是典型的应力集中体,它们在骨组织中发挥着看似矛盾的双重作用。一方面,在承受生理载荷($\varepsilon < 0.003$)作用时,骨单元可以在与间质骨交界处适时适量地诱发显微裂纹和释放能量,以避免过度的应力集中对组织和细胞的伤害^[9-10];另一方面,在病理性载荷($\varepsilon > 0.003$)作用下,骨单元可以利用最外层间骨板尽量阻止或偏转显微裂纹的迅速生长与扩展,防止宏观裂纹甚至应力性骨折的出现,维持骨组织的基本承载性^[11-12]。

近年来,有限元建模与仿真在骨组织生物力学领域的应用逐渐深入成熟^[13-14]。因此,基于有限元分析技术开展对骨单元应力集中效应及相关疲劳特性的研究,有利于深入理解骨组织高效的力学适应性,对运动中疲劳损伤的预防具有很好的理论支持和临床指导意义。

1 材料与方法

1.1 简化与假设

皮质骨组织中的骨单元大多均匀的分布在内、外骨膜之间,由多层环状间骨板(平均厚度 $\delta \approx 7 \mu\text{m}$)围成,并被胶原纤维构成的黏合带(厚度 $\delta \approx 0.1 \mu\text{m}$)所分割。由于含钙量不同,间质骨与各层环状间骨板材料力学属性存在差异^[15-16],故作如下简化与假设:

(1) 骨单元由中央管和周围同心圆排列的间骨板围绕构成[见图1(a)],在分析中不考虑中间管内的神经和血管(即将其视为中空圆柱体),设定骨单元直径 $D = 200 \mu\text{m}$,中间管直径 $D_0 = 40 \mu\text{m}$,外部环绕有8层环状间骨板,厚度 $\delta = 10 \mu\text{m}$ 。不考虑黏合带内胶原纤维方向性排列的影响,将环状间骨板和骨间质假设为线弹性材料,内侧间骨板及骨间质弹性模量 $E = 570, 640 \text{ MPa}$,泊松比 $\nu = 0.3$,依次递增^[16]。

(2) 长骨中段的皮质骨为空心圆柱体,骨单元尺寸均匀($D = 200 \mu\text{m}, D_0 = 40 \mu\text{m}$),且在内外骨板之间呈相切式均匀分布,并在均匀分布假设及环状对称条件基础上,选取骨干横截面上轴心角度 $\theta = 60^\circ$ 的一个近似等腰梯形的区域进行建模[见图1(b)],以 O 点为二维坐标原点,计算图1(c)中各关键点的坐标,并确定各层间骨板的内外半径及材料参数(见表1)。

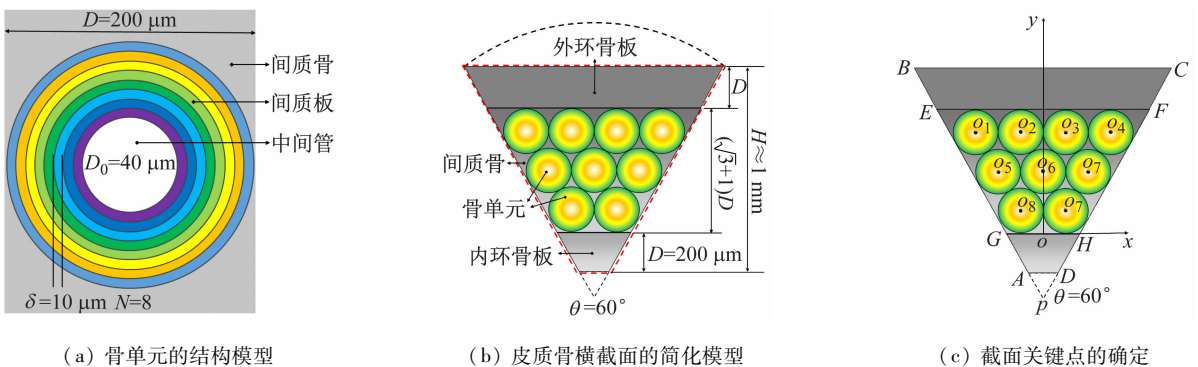


图1 包含骨单元的皮质骨截面建模

Fig.1 Section modeling of the cortical bone including osteons (a) Structural model of a single osteon, (b) A simplified model of cortical bone section, (c) Key point determination on the section

表1 模型截面关键点坐标表

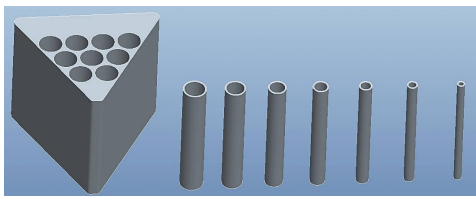
Tab.1 Coordinates of key points on the section

坐标	A	B	C	D	O_1	O_2	O_3	O_4	O_5	O_6	O_7	O_8	O_9
X/mm	-0.043 2	-0.588 7	0.588 7	0.042 3	-0.300 0	-0.100 0	0.100 0	0.300 0	-0.200 0	0	0.200 0	-0.100 0	0.100 0
Y/mm	-0.200 0	0.746 4	0.746 4	-0.200 0	0.446 4	0.446 4	0.446 4	0.446 4	0.273 2	0.273 2	0.273 2	0.100 0	0.100 0

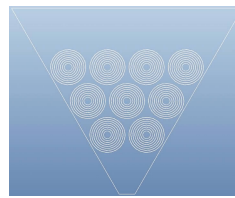
1.2 模型建立与网格划分

基于以上简化与假设,在三维建模软件 Pro/E wildfire 5.0 中以零件形式建立皮质骨组织的骨基质(matrix.prt)和各层环状间骨板(1-7.prt)的三维实体模型,并通过组装形成包含骨单元长度 $H = 1$ mm

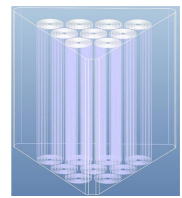
的皮质骨三维实体模型(BMU.asm)[见图2(a)~(c)],导入有限元仿真软件 ANSYS 中(*.igs 格式),通过黏接布尔运算(Booleans/Glue)形成可以进行网格划分和有限元分析的三维实体模型(BMU.db)[见图2(d)~(f)],具体网格参数如表2所示。



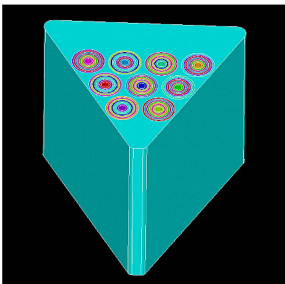
(a) Pro/E 中各零部件



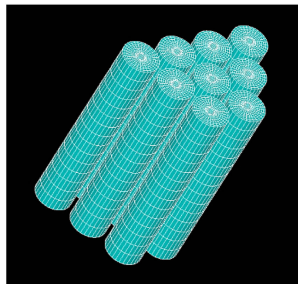
(b) 装配后截面视图



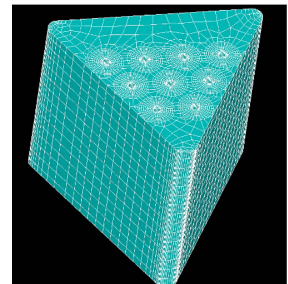
(c) 装配后一般视图



(d) ANSYS 中的皮质骨模型



(e) 骨单元的网格划分



(f) 皮质骨模型的网格划分

图2 皮质骨模型的建立与网格划分

Fig.2 Modeling and meshing of the cortical bone (a) Different parts in Pro/E, (b) Sectional view after assembling, (c) General view after assembling, (d) Model of cortical bone in ANSYS, (e) Meshing of osteons, (f) Meshing of the whole model

表2 皮质骨三维实体模型的网格划分参数

Tab.2 Model meshing parameters of the cortical bone

零件	$E/$ MPa	ν	网格划分类型	单元数目	节点数目
基质	640	0.3	SOLID 95-扫掠	6 510	130 200
1	630	0.3	SOLID 95-扫掠	4 050	81 000
2	620	0.3	SOLID 95-扫掠	4 050	81 000
3	610	0.3	SOLID 95-扫掠	4 050	81 000
4	600	0.3	SOLID 95-扫掠	4 050	81 000
5	590	0.3	SOLID 95-扫掠	4 050	81 000
6	580	0.3	SOLID 95-扫掠	4 050	81 000
7	570	0.3	SOLID 95-扫掠	8 100	162 000

1.3 边界条件与静态载荷施加

对于已经划分网格、长度为 1 mm 的皮质骨三维实体模型,一端固定约束,另一端施加不同轴向压缩载荷(位移),保证皮质骨的宏观微应变为固定值($\epsilon = 0.0015, 0.003, 0.005$),计算分析模型内部的应力、应变分布情况,进而验证并研究骨单元的应力集中效应。

1.4 关键位置的疲劳分析

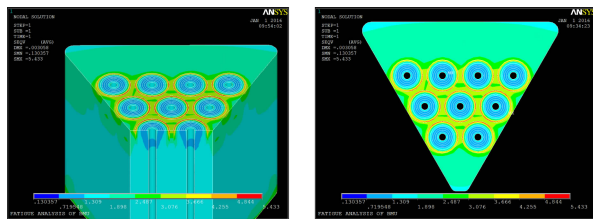
根据静态加载计算结果,利用 ANSYS 中的 fatigue 后处理模块进行疲劳仿真:在模型上选取疲劳分析的关键位置(Location),定义疲劳载荷>Loading)及疲劳加载事件(Event),储存关键位置

应力计算结果,输入疲劳应力幅值-疲劳寿命($S-N$)曲线,计算既定疲劳加载条件下关键位置的疲劳寿命和疲劳状态。

2 结果

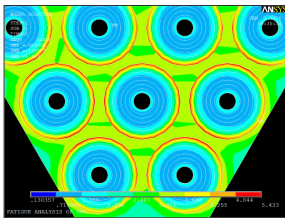
2.1 骨单元应力集中的静态有限元仿真结果

在静态压缩载荷作用下,骨单元附近会出现明显的应力集中,内部由于应力遮挡会出现低应力区(见图3、表3),并随着压缩载荷的增加,模型内部局部应力/应变的分布(见图4)也发生了显著变化,病理性应变的比例快速增加,容易引起骨组织的显微损伤甚至承载失效。



(a) 轴向剖视图

(b) 截面视图



(c) 截面放大视图

图3 压缩载荷作用下模型内部的应力分布云图($\varepsilon_{\max} = 0.003$)

Fig. 3 Local strain distribution under axial compression in the model (a) Axial-cut view, (b) Sectional view, (c) Magnified sectional view

表3 压缩载荷作用下模型局部应力、应变极值

Tab. 3 The extremum stress and strain of the model under axial compression

宏观微应变 ($\varepsilon \times 10^{-6}$)	局部微应变($\varepsilon' \times 10^{-6}$)			局部应力/MPa		
	最小值	最大值	比值	最小值	最大值	比值
1 500	114	4 312	37.82	0.07	2.72	41.67
3 000	227	8 624	37.99	0.13	5.43	41.79
5 000	379	14 374	37.93	0.22	9.06	41.73

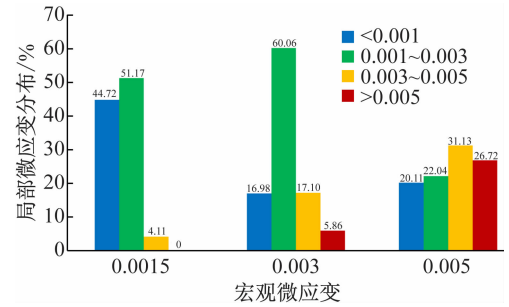
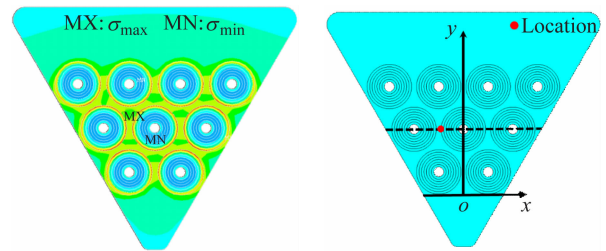


图4 压缩载荷作用下皮质骨中局部应变分布

Fig. 4 Local strain distributions in cortical bone under axial compressions

2.2 皮质骨模型的疲劳仿真结果

在 ANSYS 的 Fatigue 后处理模块中,根据静态加载仿真结果[见图5(a)],选取峰值应力即中央骨单元最外层间骨板上一点(Node NO. 55830)[见图5(b)]作为疲劳分析的关键位置,将3对加载宏观峰值应变(0/0.0015;0/0.003;0/0.005)定义为3种疲劳载荷,通过前期计算和疲劳试验确定的1.5 Hz、8 000个加载循环即为相应疲劳加载的事件。



(a) 模型截面峰值应力分布

(b) 疲劳分析关键位置选择

图5 疲劳分析的关键位置选择

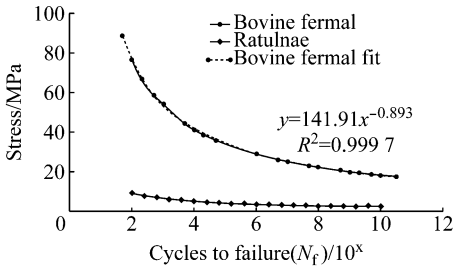
Fig. 5 Selection of the location in fatigue analysis (a) Stress extremum on the section, (b) Location determination for fatigue analysis

文献中鲜见对大鼠尺骨轴向疲劳力学性能及相应疲劳 $S-N$ 曲线测定的相关结果,故本文根据文献中已有的对牛胫骨组织疲劳 $S-N$ 曲线的实验测定结果^[17],结合骨组织显微结构与力学生物学响应规律的相似性^[18],利用轴向压缩弹性模量的比例关系进行推算[见图6(a)],得到大鼠尺骨的轴向压缩疲劳 $S-N$ 曲线的拟合公式为:

$$y \text{ (SI)} = 16.70 x (\lg N)^{-0.893} \text{ (MPa)}$$

结合关键位置储存的应力结果,输入疲劳的

S-N曲线[见图6(b)],在 ANSYS 的 Fatigue 模块中计算不同疲劳事件中关键位置的疲劳寿命(N_f)和疲劳状态,结果如表4所示。



(a) 大鼠尺骨疲劳 S-N 曲线的拟合

Table entries (L21, N1,S1)	S	N
(2,22) N2,S2	100	8.99
(2,22) N2,S2	200	7.93
(3,23) N3,S3	500	6.88
(4,24) N4,S4	1000	6.26
(5,25) N5,S5	5000	5.19
(6,26) N6,S6	10000	4.84
(7,27) N7,S7	20000	4.53
(8,28) N8,S8	50000	4.19
(9,29) N9,S9	100000	3.86
(10,30) N10,S10	500000	3.05
(11,31) N11,S11	1000000	2.93
(12,32) N12,S12	5000000	2.69
(13,33) N13,S13	10000000	2.6
(14,34) N14,S14	50000000	2.41
(15,35) N15,S15	100000000	2.34
(16,36) N16,S16	200000000	2.27
(17,37) N17,S17	500000000	2.19
(18,38) N18,S18	1000000000	2.13
(19,39) N19,S19		

(b) 大鼠尺骨 S-N 曲线数据输入

图6 大鼠尺骨疲劳 S-N 曲线数据的确定

Fig. 6 Determination of the S-N curve in rat-ulnar fatigue analysis

(a) Fatigue S-N curve fitting of rat ulna, (b) Data input of rat ulnar S-N curve

表4 不同疲劳加载事件中关键位置的疲劳状态计算分析

($f = 1.5$ Hz; $N = 8\ 000$ cycles)

Tab. 4 Fatigue analysis of the selected location in different events

疲劳微应变/ $\times 10^{-6}$	峰值应力/MPa	峰值微应变/ $\times 10^{-6}$	等效应力幅值/MPa	疲劳寿命/cycles	疲劳使用百分比/%
0~1 500	2.717	4 312	1.476 5	1.00×10^9	0.001
0~3 000	5.433	8 624	2.952 9	8.74×10^5	0.915
0~5 000	9.055	14 374	4.921 6	4.60×10^4	17.385

3 讨论

本文所建皮质骨模型存在一定局限性,例如,无法反映真实骨组织各向异性和黏弹性等力学承载特性,但通过适当的简化和假设,可以在降低建模难

度,提高网格划分精度和计算效率的基础上,尽可能模拟皮质骨承受轴向压缩载荷时的局部力学响应。因此,本文结论仍然具有很好的理论参考价值。

通过对包含骨单元的皮质骨模型的静态力学仿真分析,验证了骨单元的应力集中效应以及黏合层对内部环状间骨板的应力遮挡或保护作用,符合骨组织在生物进化过程中承受多种载荷、维持结构完整和抵抗疲劳损伤的功能,具体体现在:

(1) 局部应力的峰值出现在靠近加载和固定端横截面上的骨单元最外层环骨板处(见图3),且由于最外层间骨板的应力遮挡效应,骨单元的内部几层间骨板出现明显的应力“塌陷”(即极低应力区),极值应力与压缩载荷成正比,但极值应力比基本不变并可达到42左右(见表3);骨单元之间间质骨内的局部应力次之,且存在桥状的等应力区域[见图3(c)],骨间质中除此区域外的局部应力、应变分布还比较均匀,但在无骨单元分布的外环骨板区域存在低应力、应变区[见图3(a)、(b)]。

(2) 不同峰值载荷作用下皮质骨模型局部应变分布的统计结果(见图4)显示,随着压缩载荷的增加,模型内部生理性应变($\epsilon < 0.003$)的比例减小,病理性应变($\epsilon > 0.003$)比例显著增加。在生理性载荷($\epsilon = 0.0015$)或生理性过载($\epsilon = 0.003$)作用下,皮质骨模型内部的大部分节点局部微应变仍能控制在小于0.003的范围内,骨组织在此条件下尚可以正常生长或重建;而在病理性载荷($\epsilon = 0.005$)作用下,病理性局部微应变($\epsilon > 0.003$)的比例高达57.85%,其局部力学环境已经不利于骨组织的正常生长和重建。

基于静态加载仿真结果,利用 ANSYS 软件 Fatigue模块开展的疲劳分析结果(见表4)显示:

(1) 当疲劳循环次数确定为8 000次时,在不同疲劳载荷条件下,局部峰值应力、局部峰值应变和等效应力幅值存在与宏观峰值应变一致的比例变化趋势,这符合对骨组织各个部分线弹性材料属性的假设。

(2) 疲劳仿真分析的3种载荷工况可以分别模拟生理强度运动、高强度运动训练以及病理性过载时骨组织的受载、变形与疲劳情况。如表4中疲劳寿命和疲劳使用百分比两项结果所示,生理性周期载荷($\epsilon \approx 0.0015$)作用下,骨组织的疲劳寿命很长

($N_f = 1.00 \times 10^9$ cycles), 在 8 000 次的循环载荷作用下, 皮质骨组织内应力集中最显著处疲劳使用百分比仅为 0.001%。因此, 从整体角度讲, 维持长期的生理强度的运动几乎不存在疲劳骨折的风险, 这也符合常理。在部队新兵或是国家级中长跑运动员的高强度运动训练($\varepsilon \approx 0.003$)过程中, 骨组织的疲劳寿命下降非常显著($N_f = 8.74 \times 10^5$ cycles), 8 000 次循环加载后, 疲劳使用百分比已达到 0.915%, 即 100 次这样的疲劳加载或 3 个月左右的连续高强度训练就很可能引起骨组织的疲劳骨折; 病理性疲劳过载($\varepsilon \approx 0.005$)只是仿真时增设的一个数据点, 在实际生活中基本上不会出现, 但在这种载荷作用下, 骨组织的疲劳寿命 $N_f = 4.60 \times 10^4$ cycles, 8 000 个加载循环就可以使骨组织达到 17.385% 的疲劳使用百分比, 即 5~6 次这种强度的加载就可以诱发疲劳骨折。

4 结语

本文利用 Pro/E wildfire 5.0 和 ANSYS 12.0 软件成功建立了包含骨单元的皮质骨三维实体模型, 通过装配和布尔运算, 实现了皮质骨内显微结构不同材料参数的定义以及扫掠网格的划分; 通过对模型的静态力学仿真分析, 验证了骨单元的应力集中效应; 针对关键位置的疲劳仿真分析, 证明了生理强度运动时的低疲劳风险, 也预测了高强度运动或训练时骨组织疲劳骨折的高风险。实验结果对部队新兵或中长跑运动员运动训练计划的制定以及运动疲劳损伤的预防具有很好的理论支持和临床指导意义。

参考文献:

[1] HERMAN BC, CARDOSO L, MAJESKA RJ, *et al.* Activation of bone remodeling after fatigue: Differential response to linear microcracks and diffuse damage [J]. *Bone*, 2010, 47(4): 766-772.

[2] 张西正. 骨重建的力学生物学研究[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(4): 356-361.
ZHANG XZ. The research on mechanobiology mechanism of bone remodeling [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(4): 356-361.

[3] DANOVA NA, COLOPY SA, RADTKE CL, *et al.* Degradation of bone structural properties by accumulation and coalescence of microcracks [J]. *Bone*, 2003, 33(2): 197-205.

[4] CHAPURLAT RD. Bone microdamage [J]. *Osteoporosis Int*, 2009, 20(6): 1033-1035.

[5] SEREFFERLENGEZ Z, KENNEDY OD, SCHAFFLER MB. Bone microdamage, remodeling and bone fragility: How much damage is too much damage? [J]. *Bonekey Reports*, 2015, 4: 644.

[6] DIAB T, VASHISHTH D. Effects of damage morphology on cortical bone fragility [J]. *Bone*, 2005, 37(1): 96-102.

[7] GREEN JO, WANG J, DIAB T, *et al.* Age-related differences in the morphology of micro-damage propagation in trabecular bone [J]. *J Biomech*. 2011, 44(15): 2659-2666.

[8] 陈翼, 李春梅, 马黎明, 等. 新兵应力性骨折的发生与防治 [J]. *西南军医*, 2007, 9(2): 100-101.

[9] 张云鹏, 张大. 运动员下肢应力性骨损伤 19 例诊治分析 [J]. *人民军医*, 2008, 51(10): 665-666.

[10] PARK HC, LAKES RS. Cosserat micromechanics of human bone: Strain redistribution by a hydration sensitive constituent [J]. *J Biomech*, 1986, 19(5): 385-397.

[11] CEN HP, WU XG, YU WL, *et al.* Effects of the microcrack shape, size and direction on the poroelastic behaviors of a single osteon: A finite element study [J]. *Acta Bioeng Biomech*, 2016, 18(1): 3-10.

[12] MAYYA A, BANERJEE A, RAJESH R. Haversian microstructure in bovine femoral cortices: An adaptation for improved compressive strength [J]. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2016, 59: 454-463.

[13] 刘延东, 毛景松, 杨丽萍. 腰椎爆裂骨折椎体松质骨内力学分布特点的有限元研究 [J]. *医用生物力学*, 2016, 31(1): 45-49.
LIU YD, MAO JS, YANG LP. Character of stress distributions on vertebral cancellous bone in lumbar burst fracture: A finite element study [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(1): 45-49.

[14] 王玉琨, 樊黎霞. 载荷强度对受载胫骨中骨陷窝-骨小管系统内溶质输运速率影响 [J]. *医用生物力学*, 2015, 30(6): 515-520.
WANG YK, FAN LX. The influence from load strength on solute transport rate of lacunar-canalicular system in loaded tibia [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(6): 515-520.

[15] 朱振安. 骨的结构、成份和力学特性 [J]. *医用生物力学*, 1994, 9(3): 177-185.
ZHU ZA. Structure, component and mechanical properties of the bone [J]. *J Med Biomech*, 1994, 9(3): 177-185.

[16] 刘娟, 沈火明, 蔡振兵, 等. 人皮质骨径向微动损伤有限元分析与试验验证 [J]. *润滑与密封*, 2010, 35(9): 13-17.

[17] TAYLOR D, O'REILLY P, VALLET L, *et al.* The fatigue strength of compact bone in torsion [J]. *J Biomech*, 2003, 36(8): 1103-1109.

[18] FROST HM. Bone "mass" and the "mechanostat": A proposal [J]. *Anat Rec*, 1987, 219(1): 1-9.