

文章编号:1004-7220(2015)06-0521-07

# 不同角度载荷下股骨头骨小梁的生物力学特性

马剑雄<sup>1,2</sup>, 高峰<sup>1</sup>, 马信龙<sup>2</sup>, 徐斌<sup>2</sup>, 柏豪豪<sup>3</sup>, 王颖<sup>2</sup>,  
孙磊<sup>2</sup>, 贾浩波<sup>2</sup>, 徐立岩<sup>2</sup>, 付林<sup>2</sup>, 赵杰<sup>2</sup>

(1. 天津大学 精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072; 2. 天津医院 骨研所生物力学研究室, 天津 300050;  
3. 天津医科大学 生物医学工程学院, 天津 300070)

**摘要:** **目的** 探讨不同角度载荷对股骨头骨小梁形态学与力学性能的影响,为研究股骨头坏死、塌陷的生物力学机制提供理论依据。**方法** 利用12月龄羊股骨头和人尸体股骨头分别制作羊股骨头骨小梁试件94个和人股骨头骨小梁试件43个。按照受力方向与骨小梁主压力方向之间的不同夹角,将骨小梁以10°间隔分为内翻10°、0°和外翻10°、20°、30°共计5组,模拟股骨颈骨折内固定术后不同戈登(Garden)对线指数下的复位情况。通过分别对羊股骨头骨小梁进行micro-CT扫描、计算与压缩破坏试验以及对人尸体股骨头骨小梁进行循环压缩试验,分析不同受力方向下股骨头骨小梁的骨体积分数(BV/TV)、骨表面积/骨体积(BS/BV)、骨小梁平均厚度(Tb.Th)、骨小梁数量(Tb.N)、骨小梁间距(Tb.Sp)等形态学指标以及弹性模量、极限强度、屈服强度、初始弹性模量、循环次数等力学指标。**结果** 加载方向与骨小梁的主压力方向之间夹角为0°时,BV/TV、Tb.Th以及弹性模量、极限强度、屈服强度、初始弹性模量、循环次数均为最大,而BS/BV与Tb.N为最小,并随着夹角增大前者呈递减而后者呈递增趋势。**结论** 12月龄羊股骨头骨小梁BV/TV与极限强度随受力方向与骨小梁主压力方向之间夹角变化的趋势与人股骨头骨小梁一致;加载方向与主压力骨小梁之间夹角增大时,股骨头骨小梁形态学与力学性能均下降;Garden指数偏离160°越大时,股骨头内骨小梁越易发生损伤。

**关键词:** 股骨头; 骨小梁; 生物力学; 显微CT; 循环加载

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.3871/j.1004-7220.2015.06.521

## Biomechanical properties of trabecular bones in femoral head under loads with different angles

MA Jian-xiong<sup>1,2</sup>, GAO Feng<sup>1</sup>, MA Xin-long<sup>2</sup>, XU Bin<sup>2</sup>, BAI Hao-hao<sup>3</sup>, WANG Ying<sup>2</sup>,  
SUN Lei<sup>2</sup>, JIA Hao-bo<sup>2</sup>, XU Li-yan<sup>2</sup>, FU Lin<sup>2</sup>, ZHAO Jie<sup>2</sup> (1. School of Precision Instrument &  
Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China; 2. Biomechanics Labs of  
Orthopedic Research Institute, Tianjin Hospital, Tianjin 300050, China; 3. School of Biomedical Engineering,  
Tianjin Medical University, Tianjin 300070, China)

**Abstract: Objective** To investigate the effects from loads with different angles on morphological and biomechanical properties of trabecular bones in femoral head, so as to provide theoretical basis for studying biomechanical mechanism of necrosis and collapse of femoral head. **Methods** Ninety-four specimens of 12-month-old ovine trabecular bones in femoral head and forty-three specimens of human cadaver trabecular bones in femoral head were prepared. According to different angles between loading direction and principle compression direction, all the trabecular bones were divided into five groups by 10° interval (i. e. varus 10° and 0°, valgus 10°, 20° and 30°) to simulate the reduction condition under different Garden index after internal fixation of femoral neck frac-

收稿日期:2015-05-22; 修回日期:2015-06-12

基金项目:天津市卫生局科技基金项目(2014KY31),天津市科技支撑重点项目(13ZCZDSY01700),国家自然科学基金项目(81102607)。

通信作者:马信龙,主任医师,教授,博士研究生导师, E-mail: mjl969@163.com。

tures. Micro-CT scanning and calculation, compression failure test on ovine trabecular bones in femoral head and cyclic compression test on human cadaver trabecular bones in femoral head were performed to investigate morphological and mechanical indices, including BV/TV (bone volume vs. total volume), BS/BV (bone surface vs. bone volume), Tb. Th (thickness of trabecular bone), Tb. N (number of trabecular bone), Tb. Sp (trabecular separation), elastic modulus, ultimate strength, yield strength, initial secant modulus and number of cycles.

**Results** When the angle between loading direction and principle compression direction of trabecular bones was  $0^\circ$ , BV/TV, Tb. Th, elastic modulus, ultimate strength, yield strength, initial secant modulus and number of cycles for trabecular bones were the maximum while BS/BV and Tb. N were the minimum, and all the formers presented decreasing tendency while BS/BV and Tb. N showed increasing tendency along with the angle increasing. **Conclusions** Along with the angle changes, the tendency of BV/TV and ultimate strength for 12-month-old ovine trabecular bones in femoral head displayed as the same as human trabecular bones in femoral head. Both the morphological and biomechanical properties of trabecular bones in femoral head will decrease when the angle between loading direction and principle compression direction of trabecular bones increases. The more the Garden index deviating from  $160^\circ$ , the more likely trabecular bones in femoral head to be damaged.

**Key words:** Femoral head; Trabecular bone; Biomechanics; Micro-CT; Cyclic load

近年来,内固定器械与复位技术的发展使股骨颈骨折不愈合的发病率显著降低<sup>[1]</sup>,然而却未能改善术后发生股骨头坏死、塌陷的情况<sup>[2]</sup>,股骨头坏死的发病率高达30%<sup>[3-4]</sup>。大部分股骨头坏死从股骨颈骨折内固定术后1年开始发生<sup>[5-6]</sup>,而且其在术后1和2年内的发病率分别为25%与38%<sup>[7]</sup>。因此,股骨颈骨折术后股骨头坏死、塌陷的发病原因成为骨科领域中较为重要的研究对象。Garden<sup>[8]</sup>认为,股骨头坏死、塌陷的缺血性发病机制中应包括生物力学因素。有学者对股骨颈骨折术后股骨头坏死的危险因素进行多元逻辑回归分析,均发现股骨颈骨折的复位质量与股骨头坏死的发病有显著相关性<sup>[9-10]</sup>,而且复位质量是减少股骨头坏死发生的最重要的可控因素<sup>[11]</sup>。临床中,常用戈登(Garden)对线指数评价复位质量。当Garden对线指数在X线正位相中小于 $150^\circ$ 或大于 $185^\circ$ 时,必定会发生股骨头坏死与塌陷<sup>[8]</sup>,但是仍存在复位质量差的情况,而目前鲜有从生物力学或形态学角度探究Garden对线指数在股骨头坏死塌陷中作用的文献报道。

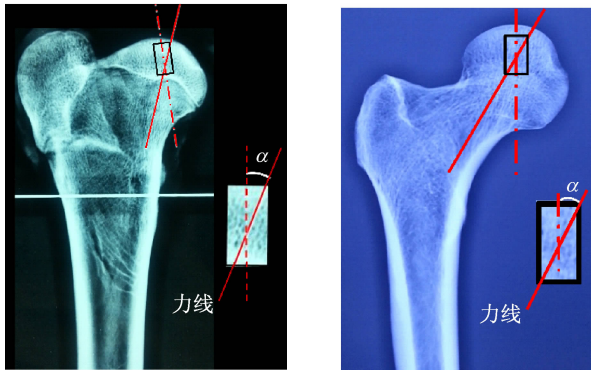
本文通过分析股骨头骨小梁的生物力学与显微CT(micro-CT)形态学特性,验证羊股骨头骨小梁代替人股骨头骨小梁进行生物力学研究的有效性,了解冠状面Garden对线指数与micro-CT形态学以及力学特性之间的相关性,为研究股骨颈骨折术后股骨头坏死、塌陷的生物力学发病机制提供理论依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 材料

**1.1.1 材料来源** 选取30个12月龄绵羊股骨以及6个经脱脂风干处理的成人尸体干股骨。通过高分辨X线排除畸形、骨折、骨肿瘤及其他相关骨骼疾病的存在。将其分别制作成冠状面的内翻 $10^\circ$ 至外翻 $30^\circ$ 的骨小梁试件。其中,羊股骨头骨小梁用于进行micro-CT形态学研究及压缩破坏试验。由于未能将羊股骨头骨小梁间隙内的骨髓组织冲洗干净,故利用人尸体干股骨头骨小梁进行循环压缩试验,从而避免软组织对骨小梁力学性能的影响。

**1.1.2 不同复位质量的模型制作** 利用手锯将股骨沿着冠状面将股骨近端切割为前后相等的两个部分。沿着主压力骨小梁方向截取长方体骨小梁试件,将其作为 $0^\circ$ 组。根据样本轴线与主压力骨小梁方向之间不同角度将试件分为内翻 $10^\circ$ 和外翻 $10^\circ$ 、 $20^\circ$ 、 $30^\circ$ 组(见图1)。用于力学试验的羊股骨头与人尸体干股骨头骨小梁试件规格分别为 $(4.18 \pm 0.39) \text{ mm} \times (3.81 \pm 0.34) \text{ mm} \times (5.92 \pm 0.53) \text{ mm}$ 与 $(5.28 \pm 0.60) \text{ mm} \times (4.65 \pm 0.44) \text{ mm} \times (8.99 \pm 0.70) \text{ mm}$ ,共计羊股骨头骨小梁试件94个以及人股骨头骨小梁试件43个。其中,58个羊股骨头骨小梁试件进行micro-CT扫描,而其余36个试件进行压缩破坏试验,43个人股骨头骨小梁进行循环压缩试验。利用浸润于生理盐水的纱布包裹样本。在micro-CT扫描与力学加载之前,将样本存放于 $-20^\circ\text{C}$ 冷藏室中,以尽可能减少其力学特性的变化。



(a) 羊股骨头

(b) 人股骨头

图1 骨小梁试件

Fig.1 Trabecular specimen (a) Ovine femur head, (b) Human femur head

## 1.2 试验方法

**1.2.1 micro-CT 扫描** 将样本置于室温,待其完全融化后进行 micro-CT 扫描下的骨形态计量学测量,观察不同复位质量与形态学性能之间的关系。将骨小梁试件放入 IneonPET/ SPECT/micro-CT 扫描仓 (Siemens 公司,德国),在 80 kV、500  $\mu$ A 条件下进行三维 CT 扫描与图像重建,扫描分辨率为 17  $\mu$ m。图像重建结束后,从软骨下与骺线以上的骨小梁部位选取直径 3.30 mm、高度 17  $\mu$ m  $\times$  300 层的圆柱形兴趣区域,计算并比较各组骨小梁空间结构指标。  
 ① 骨小梁数量 (number of trabecular bones, Tb. N): 每毫米距离内骨小梁的数量;② 骨小梁厚度 (trabecular thickness, Tb. Th): 骨小梁的平均厚度,为骨小梁三维结构中独立于模型的指标<sup>[12]</sup>,常用于骨质疏松的评价;③ 骨小梁间距 (trabecular separation, Tb. Sp): 骨小梁之间髓腔的平均宽度;④ 骨表面积与骨体积之比 (bone surface vs. bone volume, BS/BV);⑤ 骨体积分数 (bone volume vs. total volume, BV/TV): 选定的兴趣区域中骨组织的像素所占的比值<sup>[13]</sup>。

**1.2.2 压缩破坏试验** micro-CT 扫描后,将浸润于生理盐水的试件放置于 BOSE-3510 动态力学测试系统 (BOSE 公司,美国),进行 -10 N 的预载荷 30 s,使压盘与组织表面充分接触。以 40 Hz 采样

频率对全程中的载荷与位移结果进行记录。进行 1 mm/min 速度的极限加载至破坏。上述过程均在室温下 (25  $^{\circ}$ C) 进行。分别比较各组弹性模量、极限强度、屈服强度等力学指标。弹性模量的公式为:

$$E = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\varepsilon}$$

$$E = \left( \frac{F_2 - F_1}{S} \right) / \left( \frac{L_2 - L_1}{L} \right) \quad (1)$$

式中:  $\Delta\sigma$  为应力差;  $\Delta\varepsilon$  为应变差;  $S$  为加载过程中骨小梁样本的受力面积;  $L$  为加载前骨小梁样本的初始高度。

**1.2.3 循环压缩试验** 在室温下 (25  $^{\circ}$ C) 将人尸体干股骨头骨小梁试件放置于 BOSE-3230 动态力学测试系统 (BOSE 公司,美国)。预加载以及数据记录条件与压缩破坏试验相同。通过预实验得出人尸体干股骨头骨小梁的应力 - 应变曲线在 0% ~ -0.7% 应变范围内呈非直线段 [见图 2(a)]。因此,选取 -0.7% ~ -1.0% 应变范围进行频率为 0.2 Hz 的低频率循环加载 11 次,将第 11 次循环中加载中的切割模量作为样本的初始弹性模量 [见图 2(b)]。初始弹性模量计算公式为:

$$E_0 = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{\varepsilon_{\max} - \varepsilon_{\min}} \quad (2)$$

利用  $\frac{\Delta\sigma}{E_0} = 0.007$  的应力差条件进行频率为 2.0 Hz 的循环加载至 -2% 应变 [见图 2(c)],认为发生显著损伤<sup>[14]</sup>。循环载荷的公式为:

$$F_{\max} = 0.007 \cdot E_0 \cdot S + F_{\min} \quad (3)$$

式中:  $F_{\max}$ 、 $F_{\min}$  分别为循环载荷的最大和最小值 (即预加载值)。分别比较各组在该过程中所进行的总加载循环次数,从而比较各组样本的易损伤程度。实验过程中通过对样本喷洒生理盐水保持其湿度。

**1.2.4 统计学分析** 利用 SPSS 19.0 统计学软件对上述获得的力学测量结果与 micro-CT 测量结果进行分析。所得结果的测量值均用均数  $\pm$  标准差方式表达。利用单因素方差分析 (ANOVA) 进行组间比较,其中两两比较时采用 Scheffe 差别检验法。  $P < 0.05$  认为差异具有统计学意义。

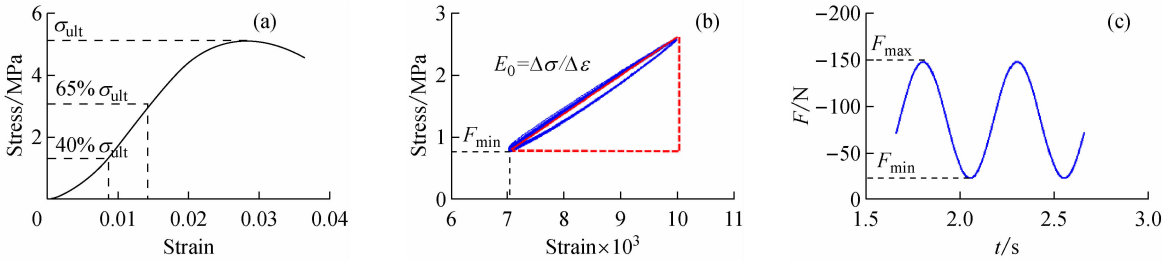


图2 循环加载条件的设定过程 (a) 人股骨头骨小梁应力-应变曲线中选取直线部分应变范围, (b) 直线应变范围内进行循环加载以测定初始弹性模量( $F_{min}$ 为预载荷), (c) 根据式(3)计算出的 $F_{max}$ 与 $F_{min}$ 的载荷范围内进行循环压缩试验

Fig. 2 Procedure of setting cyclic loading condition (a) Range of strain in linear part was selected from the stress-strain curve of human trabecular bone in the femoral head, (b) Initial elastic modulus was measured during cyclic load within the range of strain in linear part ( $F_{min}$  was indicated as initial load), (c) Cyclic compressive test was conducted in the range between  $F_{min}$  and  $F_{max}$  calculated according to the formula (3)

## 2 结果

### 2.1 股骨头骨小梁 micro-CT 扫描

通过 micro-CT 二维图像观察发现, 各组股骨头骨小梁的方向均存在视觉性差异。0°组骨小梁方向接近垂直, 内翻10°以及外翻30°组骨小梁方向与垂直线之间夹角呈现逐渐增大的趋势(见图3)。

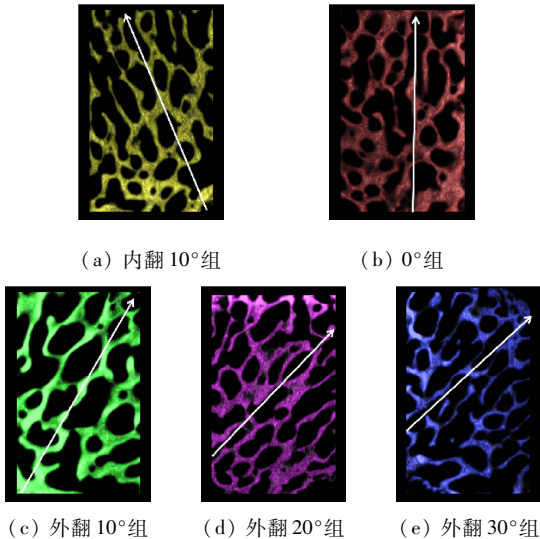


图3 不同角度组骨小梁冠状面的 micro-CT 断层扫描图像

Fig. 3 Micro-CT scan images of trabecular bones in different groups (a) Varus 10° group, (b) 0° group, (c) Valgus 10° group, (d) Valgus 20° group, (e) Valgus 30° group

micro-CT 形态学指标的计算结果显示, 各组样本 BV/TV 范围为 26.61% ~ 52.69%, BS/BV 为 10.0 ~ 22.5/mm, Tb. Th 为 0.09 ~ 0.20 mm, Tb. N 为 2.62 ~ 3.85/mm, Tb. Sp 为 0.14 ~ 0.25/mm。其中,

0°组 BV/TV 与 Tb. Th 最大, 并向内翻 10°组以及外翻 30°组呈递减趋势, 0°组 BV/TV 与内翻 10°组差异存在统计学意义 ( $P < 0.05$ ), 0°组 Tb. Th 与其余 4 组差异均有统计学意义 ( $P < 0.05$ )。0°组 BS/BV 与 Tb. N 最小, 并向内翻 10°以及外翻 30°组呈递增趋势, 0°组 BS/BV 分别与内翻 10°与外翻 20°组差异有统计学意义 ( $P < 0.05$ ), 0°组 Tb. N 与外翻 20°组差异有统计学意义 ( $P < 0.05$ )。各组 Tb. Sp 差异均无统计学意义(见表1、图4)。

### 2.2 股骨头骨小梁压缩破坏试验

股骨头骨小梁压缩破坏试验的生物力学参数测量结果见表2、图5。各组样本的弹性模量为 76.53 ~ 1328.20 MPa, 屈服强度为 18.27 ~ 48.08 MPa, 极限强度为 14.02 ~ 32.37 MPa。弹性模量、极限强度以及屈服强度中 0°组分别向内翻 10°以及外翻 30°呈递减的趋势。其中, 0°组弹性模量与其他各组之间差异均存在统计学意义 ( $P < 0.05$ ), 内翻 10°组与 0°组极限强度差异有统计学意义 ( $P < 0.05$ ), 0°组屈服强度分别与内翻 10°以及外翻 20°组之间差异有统计学意义 ( $P < 0.05$ )。

### 2.3 股骨头骨小梁循环压缩试验

通过循环压缩试验可以更全面地了解股骨头骨小梁力学性能。成人干尸体股骨头骨小梁的初始动态弹性模量为 216 ~ 348 MPa, 各组之间差异无统计学意义。对于需要达到相同最终应变所需的循环加载次数, 0°组最大, 并向内翻 10°组以及外翻 30°组呈递减的趋势。其中, 0°组循环次数与外翻 30°组差异存在统计学意义 ( $P < 0.05$ , 见表3、图6)。

表1 不同角度组样本基本结构参数 ( $n=58, \bar{x} \pm sd$ )

Tab.1 Basic parameters of samples in different groups

参数	内翻 10°	0°	外翻 10°	外翻 20°	外翻 30°
样本数量	11	12	10	11	14
BV/TV	0.35 ± 0.04	0.49 ± 0.03	0.41 ± 0.05	0.38 ± 0.04	0.38 ± 0.09
BS/BV/mm <sup>-1</sup>	17.23 ± 2.32	10.94 ± 0.83	14.77 ± 2.28	18.05 ± 3.10	17.01 ± 3.65
Tb. Th/mm	0.12 ± 0.01	0.18 ± 0.02	0.14 ± 0.02	0.11 ± 0.20	0.12 ± 0.03
Tb. N/mm <sup>-1</sup>	2.99 ± 0.12	2.67 ± 0.04	3.01 ± 0.33	3.35 ± 0.30	3.06 ± 0.19
Tb. Sp/mm	0.22 ± 0.02	0.19 ± 0.01	0.20 ± 0.03	0.19 ± 0.02	0.21 ± 0.04

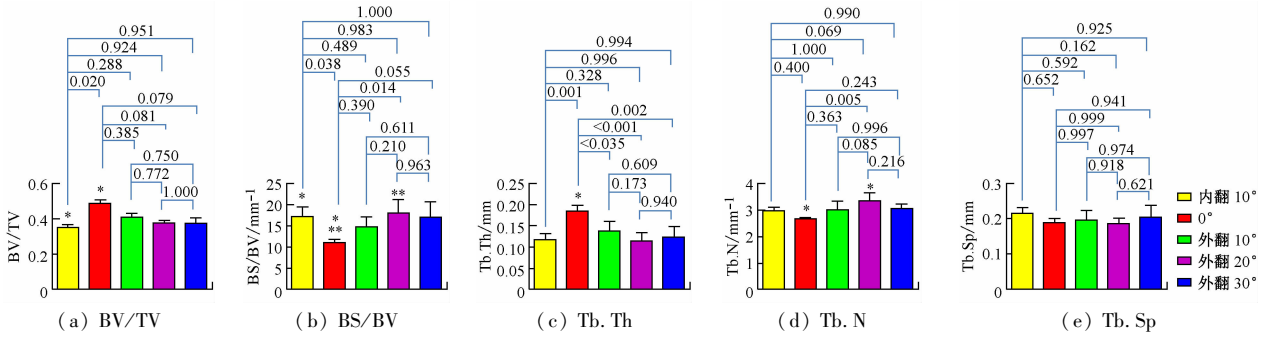


图4 不同角度组骨小梁 micro-CT 指标

Fig.4 Micro-CT parameters of trabecular bones in different groups (a) Bone volume vs. total volume, (b) Bone surface vs. bone volume, (c) Thickness of trabecular bone, (d) Number of trabecular bone, (e) Separation between trabecular bones

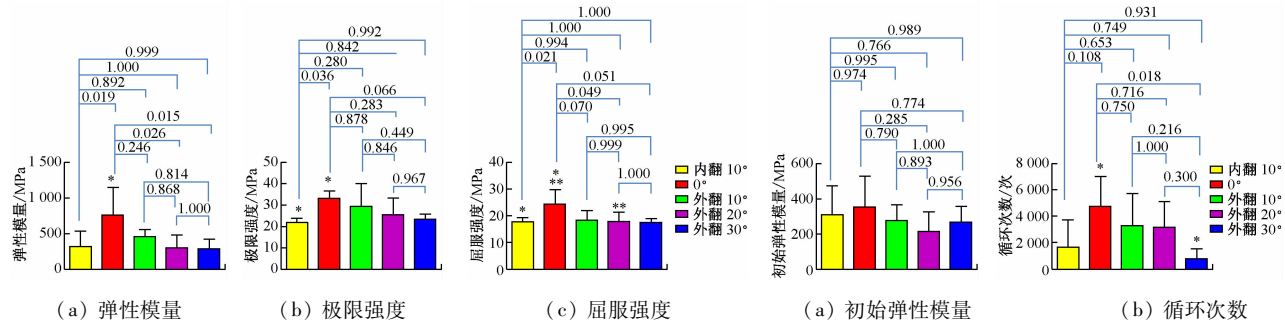


图5 不同角度组压缩破坏试验结果

Fig.5 Results of compression failure test in different groups

(a) Elastic modulus, (b) Ultimate strength, (c) Yield strength

表2 不同角度组样本压缩破坏试验力学参数 ( $n=36, \bar{x} \pm sd$ )

Tab.2 Mechanical parameters of samples in different groups by compression failure test

组别	样本数量	弹性模量/MPa	极限强度/MPa	屈服强度/MPa
内翻 10°	8	316.54 ± 213.47	21.96 ± 1.88	17.55 ± 1.75
0°	8	759.13 ± 390.27	33.26 ± 3.54	24.23 ± 5.48
外翻 10°	6	451.08 ± 104.41	29.55 ± 10.75	18.42 ± 3.56
外翻 20°	7	297.63 ± 173.64	25.69 ± 7.58	17.83 ± 3.44
外翻 30°	7	285.53 ± 134.67	23.48 ± 2.23	17.49 ± 1.49

表3 不同角度组样本循环压缩试验力学参数 ( $n=43, \bar{x} \pm sd$ )

Tab.3 Mechanical parameters of samples in different groups by cyclic compression test

组别	样本数量	初始弹性模量/MPa	循环次数/次
内翻 10°	9	295.22 ± 97.60	1 672.29 ± 2 061.25
0°	8	307.11 ± 217.37	4 821.33 ± 2 186.84
外翻 10°	9	348.98 ± 122.00	3 314.43 ± 2 422.86
外翻 20°	9	216.87 ± 112.88	3 181.00 ± 1 929.88
外翻 30°	8	254.924 ± 104.15	716.71 ± 778.78

图6 不同角度组循环压缩试验的结果

Fig.6 Results of cyclic compression test in different groups (a) Initial elastic modulus, (b) Number of cycles

### 3 讨论

Tassani 等<sup>[15]</sup>通过实验证实人尸体股骨头骨小梁组织 BV/TV、骨小梁方向等 micro-CT 结构参数与样本极限强度相关,且从 0°组至外翻 30°组呈递减趋势;本实验结果与其一致,并且发现更多的 micro-CT 形态学指标与股骨头骨小梁的力学性能相关。从极限强度与 BV/TV 角度观察,12 月龄羊股骨头骨小梁与人股骨头骨小梁随着载荷方向与骨小梁主压力方向之间不同夹角的变化趋势一致。该结论对利用 12 月龄羊股骨头骨小梁代替人尸体股骨头进行 micro-CT 形态学以及力学研究的有效性提供理论支持。此外,当加载方向与主压力骨小梁方向之间的角度增大时,骨小梁力学特性下降,推测与承担同等载荷样本骨量减少且结构稳定性下降有关。

本实验获得的弹性模量、极限应力、屈服应力等力学参数均大于文献[16-17]中生物力学测试结果,推测与实验纳入材料的年龄、种类以及股骨头孔隙内骨髓等软组织未清除干净有关。文献[16-17]中所用样本均为入股骨近端骨小梁,而本实验所用样本为 12 月龄羊股骨头,故骨量、骨小梁厚度以及胶原含量等材料特性与人尸体股骨头存在差异,从而影响力学性能。Carter 等<sup>[18]</sup>证实,当骨小梁组织未清除骨髓组织时,在同等加载条件下其极限应力等力学性能显著大于已清除骨髓组织的骨小梁样本。此外,该差异可能亦与样本的相对密度不同有关。Gibson 等<sup>[19]</sup>发现,随着松质骨相对密度变化,其极限应力等力学测试结果有显著不同。

Garden<sup>[8]</sup>对临床患者的股骨颈骨折复位后股骨头坏死的样本进行正侧位 X 线观察并发现,无论侧位的 Garden 对线指数为何值,当其在正位片小于 150°或大于 185°时,必然发生股骨头坏死。本实验结果与其结论一致,并且从压缩破坏与循环压缩的力学角度解释了原因,同时为临床上股骨颈骨折复位质量的重要性提供生物力学实验依据。

循环压缩试验结果表明,成人干尸体股骨头骨小梁初始动态弹性模量为 89.88 ~ 611.68 MPa,各组差异无统计学意义。主压力骨小梁区域内密度显著较周围高,而偏离该区域密度较低,故沿同等方向截取的样本初始弹性模量差异较大。股骨头骨小梁在承受同等标准化应力的循环加载时,受力方向显

著影响其循环次数,且模拟 Garden 指数 160°的 0°组循环次数最高,并向两侧偏离越多,股骨头骨小梁越易发生损伤。

本研究通过在 0.7% ~ 1.0% 应变区域进行循环加载而获得循环加载的初始弹性模量。Moore 等<sup>[20]</sup>对牛股骨远端骨小梁进行循环加载,由于牛股骨远端的骨小梁屈服应变出现于 0.7% 应变,故选择不损伤骨组织的弹性区域内的应变区间 0.1% ~ 0.3% 进行初始弹性模量的测定。然而本研究通过预实验发现,人股骨头骨小梁压缩破坏预试验的应力-应变曲线中 0.1% 与 0.3% 应变在弹性区间之前存在一段非线性的“足状”区间,而且预实验中“足状”区间出现较为普遍。Townsend 等<sup>[21]</sup>认为,该“足状”区间的出现与样本表面不规则与压盘安装情况有关。然而,Linde 等<sup>[22]</sup>研究发现,即使利用高精度切割/打磨装置重点对样本表面打磨,保证上下表面平行,同时将表面清理干净,压缩破坏试验中该现象仍较为普遍。此外,Linde 等<sup>[22]</sup>发现,样本极限应力的 40% ~ 65% 应力区间曲线最接近线形。通过预实验发现,极限应力的 40% 与 65% 应力值相对应的应变区间为 0.7% ~ 1.56%,故选择在 0.7% ~ 1.0% 应变范围进行初始弹性模量的测定,通过对力学加载条件的调整,得出较为稳定的初始弹性模量。

本实验存在的不足之处有:① 研究纳入的样本量不够多,实验结果可能存在偏倚;② 制作样本的操作过程中可能对样本造成损伤,而且无法制作出形态完全相同的样本,故加载时上下两端处可能存在“终端效应”,从而在不同程度上影响其力学性能;③ 压缩破坏试验中纳入羊股骨头骨小梁,循环压缩试验中纳入人干尸体股骨头骨小梁,故无法避免样本不同种类对力学性能的影响;④ 未考虑软组织的影响,故未能模拟实际情况;⑤ 风干过程对人尸体干股骨头骨小梁力学性能的损伤程度与部位的不规则性可致组内差异性较大,且不符合正态分布。

### 4 结论

本研究得出结论如下:

(1) 12 月龄羊股骨头骨小梁 BV/TV 与极限强度随不同载荷角度变化趋势与人股骨头骨小梁一致;

(2) 载荷方向偏离原有股骨头力线的程度越

大,其力学性能下降程度越大;

(3) 从生物力学角度证实 Garden 指数偏离 160°的程度越大时,股骨头内骨小梁越易发生损伤,研究结果为股骨头坏死与塌陷的生物力学发病机制提供实验依据。

#### 参考文献:

- [1] Chen W, Yu S, Tseng I, *et al.* Treatment of undisplaced femoral neck fractures in the elderly [J]. *J Trauma*, 2005, 58(5): 1035-1039.
- [2] Phang ISK, Biant LC, Jones TS. Neurostenalgia of the femoral nerve [J]. *J Arthroplasty*, 2010, 25(3): 415-498.
- [3] Nikolopoulos KE, Papadakis SA, Kateros KT, *et al.* Long-term outcome of patients with avascular necrosis, after internal fixation of femoral neck fractures [J]. *Injury*, 2003, 34(7): 525-528.
- [4] Gerber C, Strehle J, Ganz R. The treatment of fractures of the femoral neck [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1993, 292: 77-86.
- [5] Catto M. A histological study of avascular necrosis of the femoral head after transcervical fracture [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 1965, 47(4): 749-776.
- [6] Catto M. The histological appearance of late segmental collapse of the femoral head after transcervical fracture [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 1965, 47(4): 777-791.
- [7] 胥少汀, 葛宝丰, 徐印坎. 实用骨科学[M]. 4版. 北京: 人民军医出版社, 2012.
- [8] Garden R. Malreduction and avascular necrosis in subcapital fractures of the femur [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 1971, 53(2): 183-197.
- [9] Ai Z, Gao Y, Sun Y, *et al.* Logistic regression analysis of factors associated with avascular necrosis of the femoral head following femoral neck fractures in middle-aged and elderly patients [J]. *J Orthop Sci*, 2013, 18(2): 271-276.
- [10] Wang T, Sun J, Zha G, *et al.* Analysis of risk factors for femoral head necrosis after internal fixation in femoral neck fractures [J]. *Orthopedics*, 2014, 37(12): e1117-e1123.
- [11] 马建林, 张金东, 张施龙, 等. 空心钉取出后发生股骨头坏死的多因素分析[J]. *中华关节外科杂志: 电子版*, 2012, 6(6): 888-892.
- [12] Hildebrand T, Rueggsegger P. A new method for the model-independent assessment of thickness in three-dimensional images [J]. *J Microsc*, 1997, 185(1): 67-75.
- [13] Parfitt AM, Drezner M, Glorieux F, *et al.* Bone histomorphometry: Standardization of nomenclature, symbols, and units. Report of the ASBMR Histomorphometry Nomenclature Committee [J]. *J Bone Miner Res*, 1987, 6(2): 595-610.
- [14] Moore TLA, Gibson LJ. Fatigue microdamage in bovine trabecular bone [J]. *J Biomech Eng*, 2003, 125(6): 769-776.
- [15] Tassani S, Öhman C, Baleani M, *et al.* Anisotropy and inhomogeneity of the trabecular structure can describe the mechanical strength of osteoarthritic cancellous bone [J]. *J Biomech*, 2010, 43(6): 1160-1166.
- [16] 赵宝林, 程杰平, 马洪顺, 等. 股骨头松质骨力学性质实验研究[J]. *医用生物力学*, 2003, 18(4): 234-238. Zhao BL, Cheng JP, Ma HS, *et al.* Experiment study on the biomechanical properties of cancellous bone in human femoral head [J]. *J Med Biomech*, 2003, 18(4): 234-238.
- [17] 马信龙, 李海涛, 马剑雄, 等. 股骨近端主压力骨小梁生物力学特性[J]. *生物医学工程与临床*, 2012, 16(2): 118-122.
- [18] Carter D, Hayes W. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1997, 59(7): 954-962.
- [19] Gibson L, Ashby M. Cellular solids: Structure and properties [M]. Cambridge: Cambridge University Press, 1997.
- [20] Moore TL, Gibson LJ. Microdamage accumulation in bovine trabecular bone in uniaxial compression [J]. *J Biomech Eng*, 2002, 124(1): 63-71.
- [21] Townsend P, Raux P, Rose R, *et al.* The distribution and anisotropy of the stiffness of cancellous bone in the human patella [J]. *J Biomech*, 1975, 6(8): 363-367.
- [22] Linde F, Hvid I. Stiffness behaviour of trabecular bone specimens [J]. *J Biomech*, 1987, 20(1): 83-89.