

文章编号:1004-7220(2018)03-0200-06

# 压配型髋臼假体置换后骨性髋臼的微有限元分析

丁海<sup>1</sup>, 刘凤祥<sup>2</sup>, 毛远清<sup>2</sup>, 刘铭<sup>2</sup>, 朱振安<sup>2</sup>

(1. 蚌埠医学院第一附属医院 骨科, 安徽省组织移植重点实验室, 安徽 蚌埠 233004;

2. 上海交通大学医学院附属第九人民医院 骨科, 上海市骨科内植物重点实验室, 上海 200011)

**摘要:**目的 探讨压配型髋臼假体置换术后骨性髋臼皮质骨和松质骨的骨小梁应力分布模式及松质骨是否参与承载负荷。方法 应用显微 CT 扫描骨性髋臼的骨小梁, 建立骨性髋臼的三维微有限元模型。计算压配型髋臼假体置换后骨性髋臼骨小梁的应力和应变, 分析骨性髋臼骨小梁应力、应变的生物力学特征。结果 当压配型金属髋臼假体植入髋臼后, 骨性髋臼外表面的最高应力区位于耻骨区, 最高应力为 1.389 MPa。在白顶区, 高应力区的面积最大。在骨性髋臼内部的松质骨, 高应力区主要分布在白顶区, 分布区域相对较广。当施加 1.372 kN 载荷后, 骨性髋臼外表面面积较大高应力区位于白顶区域和耻骨区域, 白顶区的最高拉应力为 0.604 MPa, 耻骨区骨小梁出现微损伤。在骨性髋臼内部的松质骨, 面积较大高应力区主要分布在白顶区和耻骨区。结论 高应力区沿着骨性髋臼外表面呈现 3 点式环形分布, 集中分布于耻骨区、坐骨区、白顶区; 髋臼内部松质骨骨小梁通过形变导致应力分布更加均匀。髋臼松质骨具有承受载荷功能。

**关键词:**髋臼; 骨小梁; 微有限元分析; 微损伤; 应力

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2018.03.002

## Micro-finite Element Analysis of Bony Acetabulum with a Press-fit Acetabular Cup

DING Hai<sup>1</sup>, LIU Fengxiang<sup>2</sup>, MAO Yuanqing<sup>2</sup>, LIU Ming<sup>2</sup>, ZHU Zhenan<sup>2</sup>

(1. Anhui Key Laboratory of Tissue Transplantation, Department of Orthopedics, the First Affiliated Hospital to Bengbu Medical College, Bengbu 233000, Anhui, China; 2. Shanghai Key Laboratory of Orthopaedic Implants, Department of Orthopaedics, Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200011, China)

**Abstract:** **Objective** To investigate the trabecular stress distributions on the cortical bone and determine whether the cancellous bone can share the load of the acetabulum with a press-fit acetabular cup. **Methods** The acetabulum was scanned via micro-computed tomography (CT) to build a three-dimensional micro-finite element analysis ( $\mu$ FEA) model of the acetabulum. The trabecular stress and strain of the bony acetabulum were calculated following total hip arthroplasty (THA) to investigate the biomechanical characteristics of their distributions. **Results** With the implantation of the press-fit acetabular cup into the acetabulum, the high-stress zone of the articular surface was found to be located in the pubic bone area, with a maximum stress of 1.398 MPa. The largest high-stress zone within the articular surface was at the craniomedial part where it was supported by the iliac. For the cancellous bone within the acetabulum, the high stress was relatively widely distributed on the craniomedial

收稿日期:2017-01-04; 修回日期:2017-03-22

基金项目:国家高科技发展计划(2006AA02A137), 上海交通大学博士创新基金(BXJ0730)

通信作者:朱振安, 教授, 博士研究生导师, E-mail: zhuzhenan2006@126.com

part. When a 1.372 kN load was applied, the high stress was found at the craniomedial and anterior-inferior parts of the articular surface where it was supported by the iliac and pubic bone, with a trabecular micro-damage occurring in the anterior-inferior part. The highest tensile stress at the craniomedial part was 0.604 MPa. For the cancellous bone within the acetabulum, the high stress was mainly distributed on the craniomedial and anterior-inferior parts. **Conclusions** The high stress near the periphery of the articular surface showed a three-point circular distribution, which was mainly distributed on the iliac, ischial, and pubic bone area. The stress was distributed more uniformly owing to the deformation of the cancellous bone in the acetabulum. The cancellous bone in the acetabulum has the function of load-bearing.

**Key words:** acetabulum; trabeculae; micro-finite element analysis; micro-damage; stress

随着中国人寿命的延长和中国人口的老齡化,髋关节骨关节炎的发病率呈明显的增加趋势;并且因为现代化交通发展、体育运动广泛开展等原因,导致髋关节损伤的较年轻患者人数也逐年增加。因此,目前越来越多的患者接受人工全髋关节置换(total hip replacement, THR)手术以恢复髋关节功能。但是国内外大量病例的长期临床随访研究表明,髋臼假体存在相对较高的松动率,髋臼假体松动已经成为限制假体长期寿命的瓶颈因素,故需要研究 THR 术后骨性髋臼的生物力学特性。

髋臼的生物力学研究方法主要分为测试性和计算性有限元分析两类。髋臼整体样本的生物力学实验是利用仪器测量髋臼外表面和髋臼假体周缘的应力变化。例如,利用压感膜测试髋臼假体置换前后离体髋臼关节面的应力传导特征。Dalstra 等<sup>[1-2]</sup>建立髋臼三维有限元模型,分析压配型髋臼假体置换前后髋臼关节面周缘的应力变化;但是该研究将髋臼作为一个完整的整体皮质骨,未探讨骨小梁的空间结构、空间分布对骨性髋臼生物力学特性的影响以及髋臼骨小梁的安全承受范围。

近年来,有关应用显微 CT (micro-computed tomography,  $\mu$ CT)、纳米压痕法等测量技术深入研究松质骨骨小梁的材料性质已有报道。目前认为,松质骨骨小梁的弹性模量和泊松比接近皮质骨,松质骨和皮质骨在本质上是相同的,只是在骨小梁的编排和孔隙率等方面有较大差别<sup>[3-4]</sup>。微有限元分析(micro-finite element analysis,  $\mu$ FEA)和生物力学实验研究均证明,松质骨材料性质的主要影响因素是骨小梁的空间结构和骨密度<sup>[5]</sup>,可以通过  $\mu$ FEA 研究整体骨中松质骨和皮质骨各自承受载荷的比例<sup>[6]</sup>。本文应用  $\mu$ CT 扫描骨性髋臼骨小梁,建立骨

性髋臼的三维  $\mu$ FEA 模型,计算压配型髋臼假体置换后骨性髋臼骨小梁的应力和应变,从而得到骨性髋臼骨小梁应力、应变的生物力学特征。

## 1 材料和方法

### 1.1 材料

实验选用 10 具新鲜人类尸体标本,男女性别不限,尸体捐献者生前无骨与关节疾病史。使用骨密度测量仪(Discovery A, Hologic 公司,美国)对尸体标本的右侧髋关节进行骨密度测量。根据右侧髋关节骨密度测量值,选取 1 具健康骨性髋臼标本(男性, T-score: -0.3, 40 岁, 70 kg, 172 cm)。取右侧髋臼,以髋臼窝为中心截取修整,标本尺寸为 75 mm × 75 mm × 120 mm,去除其表面的所有软组织、韧带和肌腱附着点,并且去除髋臼关节面的软骨(见图 1)。

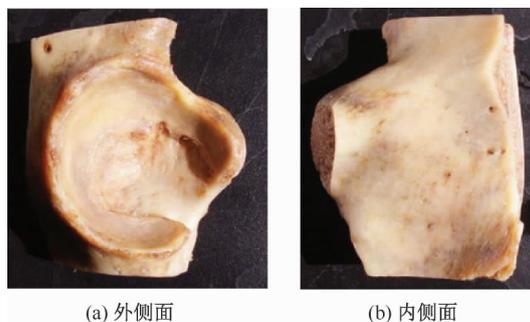


图 1 髋臼骨块

Fig. 1 The acetabulum (a) Outer surface, (b) Inner surface

Secur-Fit TMHA 髋臼杯(压配自锁型, 56 号, 直径 56 mm, 高度 27 mm, 壁厚 5.7 mm, Stryker 公司, 美国);Omnifit® 0°防脱位交联聚乙烯内衬(56 号,

内径 28 mm, Stryker 公司, 美国); V40TMExeter 股骨柄(颈干角 125°, 柄长 158 mm, Stryker 公司, 美国); V40-Orthinox® 金属股骨头(直径 28 mm, 颈长 0 mm, Stryker 公司, 美国)。

## 1.2 压配型髋臼假体置换后骨性髋臼 $\mu$ FEA 模型建模

### 1.2.1 骨性髋臼数据获取

建模数据取自该髋臼标本  $\mu$ CT 断层图像, 采用  $\mu$ CT80 显微 CT 系统(Scanco 公司, 瑞士), 髋臼骨块位于扫描视野的中心, 扫描条件为: 层厚 74  $\mu$ m, 螺距 74  $\mu$ m, 自上而下进行扫描, 扫描范围包括整个髋臼标本, 扫描图像以 DICOM 格式保存, 扫描数据存入可读写光盘。

### 1.2.2 骨性髋臼三维 $\mu$ FEA 模型构建

使用  $\mu$ CT80 显微 CT 系统, 根据皮质骨和松质骨的灰度值划分出皮质骨轮廓和松质骨区域, 并建立骨性髋臼的三维空间模型, 建模精度 120  $\mu$ m(见图 2)。

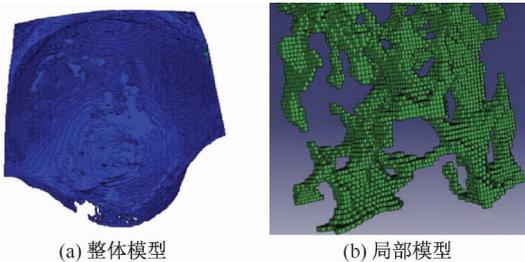


图2 髋臼微有限元模型

Fig.2 Micro-finite element model of the acetabulum

(a) The whole model, (b) The local model

### 1.2.3 骨组织材料属性设定

由于实验条件限制, 无法测试髋臼松质骨骨小梁的弹性模量( $E$ )和泊松比( $\nu$ ), 故根据文献资料对骨组织材料属性赋值。皮质骨在组织水平  $E = 22.5$  GPa,  $\nu = 0.3$ ; 松质骨在组织水平  $E = 15$  GPa,  $\nu = 0.3$ <sup>[3-4]</sup>。

### 1.2.4 压配型髋臼假体置换后骨性髋臼模型建立

按照假体测量的实际尺寸, 分别建立髋臼金属杯、聚乙烯内衬和金属股骨头的模型。参考经典文献, 对各种植入物赋予不同的材料和单元属性(见表1)。然后对各部分进行非常细致地单元划分, 生成三维有限元模型。根据 Widmer 等<sup>[7]</sup>的研究结果, 将髋臼的空间位置定为髋关节单足站立位, 模拟 THR 手术, 将髋臼假体打入骨性髋臼, 建立术后的髋臼三维微有限元模型。

表1 全髋关节假体材料属性<sup>[8]</sup>

Tab.1 Material properties of the hip prostheses

材料	$E$ /GPa	$\nu$
髋臼金属杯(Titanium)	110	0.20
聚乙烯内衬(UHMWPE)	1	0.46
金属股骨头(CoCrMo)	230	0.30

## 1.3 压配型髋臼假体置换后骨性髋臼 $\mu$ FEA

模拟 THR 手术, 将髋臼金属假体植入骨性髋臼, 分析计算髋臼金属假体植入后骨性髋臼外表面皮质骨和松质骨的应力和应变。再在人工股骨柄上施加方向垂直向上的 1.372 kN 载荷, 同时将髋臼 4 个截面节点各个方向的自由度约束, 将髋臼骨界面和金属臼杯间定义为自动接触。使用 ABAQUS/CAE 进行网格划分, 采用 LS-DYNA 求解器进行模拟求解。

## 2 实验结果

### 2.1 压配型髋臼假体置换后骨性髋臼和应力分布

当压配型金属髋臼假体植入髋臼后, 骨性髋臼的应力分布如图 3 所示。当金属髋臼杯植入后, 骨性髋臼外表面出现 3 个高应力区, 即耻骨区、坐骨区、臼顶区, 环形分布在髋臼的周缘, 最高应力区位于耻骨区。耻骨区的最高应力为 1.389 MPa。在臼顶区, 高应力区的面积最大; 并且在植入髋臼金属杯过程中, 臼顶区和耻骨区出现骨小梁骨折。在髋臼内部的松质骨, 高应力区主要分布在臼顶区, 分布区域相对较广; 次要区域是耻骨区。

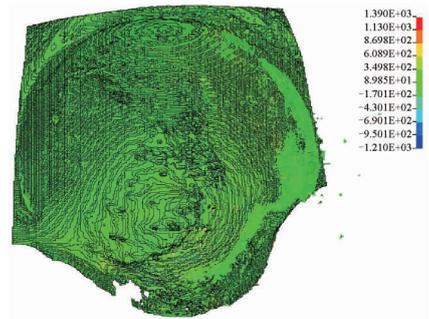


图3 髋臼假体置换后骨性髋臼外表面应力分布

Fig.3 Stress distribution on the acetabular surface after THR

### 2.2 施加 1.372 kN 载荷后骨性髋臼应力分布

施加 1.372 kN 载荷后, 骨性髋臼外表面出现 3 个高应力区, 即耻骨区、坐骨区、臼顶区, 面积较大

高应力区位于臼顶区域和耻骨区域。臼顶区的最高拉应力为 0.604 MPa[见图 4(a)]。在骨性髋臼

内部的松质骨,面积较大高应力区主要分布在臼顶区和耻骨区[见图 4(b)]。

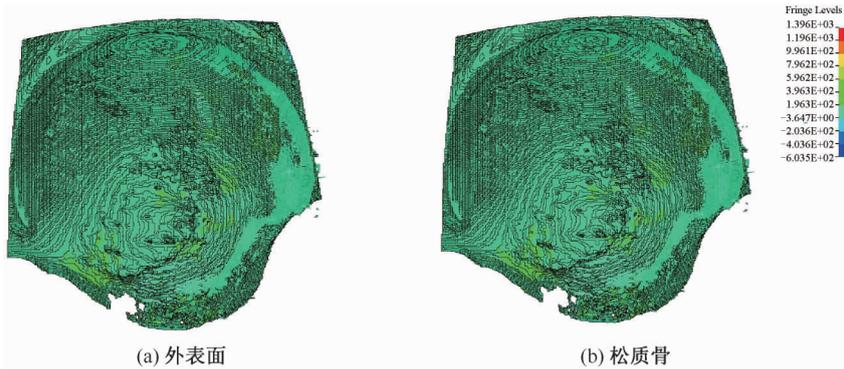


图4 1.372 kN 载荷下骨性髋臼应力分布

Fig. 4 Stress distribution on the bony acetabulum under 1.372 kN loading (a) On the acetabular outer surface, (b) On the cancellous bone of the acetabulum

### 3 讨论

随着影像技术的发展,近年来兴起的高分辨率  $\mu$ CT 作为一种无损检测手段,逐渐在医学各个领域得以广泛应用。 $\mu$ CT 是临床上一般 CT 扫描仪的小型化,使用数学重建技术测定小区域组织吸收反复通过样本的小剂量 X 线束的能力。根据  $\mu$ CT 图像,研究人员能够对所检测的材料和试件进行影像学三维重建和形态结构分析,在不破坏材料内部结构的基础上,直接获取和描述材料的内部结构参数,更加准确地了解材料的内部结构。

由于骨与软组织信号对比明显, $\mu$ CT 特别适合骨的测量,故可应用于骨组织研究。有学者通过非线性  $\mu$ FEA 和生物力学实验的对比研究证明,微有限元模型可以准确模拟出松质骨在屈服点的生物力学特征<sup>[9-10]</sup>,认为非线性  $\mu$ FEA 可以替代生物力学实验<sup>[11-12]</sup>。

压配型髋臼假体植入骨性髋臼后,髋臼的应力和应力分布均发生了显著改变;骨性髋臼外表面出现 3 个高应力区,即耻骨区、坐骨区、臼顶区,环形分布在髋臼外表面周缘,其中最高应力区位于耻骨区,最高应力为 1.389 MPa。在臼顶区,高应力分布区的面积最大。并且在植入压配型髋臼金属假体过程中,臼顶区和耻骨区的骨小梁出现骨折。在骨性髋臼内部的松质骨,高应力区主要分布在臼顶区,分布区域相对较广。研究发现,压配型假体植

入髋臼后,在骨性髋臼外表面的周缘出现高应力区域,分布比较均匀<sup>[1,13]</sup>。而本研究结果表明,高应力区虽然沿着骨性髋臼外表面周缘环形分布,但不是均匀环形分布,而是 3 点式的环形分布,集中分布于耻骨区、坐骨区、臼顶区;并且髋臼内部松质骨应力也发生改变,高应力区域主要分布在耻骨区和臼顶区,臼顶区的高应力分布区域相对更大,说明松质骨骨小梁可以通过形变导致臼顶区的应力分布更加均匀。

当施加 1.372 kN 载荷后,骨性髋臼外表面的应力和应力分布区域没有发生明显变化(相比较压配型金属髋臼假体植入后的初始状态)。在骨性髋臼外表面出现耻骨区、坐骨区、臼顶区 3 个高应力区。其中,面积较大高应力区位于臼顶区和耻骨区。在髋臼内部的松质骨,面积较大的高应力区主要分布在臼顶区和耻骨区。本文研究结果和Widmer等<sup>[7]</sup>的生物力学测试结果相一致,并且发现在施加载荷后,耻骨区的应力没有升高,反而降低,表明植入压配型金属髋臼假体的骨性髋臼,一旦开始承受载荷,耻骨区的皮质骨和松质骨骨小梁应力有所降低<sup>[15]</sup>;此现象可能会导致髋臼金属杯与骨性髋臼界面微动不稳定,不利于金属髋臼杯表面的骨长入和长期稳定。随着时间的推移,可能会在骨性髋臼耻骨区出现假体周围骨溶解,导致髋臼假体松动失败<sup>[15-16]</sup>。并且由于耻骨区的应力较高,应力集中会导致骨小梁微损伤。如果骨小梁微损伤超过骨修

复能力,则骨小梁微损伤的积累会引发骨小梁微骨折<sup>[17-18]</sup>,出现骨溶解,形成恶性循环,导致髌臼假体的无菌性松动。

关于髌臼松质骨的研究相对较少。Dalstra等<sup>[2]</sup>通过普通有限元分析和对髌骨松质骨进行生物力学测试,认为髌骨松质骨的材料性质,例如弹性模量和泊松比均明显低于皮质骨,髌骨松质骨无承受载荷功能。但是近年有关在骨小梁组织水平对松质骨材料性质的研究发现,松质骨骨小梁的弹性模量和泊松比接近皮质骨骨小梁,相当于皮质骨骨小梁弹性模量的90%,两者泊松比均为0.3,故目前认为松质骨和皮质骨在本质上是相同的,只是在骨小梁的编排和孔隙率等方面有较大差别。 $\mu$ FEA和实验生物力学研究均证明,松质骨材料性质主要由骨小梁的空间结构和骨密度决定;并且通过大规模的计算性定量实验技术研究整体骨松质骨和皮质骨各自承受载荷的比例发现,松质骨在承受载荷中起着非常重要的作用,例如在胸椎中,松质骨承受载荷的比例高达76%~89%<sup>[6,19-20]</sup>。

进一步通过研究复杂的髌臼骨小梁系统发现,髌臼松质骨可以反映髌臼内部的应力和应变传导特征。Macchiarelli等<sup>[21]</sup>研究表明,髌臼周围骨小梁系统的角度反映了髌关节在日常生活中的主要运动,可以体现人类直立行走的运动特点。髌臼骨小梁系统分布相对集中于髌臼的前方和后方,男性和女性的髌臼骨小梁分布有显著统计学差异<sup>[22-24]</sup>。本研究发现,在髌臼内部松质骨,高应力区主要分布在白顶区和耻骨区;当施加1.372 kN载荷后,骨性髌臼松质骨的应力和应变云图显示髌臼松质骨可以通过形变承受载荷,即髌臼松质骨具有承受载荷功能。

本文在 $\mu$ CT图像基础上建立骨性髌臼的三维 $\mu$ FEA模型。该 $\mu$ FEA模型包含皮质骨和松质骨,准确反映髌臼皮质骨的厚度和材料特征以及松质骨的空间结构和分布,测量精度高,单元划分精细,更加接近骨性髌臼的解剖特点和临床要求,故其空间模型与 $\mu$ FEA结果更加精确。但是该三维 $\mu$ FEA模型还存在一定的局限性。由于国内生物力学测试条件的客观限制,无法直接测量该骨性髌臼骨小梁的弹性模量,无法赋予骨小梁个体化的弹性模量,故只能根据经典文献资料给予材料属性赋值,

可能对 $\mu$ FEA结果有一定的影响。

本研究结果表明,骨性髌臼松质骨具有承受载荷功能,松质骨骨小梁可以通过形变使得骨性髌臼外表面的应力分布更加均匀。骨性髌臼外表面的应力分布模式为环形3点式,其耻骨区外表面的应力较高,出现骨小梁微损伤和微动。

## 参考文献:

- [1] DALSTRA M, HUISKES R. Load transfer across the pelvic bone [J]. J Biomech, 1995, 28(6): 715-724.
- [2] DALSTRA M, HUISKES R, ODGAARD A, *et al.* Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone [J]. J Biomech, 1993, 26(4-5): 523-535.
- [3] RHO JY, ASHMAN RB, TURNER CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements [J]. J Biomech, 1993, 26(2): 111-119.
- [4] TURNER CH, RHO J, TAKANO Y, *et al.* The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: Results from two microscopic measurement techniques [J]. J Biomech, 1999, 32(4): 437-441.
- [5] ODGAARD A, KABEL J, RIETBERGEN B, *et al.* Fabric and elastic principal directions of cancellous bone are closely related [J]. J Biomech, 1997, 30(5): 487-495.
- [6] ESWARAN SK, GUPTA A, ADAMS MF, *et al.* Cortical and trabecular load sharing in the human vertebral body [J]. J Bone Miner Res, 2006, 21(2): 307-314.
- [7] WIDMER KH, ZURFLUH B, MORSCHER EW. Load transfer and fixation mode of press-fit acetabular sockets [J]. J Arthroplasty, 2002, 17(7): 926-935.
- [8] KURTZ SM, PRUITT L, JEWETT CW, *et al.* The yielding, plastic flow, and fracture behavior of ultra-high molecular weight polyethylene used in total joint replacements [J]. Biomaterials, 1998, 19(21): 1989-2003.
- [9] NIEBUR GL, FELDSTEIN MJ, YUEN JC, *et al.* High-resolution finite element models with tissue strength asymmetry accurately predict failure of trabecular bone [J]. J Biomech, 2000, 33(12): 1575-1583.
- [10] VERHULP E, VAN RIETBERGEN B, MULLER R, *et al.* Micro-finite element simulation of trabecular-bone post-yield behavior: Effects of material model, element size and type [J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2008, 11(4): 389-395.
- [11] WANG X, MASSE DB, LENG H, *et al.* Detection of trabecular bone microdamage by micro-computed tomography [J]. J Biomech, 2007, 40(15): 3397-3403.
- [12] BAUMANN AP, SHI X, ROEDER RK, *et al.* The sensitivity

- ty of nonlinear computational models of trabecular bone to tissue level constitutive model [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2016, 19(5): 465-473.
- [13] BELLINI CM, GALBUSERA F, CERONI RG, *et al.* Loss in mechanical contact of cementless acetabular prostheses due to post-operative weight bearing: A biomechanical model [J]. *Med Eng Phys*, 2007, 29(2): 175-181.
- [14] RIES MD, HARBAUGH M. Acetabular strains produced by oversized press fit cups [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1997, 334: 276-281.
- [15] JASTY M, BRAGDON C, JIRANEK W, *et al.* Etiology of osteolysis around porous-coated cementless total hip arthroplasties [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1994, 308: 111-126.
- [16] HUBER WO, NOBLE PC. Effect of design on the initial stability of press-fit cups in the presence of acetabular rim defects: Experimental evaluation of the effect of adding circumferential fins [J]. *Int Orthop*, 2014, 38(4): 725-731.
- [17] DING H, ZHU ZA, DAI KR. Evaluation of damage to trabecular bone of the osteoporotic human acetabulum at small strains using nonlinear micro-finite element analyses [J]. *Chin Med J*, 2009, 122(17): 2041-2047.
- [18] DING H, ZHU ZA, DAI KR, *et al.* Research on damage in trabecular bone of the healthy human acetabulum at small strains using nonlinear micro-finite element analysis [J]. *J Shanghai Jiaotong Univ (Sci)*, 2008, 13(5): 623-628.
- [19] CHALHOUB D, ORWOLL ES, CAWTHON PM, *et al.* Areal and volumetric bone mineral density and risk of multiple types of fracture in older men [J]. *Bone*, 2016, 92: 100-106.
- [20] NAWATHE S, NGUYEN BP, BARZANIAN N, *et al.* Cortical and trabecular load sharing in the human femoral neck [J]. *J Biomech*, 2015, 48(5): 816-822.
- [21] MACCHIARELLI R, BONDIOLI L, GALICHON V, *et al.* Hip bone trabecular architecture shows uniquely distinctive locomotor behaviour in South African australopithecines [J]. *J Hum Evol*, 1999, 36(2): 211-232.
- [22] MARTINÓN-TORRES M. Quantifying trabecular orientation in the pelvic cancellous bone of modern humans, chimpanzees, and the Kebara 2 Neanderthal [J]. *Am J Hum Biol*, 2003, 15(5): 647-661.
- [23] BONNEAU N, BOUHALLIER J, BAYLAC M, *et al.* Study of the three-dimensional orientation of the labrum: Its relations with the osseous acetabular rim [J]. *J Anat*, 2012, 220(5): 504-513.
- [24] ABEL R, MACHO GA. Ontogenetic changes in the internal and external morphology of the ilium in modern humans [J]. *J Anat*, 2011, 218(3): 324-335.