

文章编号:1004-7220(2011)04-0355-06

图像相关法测试股骨近端骨小梁压缩特性

马剑雄¹, 李海涛^{1,5*}, 马信龙^{1,2,3}, 张春秋⁴, 王志彬², 杨阳¹, 马韬¹

(1. 天津医科大学总医院 骨科,天津 300052;2. 天津医院 骨科,天津 300211;

3. 天津市中西医结合骨科研究所,天津 300211;4. 天津理工大学 机械工程学院,天津 300191;5. 天津市环湖医院,天津 300060)

摘要: 目的 改善传统方法做压缩测试的不足,更准确地反映骨小梁的压缩弹性模量,探究股骨近端骨小梁的压缩生物力学特性,为临床诊疗提供实验室依据。方法 运用微材料力学测试系统,对正常国人(45~60岁)尸体股骨近端骨小梁沿主压力方向及与其垂直方向的压缩性能进行实验研究。结果 测得了股骨近端骨小梁在主压力方向压缩弹性模量为(335.26±183.85) MPa,与其垂直方向的压缩弹性模量为(59.27±23.88) MPa,骨小梁在主压力方向上的生物力学性能要明显高于主张力方向;记录了载荷下的骨小梁的位移及应变分布图,负载时骨小梁的位移及应变分布是不均匀的。结论 应用微材料力学测试系统测试股骨近端骨小梁压缩弹性模量以更准确地反映其力学性能的方法是可行的,股骨近端骨小梁的压缩性能具有各向异性和不均匀性。

关键词: 股骨;骨小梁;图像相关技术;压缩测试;弹性模量;生物力学

中图分类号:R 318.01 文献标志码:A

Test on compressive properties of trabecular bone in proximal femur using digital image correlation technique

MA Jian-xiong¹, LI Hai-tao^{1,5*}, MA Xin-long^{1,2,3}, ZHANG Chun-qiu⁴, WANG Zhi-bin², YANG Yang¹, MA Tao¹ (1. Department of Orthopaedics, General Hospital of Tianjin Medical University, Tianjin 300052, China; 2. Department of Orthopaedics, Tianjin Hospital, Tianjin 300211, China; 3. The Integration of Traditional and Western Medicinal Academy of Orthopaedics of Tianjin, Tianjin 300211, China; 4. School of Mechanical Engineering, Tianjin University of Technology, Tianjin 300191, China; 5. Huanhu Hospital, Tianjin 300060, China)

Abstract: Objective To improve the method used for traditional compression test to reflect the compressive elastic modulus of trabecular bone in proximal femur more accurately and investigate its biomechanical properties to provide experimental evidences for clinical treatment. **Methods** The properties of trabecular bone from normal cadaveric proximal femur(45~60 years old) were measured by the micro material mechanics testing system. **Results** The elastic modulus in the direction of principle compression and principle tension on trabecular bone were (335.26±183.85) MPa and (59.27±23.88) MPa, respectively. The biomechanical properties of trabecular bone in the direction of principle compression were significantly higher than those in its vertical direction. The displacement and strain distribution profiles under the loading were recorded, which showed to be asymmetric. **Conclusions** It is feasible to test the biomechanical properties of trabecular bone more accurately by the micro material mechanics testing system. The compressive properties of trabecular bone in proximal femur are obviously anisotropic and heterogeneous.

Key words: Femur; Trabecular bone; Digital image correlation; Compression testing; Elastic modulus; Biomechanics

收稿日期:2011-01-17; 修回日期:2011-03-07

基金项目:天津市自然科学基金应用基础研究计划重点项目(09JCZDJC19600),天津市自然科学基金资助项目(043111411,993607711)。

通讯作者:马信龙,教授,博士研究生导师,E-mail:mjx969@163.com。

* 共同第一作者

随着人类平均寿命的延长,老年人口数量加速增长;而老年人均有不同程度的骨质疏松,跌倒后极易造成股骨骨折,尤其是股骨近端骨折,给家庭和社会带来沉重的经济负担。因此,探究股骨近端松质骨小梁的生物力学特性,对优化股骨近端骨折的治疗、预防股骨近端骨折后股骨头坏死等严重并发症的发生,以及提高老年人的生存质量具有重要意义。股骨近端主要由松质骨构成,其传统的方法是将尸体松质骨进行拉伸、压缩、扭转、弯曲、剪切、冲击等试验,实验方法存在一定的误差。Linde 等^[1-3]通过大量实验证明传统松质骨力学压缩实验的误差主要产生于所测应变不完全以位移为依据,且破坏并非总发生于应力均匀区。本实验采用微材料力学测试系统,改变了传统实验中以台板位移计算应变的方法;在实验过程中同步拍摄骨小梁试件图像,直接对试件变形的序列图像进行相关运算处理,以获取股骨近端骨小梁的变形信息。本文旨在从方法上更准确地反映骨小梁的生物力学特性,为进一步深入研究股骨近端骨小梁的生物力学特性打下基础。

1 材料与方法

1.1 材料及仪器

选用正常国人(45~60岁)新鲜尸体骨经脱脂风干处理得到的干骨股骨标本,共计6个,排除畸形、骨折等病变。尸体骨由天津医科大学解剖教研室提供,所用标本如图1所示。实验仪器采用上海大学力学实验中心研制的微型材料力学测试系统,由天津理工大学机械工程学院提供。



图1 股骨试件
Fig. 1 The femur specimens

1.2 实验方法

压缩试件分别沿主压力小梁方向和与其垂直方向切取,从6个股骨头中共制作试件12个,试件长为11.4~19.5 mm,宽为3.5~5.3 mm,高为19.5~28.1 mm,用0.9%的生理盐水浸润后在细砂纸上将试件的2个观察面研磨光滑,置于阴凉通风处晾干,通过夹压方式将试件固定在微型加载机构上(见图2)。由于松质骨表面多孔的结构特点以及在实验中的多次尝试成功,本实验未在骨小梁试件表面制备散斑场。测试中采用位移加载模式,加载速率为1 mm/min。在加载瞬间开始记录时间表面的序列图像,力传感器的采样频率为6 Hz,图像记录的频率为1 Hz。实验结束后计算机自动输出试件的载荷和图片数据,通过数字图像处理系统,对图像进行定义考察域、位移分布分析计算、应变分布分析计算及数字图像相关后处理等操作,最终获得载荷-应变数据及位移和应变分布图(见图3~4)。

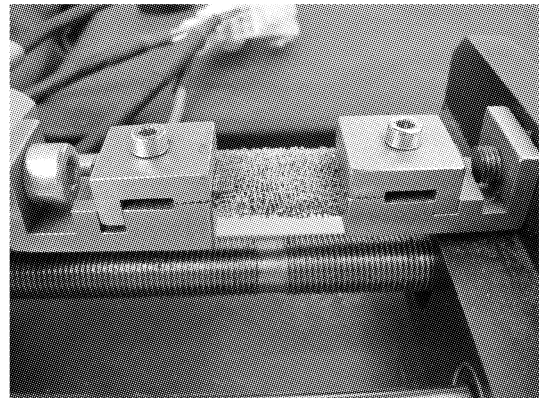


图2 实验照片
Fig. 2 The experiment photo

将实验前对试件尺寸的测量值代入获得应力信息,用SigmaPlot 10.0软件绘出应力-应变分布图及回归直线(见图5),其斜率即为试件观测部位骨小梁的弹性模量。

1.3 统计学处理

采用SPSS 16.0统计软件包进行分析。测试数据组间比较采用 t 检验, $P < 0.05$ 为有统计学意义。

2 结果

表1所示为股骨近端小梁压缩弹性模量。股骨近端主压力骨小梁主压力方向弹性模量为138.05

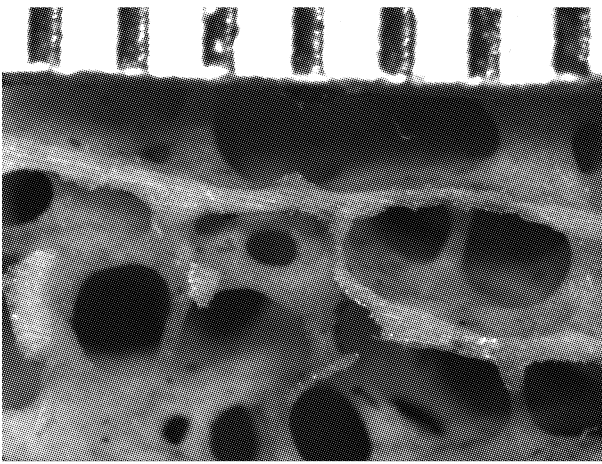


图3 骨小梁图像
 Fig.3 Photo of the trabecular bone

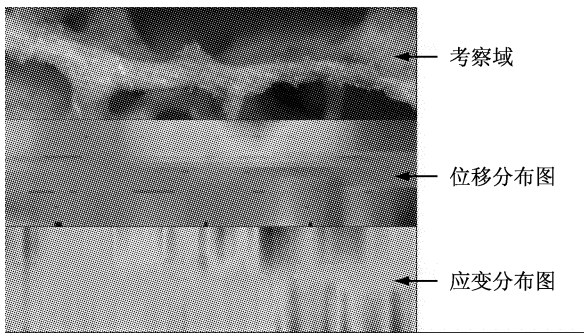


图4 考察域、位移及应变分布图
 Fig.4 Profile of the investigated domain, displacement and strain distribution

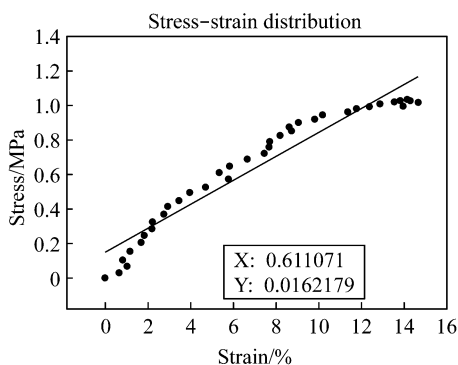


图5 应力应变分布及回归直线
 Fig.5 The stress-strain distribution and regression straight line

~777.45 MPa, 平均(335.26 ± 183.85) MPa, 与主压力方向垂直方向的弹性模量为 12.42 ~ 106.60 MPa, 平均(59.27 ± 23.88) MPa, 主压力方向和与其垂直方向的弹性模量的差异具有统计学意义

($P < 0.05$)。从应变分布图上可以看出, 骨小梁在加载时位移及应变分布是不均匀的(见图4)。

表1 股骨近端骨小梁压缩弹性模量(单位:MPa)

Tab.1 The elastic modulus of trabecular bone in proximal femur

试件号	压力方向	张力方向
1	693.98	51.92
2	777.45	33.42
3	244.71	12.42
4	283.78	89.88
5	323.77	72.33
6	138.05	51.34
7	202.27	54.41
10	200.53	52.98
11	260.75	46.37
12	300.68	65.83
13	400.33	43.36
14	378.91	81.52
$\bar{x} \pm s$	335.26 ± 183.85	59.27 ± 23.88

3 讨论

3.1 应用微材料力学测试系统测试骨小梁生物力学

微材料力学测试系统包括微型加力装置、显微镜及数字图像处理系统。其采用了紧凑电子螺杆拉伸/压缩加载设计, 可按力或位移控制加载方式工作, 配以精密的力传感器, 可实现 0 ~ 100 N 范围内的力学测量, 测量精度达 5 mN。试件的变形测量采用数字图像相关技术 (digital image correlation, DIC)^[4], 以光学非接触方式记录和测量物体在加载过程中的变形。通过序列图像分析方式, 获得试件在不同外力作用下对应的变形, 从而获得该材料的应力应变关系, 具有设备简单、对环境要求低等优点。该测试系统在对铝材、腰椎及牙的有关力学分析试验中都获得了成功应用^[5-7], 而用该系统对股骨近端骨小梁进行生物力学研究还没有文献报道, 本实验证明该系统亦适用于对骨小梁系统的研究。

3.2 与其他测试方法比较

传统的松质骨压缩实验测试是将松质骨试件置于 2 个刚性台板之间, 根据其台板的相对位移及试件承受的压力计算出弹性模量, 其测试方法存在一定的误差^[1-3]。其他的接触式力学测量方法如电阻

应变测量、LVDT 位移传感器等方法不适合于对具体骨小梁的测量。

非接触变形测量技术主要采用光、声、磁等方法测量物体的变形,其中光学测量技术是主要的测试技术,主要有投影云纹法、云纹干涉法、电子散斑干涉法、磁共振弹性图和数字图像相关方法等。投影云纹法利用了光源的信息,可以改变光束(或光面)的几何(或光学)特性及投影角度,得到不同的图像,因而具有较高的测量精度。投影云纹法十分适合活体测量。云纹干涉法由于采用栅线密度为600~1200线/mm,甚至超过2000线/mm的高密度衍射光栅作为试件栅,其测量灵敏度可达到波长量级,比几何云纹法要高出30~120倍。此外,这种方法还具有全场分析、实时观测、高反差条纹以及直接获得面内位移场和应变场等优点。电子散斑干涉法是发展最早的计算机辅助光学测量方法,由于其实时、高灵敏度、全场测量等优点,可测量物体的三维变形,在很多方面得到了广泛应用。磁共振弹性图(magnetic resonance elastograph, MRE)是磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)的一个发展方向,其优点是可以定量地测量组织的弹性系数,而且可以对那些不能被手触及到的人体内部组织进行测量。利用MRE技术,通过测定体内软组织弹性模量的变化,可以诊断体内组织病变。数字图像相关方法最早在20世纪80年代初由Peters等^[8]提出,经过20多年的发展,该方法日趋成熟,并已经成为实验力学领域中一种广为人知并有众多应用的非接触全场光学测量方法。数字图像相关方法与光学干涉方法相比具有光路简单的优势,同时具有量程局限小、全场测量等优点,非常适合具有较大变形的生物软硬组织力学性能测量,能够有效地避免传统引伸计的限制。随着计算机和摄像机硬件的发展,以及图像处理技术的改进^[9-10],光测方法中的数字图像相关法以其设备简单、对环境要求低等优点而获得广泛地应用。

3.3 股骨近端生物力学特点

骨转化定律可简单地引述为“活体对机械应力总是以其最有利的结构反应产生形态改变来适应的,高应力刺激使骨改建向骨形成方向转化,低应力刺激使骨改建向骨吸收方向转化,两者之间保持一种动态的平衡”,即骨结构与功能是统一的:一方面

骨结构决定其功能,一方面一定的功能要求相应的骨结构去实现;其一方面变化,必然导致另一方面产生相应的变化,以维持其统一性。

髌关节为一个典型的球臼解剖结构,股骨颈上端有一颈干角和前倾角。髌臼为固定于骨盆近体关节面,力学因素比较恒定。为了适应下肢的各种运动功能要求,对连接下肢唯一的头臼关系,股骨头的应力承载变化更有复杂性,不仅要承担负重,而且要承担负重和非负重下的屈、伸、收、展、旋多种功能需要,特别是负重下的各种活动,使股骨头成为全身骨结构中应力最集中和变化最大的骨结构之一^[11]。平衡站立时,股骨头上的载荷为体重的1/3,单腿站立时股骨头所受作用力约等于整个人体重的2.4倍。在行走周期中,股骨头承受应力存在2个峰值:足跟着地时,股骨头承受应力约为体重的4倍;趾离地的支撑期,股骨头承受应力约为体重的7倍。快速行走,以及跑步或跳跃时,股骨头上所承受的载荷约为体重的10倍。马剑雄等^[12]用有限元模型的方法研究正常站立位下股骨的生物力学特性,发现在350N载荷作用下股骨的最大位移发生在股骨头上,股骨干和股骨颈各有一个应力集中区域,并得出髌关节载荷传导主要通过股骨颈内侧的压力骨小梁区传递至股骨干的中下1/3交界处的结论。付鑫等^[13]也通过有限元模型方法发现股骨头深层区域的应力要明显大于表层的区域,且深层的高应力区域基本呈扇形,以股骨头中心点为中心,分别扩散至股骨颈内侧相当于股骨距区域以及股骨颈外侧。

股骨近端骨结构主要由松质骨构成,松质骨按应力性分有5组骨小梁,即主、次要压力骨小梁,主、次要张力骨小梁,大粗隆骨小梁和Ward三角。松质骨骨小梁根据应力分布疏密不同,具有较强抗压应力的作用,压应力增加过程中通过其应变增大与髌臼接触面积,减少单位面积压力,并将压应力分散,为股骨头承重提供了力学支持。裘世静^[14]通过对8个正常人股骨头股内部结构的光镜和电镜观察,发现大量的骨小梁为拱结构形状,其特点是杆轴为曲线,骨小梁中无论胶原纤维,还是矿物质结晶柱在不同平面都沿不同方向排列,而且两者排列形势基本相同。股骨头能承受很高载荷不仅与骨小梁的排列方向有关,且与骨小梁构成的大量拱结构有密切关系。这种拱结构在竖直载荷作用下,产生水平

推力,这种水平推力又使拱体所受弯矩减少,而主要承受轴向压力。股骨头骨小梁的拱结构及其胶原纤维和矿物质结晶的排列特征都为股骨头能承受高载荷提供了有利条件。俞超等^[15]对19具新鲜青年(30岁左右)尸体股骨头负重区的松质骨进行了压缩测试,实验观察显示松质骨在加载初期呈弹性变形,此后,骨小梁被压塌并充填于松质骨网状髓腔中,且横截面积有所增大抗压能力继续增强,松质骨由此吸收了大量能量并增强了抗压能力,从而得出松质骨力学性能主要缓解外力冲击加压的结论。赵宝林等^[16]对正常国人新鲜尸体股骨头松质骨的拉伸、压缩、扭转、剪切、弯曲、冲击力学性能进行实验研究,并得出股骨头松质骨抗压强度大于抗拉强度,压缩弹性模量大于拉伸弹性模量,扭转强度大于剪切强度,抗弯强度与抗压强度接近的结论。由于颈干角和前倾角的存在,股骨近端在生理载荷下的受力是压应力、张应力和剪力的复合。松质骨应力特性依赖于骨密度和骨小梁的各向异性。本实验的研究结果显示骨小梁在主压力方向上的弹性模量要高于在其垂直方向上的弹性模量,并且具有显著性差异,这与前面学者的研究结果是一致的;并且在此基础上,本实验还通过载荷下骨小梁的位移和应变分布图显示,在同一载荷下骨小梁的位移、应变分布是不均匀的,即骨小梁具有不均匀性。

3.4 股骨近端骨折与股骨头坏死

由于骨小梁具有各向异性和不均匀性,骨折治疗时如果不能达到解剖复位,主压力小梁系统方向与压应力方向不一致,负重时其自身生理载荷方向上的骨小梁压缩弹性模量、强度等生物力学性能明显变小,不能完全适应负重需要从而导致骨小梁的调整。若调整后的骨小梁仍不能适应相对稳定的髋臼对股骨头每一结构功能单位的应力需要,则发生变性吸收、塌陷、最后将导致股骨头的坏死。临床资料^[17]调查显示骨折的移位程度越大、复位质量越差、应力因素改变越大,股骨头坏死的发生率越高,复位质量对股骨颈骨折的愈合及运动功能的恢复起着非常重要的作用^[18-20]。股骨头的塌陷可理解为较大的应力改变导致的骨小梁的塌陷和塑形失败,是股骨头坏死的主要晚期表现,塌陷区多发生于头负重区的软骨下骨部。而股骨头坏死塌陷后,往往会出现应力集中现象,即如果某个微观区域或某些

微观区域有力学性质改变,无论这种改变其力学性质是增强还是减弱,其外在载荷作用下将出现应力集中现象。出现应力集中微小区域受到的力,又较处于正常情况下(外荷载相同)成倍增长,这个力就可能远大于骨组织承受能力,越出了骨功能适应范围。在这种情况下,微观损伤将扩大,相应力学性质改变,继而出现宏观上力学性质的改变。在坏死股骨头表现为骨小梁所承受的力超过正常骨质生理限度,进而出现坏死周围骨质的应力损伤以及继发应力骨折,导致塌陷范围扩大,病情进一步加重。史风雷等^[21]用关节置换后取下的坏死股骨头建立有限元模型模拟软骨、软骨下骨坏死区、肉芽带、硬化带区和政策骨小梁区5个部分,加载后显示肉芽带区应力峰值最高,结果提示肉芽带在股骨头坏死的修复与塌陷中起重要作用,是股骨头应力集中而塌陷的主要原因。

3.5 实验的不足之处

(1)本实验采用的试件为干骨试件,与人体内骨的生物力学性能有一定的差异。(2)实验中样本数量有限,不能完全反映干骨骨小梁的生物力学特性。(3)本实验仍存在一定的误差,产生的原因有:端位摩擦效应使测得的骨小梁弹性模量偏高;加工试件时骨小梁结构不可避免的损伤使测得弹性模量值偏低^[1-3]。(4)实验试件的尺寸有差异,可能对测试结果有一定的影响。

4 结论

通过实验本文得出如下结论:应用微材料力学测试系统测试股骨近端骨小梁压缩弹性模量以更准确地反映其力学性能的方法是可行的。骨小梁的生物力学性能具有各向异性。在试件中部采集的图像经过光学数字图像处理系统处理后发现,试件在载荷下的位移及应变是不均匀的。影响骨小梁力学性质的因素还有很多,对于股骨颈骨折后股骨头坏死、骨质疏松性骨折等疾病的认识还有待进一步深入,故今后仍需大量的工作来研究骨小梁的力学性质,为临床治疗提供更有利的支持。

参考文献:

[1] Linde F, Hvid I. Stiffness behaviour of trabecular bone

- specimens [J]. *J Biomech*, 1987, 20(1):83-89.
- [2] Linde F, Hvid I. The effect of constraint on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens [J]. *J Biomech*, 1989, 22(5):485-490.
- [3] Linde F, Hvid I, Madsen F. The effect of specimen geometry on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens [J]. *J Biomech*, 1992, 25(4):359-368.
- [4] 张东升. 数字图像相关测量技术及其应用[J]. *医用生物力学*, 2009,24(2):85-88.
Zhang DS. Digital image correlation: Theory and applications [J]. *J Med Biomech*,2009,24(2):85-88.
- [5] 张东升, 罗森, 韩永胜. 材料力学性能显微测试系统[J]. *实验力学*, 2006,21(5):651-654.
- [6] 鲁成林, 王丰, 胡瑜辉, 等. 腰椎力学分析的数值模拟与实验研究[J]. *实验力学*, 2008,23(5):427-433.
- [7] 鲁成林, 张东升, 张修银, 等. 牙冠修复体受触压载荷破坏的实验研究[J]. *应用力学学报*, 2008,25(2):308-311.
- [8] Peters WH, Ranson WF. Digital image technique in experimental stress analysis [J]. *Opt Eng*, 1982, 21(3):427-431.
- [9] 唐正宗, 梁晋, 肖振中, 等. 大变形测量数字图像的种子点匹配方法[J]. *西安交通大学学报*, 2010,44(11):51-55.
- [10] 叶南, 张丽艳. 大变形下基于数字图像相关的改进分段位移传递法[J]. *光学学报*, 2010,30(4):976-983.
- [11] 赵均海, 刘彦东. 复杂受压下股骨应力分析[J]. *医用生物力学*, 2006,21(4):317-321.
Zhao JH, Liu YD. Analysis on femur stress under complex load [J]. *J Med Biomech*,2006,21(4):317-321.
- [12] 马剑雄, 马信龙, 张清功, 等. 三维有限元模型评价股骨正常站立位的生物力学特性[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2008,12(35):6823-6826.
- [13] 付鑫, 马信龙, 马剑雄, 等. 应用三维有限元分析正常站立位股骨近端结构生物力学特性[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2009,13(52):10241-10246.
- [14] 裘世静. 正常股骨头骨小梁的拱结构特征及其生物力学意义[J]. *中华外科杂志*, 1991, 29(8):487-488.
- [15] 俞超, 薛文东, 张双燕, 等. 股骨头负重区松质骨的压缩力学特性(英文) [J]. *中国临床康复*, 2005,9(18):238-239.
- [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, Chen 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] 刘永平, 曾海滨. 股骨颈骨折空心钉内固定后股骨头缺血坏死的影响因素分析[J]. *实用预防医学*, 2010,17(4):732-734.
- [18] Giannoudis PV, Nikolaou VS, Kheir E, et al. Factors determining quality of life and level of sporting activity after internal fixation of an isolated acetabular fracture [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2009, 91(10):1354-1359.
- [19] Tian W, Cui Z, Kan S. Comparison of cannulated screws fixation with different reduction methods at different time points for displaced femoral neck fractures in terms of fracture healing [J]. *Chin J Repar Reconstr Surg*, 2009, 23(4):440-443.
- [20] Boraiah S, Paul O, Hammoud S, et al. Predictable healing of femoral neck fractures treated with intraoperative compression and length-stable implants [J]. *J Trauma*, 2010, 69(1):142-147.
- [21] 史风雷, 张美超. 建立股骨头坏死有限元模型的方法[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2008,12(30):5890-5891.