

文章编号:1004-7220(2014)03-0213-06

全髋表面置换术后与正常股骨近端生物力学比较

李明, 何志勇, 陶崑, 章军辉, 狄正林

(宁波市第六医院 关节外科, 宁波 315040)

摘要: **目的** 通过三维有限元方法研究全髋表面置换术后股骨近端骨质区应力分布的变化。**方法** 采用64排螺旋CT扫描获得正常股骨近端图像数据,重建股骨近端的三维有限元模型,对金属对金属全髋表面置换术后股骨近端和正常股骨近端应力分布进行量化研究,分析术后生物力学环境的变化。**结果** 髋关节表面置换术后,股骨头近端上、前、后、下方4个区域均出现明显应力遮挡,应力峰值分别为0.60、0.57、0.66、0.79 MPa,遮挡率分别为99.80%、99.16%、98.92%、96.66%。股骨头远端大部分区域出现了应力增加,其中应力遮挡只出现在股骨头远端的后方区域,遮挡率为4.92%。术后股骨颈近端前方区域出现了应力增加,在上、下、后方区域出现了应力遮挡,遮挡率分别为16.48%、22.75%和7.83%;股骨颈远端下方区域出现了应力增加,其余区域出现应力遮挡。大粗隆区出现应力增加9.22%;小粗隆区域和股骨颈基底区出现应力遮挡,遮挡率分别为2.49%、14.44%。**结论** 髋关节表面置换术后股骨近端大部分区域的应力分布和正常股骨相比非常接近,应力传递接近生理状态,可有效避免术后股骨近段明显的应力遮挡,同时保留了骨量,有利于患者正常的生理活动。

关键词: 髋关节表面置换术; 股骨近端; 有限元分析; 应力遮挡

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Biomechanical comparison between resurfacing hip arthroplasty and normal proximal femur

LI Ming, HE Zhi-yong, TAO Kun, ZHANG Jun-hui, DI Zheng-lin (Department of Joint Surgery, Ningbo No.6 Hospital, Ningbo 315040, China)

Abstract: **Objective** To investigate the variation of stress distributions on proximal femur after hip resurfacing arthroplasty (HRA) by using three-dimensional (3D) finite element method. **Methods** The 3D finite element model of proximal femur was reconstructed based on 64-slice spiral CT scan image data. Both the stress distributions on proximal femur after metal-on-metal HRA and normal proximal femur were studied, so as to analyze the biomechanical environment changes after HRA. **Results** After HRA, the superior, anterior, rear and inferior area of the proximal femoral head showed significant stress shielding, with peak stress of 0.60, 0.57, 0.66, 0.79 MPa, respectively, and stress shielding rate of 99.80%, 99.16%, 98.92%, 96.66%, respectively. Increased stress occurred in most regions of the distal femoral head, while stress shielding appeared only in rear area of the distal femoral head, with stress shielding rate of 4.92%. Increased stress occurred in anterior region of the proximal femoral neck, while stress shielding appeared in the superior, inferior and rear area of the proximal femoral neck, with shielding rate of 16.48%, 22.75% and 7.83%, respectively. Increased stress also occurred in inferior area of the distal femoral neck, while the remaining area showed stress shielding. The stress in greater trochanter increased by 9.22%, and the stress shielding rate for lesser trochanter area and basal area of femoral neck were 2.49% and 14.44%, respectively. **Conclusions** Stress distributions on most regions of proximal femur after HRA were similar to that on normal femur, and the stress transfer was close to physiological status, which could effectively avoid obvious stress shielding in proximal femur and preserve bone mass, which could contribute to normal

收稿日期:2013-09-17; 修回日期:2013-10-28

基金项目:浙江省宁波市科技局 C50-社会发展科研项目(201201C5010001),浙江省宁波市卫生局科研基金项目(2009B10)。

通信作者:何志勇, 副主任医师, Tel: (0574)87996123; E-mail: hezymd@qq.com。

physiological activity of patients.

Key words: Hip resurfacing arthroplasty (HRA); Proximal femur; Finite element analysis; Stress shielding

股骨近端应力遮挡效应是全髋关节置换术后的普遍现象,是引起股骨近端骨丢失进而影响假体远期生存率的重要原因之一。而金属对金属全髋表面置换术(hip resurfacing arthroplasty, HRA)与普通全髋关节置换术相比在理论上有许多优点:保留了股骨头、股骨颈,保持了关节原有的解剖形态和生物力学结构,减少了应力遮挡,使力的分布和传导更符合正常生物力学模式,有效降低了HRA术后常见的股骨近端应力遮挡效应。但也有研究发现,HRA术后股骨近端生物力学环境的改变与假体松动及股骨颈骨折等并发症密切相关^[1]。Watanabe等^[2]采用有限元方法发现,HRA术后股骨颈处有应力集中现象,可能导致早期骨折的发生。Gupta等^[3]通过有限元分析研究HRA术后股骨上段应力应变的变化,预测股骨上段在力学重新分布后将出现明显的骨改建,结果发现术后股骨头内部应力下降20%~70%,股骨头上部骨质密度降低60%~90%,提示有大量骨吸收;术后股骨颈上段应变将增加,提示有股骨颈骨折的危险。采用三维有限元方法分析体内股骨应力变化比体外生物力学实验、定量CT测定以及双能X线骨密度测定有更高的精确度,但目前大多数研究的有限元模型单元数不够多,股骨近端分区未细化,往往导致研究结果的精确度不高,不能准确反映HRA术后应力改变的位置和程度。本研究在常规三维有限元分析的基础之上,通过细化股骨近端分区和增加单元数量,以期能够更加准确定位和真实反映股骨近端生物力学环境的变化,为避免或降低HRA并发症以及进行假体改良设计提供理论依据。

1 材料和方法

1.1 实验对象

成年男性志愿者1名,35岁,身高175 cm,体重70 kg,既往无腰椎及骨盆病史。经过X线、CT检查双侧髋关节无损伤、畸形,软骨面完整;骨密度测定仪(Discovery A,美国)测定左侧髋关节股骨颈的骨密度为正常。

1.2 主要器材和设备

Philips公司Brilliance 6螺旋CT扫描机; Mim-

ics 8.1医学图像处理软件(Materialise公司,比利时);UG NX 7.5工业机械设计和造型软件;全髋关节表面置换假体(Wright Medical Technology, CoCrMo合金);Abaqus 6.10大型三维有限元分析软件。

1.3 实验方法

1.3.1 髋关节CT图像获取 标本采用Philips公司Brilliance 6螺旋CT扫描机,人体位于扫描视野的中心,扫描条件为:140 kV,228 mA,扫描层距0.8 mm,该层距足以获取股骨各个解剖特征,共获得348层(其中冠状位20层,水平位328层)。扫描的图像以DICOM格式保存,扫描数据刻光盘保存。

1.3.2 股骨近端三维有限元模型构建 通过Mimics 8.1软件读入DICOM格式图片信息,构建出人体三维股骨轮廓模型。根据全髋关节表面置换假体实体和模板,按标准手术要求植入数字化假体。在UG NX 7.5中,通过布尔运算及三维切割功能,分别将股骨皮质骨及松质骨、人工关节的股骨假体、骨水泥分开。将完整的股骨近端实体模型导入Abaqus 6.10中,建立成年人左侧股骨近端有限元模型(见图1),模型颈干角为135°,前倾角为10°,模型高度为210.73 mm,股骨侧假体直径为48 mm,髌臼侧假体直径为54 mm,股骨侧假体通过骨水泥与股骨部骨质相结合,股骨侧假体中心柄与骨质间无骨水泥结合。使用三维四节点线性四面体单元,划分网格后的有限单元模型。其中,股骨皮质骨部分划分了141 075个单元,松质骨部分划分了720 715个单元,水泥层划分了33 269个单元,表面髌臼假体划分了116 196个单元。

1.3.3 设定股骨近端分区 为了准确和具体地定位股骨近端应力的位置,将股骨头分为8个区(见图2)。取经过股骨头中心点与股骨干轴成140°的轴线为头颈轴。沿此轴线将股骨头均匀分为上、下、前、后4个象限,各象限标记为:A-前方,P-后方,S-上方,I-下方。然后,作垂直于颈干轴的截面将每个象限分为上、下两个区,将各象限近端区定为1区,远端区定为2区。这样共产生A1、A2、P1、P2、S1、S2、I1、I2共8个区。

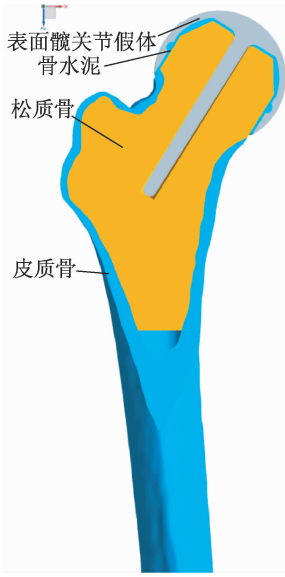
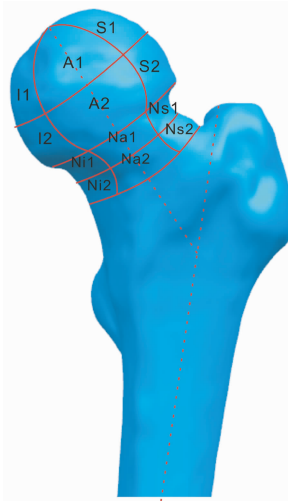
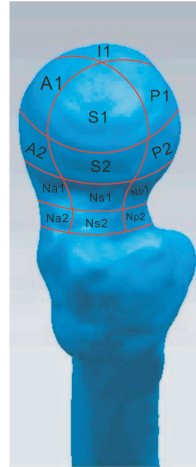


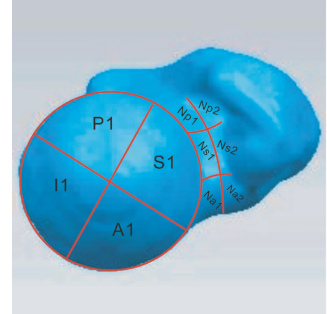
图1 HRA 术后股骨近端模型
 Fig.1 Proximal femur model after HRA



(a) 前面



(b) 侧面



(c) 上方

图2 股骨近端不同分区视觉示意图

Fig.2 Schematic map of proximal femur partition from different side (a) The anterior side, (b) The lateral side, (c) The superior side

同时,为分析和比较股骨颈部位的生物力学改变和应力变化,将股骨颈(上起头颈结合部下止梨状窝)进行分区。同样以头颈轴为轴心,将股骨颈分为上、下、前、后部4个象限,将每个象限按垂直于头颈轴的平面上下等分截为1、2两个节段。股骨颈部标记为:NA-颈前部, NP-颈后部, NS-颈上部, NI-颈下部。将各象限近端区定为1区,远端区定为2区。这样产生 NA1、NA2, NP1、NP2, NS1、NS2, NI1、NI2 共8个区。另外,大、小粗隆区和基底各为一个区,分别表示为 G、L 和 B 区。

1.3.4 股骨近端负荷加载 在本模拟研究中,对于负荷的设定参考了 ISO 7206 标准,模拟人单腿站立时股骨头及假体的受力情况,故荷载方向竖直向下,力的轴线经过假体球心和股骨头球心。荷载大小为 2.3 kN;需要注意的是,这一荷载相当于一个体重 230 kg 的人单腿站立时股骨头所承受的荷载,远大于普通人体重,是一种更偏于安全的考虑方法。股骨远端固定,集中荷载为 2.3 kN,方向竖直向下,力线经过股骨头中心。

2 实验结果

2.1 股骨头应力分布

对比正常股骨头与 HRA 术后股骨头内应力分

布(见表1、图3),发现正常股骨近端应力的峰值主要在股骨头近端,即股骨头的1区(S1、A1、P1、I1),其中 S1、A1、P1、I1 区的 Von Mises 峰值分别为 302.20, 67.59, 60.53, 23.33 MPa, 股骨头的外上方和股骨头的前侧应力峰值较高,高于股骨头的后下侧应力。HRA 术后,对股骨头1区的应力遮挡明显,术后 S1、A1、P1、I1 区的 Von Mises 峰值分别为 0.60, 0.57, 0.66, 0.79 MPa。

根据应力遮挡公式计算出假体植入后相应区域的应力遮挡率

$$\eta = (1 - \sigma/\sigma_0) \times 100\%$$

其中: σ 为术后等效应力; σ_0 为术前等效应力。股骨头1区各应力遮挡率分别为:S1区 99.80%, A1区 99.16%, P1区 98.92%, I1区 96.66%。股骨头远端区域,即股骨头2区大部分区域出现了应力增加现象,其中应力遮挡只出现在 P2 区,应力遮挡率为 4.92%;S2、A2 和 I2 区均出现了应力增加,分别为 4.27%、57.10% 和 34.27%。因此,HRA 术后在股骨头近端区域出现了明显的应力遮挡效应,在股骨头的远端大部分区域出现了应力增加现象。

2.2 股骨颈应力分布

对比正常股骨颈与 HRA 术后股骨颈内应力分布(见表1、图3),其中股骨颈近端1区(头颈交界

区域),即 NA1、NS1、NI1 和 NP1 的应力遮挡率分别为 -30.53% 、 16.48% 、 22.75% 和 7.83% ,在股骨颈近端前方区域出现了应力增加,其余区域(头颈交界大部分区域)出现了轻度的应力遮挡($\eta < 30\%$)。股骨颈远端 2 区 NA2、NS2、NI2 和 NP2 的应力变化分别为 16.83% 、 9.16% 、 -8.84% 和 13.22% ,在股骨颈远端下方区域出现了应力增加,其余区域应力遮挡。对比发现,股骨颈应力变化不如股骨头内部明显,HRA 术后股骨颈内部应力较为接近正常股骨颈内部应力。

2.3 粗隆间区域的应力分布

对比粗隆间区域既大粗隆区、小粗隆区和股骨颈基地区的应力分布(见表 1、图 3),HRA 术前、后变化不明显,术后应力分布接近正常。其中大粗隆区出现应力增加 9.22% ;小粗隆区域出现应力遮挡,应力减少 2.49% ;股骨颈基底区出现应力遮挡,应力减少 14.44% 。和国内外 HRA 术后股骨近端应力的变化比较发现,HRA 术后粗隆间区域的应力分布更加合理,更加接近股骨生理状态。

表 1 正常股骨近端与 HRA 术后股骨近端 Von Mises 应力峰值及应力遮挡率

Tab. 1 The peak stress and stress shielding rate of normal proximal femur and after HRA

正常股骨近端		HRA 术后股骨近端		应力
分区	应力峰值/MPa	分区	应力峰值/MPa	遮挡率/%
A1	67.59	A1	0.57	99.16
A2	21.12	A2	33.18	-57.10
I1	23.33	I1	0.78	96.66
I2	31.28	I2	42.00	-34.27
P1	60.53	P1	0.65	98.92
P2	27.40	P2	26.05	4.92
S1	302.20	S1	0.59	99.80
S2	13.33	S2	13.90	-4.27
NA1	19.52	NA1	25.48	-30.53
NA2	23.65	NA2	19.67	16.83
NI1	37.45	NI1	28.93	22.75
NI2	23.30	NI2	25.36	-8.84
NP1	23.87	NP1	22.00	7.83
NP2	23.52	NP2	20.41	13.22
NS1	17.96	NS1	15.07	16.48
NS2	16.15	NS2	14.67	9.16
L	32.15	L	31.35	2.49
B	22.99	B	19.67	14.44
G	21.15	G	23.10	-9.22

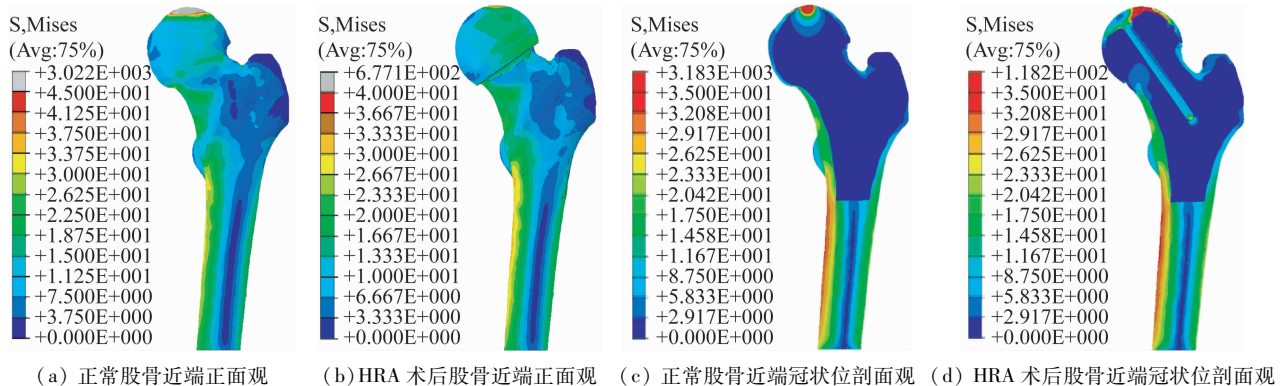


图 3 股骨头应力分布云图

Fig. 3 Von Mises stress distributions of the femur (a) Anterior view of normal femur, (b) Anterior view after HRA, (c) Coronary section view of normal femur, (d) Coronary section view after HRA

3 讨论

3.1 有限元模型的构建与分析

Watanabe 等^[2]将股骨近段划分为 1 725 个单元,表面髌假体划分为 4 346 个单元;通过从前、后、上、下 4 个方向对表面髌假体覆盖部分做简单的划分,结果发现假体覆盖的后上方区域应力达到了 156 MPa,推测产生的应力遮挡与股骨颈骨折发生

有关。Daigo 等^[5]研究了股骨头坏死患者行 HRA 术后骨水泥骨界面的应力改变,模型的有限单元数为 45 788 ~ 47 318,结果发现骨坏死区域的增大和假体内翻角度的增大使得假体的接触应力明显增加。在本研究中,将股骨皮质骨部分、松质骨部分、水泥层、表面髌假体分别划分为 141 075、720 715、33 269、116 196 个单元;同时为了准确和具体地定位股骨近端应力的位置,将股骨近端分为股骨头、股

骨颈、头颈交界、大粗隆、小粗隆 5 个区域,其中又单独将股骨头分为 8 个区,分别为股骨头近端 1 区的 A1、S1、P1、I1 和股骨头远端 2 区的 A2、S2、P2、I2。与以往的研究相比,更细化的区域划分和更多的单元数能更真实反映和定位股骨近段的应力改变。

应用螺旋 CT 扫描获得股骨上段的详细数据,经 Mimics 软件处理,无需传统坐标定位、轮廓线选择等人为操作,建立各结构轮廓精确的髋关节实体模型。施加 2.3 kN 垂直负荷后,可以产生类似于生理状态下股骨上段的力学分布规律。对比正常股骨近端与正常 HRA 后股骨头内应力分布云图,HRA 术后在股骨头近端 1 区位置出现了明显的应力遮挡效应,在股骨头的远端区域 2 区位置大部分出现了应力增加现象。股骨头 1 区各区的应力遮挡率均接近 100%。股骨头 2 区大部分区域出现了应力增加现象,其中应力遮挡只出现在 P2 区,应力遮挡率为 4.92%;S2、A2 和 I2 区均出现了应力增加,分别为 4.27%、57.10% 和 34.27%。Long 等^[4]通过构建股骨近端模型发现股骨头内部明显的应力遮挡,并推断将出现不利的骨改建,这与本研究结果相符——在股骨颈近端前方区域出现了应力增加,其余区域出现了轻度的应力遮挡;在股骨颈远端下方区域出现了应力增加,其余区域应力遮挡,但遮挡率均较低。对比发现,HRA 术后股骨颈应力变化不如股骨头内部明显,股骨颈内部应力较为接近正常股骨颈内部应力。Watanabe 等^[2]也在其建立的有限元模型中发现,在股骨颈内侧有压应力集中,外上方区域有拉应力集中的现象。本文认为这可能与金属股骨头杯将应力向下分散传导有关,实际上降低了股骨头近端的应力分布,少量分散增加了股骨头远端的应力分布,将有利于股骨头内骨的重新构建。

头颈交界大部分区域出现了轻度的应力遮挡($\eta < 30\%$),只在 NA1 区,即在股骨颈近端前方区域出现了应力增加(30.53%)。有学者通过有限元建模后发现,在头颈交界区域,尤其是股骨颈外上方出现明显应力集中现象,推测和 HRA 术后出现股骨颈骨折及股骨颈窄缩现象有关^[5-9]。而本研究发现,在此区域主要存在轻度的应力遮挡,推测与假体放置的颈干角有关。本研究将假体植入角度设定为 140°,属于外翻放置,这是目前国内行 HRA 术主要推荐的角度,避免了头颈交界处过大的应力集中现象。Radcliffe 等^[10]的研究也证实了 HRA 假体内

翻放置容易在头颈交界处出现应力集中现象,外翻放置股骨近端应力分布更加接近正常股骨。

对比粗隆间区域,即大粗隆区、小粗隆区和股骨颈基地区的应力分布云图,发现 HRA 术前、后应力变化不明显,术后应力分布基本接近正常。其中,大粗隆区出现应力增加 9.22%;小粗隆区域出现应力遮挡,应力减少 2.49%;股骨颈基底区出现应力遮挡,应力减少 14.44%。由此认为,HRA 术后粗隆间区域的应力分布更加合理,更加接近股骨生理状态。王禹基等^[11]发现,HRA 术后股骨上段的平均应变、最大平均应力、最大平均位移、刚度等指标均与术前没有显著性差异,认为 HRA 能有效维持近段股骨的正常应力传递,这与本试验模型得出的结论相符。

3.2 应力改变与股骨颈骨折和假体松动

通常认为,应力改变是引起 HRA 术后出现股骨颈骨折和假体松动等并发症的可能原因。而 HRA 在活动量大、预期寿命长、股骨上段无明显畸形的年轻髋关节疾病患者中的应用越来越广泛,其中一个重要的原因是人们认为该术式的髋关节生物力学分布更接近生理状态。Kleemann 等^[12]通过三维有限元模拟 HRA 术和全髋置换术(total hip arthroplasty, THA)后股骨上段的应力和应变发现,THA 术后股骨距处及假体柄远端应力值相对于术前分别增加 39% 和 14%,而 HRA 术后上述值变化不大。但是,已有许多文献报道 HRA 术后早期并发症最常见为股骨颈骨折。有学者认为,HRA 术后股骨颈局部应力集中可能是骨折发生的原因,但这一点存在争议^[13-18]。Gupta 等^[3]通过有限元分析研究发现,HRA 术后股骨颈上段应变将增加 0.50%~0.80%,提示有股骨颈骨折的危险,但应变随着骨改建过程逐渐降低。McMinn 等^[19]发现,HRA 术后虽然不是每个患者都发生股骨颈骨折,但是部分患者出现股骨颈变细。通常认为骨吸收及股骨颈变细的现象与应力遮挡有关。但 Wang 等^[20]发现,股骨颈缩窄变细最早可在 HRA 术后 3 月出现,但此后会一直维持稳定;他们总结认为股骨颈变细在术后 2 年内并不常见,并且与股骨颈骨折无关联。

本研究发现,HRA 术后在股骨头近端部分区域出现了明显的应力遮挡效应,提示可能存在假体松动的风险。Ong 等^[21]通过有限元分析研究骨水泥固定全髋关节表面置换的股骨假体对股骨上段应力分布的影响,发现骨水泥的存在不改变股骨头内部

应力传递的方向,应力分布在骨水泥型和非骨水泥固定假体中类似;说明股骨头外面套接的高弹性模量的金属假体对股骨头松质骨产生了明显的应力遮挡,并将主要拉应力和压应力均通过假体-股骨颈皮质骨接触缘向股骨颈传递。这一方面避免了剩余的有活力松质骨的进一步塌陷;但另一方面,长期应力遮挡可能会导致股骨头部骨质疏松,这已被一些放射学资料证实。但目前国内外有关 HRA 长期随访及翻修手术的文献报道很少,不能据此认为股骨头处应力遮挡将导致假体松动的发生。

结合本实验的研究结果,本文认为 HRA 术后股骨近端大部分区域的应力分布和正常股骨相比非常接近,应力传递接近生理状态,有利于患者早期恢复正常的生理活动。本研究模型的建立基于 64 层螺旋 CT 薄层扫描数据,保证了三维重建精度。本模型的单元和节点都要比当前国内外所报道的有限元模型的单元和节点更为丰富,真实性强。但本实验也有不足之处,如研究对象为单一样本,忽视了个体差异的影响;主要研究了髋关节部静态股骨侧的应力变化,未考虑髋关节活动时股骨侧的动态应力变化情况。

参考文献:

- [1] Klotz MC, Breusch SJ, Hassenpflug M, *et al.* Results of 5 to 10-year follow-up after hip resurfacing. A systematic analysis of the literature on long-term results [J]. *Orthopaedic*, 2012, 41(6): 442-451.
- [2] Watanabe Y, Shiba N, Matsuo S. Biomechanical study of the resurfacing hip arthroplasty: Finite element of the femoral analysis component [J]. *J Arthroplasty*, 2000, 15(4): 505-511.
- [3] Gupta S, New AM, Taylor M. Bone remodeling inside a cemented resurfaced femoral head [J]. *Clin Biomech*, 2006, 21(6): 594-602.
- [4] Long JP, Bartel DL. Surgical variables affect the mechanics of a hip resurfacing system [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2006, 453(1): 115-122.
- [5] Daigo S, Tamon K, Yuichiro U, *et al.* A mechanical analysis of femoral resurfacing implantation for osteonecrosis of the femoral head [J]. *J Arthroplasty*, 2010, 25(8): 1282-1288.
- [6] Punwar S, Khan WS, Longo UG. The use of computer navigation in hip arthroplasty: Literature review and evidence today [J]. *Orthop Traumatol Rehabil*, 2011, 13(5): 431-438.
- [7] Bozic KJ, Browne J, Dangles CJ, *et al.* Modern metal-on-metal hip implants [J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 2012, 20(6): 402-406.
- [8] Kohan L, Field CJ, Kerr DR. Early complications of hip resurfacing [J]. *J Arthroplasty*, 2012, 27(6): 997-1002.
- [9] Caouette C, Bureau MN, Vendittoli PA, *et al.* Anisotropic bone remodeling of a biomimetic metal-on-metal hip resurfacing implant [J]. *Med Eng Phys*, 2012, 34(5): 559-565.
- [10] Radcliffe IA, Taylor M. Investigation into the effect of varus-valgus orientation on load transfer in the resurfaced femoral head: A multi-femur finite element analysis [J]. *Clin Biomech*, 2007, 22(7): 780-786.
- [11] 王禹基, 孙俊英, 瞿玉兴, 等. 股骨头表面置换后股骨近段的生物力学研究 [J]. *医用生物力学*, 2007, 22(3): 294-297.
- [12] Wang YJ, Sun JY, Qu YX. Biomechanical experiment of hip surface replacement [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(3): 294-297.
- [13] Kleemann RU, Heller MO, Stoeckle U, *et al.* THA loading arising from increased femoral anteversion and offset may lead to critical cement stresses [J]. *J Orthopaedic Res*, 2003, 21(5): 767-774.
- [14] Richards CJ, Giannitsios D, Huk OL, *et al.* Risk of periprosthetic femoral neck fracture after hip resurfacing arthroplasty: Valgus compared with anatomic alignment. A biomechanical and clinical analysis [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2008, 90(3): 96-101.
- [15] Bos PK, van Biezen FC, Weinans H. Femoral component neck fracture after failed hip resurfacing arthroplasty [J]. *J Arthroplasty*, 2011, 26(8): 1570.e1-4.
- [16] Matharu GS, McBryde CW, Revell MP, *et al.* Femoral neck fracture after Birmingham hip resurfacing arthroplasty: Prevalence, time to fracture, and outcome after revision [J]. *J Arthroplasty*, 2013, 28(1): 147-153.
- [17] Cuckler JM. Metal-on-metal surface replacement: A triumph of hope over reason: affirms [J]. *Orthopedics*, 2011, 34(9): 439-441.
- [18] Amstutz HC, Le Duff MJ, Campbell PA, *et al.* Complications after metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty [J]. *Orthop Clin North Am*, 2011, 42(2): 207-230.
- [19] Macpherson GJ, Breusch SJ. Metal-on-metal hip resurfacing: A critical review [J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2012, 131(1): 101-110.
- [20] McMinn DJ, Daniel J, Ziaee H, *et al.* Indications and results of hip resurfacing [J]. *Int Orthop*, 2011, 35(2): 231-237.
- [21] Wang W, Geller JA, Hasija R, *et al.* Longitudinal evaluation of time related femoral neck narrowing after metal-on-metal hip resurfacing [J]. *World J Orthop*, 2013, 4(2): 75-79.
- [22] Ong KL, Kurtz SM, Manley MT, *et al.* Biomechanics of the Birmingham hip resurfacing arthroplasty [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2006, 88(8): 1110-1115.