

Acutrak 无头加压螺钉与 AO 空心拉力螺钉固定 Hoffa 骨折模型的生物力学研究

彭 静, 张树良, 冯 品, 姜 勇, 邹 昌, 张 晖, 屠重棋[△]

四川大学华西医院 骨科(成都 610041)

【摘要】 目的 比较 Acutrak 无头加压螺钉与 AO 空心拉力螺钉固定 Letenneur I 型 Hoffa 骨折的强度和稳定性,为临床中 Hoffa 骨折固定方法的选择提供生物力学依据。方法 选取 12 根新鲜冷冻成人尸体股骨标本制备 Letenneur I 型 Hoffa 骨折模型。随机分为 4 组行不同方式内固定, A 组:AO 空心拉力螺钉由前向后进钉, B 组:AO 空心拉力螺钉由后向前进钉, C 组: Acutrak 无头加压螺钉由前向后进钉, D 组: Acutrak 无头加压螺钉由后向前进钉。检测骨折块间压力,然后依次进行轴向压缩、循环负荷、极限负荷测试,评估各组模型在不同应力下骨折块移位程度及极限负荷大小。结果 骨折块间压力: A 组(69.46±12.52) N, B 组(65.51±15.00) N, C 组(96.29±22.56) N, D 组(97.76±22.36) N, 组间差异无统计学意义($P>0.05$)。轴向压缩测试骨折块间移位: A 组(1.231±0.649) mm, B 组(0.542±0.310) mm, C 组(0.499±0.175) mm, D 组(0.449±0.133) mm。A 组与 C 组、A 组与 D 组比较差异有统计学意义($P<0.05$),其余各组间比较差异无统计学意义($P>0.05$)。循环负荷测试:各组模型经受周期循环负荷后,骨折块轴向移位组间差异无统计学意义($P>0.05$)。极限负荷测试: A 组(1300.496±138.352) N, B 组(1322.499±168.651) N, C 组(2372.155±492.772) N, D 组(2301.772±657.874) N, A 组和 C 组、A 组和 D 组、B 组和 C 组、B 组和 D 组差异有统计学意义($P<0.05$), A 组和 B 组、C 组和 D 组差异无统计学意义($P>0.05$)。结论 Acutrak 无头加压螺钉固定 Letenneur I 型 Hoffa 骨折的强度和早期稳定性优于 AO 空心拉力螺钉,更有利于骨折 I 期愈合。螺钉进针方向对 AO 空心拉力螺钉固定效果有影响,但对 Acutrak 无头加压螺钉无影响。

【关键词】 Hoffa 骨折 生物力学 Acutrak 无头加压螺钉 AO 空心拉力螺钉

A Biomechanical Comparison of Acutrak Headless Compression Screw and AO Cannulated Lag Screw for the Fixation of Hoffa Fracture PENG Jing, ZHANG Shu-liang, FENG Pin, JIANG Yong, ZOU Chang, ZHANG Hui, TU Chong-qi[△]. Department of Orthopedics, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, China
[△] Corresponding author, E-mail: tuchongqi@163.com

【Abstract】 Objective To compare the stability, strength of Letenneur type I Hoffa fractures fixed by Acutrak headless compression screws and AO cannulated lag screws. **Methods** 12 models of Letenneur type I Hoffa fractures were randomly divided into 4 groups, which were fixed with two AO cannulated lag screws or Acutrak headless compression screws anteroposteriorly or posteroanteriorly. The stress between two fragments of all specimens was tested. Axial compression test, the cycle load test and the limit load test were successively performed in every specimen. **Results** In axial compression test, displacement of Acutrak headless compression screw groups was lower than that of AO cannulated lag screw anteroposteriorly ($P<0.05$). The load to failure for Acutrak headless compression screw groups was higher than that of AO cannulated lag screws ($P<0.05$), no matter in anteroposterior or posteroanterior direction. **Conclusion** The strength and stability of Letenneur type I Hoffa fractures fixed with Acutrak headless compression screw were superior to those provided by AO cannulated lag screw. The direction of screw affects the initial stability for AO cannulated lag screw, other than Acutrak headless compression screw.

【Key words】 Hoffa fracture Biomechanics Acutrak headless compression screw AO cannulated lag screw

Hoffa 骨折为股骨髁冠状面骨折,多为单发,外

侧较内侧更常见^[1,2]。Letenneur 等^[3]将 Hoffa 骨折分为 3 型,其中 I 型为累及整个股骨髁后部并与股骨后侧皮质平行的垂直骨折,临床上最为常见。

Hoffa 骨折常规的治疗方式是使用 2 枚 7.3 mm 空心拉力螺钉进行固定^[4], 螺钉方向不同固定稳定性也可能不同, 虽有部分关于进钉方向的研究, 但仍未达成共识。近年来高能量创伤因素引起的 Hoffa 骨折患者逐渐增多, 进而出现了较多螺钉内固定术后骨折不愈合和内固定失败的患者^[5]。目前为了减少对关节软骨的破坏, 有临床医生开始使用 Acutrak 无头加压螺钉^[6], Acutrak 无头加压螺钉从钉尖到钉尾直径逐渐变大, 呈锥形, 而螺距逐渐变小, 钉尖进入骨质的速度比钉尾快, 在螺钉推进时就对骨折面加压^[7,8]。故 Acutrak 无头加压螺钉可以作为治疗 Hoffa 骨折的选择, 但是目前对其治疗 Hoffa 骨折的生物力学研究较少。因此, 我们利用新鲜冷冻成人尸体股骨制作 Hoffa 骨折模型, 分别使用 Acutrak 无头加压螺钉和 AO 空心拉力螺钉固定, 比较两种螺钉及不同进钉方向对骨折内固定强度和稳定性的影响, 为临床中 Hoffa 骨折固定方法的选择提供生物力学依据。

1 材料和方法

1.1 材料

1.1.1 实验工具及仪器 医用电动摆锯、电钻、钻头、线锯、克氏针、螺丝刀、点式复位钳等。美国 INSTRON 公司生物力学试验机(型号: 8874); 四川大学生物力学实验室自行研制的膜片压力传感器

BH-system(膜片厚度为 0.208 mm)。

1.1.2 实验标本 自四川省骨库中心选取经检测骨密度 $>0.3 \text{ g/cm}^2$ 的 12 根新鲜冷冻成人尸体股骨标本(左右不限), 死亡时间距实验时间在 6 个月以内, 12 根股骨标本来自 12 人, 全为男性, 年龄 24~50 岁, 平均 32 岁。所有标本均通过肉眼观察、正侧位 X 片、三维 CT 确定无骨质缺损及病理性损害。

1.1.3 内固定材料 采用 Acutrak 无头全螺纹加压螺钉(钉尖 $\Phi 6 \text{ mm}$, 钉尾 $\Phi 7 \text{ mm}$)和 AO 半螺纹空心拉力螺钉(直径 7.3 mm), 均为钛合金材质。

1.2 方法

1.2.1 分组 将 12 根股骨随机分为 4 组, 每组 3 根。A 组: AO 空心拉力螺钉由前向后进钉; B 组: AO 空心拉力螺钉由后向前进钉; C 组: Acutrak 无头加压螺钉由前向后进钉; D 组: Acutrak 无头加压螺钉由后向前进钉。

1.2.2 骨折模型的制作与固定 实验前 24 h 在常温下解冻, 线锯截取股骨远端 25 cm, 参照 Letenneur 分型, 用厚约 1 mm 医用电动摆, 在股骨后皮质延线于冠状面截断外侧髁制成 Letenneur I 型 Hoffa 骨折模型(图 1)。

骨折截面矢状面中线中上 1/3、中下 1/3 处作为进钉位置, 两螺钉在矢状面排列并与骨折面垂直(图 2, 图 3), 制作 Letenneur I 型 Hoffa 骨折内固

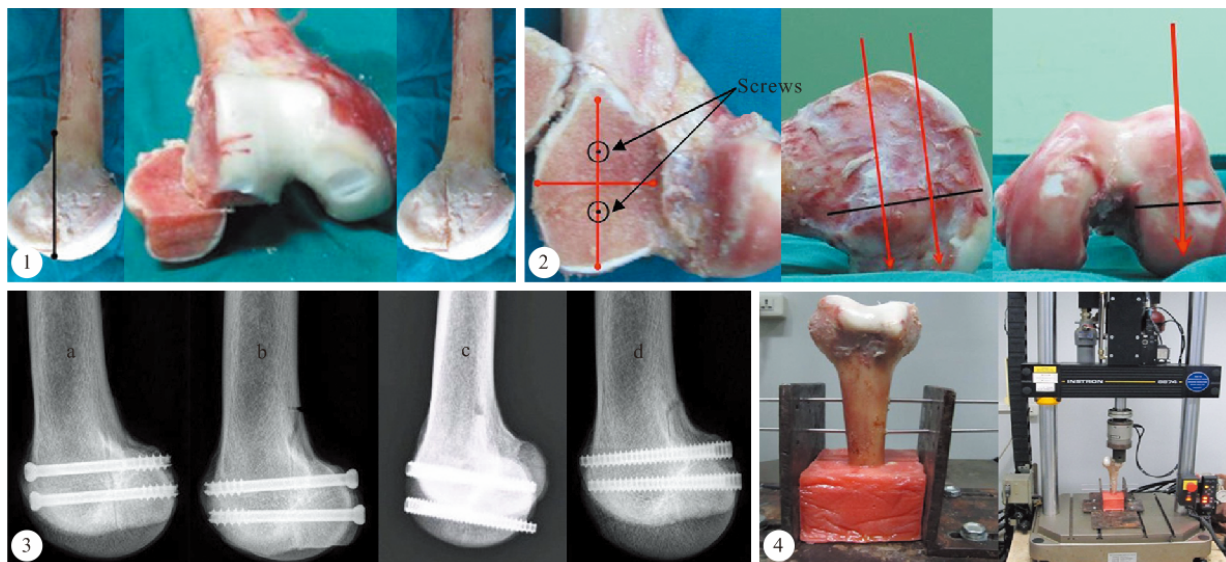


图 1 Letenneur I 型 Hoffa 骨折模型

图 2 螺钉的进钉位置及方向

图 3 固定后骨折模型 X 片

图 4 标本固定并进行生物力学测试

Fig 1 Model of Letenneur type I Hoffa fracture

Fig 2 Sites and directions of the screws fixing

Fig 3 X-rays of the fixation models

(a: Group A; b: Group B; c: Group C; d: Group D)

Fig 4 Immobilization and test of the fixation model

定模型 A、B、C、D 组。股骨近端用牙托粉包埋,植入夹具中,2 枚直径 3.0 mm 克氏针穿过股骨远端股骨干,保证力学测试时股骨髁部固定稳定、牢靠(图 4)。

1.2.3 Hoffa 骨折模型生物力学测试

1.2.3.1 骨折间压力测试 制备模型时将膜片压力传感器置入骨折块之间,骨折解剖复位,分别使用 Acutrak 无头加压螺钉和 AO 空心拉力螺钉按预设的进钉方向固定,检测并记录螺钉固定压力。

1.2.3.2 轴向压缩测试 模型置于生物力学试验机(INSTRON8874)上(图 4),沿股骨轴向对模型远端骨折块施加 260 N 压力,merlin 软件程序自动测量记录骨折块间的轴向位移。

1.2.3.3 循环负荷测试 沿股骨轴向对模型远端骨折块垂直施加 200~600 N 周期循环力,频率为 1.5 周期每秒,不间断循环施压 10 000 周期,Max V6.7 软件程序自动测量记录骨折块间轴向位移,每 100 周期记录一次。

1.2.3.4 极限负荷测试 沿股骨轴向以 1.5 mm/min 速率对模型远端骨折块垂直下压至内固定失效,merlin 软件程序记录检测得到极限负荷。

1.2.4 统计学方法 实验数据均以 $\bar{x} \pm s$ 表示。组

间差异采用单因素方差分析,LSD 法进行两两比较, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 骨折块间压力测试

各组骨折块界面间压力为:A 组(69.46 ± 12.52) N, B 组(65.51 ± 15.00) N, C 组(96.29 ± 22.56) N, D 组(97.76 ± 22.36) N。对各数据进行方差分析,各组间差异无统计学意义($P > 0.05$)。

2.2 轴向压缩测试

各组骨折块间的轴向位移:A 组(1.231 ± 0.649) mm, B 组(0.542 ± 0.310) mm, C 组(0.499 ± 0.175) mm, D 组(0.449 ± 0.133) mm。A 组轴向位移大于 B、C、D 组。其中 A 组与 C 组($P = 0.044$)、A 组与 D 组($P = 0.034$) 差异有统计学意义,其余各组间差异无统计学意义($P > 0.05$)。

2.3 循环负荷测试

循环负荷试验中,选取各组第 100、1000、2000、5000、10 000 周期时的轴向位移数据(表 1) 进行统计分析,各周期、各组间的最大轴向位移差异均无统计学意义($P > 0.05$)。

2.4 极限负荷测试

表 1 4 组循环负荷试验后轴向位移(mm)

Table 1 The axial displacement after cycle load test (mm)

Group	100 cycles	1000 cycles	2000 cycles	5000 cycles	10 000 cycles
A	0.595 ± 0.262	0.819 ± 0.325	0.914 ± 0.357	1.083 ± 0.269	1.252 ± 0.587
B	0.492 ± 0.106	0.838 ± 0.168	0.940 ± 0.208	1.095 ± 0.269	1.245 ± 0.356
C	0.435 ± 0.150	0.620 ± 0.168	0.705 ± 0.196	0.854 ± 0.277	0.957 ± 0.322
D	0.310 ± 0.090	0.435 ± 0.166	0.493 ± 0.182	0.568 ± 0.208	0.619 ± 0.218

各组极限负荷:A 组(1300.496 ± 138.352) N, B 组(1322.499 ± 168.651) N, C 组(2372.155 ± 492.772) N, D 组(2301.772 ± 657.874) N。其中 A 组与 C 组、A 组与 D 组、B 组与 C 组、B 组与 D 组差异有统计学意义($P < 0.05$),A 组与 B 组、C 组与 D 组差异无统计学意义($P > 0.05$)。

3 讨论

3.1 Hoffa 骨折材料、模型及加载力的确定

Hoffa 骨折手术多采用拉力螺钉,对伴有骨质疏松或陈旧性骨折不愈合的患者通常附加支撑钢板^[5,9]以增强固定强度。近来有学者推荐使用 Acutrak 全螺纹无头加压螺钉^[6],此种螺钉进钉时较普通拉力螺钉对软骨面的破坏小,且能完全埋入软骨面下,减少了对关节软骨和周围软组织的刺激,

是治疗 Hoffa 骨折的良好选择。但其是否能获得更好的早期稳定性,目前缺乏 Acutrak 无头加压螺钉固定 Hoffa 骨折生物力学的研究。

Letenneur 等^[3]将 Hoffa 骨折分为 3 型,Letenneur II 型由于骨折块较小,多使用拉力螺钉由后向前固定^[10-12]。Letenneur III 型为累及股骨髁的斜形骨折,骨折线相对较前,临床中较多由前向后固定^[12,13]。Letenneur I 型骨折线位置与股骨侧皮质平行,位置适中,选择前后进钉还是后前进钉的随意性较大,未达成共识,故本实验选取制作 Letenneur I 型 Hoffa 骨折模型。

对于生物力学实验在尸体骨与复合材料骨的选择上有一定争议。复合材料骨来源广,容易获得,机械强度、骨质差异变异小,样本一致性强^[14],但其硬度与尸体骨差异较大^[15],不能切实模仿人体骨的生

物力学特性,其皮质较尸体骨厚,增加了内固定器材的稳定强度,容易获得更好的实验结果^[16],从而导致误判。新鲜尸体骨质结构和骨密度因种族、年龄和性别不同而有差异,均一性较差^[17],来源少、不易获得,但可以真实反映活体骨骼的生物力学特点。并且松质骨的生物力学性能不受深低温储藏时间的影响^[18]。本实验的模型材料是在-80℃环境中保存6个月以内的新鲜尸体股骨,其生物力学性能与活体相当。

加载力根据膝关节生理受力确定。正常人双足静止平衡站立时,单膝承载质量约为体质量的43%^[19]。本实验采用体质量60kg作为力学加载标准,故在轴向位移测试中加载力为260N。Agarwal等^[20]允许患者术后第2d开始主动和被动膝关节功能锻炼。膝关节在伸直0°时,受股四头肌牵拉在胫股关节间产生的压力约为600N^[19],开始下床锻炼时也是让患者先部分负重200N,根据X片评估逐步增加到600N^[21],故本实验循环负荷测试中施加负荷为200~600N。

3.2 Hoffa 骨折模型螺钉内固定后生物力学分析

在轴向压缩测试中,A组轴向位移明显大于C、D组,差异有统计学意义,故C、D组的初始稳定性强于A组;B组轴向位移稍大于C、D组,但仅为A组的44%,且B组与A组比较P值为0.055,接近检验水准,考虑样本量小,故推断B组的稳定性优于A组;C、D组间的轴向位移差异无统计学意义,两组初始稳定性相当。Jarit等^[22]发现拉力螺钉由后向前进钉的轴向位移为由前向后进钉的59.7%,李卫华等^[21]实验结果为由后向前进钉的轴向位移为由前向后进钉轴向位移的13.7%。本实验中AO拉力螺钉组结果与以上两实验相符。由此认为在Hoffa骨折内固定早期,普通拉力螺钉由后向前进钉的稳定性优于由前向后进钉,而Acutrak螺钉固定稳定性优于AO拉力螺钉。

在循环负荷测试中,各周期、各组间比较差异无统计学意义($P>0.05$),但Acutrak螺钉组10000周期时的轴向位移小于拉力螺钉组,尤其以D组更明显,其轴向位移约为A、B组的50%,虽然统计分析无差异,但考虑与样本量少有关。故仍认为Acutrak螺钉较普通拉力螺钉在经历长时间循环负荷后,能更好地保持最初的固定强度和稳定性。Wheeler等^[7]发现循环负荷之后,Acutrak螺钉可以保持骨折界面间初始压力的91.3%,而AO拉力螺钉为65.4%,可能与Acutrak螺钉的形态设计有

关:Acutrak螺钉的全螺纹设计增加了骨与螺钉的接触面积,加上变螺纹螺距的锥形设计,使其能够获得更大螺钉把持力、抗拔出力和抗剪切力。

对各组进行极限负荷测试发现,C组平均极限负荷是A组的1.82倍及B组的1.7倍,D组是A组和B组的1.77倍和1.74倍,A组与C、D组,B组与C、D组间差异均有统计学意义($P<0.05$)。这反映Acutrak螺钉组固定强度大于AO空心拉力螺钉,其固定Hoffa骨折模型的稳定性更佳。Elkowitz等^[23]也发现Acutrak螺钉的最大失效负荷显著大于拉力螺钉。本研究中A组和B组、C组和D组平均极限负荷差异无统计学意义($P>0.05$),故同种螺钉所承受极限负荷大小与进钉方向无关。李卫华等^[21]认为由前向后和由后向前进钉最大失效负荷之间的差异无统计学意义。而Jarit等^[22]发现由后向前进钉比由前向后进钉的极限负荷大,与本实验不同,可能与螺钉安放位置有关,在Jarit的模型中,两枚螺钉在横断面排列、相距近,而本实验中螺钉在矢状位排列、相距远,各组模型螺钉安放位置基本相同。

关节内骨折治疗目标是解剖复位、坚强固定以便于早期活动。鉴于Acutrak螺钉所致骨折块间压力大,其抗轴向压缩及极限负荷明显大于AO空心拉力螺钉,早期稳定性好,同时Acutrak螺钉无头设计避免埋头程序,缩短手术时间,对关节面的损伤小,是治疗Hoffa骨折的良好选择。

参 考 文 献

- 1 Manfredini M, Gildone A, Ferrante R, *et al.* Unicondylar femoral fractures; therapeutic strategy and long-term results. *Acta Orthop Belg*,2001;67(2):132-138.
- 2 Forster MC, Komarsamy B, Davison JN. Distal femoral fractures; a review of fixation methods. *Injury*,2006;37(2):97-108.
- 3 Letenneur J, Labour PE, Rogez JM, *et al.* Hoffa's fractures: report of 20 cases. *Ann Chir*,1978;32(3-4):213-219.
- 4 Cheng PL, Choi SH, Hsu YC. Hoffa fracture: should precautions be taken during fixation and rehabilitation. *Hong Kong Med J*,2009;15(5):385-387.
- 5 Singh AP, Dhammi IK, Vaishya R, *et al.* Nonunion of coronal shear fracture of femoral condyle. *Chin J Traumatol*,2011;14(3):143-146.
- 6 Borse V, Hahnel J, Cohen A. Hoffa fracture; fixation using headless compression screws. *Eur J Trauma Emerg Surg*,2010;36(5):477-479.
- 7 Wheeler D, McLoughlin SW. Biomechanical assessment of compression screws. *Clin Orthop Rel Res*,1998;350:237-245.

- 8 Faran KJ, Ichioka N, Trzeciak MA, *et al.* Effect of bone quality on the forces generated by compression screws. *J Biomech*,1999;32(8):861-864.
- 9 Chang JJ, Fan JC, Lam HY, *et al.* Treatment of an osteoporotic Hoffa fracture. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*.2010;18(6):784-786.
- 10 郭林新, 刘庆军, 郭志民等. Hoffa 骨折的内固定治疗体会. *中国骨与关节损伤杂志*,2007;22(11):957-958.
- 11 董立明. Letenneur II 型 Hoffa 骨折九例. *中华创伤杂志*,2009;25(6):545-546.
- 12 Gavaskar AS, Tummala NC, Krishnamurthy M. Operative management of Hoffa fractures—a prospective review of 18 patients. *Injury*,2011;42(12):1495-1498.
- 13 Lewis SL, Pozo JL, Muirhead-Allwood WF. Coronal fractures of the lateral femoral condyle. *J Bone Joint Surg Br*,1989;71(1):118-120.
- 14 Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, *et al.* Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech*,1996;29(4):525-535.
- 15 Papini M, Zdero R, Schemitsch EH, *et al.* The biomechanics of human femurs in axial and torsional loading; comparison of finite element analysis, human cadaveric femurs, and synthetic femurs. *J Biomech Eng*,2007;129(1):12-19.
- 16 Khalafi A, Hazelwood S, Curtiss S, *et al.* Fixation of the femoral condyles: a mechanical comparison of small and large fragment screw fixation. *J Trauma*,2008;64(3):740-744.
- 17 Du C, Ma H, Ruo M, *et al.* An experimental study on the biomechanical properties of the cancellous bones of distal femur. *Biomed Mater Eng*,2006;16(3):215-222.
- 18 Matter HP, Garrel TV, Bilderbeek U, *et al.* Biomechanical examinations of cancellous bone concerning the influence of duration and temperature of cryopreservation. *J Biomed Mater Res*,2001;55(1):40-44.
- 19 林祥波. 固定与旋转平台膝关节假体有限元、体外生物力学分析及临床应用研究. 第二军医大学:临床医学院,2009.
- 20 Agarwal S, Giannoudis PV, Smith RM. Cruciate fracture of the distal femur; the double Hoffa fracture. *Injury*,2004;35(8):828-830.
- 21 李卫华, 刘亚波, 王满宜. 抗滑动钢板治疗 Letenneur I 型 Hoffa 骨折的生物力学研究. *中华创伤骨科杂志*,2009;11(9):850-853.
- 22 Jarit GJ, Kummer FJ, Gibber MJ, *et al.* A mechanical evaluation of two fixation methods using cancellous screws for coronal fractures of the lateral condyle of the distal femur (OTA type 33B). *J Orthop Trauma*,2006;20(4):273-276.
- 23 Elkowitz SJ, Polatsch DB, Egol KA, *et al.* Capitellum fractures: a biomechanical evaluation of three fixation methods. *J Orthop Trauma*,2002;16(7):503-506.

(2012-10-08 收稿,2012-12-25 修回)

编辑 汤洁

(上接第 221 页)

- 11 Zweymüller KA, Schwarzingler UM, Steindl MS, *et al.* Radiolucent lines and osteolysis along tapered straight cementless titanium hip stems; a comparison of 6-year and 10-year follow-up results in 95 patients. *Acta Orthop*,2006;77(6):871-876.
- 12 Pradhan R. Planar anteversion of the acetabular cup as determined from plain anteroposteriorradiographs. *J Bone Joint Surg(Br)*,1999;81(3):431-435.
- 13 Valenti JR, Del RJ, Amillo S. Catastrophic wear in a metal-on-ceramic total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*,2007;22(6):920-922.
- 14 Williams S, Brockett CL, Hardaker C, *et al.* Novel ceramic-on-metal hip replacements. *J Bone Joint Surg(Br)*,2011;93B(suppl 1):35.
- 15 Migaud H, Putman S, Krantz N, *et al.* Cementless metal-on-metal versus ceramic-on-polyethylene hip arthroplasty in patients less than fifty years of age: a comparative study with twelve to fourteen-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am*,2011;93(suppl 2):137-142.
- 16 Hananouchi T, Saito M, Nakamura N. Huge pelvic mass secondary to wear debris causing ureteral obstruction. *J Arthroplasty*,2005;20(7):946-949.
- 17 Williams S, Schepers A, Isaac G, *et al.* The 2007 Otto Aufranc Award: ceramic-on-metal hip arthroplasties: a comparative *in vitro* and *in vivo* study. *Clin Orthop Relat Res*,2007;46(5):23-32.
- 18 Back DL, Young DA, Shimmin AJ. How do serum cobalt and chromium levels change after metal-on-metal hip resurfacing. *Clin Orthop Relat Res*,2005;438(9):177-181.
- 19 Maezawa K, Nozawa M, Yuasa T, *et al.* Changes of serum chromium levels after Metasul metal-on-metal total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*,2010;25(8):1196-1200.

(2012-07-17 收稿,2012-10-19 修回)

编辑 沈进