

# 集成机器人磨削的定制式假体制作方法研究

管晓东<sup>1</sup> 吴琪<sup>2</sup> 庞滨<sup>1</sup> 席文明<sup>1</sup>

(1.厦门大学 机电工程系 福建 厦门 361005 2.中国人民解放军第八二医院 江苏 淮安 223001)

**摘要** 影响非骨水泥假体长期稳定的因素是无菌松动、微动和应力遮蔽通过破坏假体近端的骨整合导致假体的无菌松动,而微动和应力遮蔽与假体的力传递相关。定制式假体的设计模型来源于病人股骨的 CT 数据,它建立了有限元模型与手术模型的一致性,通过有限元模型上的力传递分析,优化假体的设计和假体与髓腔的匹配,控制手术后假体上的力传递,避免假体近端大的微动和应力遮蔽而破坏假体在髓腔中的初期稳定性,促进假体近端的骨整合。针对定制式假体,发展一种新型的集成技术,形成定制式假体设计、有限元分析和制造一体化,特别是采用 CAD/CAM/Robot 集成技术加工定制式假体,在建立 CAM 软件空间各单元与机器人工作空间对应各单元一致性基础上,提高了假体的制造精度。仿真和实验结果表明,有限元分析方法可以控制假体上的力传递,机器人磨削柄体的误差小于 0.9mm。

**关键词** 定制式假体;CAD/CAM/Robot;力传递;有限元分析

**中图分类号** :TH16 **文献标识码** :A **文章编号** :1001-3997(2017)12-0247-04

## The Method Research of Integrated Robot Grinding Technology for Custom Femoral Prostheses

GUAN Xiao-dong<sup>1</sup>, WU Qi<sup>2</sup>, PANG Bang<sup>1</sup>, XI Wen-ming<sup>1</sup>

(1.School of Physics and Mechanical and Engineering, Xiamen University, Fujian Xiamen 361005, China;

2.The 82 Hospital of People's Liberation Army, Jiangsu Huai'an 223001, China)

**Abstract** The reason that affects long-term stability of cementless femoral prosthesis is aseptic loosening, micromotion and stress shielding that are related to the force transfer of prosthesis can destroy the osseointegration of proximal prosthesis and make the prosthesis to form aseptic loosening in the femur cavity. The design model of custom femoral prosthesis is from the CT reconstruction of patient femur, the fit of prosthesis and femoral cavity at design period of the prosthesis is same the fit at surgical operation period, then the results of finite element analysis at design period can be used to control the force transfer of prosthesis at postoperative, the improper micromotion and stress shielding of proximal prosthesis that destroy the primary stability of prosthesis in femoral cavity can be avoided and the osseointegration of proximal prosthesis can form. In this paper, we develop the new technology to integrate the design, finite element analysis and manufacture of the custom prosthesis, specially, we use the CAD/CAM/robot integration method to machine custom prosthesis. On the basis of establishing consistency of each module in CAM software space and robot working space, the manufacturing precision of the prosthesis was improved. In the conclusion, the finite element analysis of the custom prosthesis can control the force transfer of prosthesis and the milling errors of custom prosthesis is less than 0.9 mm.

**Key Words** Custom Prosthesis; CAD/CAM/Robot; Force Transfer; Finite Element Analysis

DOI:10.19356/j.cnki.1001-3997.2017.12.061

## 1 引言

无菌松动导致髌假体置换的失败<sup>[1]</sup>。非骨水泥假体置换手术后,假体近端形成骨整合,骨整合期间假体的稳定被称为初期稳定,而骨整合形成后的假体稳定被称为长期稳定<sup>[2]</sup>。假体近端形成骨整合后,维持了假体在髓腔中的压配状态<sup>[3]</sup>,避免了假体长期稳定过程中的下沉而导致的无菌松动。

骨整合的条件是在假体的初期稳定期间,假体上的力能够

传递到股骨近端并且引起的微动小于极限值。假体上的力传递受到假体模量、外形、表面加工质量和假体与髓腔的匹配等影响,多参数耦合导致假体的力传递控制困难。如果假体的力传递引起股骨近端大的微动,骨整合区的骨内长无法形成。而当假体上的力无法传递到假体近端时,假体近端将形成应力遮蔽,导致股骨溶解<sup>[4]</sup>。微动和应力遮蔽通过对假体近端骨整合的影响,破坏假体的长期稳定而形成无菌松动。实际上,对于同一假体,不同病人的体

来稿日期 2017-06-14

作者简介 管晓东(1991-)男 山东青岛人 硕士研究生 助教 主要研究方向 机器人技术

重都影响着假体上的力传递, 决定假体近端的骨整合<sup>5</sup>。

临床上应用的人工假体有多种型号, 并且假体的材料各不相同。手术时, 医生通过扩髓达到假体与髓腔的匹配。由于医生扩髓的不确定性, 使得有限元分析的假体与髓腔匹配模型与手术后假体与髓腔匹配模型不一致, 无法控制手术后假体上的力传递, 从而影响近端的骨整合。定制式假体的设计模型来源于病人股骨的 CT 数据, 该模型与手术后假体在髓腔中的匹配模型一致, 这样, 定制式假体设计模型上的有限元分析结果可以控制手术后假体上的力传递。同时, 定制式假体可以获得高匹配度, 改善假体的长期稳定性<sup>6</sup>。

定制式假体采用实时制造方法, 其应用的关键是解决低成本、长制造周期等问题。机器人具有加工精度高、易编程、加工成本低和易于加工复杂曲面等特点。针对定制式假体传统的加工工艺问题提出了以机器人集成技术为核心的自动化加工方法。通过 CAD/CAM/Robot 一体化技术将定制式假体的设计、有限元力传递分析和制造集成在一起, 该集成制造方法不但提高了假体设计与制造速度, 而且精度高, 降低了假体制造成本, 为定制式假体的临床应用建立了基础。

### 2 定制式假体的制作流程

定制式假体集成系统流程, 如图 1 所示。由假体设计、有限元力传递分析和机器人加工三部分组成。在定制式假体设计中, 采用病人的股骨 CT 数据和 Mimics 软件对病人股骨进行三维重建, 利用 Mimics 软件中的布尔运算获得股骨髓腔的三维模型。定制式假体由假体近端和柄体组成, 假体近端依据现有假体的近端形状结合股骨三维模型进行设计, 而柄体依据股骨髓腔模型设计。

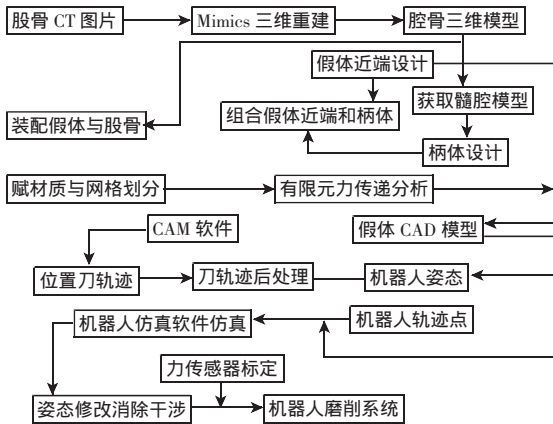


图 1 定制式假体集成系统的流程

Fig.1 Process of the Custom Prosthesis Integrated System

组合设计完成的假体近端和柄体模型并与股骨三维模型装配, 对假体和股骨分配不同的材质并进行网格划分。在假体上加加载力, 利用有限元软件分析假体上的力传递、力传递与假体设计参数关系、力传递与假体匹配区域大小的关系。依据有限元分析结果, 优化假体的设计参数, 获得有利于假体近端骨整合的假体初期稳定性所需要的假体几何尺寸。

完成假体的优化设计后, 将假体的 CAD 模型导入 CAM 软件中, 自动生成假体数控加工的位置刀轨迹。刀轨迹后处理后, 转换成机器人加工的位置轨迹。利用刀具和假体模型的约束关系, 获得机器人加工轨迹的姿态。组合机器人轨迹的位置和姿态, 获

得机器人加工轨迹。将机器人加工轨迹导入机器人仿真软件, 进行假体加工前的仿真, 如果发现刀具和假体模型干涉, 通过调整机器人的姿态消除干涉。利用力传感器和标定块建立 CAM 软件空间和实际机器人空间的一致性, 减小加工轨迹点从软件空间映射到实际空间的误差。最后, 将 CAM 软件空间产生的加工轨迹下载到机器人控制器中, 对定制式假体进行磨削加工。

### 3 定制式假体的实际制作

#### 3.1 定制式假体设计及有限元分析

设计假体的 CT 数据来源于中国人民解放军第八二医院, 标本股骨来源于南京医科大学, 螺旋 CT 机的型号为 Philips Gemini, 扫描间隔为 0.9mm, 分辨率为 (512x512)。将扫描的 CT 图片导入 Mimics 10.0 软件 (Materialise 公司, 比利时), 选取 -726—2800 阈值进行三维重建, 获得股骨的三维 CAD 模型。对股骨模型进行布尔运算, 获得股骨髓腔的三维模型, 截取髓腔峡部向上 5mm 到 60mm 处的一段髓腔模型作为柄体的模型。假体近端模型来源于苏州欣荣博尔特有限公司的标准 8 号假体模型, 截取该模型的近端与设计的柄体组合形成定制式假体, 如图 2 所示。在组合假体时, 通过修改假体近端的模型, 保证假体的颈干角和股骨的颈干角一致, 并且假体的顶端处于股骨头中心, 如图 2(a), 图 2(b) 是组合后的假体。

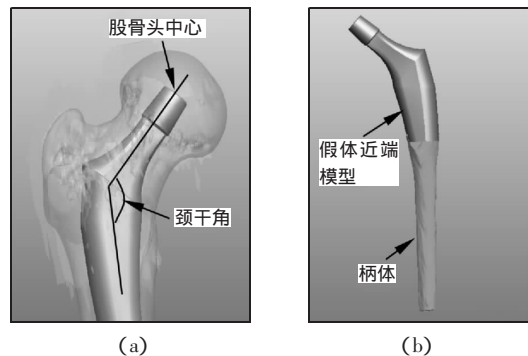


图 2 定制式假体设计模型

Fig.2 Model of Custom Femoral Prosthesis

采用有限元方法分析的假体与股骨髓腔匹配后的力传递<sup>7</sup>。将股骨模型和定制式假体模型导入 Pro-E 5.0 中进行装配, 将装配好的模型导入 Ansys Workbench 14.5 赋材质并进行网格划分, 其中股骨的模量设置为  $2 \times 10^{10}$  Pa, 定制式假体的模量设置为  $11 \times 10^{10}$  Pa。不同匹配区大小的假体力传递, 如图 3 所示。

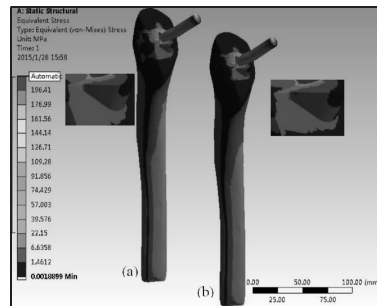


图 3 不同匹配区大小的假体力传递

Fig.3 The Force Transfer of Prosthesis in Different Sized Matching Area

在装配模型的假体上加加载力, 力作用在假体顶端。假体与髓腔采用远近端匹配方式, 即远端采用定制式柄体与骨干匹配, 匹配长度为 50mm, 而假体近端与干骺匹配。图 3(a) 是假体加载

480N 力后, 股骨上的力分布, 这时, 假体上的力已经传递到股骨的最上端, 见图 3(a)中的局部图。所以, 图 3(a)中, 假体初始稳定的条件是假体上加的力不超过 480N。图 3(b)中的柄体与髓腔匹配区域为图 3(a)的一半, 匹配区长度为 25mm。当假体上加 350N 力时, 假体上的力已经传递到股骨的最上端, 所以, 图 3(b)中, 假体初始稳定的条件是假体上加的力不超过 350N。从图 3 可以看出, 随着柄体与髓腔匹配区域的减小, 假体上的力易于向股骨近端传递。这样, 通过控制假体与髓腔的匹配区域大小, 可以有效控制假体上的力传递。

### 3.2 机器人磨削技术制作定制式假体

由于机器人的加工轨迹在 CAM 软件中产生, 当其映射到实际机器人空间时将产生误差, 该误差是由于软件空间中的各单元与实际空间对应单元的不一致造成的, 所以在加工轨迹用于加工前, 需要建立 CAM 软件空间与机器人实际空间的一致性。

软件空间中机器人模型、假体毛坯模型和砂带磨削机模型的坐标系分别为  $\Sigma_{x_0y_0z_0}$ 、 $\Sigma_{x_ny_nz_n}$  和  $\Sigma_{x_Ty_Tz_T}$ , 如图 4 所示。实际空间中, 机器人、假体毛坯和砂带磨削机的坐标系分别是  $\Sigma_{X_0Y_0Z_0}$ 、 $\Sigma_{X_nY_nZ_n}$  和  $\Sigma_{X_TY_TZ_T}$ 。由于机器人、假体和磨削机等在实际安装和制作时都存在误差, 导致实际空间中机器人、假体毛坯和砂带磨削机的位置姿态和软件空间中的不一致。软件空间中  $J_{T1}$  表示机器人模型与假体毛坯模型的转换矩阵, 机器人模型与砂带磨削机模型之间的转换矩阵为  $J_{T2}$ , 砂带磨削机模型与假体毛坯模型之间的转换矩阵是  $J_{T3}$ 。实际空间中, 机器人与假体毛坯之间的转换矩阵是  $J_1$ , 机器人与砂带磨削机之间的转换矩阵是  $J_2$ , 砂带磨削机和假体毛坯之间的转换矩阵是  $J_3$ ,  $M$  是实际空间与软件空间之间的比例映射矩阵, 如图 4 所示。

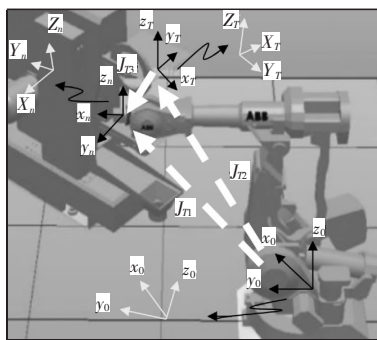


图 4 磨削加工中的空间一致性示意图  
Fig.4 The Spatial Consistency of Grinding

要建立软件与实际空间的一致性, 需建立以下的关系:

$$\begin{cases} J_{T1} = mJ_1 \\ J_{T2} = mJ_2 \\ J_{T3} = mJ_3 \end{cases} \quad (1)$$

式中  $J_1, J_2, J_3, J_{T1}, J_{T2}, J_{T3}$ —(4×4)的齐次坐标矩阵,  $m$ —比例系数,  $M = mI$   $J$ —(4×4)单位矩阵。假设开始标定前, 软件空间与实际空间的位置、姿态是一致的, 则:

$$J_0 = J_{T0} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = T_0 \quad (2)$$

式中  $J_{T0}, J_0$ —开始标定时软件空间与实际空间中机器人与砂带磨削机之间的转换矩阵。由于软件 and 实际空间存在误差,  $J_0$  和  $J_2$  不相等, 假设  $J_0$  和  $J_2$  之间的姿态误差为  $ROT(X, \alpha)$ 、 $ROT(Y, \beta)$ 、 $ROT(Z, \gamma)$ , 位置误差为  $Tran(X, p_x)$ 、 $Tran(X, p_y)$ 、 $Tran(X, p_z)$ , 由式(2)得:

$$J_2 = J_0 \cdot ROT(Z, \gamma) \cdot ROT(Y, \beta) \cdot ROT(X, \alpha) \cdot Tran(X, p_x) \cdot Tran(Y, p_y) \cdot Tran(Z, p_z) = J_{T0} \cdot ROT(Z, \gamma) \cdot ROT(Y, \beta) \cdot ROT(X, \alpha) \cdot Tran(X, p_x) \cdot Tran(Y, p_y) \cdot Tran(Z, p_z) \quad (3)$$

式中  $ROT(X, \alpha)$ 、 $ROT(Y, \beta)$ 、 $ROT(Z, \gamma)$ —绕磨削机坐标系  $\Sigma_{X_TY_TZ_T}$  的  $X_T, Y_T, Z_T$  轴旋转  $\alpha, \beta, \gamma$  角度形成的(4×4)齐次坐标矩阵;  $Tran(X, p_x)$ 、 $Tran(X, p_y)$ 、 $Tran(X, p_z)$ —沿磨削机坐标系  $\Sigma_{X_TY_TZ_T}$  的  $X_T, Y_T, Z_T$  轴平移  $p_x, p_y, p_z$  距离形成的(4×4)齐次坐标矩阵。

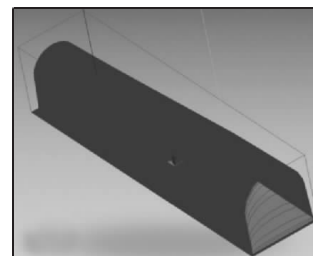
欲使软件空间与实际空间中的砂带磨削机姿态和位置一致, 需要对砂带磨削机的初始坐标系  $\Sigma_{x_Ty_Tz_T}$  进行旋转和平移。将式(3)代入式(1)得:

$$J_{T2} = mI \cdot J_0 \cdot ROT(z, \gamma) \cdot ROT(y, \beta) \cdot ROT(x, \alpha) \cdot Tran(x, p_x) \cdot Tran(y, p_y) \cdot Tran(z, p_z) \quad (4)$$

式中  $ROT(X, \alpha)$ 、 $ROT(Y, \beta)$ 、 $ROT(Z, \gamma)$ —绕磨削机坐标系  $\Sigma_{x_Ty_Tz_T}$  的  $x_T, y_T, z_T$  轴旋转  $\alpha, \beta, \gamma$  角度形成的(4×4)齐次坐标矩阵;  $Tran(x, p_x)$ 、 $Tran(X, p_y)$ 、 $Tran(X, p_z)$ —沿磨削机坐标系  $\Sigma_{x_Ty_Tz_T}$  的  $x_T, y_T, z_T$  轴平移  $p_x, p_y, p_z$  距离形成的(4×4)齐次坐标矩阵。 $\alpha, \beta, \gamma$  和  $p_x, p_y, p_z$  可以通过力传感器和标定块测量得到, 是已知量, 则可以用式(4)对软件空间的砂带磨削机模型进行调整, 使其与实际空间中的砂带磨削机的位置、姿态一致。

利用同样的方法可以对  $J_3$  进行标定, 从而对软件空间中的假体毛坯模型进行调整, 使其与实际空间位置、姿态一致。

建立软件空间和实际空间建立一致性后, 就可以将软件空间产生的轨迹下载到实际机器人的控制器中, 对假体进行制作。利用 CAM 软件自动产生的数控加工位置刀轨迹, 位置刀轨迹处理后, 转换成机器人位置轨迹, 如图 5(a)所示。将该轨迹导入机器人仿真软件, 利用刀具与柄体模型表面的约束关系, 产生机器人的姿态, 如图 5(b)所示。此时, 机器人的轨迹点法向量垂直于柄体模型表面。图 5(c)是利用机器人仿真软件对机器人磨削轨迹进行仿真, 消除柄体模型与磨削装备的干涉, 如图 5(c)所示。将仿真后的加工轨迹下载到机器人控制器中, 对柄体进行磨削加工, 如图 5(d)所示。假体近端的加工方法和柄体相同, 加工后的柄体和假体近端被焊接在一起, 形成定制式假体。



(a)

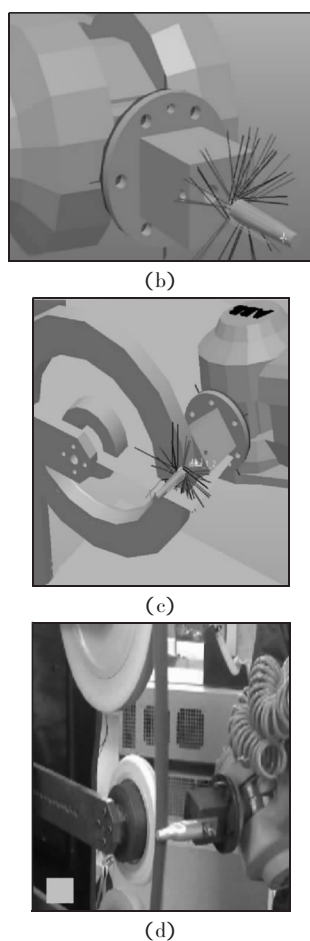
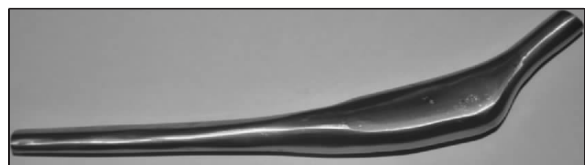


图5 加工轨迹生成与仿真以及机器人集成加工  
Fig.5 Generation and Simulation of the Machining  
Path Robot Integration Processing

## 4 实验结果

利用一维探针测量加工后的定制式柄体断面尺寸并与相同位置的髓腔模型断面尺寸进行比较,共测量2个断面,断面之间的距离为10mm,每个断面上的测量点为72个。第一个断面实际轮廓与模型轮廓的平均误差为0.2905mm,最大误差为0.6248mm,最小误差为-0.0383mm,方差为0.025。第二个断面实际轮廓与模型轮廓的平均误差为0.2536mm,最大误差为0.5715mm,最小误差为-0.0144mm,方差为0.0196。加工完成的定制式假体与标本股骨的匹配如图6所示。由于铜合金与钛合金模量相近,考虑到成本和加工工艺,假体采用铜合金磨削而成,如图6(a)所示。假体与股骨的匹配图如图6(b)所示。假体和标本股骨匹配后不同方向的X射线图如图6(c)、图6(d)所示。从图中可以看出,假体与股骨髓腔具有好的匹配度,通过在X射线图像上的侧量,除假体近端和柄体交界处的匹配间隙大于1mm外(1.3mm),其余部分的匹配间隙均小于1mm。大于1mm间隙的原因是假体近端与柄体组合时,在设计软件中对组合界面进行了平滑处理,使得柄体的形状有所改变。



(a)

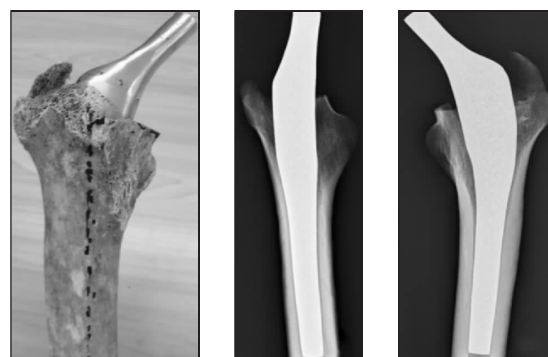


图6 加工完成后的定制假体及其与股骨的匹配  
Fig.6 The Custom Femoral Prosthesis and Matching to the Femur

## 5 结论

定制式假体与股骨髓腔具有高的匹配度,能形成假体与髓腔的唯一匹配模型,可以利用有限元分析方法对假体上的力传递进行控制,减小假体近端的应力遮蔽,促进假体近端的骨整合。另外,假体与股骨髓腔的高匹配度有利于假体在髓腔中的长期稳定性,延长假体的寿命。

定制式假体临床应用的关键是缩短制作周期、降低制造成本。利用机器人磨削的集成制造方法制作定制式假体,在获得假体高匹配度的同时,可以有效降低假体制作成本,缩短假体制作周期。采用机器人磨削方法制作假体,其最大制作误差小于0.9mm,而在医学上,当假体与股骨髓腔之间的间隙小于1mm时,就认为假体与髓腔匹配,所以,机器人磨削假体的技术满足医学上对假体精度的要求。

## 参考文献

- [1] Gortchacow M, Wettstein M, Pioletti D. Simultaneous and multisite measure of micromotion, subsidence and gap to evaluate femoral stem stability[J]. *Journal of Biomechanics*, 2012, 45(7): 1232-1238.
- [2] Pattyn C, Mulliez A, Verdonk R. Revision hip arthroplasty using a cementless modular tapered stem [J]. *International Orthopaedics*, 2011, 36(1): 35-41.
- [3] Farfalli G, Boland P, Morris C. Early equivalence of uncemented press-fit and Compress femoral fixation[J]. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2009, 467(11): 2792-2799.
- [4] Abdulkadir M, Hansen U, Klabunde R. Finite element modeling of primary hip stem stability: The effect of interference fit[J]. *Journal of Biomechanics*, 2008, 41(3): 587-594.
- [5] Stihsen C, Radl R, Keshmiri A. Subsidence of a cementless femoral component influenced by body weight and body mass index[J]. *International Orthopaedics*, 2012, 36(5): 941-947.
- [6] Sakai T, Sugano N, Nishii T. Stem length and canal filling in uncemented custom-made total hip arthroplasty[J]. *International Orthopaedics*, 1999, 23(4): 23-41.
- [7] 陈晖, 李名尧, 吴华春. 模具 CAD/CAE/CAM 技术的发展及软件应用[J]. *机械设计与制造*, 2011(6): 238-240.  
(Chen Hui, Li Ming-yao, Wu Hua-chun. Development of CAD/CAE/CAM technology for mould and its software application[J]. *Machinery Design & Manufacture*, 2011(6): 238-240.)