

文章编号: 1004-7220(2012)05-0542-06

# 全髋关节置换术后脱位的风险分析

周海<sup>1</sup>, 季文婷<sup>1</sup>, 王燎<sup>2</sup>, 曾祥森<sup>1</sup>, 王成焘<sup>1</sup>

(1. 上海交通大学 生物医学制造与生命质量工程研究所, 上海 200240;

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

**摘要:** **目的** 探讨分析全髋关节置换术后常见的脱位失效的风险。**方法** 利用光学运动捕捉系统对正常人群进行日常行为的下肢运动学测量, 设计并开发可视化髋关节假体运动分析软件。利用该软件测量不同设计参数的髋关节假体的最大安全活动范围, 分析臼杯假体和股骨柄假体的相对运动关系, 判断假体的活动安全性。**结果** 利用测量得到的人体行为运动学数据, 通过软件对比天然髋关节的活动度与全髋关节置换术后的活动范围, 获得了髋关节假体脱位与人体行为运动的关系, 并检测了植入假体的脱位风险。**结论** 全髋关节置换术后的高屈曲动作脱位风险较大, 尤其是下蹲、下跪动作。

**关键词:** 全髋关节置换术; 髋关节假体; 脱位; 日常行为动作; 运动学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## Dislocation risk after total hip arthroplasty

ZHOU Hai<sup>1</sup>, JI Wen-ting<sup>1</sup>, WANG Liao<sup>2</sup>, ZENG Xiang-sen<sup>1</sup>, WANG Cheng-tao<sup>1</sup>

(1. *Institute of Biomedical Manufacturing and Life Quality Engineering, School of Mechanical and Power Energy Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai, 200240*; 2. *Shanghai Key Laboratory of Orthopaedic Implants, Department of Orthopaedics, Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiaotong University School of Medicine, Shanghai 200011, China*)

**Abstract:** **Objective** To investigate and analyze the risk of dislocation failure after total hip arthroplasty (THA). **Methods** The optical motion capture system was used to obtain the kinematic data of the lower limbs during actions of daily living (ADLs) from normal people. The visual hip prosthesis motion analysis software was designed and developed to measure the maximum safe motion space of the hip prosthesis with different design parameters and judge the safety of the hip prosthesis by analyzing the relative motion relation between the cup and prosthetic stem. **Results** Based on the measured kinematics data, the motion analysis software could compare the range of motion of the natural joints and that after THA. Thus, the relationship between the dislocation of hip prosthesis and ADLs was obtained and the dislocation risk after THA was investigated. **Conclusions** There is a high risk when activities that require a high flexion motion are performed, especially for the kneeling and squatting activity. **Key words:** Total hip arthroplasty (THA); Hip prosthesis; Dislocation; Activities of daily living (ADLs); Kinematics

自髋关节假体置换手术成功应用以来, 髋关节假体的脱位失效危害较大、发生率较高<sup>[1-5]</sup>, 一直受到广大医生和生物力学研究人员的重视。根据加拿

大关节置换登记系统在 2006 ~ 2007 年的统计, 髋关节常见的失效原因中脱位占 13%<sup>[6]</sup>; 根据新西兰骨科学会 1999 ~ 2009 年的统计数据, 导致翻修的主要

收稿日期: 2011-12-20; 修回日期: 2012-02-26

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(30810103908), 上海市科学技术委员会资助项目(09441900300)。

通讯作者: 王成焘, 教授, E-mail: trib@sjtu.edu.cn。

因素中脱位占 33%<sup>[7]</sup>;1987-09-15 ~ 2009-12-31 期间,挪威共进行 20 818 例翻修手术,脱位引起的失效占 11%<sup>[8]</sup>。造成脱位的原因有很多,既有患者自身的原因,也有来自手术方面的失误;另外,假体设计本身存在缺陷也会导致脱位,例如过小的头颈比会使髋关节假体活动范围减小,股骨柄与髋臼杯之间容易撞击造成脱位。同时,髋关节假体的脱位与行为动作具有直接联系,如果病人的运动超过假体所能提供的安全活动范围,将会造成假体的脱位。

有关全髋关节置换术后脱位的研究,绝大多数是针对假体安装位置进行优化,通过选择较好的安装位置作为假体植入“安全区”,从而避免脱位的发生<sup>[9-12]</sup>。本文针对髋关节假体脱位与典型行为动作的关系进行分析,研究病人在从事何种日常行为运动时容易达到或超过髋关节假体的最大活动范围,导致脱位的发生。为此,本文设计并开发了可视化髋关节假体运动分析软件,结合通过实验获得的正常人群的天然髋关节运动学数据,探讨各种日常行为运动下髋关节假体的脱位风险。研究结果可以帮助医生对病人进行临床康复指导以及关节设计人员进行髋关节假体设计及优化。



图1 人体运动测量实验照片

Fig. 1 Photographs of the subjects performing the actions of daily living

## 1 测量与分析方法

### 1.1 日常行为运动的下肢运动学测量

实验对象为 15 名健康的中国志愿者,没有下肢疾病史,具有完全的自我行为能力。使用加拿大 NDI 公司的 OPTOTRAK<sup>®</sup> 系列 3020 动态三维光学运动捕捉系统对志愿者进行 6 种日常行为运动 (actions of daily living, ADLs) 中的人体下肢运动学测量,以获得正常人群的髋关节运动数据;系统能够达到 0.01 mm 的空间解析率,具有良好的精度。这 6 种日常行为运动分别是:下蹲、下跪、正常步态、慢跑、上、下楼梯,实验过程展示如图 1 所示。其中,步态与慢跑均在跑步机上进行,运动数据具有较好的可重复性<sup>[13]</sup>;楼梯行为使用铝合金型材和复合板材制作的楼梯,楼梯符合国家建筑标准,每层楼梯高度为 160 mm,踏板深度为 280 mm,踏板宽度为 900 mm,楼梯不提供扶手装置;下蹲和下跪动作均由被测量人员独立完成,不借助任何外部设施和实验人员的帮助。每位被测量对象重复执行 6 次有效的行为动作,以保证运动数据的可靠性。

### 1.2 运动数据处理

使用 Visual-3D 3.91.2 软件 (C-Motion Incversion) 对 6 个动作的运动数据进行处理,得到髋关节的三维关节活动范围以及运动曲线。使用 Excel 2007 和 GraphPad Prism 5 数据处理软件对实验测得的每个实验者的数据进行统计处理,得到 6 种典型行为运动的平均运动学数据和运动学曲线。

### 1.3 髋关节运动仿真分析软件

股骨柄的运动极限位置就是股骨柄与臼杯边缘相接触,继续运动则会产生脱位,假体的活动形式如图 2 所示。假体模型包括 8 个参数,其中假体设计参数 5 个:髋臼外直径 ( $D'$ )、股骨头直径 ( $D$ )、综合头颈比 (general head-neck ratio, GR)、股骨干的外展角 (stem abduction, SA) 和颈干角 (stem-neck angle,

CCD angle); 假体植入位置参数3个: 髋臼前倾角 (acetabular anteversion, OA/RA/AA)、髋臼覆倾角 (acetabular inclination, OI/RI/AI) 和股骨前倾角 (femoral antetorsion, FA)。股骨柄、股骨颈的长度也会对运动范围产生影响, 但是这两个参数与假体极限活动范围无关, 不会造成臼杯/股骨颈撞击, 故这两个参数没有被包括进来。

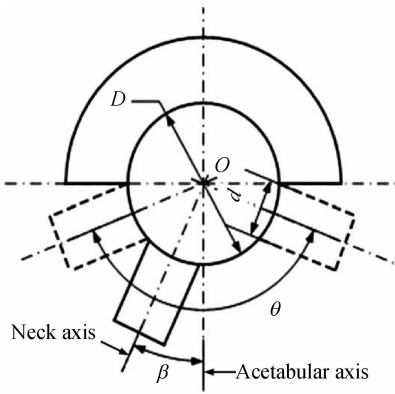


图2 假体活动范围示意图

Fig.2 Schematic of the motion range of the hip prosthesis

髋关节假体运动仿真分析软件根据上述参数建立数学模型, 分析假体和真实运动之间的关系, 软件的操作界面如图3所示。软件可以根据髋关节的8个物理参数构建髋关节假体物理模型和应用环境, 模拟6个自由度的运动(弯曲/伸展、外展/内展、内

旋/外旋), 完成各种动作下的运动仿真。软件具有最大活动范围检测功能, 能够精确得到不同设计参数的髋关节假体的安全活动范围, 这个空间是以臼杯球心同心的一个球锥面, 关节柄可以在这个空间内安全的活动, 进而了解假体的活动性能。同时, 软件允许输入髋关节的运动学数据, 使用这些数据驱动关节柄运动, 仿真相应的运动, 显示关节柄执行这些运动时的运动轨迹, 与最大运动空间同时显示, 可以分析假体的活动安全性。另外, 当关节颈与臼杯发生接触碰撞时, 软件会提示该运动是危险动作, 并同时自动将运动范围记录下来。假体的植入角度也参数化, 可以方便地设置假体植入位置。

目前报道的大多数数字化髋关节模型<sup>[11,14-15]</sup>可以进行6种活动的仿真, 但是功能有限。本软件允许假体从任意的初始位置为起点进行运动仿真, 这对于髋关节有较大畸形的和活动度较大要求的病人是必须的; 并且它能够三维显示臼杯假体的最大运动空间和关节柄假体的运动轨迹, 显示臼杯和关节柄在真实行为运动中的相对运动关系, 了解假体在这些行为动作下的工作状态, 判断假体的性能和假体植入位置的效果。另外, 该软件可以模拟各种手术植入位置, 获知不同设计参数假体在不同安装条件下的脱位风险, 帮助医生选择恰当的髋关节假体, 在术中确定良好的植入位置<sup>[16-17]</sup>。

## 2 测量数据与软件分析结果

通过使用光学三维运动捕捉系统进行人体运动学测量, 得到了下肢髋、膝、踝3个关节的运动学数据。由于本文只进行髋关节脱位运动的讨论, 故只讨论6种行为运动下髋关节的运动学数据。髋关节在6个行为动作下的活动范围数据如表1所示。

表1 6种行为运动下的髋关节活动范围

Tab.1 Range of motion of the hip in 6 ADLs (°)

	弯曲/伸展	外展/内展	内旋/外旋
下跪	14.6 ~ 81.3	3.0 ~ 16.2	-1.6 ~ 15.1
下蹲	12.1 ~ 133.1	-0.9 ~ 13.9	-4.7 ~ 25.0
上楼梯	16.3 ~ 73.4	-2.6 ~ 2.8	-7.9 ~ 0.2
下楼梯	19.3 ~ 45.7	-5.4 ~ 3.9	-15.4 ~ -6.8
正常步态	-3.9 ~ 38.1	-6.8 ~ 4.6	-0.4 ~ 3.8
慢跑	-0.7 ~ 42.6	-5.7 ~ 5.1	0.1 ~ 4.9

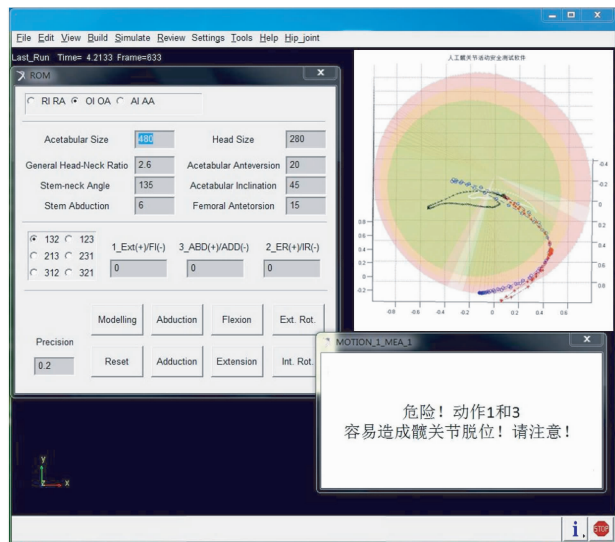


图3 髋关节假体运动仿真分析软件操作界面演示图

Fig.3 Operation interface of the motion analysis software for THA

由表1可知,髋关节屈曲范围最大的动作是下蹲,达到 $133.1^{\circ}$ ;上楼梯和下跪所要求的最大范围相似,分别是 $73.4^{\circ}$ 和 $81.3^{\circ}$ ;而慢跑和正常行走的要求范围也相似,分别是 $38.1^{\circ}$ 和 $42.6^{\circ}$ 。只有行走和慢跑行为要求髋关节后伸,后伸角在 $-3.9^{\circ}$ 以内可满足要求。

本文选用典型的髋关节假体为例,假体的设计参数分别为: $D' = 480\text{ mm}$ ,  $GR = 2.6$ ,球头外径和髋臼内径设为 $280\text{ mm}$ ,  $CCD = 135^{\circ}$ ,  $SA = 6^{\circ}$ ,  $FA = 15^{\circ}$ ,将这些设计参数输入髋关节运动分析软件,进行关节假体的安全活动范围分析。相应的假体植入位置参数设为:前倾角 $20^{\circ}$ 和外展角 $45^{\circ}$ 。应用软件在可视化环境下进行运动仿真,利用自动最大运动范围检测功能,得到该假体能够提供的理论活动范围,结果如表2所示。

表2 髋关节假体的理论活动范围(精度:0.2)

Tab.2 Theoretical activities ranges of the hip prosthesis

方向	运动	角度/ $(^{\circ})$
矢状面	伸展	-62.6
	屈曲	126.4
额状面	内展	-72.4
	外展	54.8
横截面	内旋	-140.0
	外旋	72.2

进一步用以上建立的假体模型为基础,将6种行为运动的髋关节运动学数据输入髋关节运动分析软件,应用软件的运动分析功能,得到该假体的关节柄端运动轨迹图(见图4)。

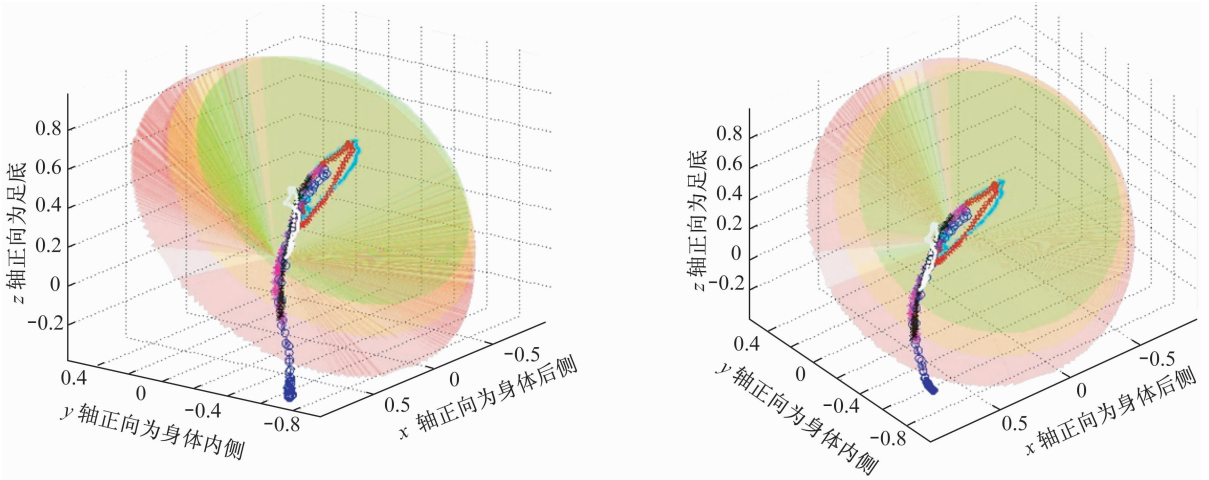


图4 髋关节假体关节柄在不同视角下6种行为运动下的运动轨迹

Fig.4 Six motion trajectories of prosthetic stem at different views in healthy adults during 6 ADLs

球锥面代表髋关节关节柄能够实现的最大空间活动范围,绿色区域是安全的范围,黄色区域是带有风险的范围,红色锥面危险范围;不同颜色的曲线代表不同动作中的关节柄端运动轨迹

### 3 讨论

从初始站立位开始,假体的理论活动度为:屈伸范围是 $-62.6^{\circ} \sim 126.4^{\circ}$ ,内外展范围是 $-72.4^{\circ} \sim 54.8^{\circ}$ ,内外旋范围是 $-140.0^{\circ} \sim 72.2^{\circ}$ 。而6种行为运动下最大屈伸活动范围是 $-3.9^{\circ} \sim 133.1^{\circ}$ ,最大内外展活动范围是 $-6.8^{\circ} \sim 16.2^{\circ}$ ,最大内外旋活动范围是 $-15.4^{\circ} \sim 25.0^{\circ}$ 。单从数据上看,几种日常行为活动下假体的活动都在假体能够允许的范围

内,但以上的假体理论活动度只是假体从正常站立位置开始,单独执行某个活动时能够提供的范围,真正的行为运动通常是复合运动,要求假体的3个关节角同时活动,需要考虑3个关节角同时达到最大值时髋关节假体的状态是否安全。

在行走和慢跑两种运动中,髋关节的活动范围相似,实际这两种动作的屈伸活动范围分别是 $-3.9^{\circ} \sim 38.1^{\circ}$ 和 $-0.7^{\circ} \sim 42.6^{\circ}$ ,内、外展要求范围在 $-6.8 \sim 4.6^{\circ}$ 和 $-5.7^{\circ} \sim 5.1^{\circ}$ ,内、外旋要求范围

在  $-0.4^{\circ} \sim 3.8^{\circ}$  和  $0.1^{\circ} \sim 4.9^{\circ}$ 。从图 5 可以观察到,反映在关节柄的运动轨迹上也很相似,关节柄的活动范围在髌臼提供的安全活动空间以内,且位于空间居中的位置,两种活动较为安全,均无脱位风险存在。

在上、下楼梯运动中关节柄的运动轨迹区别明显。关节柄在下楼梯时的最大活动范围较小,是所

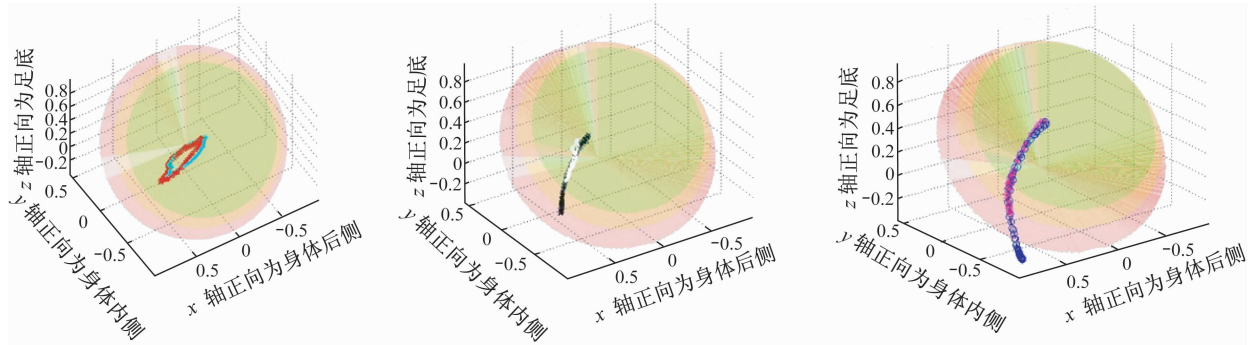


图 5 关节柄的运动轨迹

Fig. 5 Motion trajectory of the prosthetic stem

红色曲线代表慢跑动作中的关节柄端运动轨迹、亮蓝色曲线代表正常行走;黑色曲线代表上楼梯动作、白色曲线代表下楼梯动作;粉色曲线代表下跪动作、蓝色代表下蹲动作

在下跪动作条件下,髌关节屈曲角达到  $81.3^{\circ}$ ,是屈曲较大的动作,内、外展要求范围为  $3.0^{\circ} \sim 16.2^{\circ}$ ,内、外旋要求范围为  $-1.6^{\circ} \sim 15.1^{\circ}$ 。由图 5 可知,假体在此屈曲下,最大活动达到 90% 的半径,运动轨迹超过上楼梯的运动范围,是仅次于深蹲的动作,但不超过假体提供的最大活动范围,下跪有一定的脱位风险,但不会造成假体脱位的发生。

在深蹲动作条件下,髌关节屈曲角最大达到  $133.1^{\circ}$ ,内、外展要求范围为  $-0.9^{\circ} \sim 13.9^{\circ}$ ,内、外旋要求范围为  $-4.7^{\circ} \sim 25.0^{\circ}$ 。由图 5 可见,关节柄的活动范围在臼杯的理论承受范围以外,臼杯提供的活动范围明显偏低,关节柄在这个动作过程中与臼杯假体会发生撞击,故深蹲动作造成假体脱位的风险较大,即使没有发生脱位,长期的撞击也将造成臼杯假体松动。

在 6 种行为运动中,髌关节屈伸活动范围最大,且屈曲活动要明显大于后伸,是髌关节的主运动;而 6 种行为运动对后伸活动要求均不高,后伸活动对髌关节脱位的影响可以忽略。而内外展活动范围在  $-6.8^{\circ} \sim 16.2^{\circ}$  以内,最大内外旋活动范围在

有 6 种动作中活动范围最小的,因此下楼过程中关节柄处于安全活动空间范围内,假体提供的活动范围可以满足运动要求,正常的下楼梯造成假体脱位发生的机率较小。上楼梯运动中,最大活动范围接近 80% 半径处(见图 5),活动范围相比下楼梯要求增加许多,危险性也明显增加。

$-15.4^{\circ} \sim 25.0^{\circ}$  以内,对关节柄的运动轨迹产生的影响均较小,这两种活动对脱位的影响也较小。从以上的分析结果可以看出,髌关节假体的脱位主要在高屈曲动作下风险较大。关节假体提供的活动范围有限,只能达到  $126.4^{\circ}$ ,而下跪和深蹲动作的范围都接近或超过这个值(见图 4、5)。在超过  $120^{\circ}$  的高屈曲条件下,发生脱位的机率大幅增加,故置换后的髌关节在高屈曲条件下存在危险。为了达到更高的屈曲度,选用大头颈比的髌关节假体是最直接的解决方法。

## 4 结语

本文将髌关节假体脱位与实际行为动作结合研究,使用独立开发的髌关节假体运动分析软件,从人体下肢运动学的角度对动作与脱位的关系进行研究,方便直观,利于临床应用。研究表明,使用典型的髌关节假体,在本文中所测量的 6 种行为运动中,髌关节假体在高屈曲度下的性能存在明显不足,屈曲活动度较差,内、外展和内、外旋活动对脱位的影响不大,故增加髌关节假体的活动范围是设计

未来假体必须考虑的因素。本文的研究结果也可以对临床康复治疗 and 髋关节假体设计提供帮助。

### 参考文献:

- [1] McCollum DE, Gray WJ. Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention [J]. Clin Orthop, 1990, 261: 159-170.
- [2] Morrey BF. Instability after total hip arthroplasty [J]. Orthop Clin North Am 1992, 23: 237-248.
- [3] Woo RY, Morrey BF. Dislocations after total hip arthroplasty [J]. J Bone Joint Surg Am, 1982, 64 (9): 1295-1306.
- [1] 韩树洋, 葛世荣. 人工全髋关节置换术对天然股骨生物力学行为的影响[J]. 医用生物力学, 2010, 25(6): 471-474.
- Han SY, Ge SR. Effect of total hip arthroplasty on biomechanical behavior of natural femur [J]. J Med Biomech, 2010, 25(6): 471-474.
- [4] 胡铮铭, 王元培, 田波, 等. 金属对金属人工髋关节的磨损预测[J]. 医用生物力学, 2011, 26(5): 448-453.
- Hu ZM, Wang YP, Tian B, *et al.* Wear prediction for metal-on-metal hip joint replacements [J]. J Med Biomech, 2011, 26(5): 448-453.
- [5] Canadian Joint Replacement Registry (CJRR). Hip and knee replacements in Canada: 2008-2009 annual report [EB/OL]. [Http://secure.cihi.ca/cihiweb/products/2008\\_cjrr\\_annual\\_report\\_en.pdf](http://secure.cihi.ca/cihiweb/products/2008_cjrr_annual_report_en.pdf), 2009.
- [6] New Zealand Orthopaedic Association. The New Zealand joint registry. Eleven year report January 1999 to December 2009 [EB/OL]. [Http://www.cdhb.govt.nz/njr/reports/A2D65CA3.pdf](http://www.cdhb.govt.nz/njr/reports/A2D65CA3.pdf), 2011-10.
- [7] The Norwegian Arthroplasty Register, The Norwegian Cruciate Ligament Register, The Norwegian Hip Fracture Register, Centre of excellence of joint replacements. Report June 2010 [EB/OL]. [Http://nrlweb.ihelse.net/eng/Report\\_2010.pdf](http://nrlweb.ihelse.net/eng/Report_2010.pdf), 2010.
- [8] Yoshimine F. The influence of the oscillation angle and the neck anteversion of the prosthesis on the cup safe-zone that fulfills the criteria for range of motion in total hip replacements. The required oscillation angle for an acceptable cup safe-zone [J]. J Biomech, 2005, 38 (1): 125-132.
- [9] Yoshimine F. The safe-zones for combined cup and neck anteversions that fulfill the essential range of motion and their optimum combination in total hip replacements [J]. J Biomech, 2006, 39 (7): 1315-1323.
- [10] Widmer KH, Zurfluh B. Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion [J]. J Orthop Res, 2004, 22 (4): 815-821.
- [11] Widmer KH. Comment on "A mathematical formula to calculate the theoretical range of motion for total hip arthroplasty" [J]. J Biomech, 2003, 36 (4): 615.
- [12] Mills PM, Morrison S, Lloyd DG, *et al.* Repeatability of 3D gait kinematics obtained from an electromagnetic tracking system during treadmill locomotion [J]. J Biomech, 2007, 40(7): 1504-1511.
- [13] Widmer KH, Majewski M. The impact of the CCD-angle on range of motion and cup positioning in total hip arthroplasty [J]. Clin Biomech, 2005, 20 (7): 723-728.
- [14] Padgett DE, Lipman J, Robie B, *et al.* Influence of total hip design on dislocation: A computer model and clinical analysis [J]. Clin Orthop Relat Res, 2006, 447: 48-52.
- [15] Ji WT, Tao K, Cheng TW. Clin Biomech, 2010, 25(5): 427-432.
- [16] 王成焘. 中国力学虚拟人[J]. 医用生物力学, 2006, 21(3): 172-178.
- Wang CT. Mechanical virtual human of China [J]. J Med Biomech, 2006, 21(3): 172-178.