

· 基础研究 ·

非骨水泥型人工髋关节假体固定界面骨整合力学分析

李永奖¹, 张力成¹, 张美超², 杨国敬¹, 林瑞新¹, 蔡春元¹, 钟世镇²

(1. 温州医学院附属第三医院骨科, 浙江 瑞安 325200; 2. 南方医科大学生物力学研究室, 广东 广州 510450)

【摘要】目的:探讨不同假体粗糙面和界面压配下, 非骨水泥型人工髋关节假体固定界面初始稳定性以及对骨长入, 继发稳定性的影响。**方法:**采用 Mimics 软件模拟髋关节置换术重建人工髋关节三维可视化模型。构建假体柄-骨界面摩擦系数为 0、0.15、0.40 及 1.00, 代表不同的假体表面粗糙程度; 根据实际操作, 构建假体柄-骨界面压配为 0、0.01、0.05 及 0.10 mm, 选择人体 45% 步态相模拟人体攀爬楼梯工况, 计算并比较骨-假体界面的微动以及相对应的应力分布情况。**结果:**界面压配为 0.05 mm 情况下, 摩擦系数为 0、0.15、0.40 和 1.00 相对应的假体-骨界面正向压力分别为 230、231、222 和 275 MN, 随着摩擦系数的增加, 正向压力总体趋势变化不大; 界面的相对滑移量分别为 0.529、0.129、0.107 和 0.087 mm, 表明两界面之间的相对滑移量不断减少。摩擦系数为 0.40 情况下, 界面压配为 0、0.01、0.05 及 0.10 mm 相对应的假体-骨界面摩擦力分别为 56.0、67.7、60.4 和 49.6 MN, 界面的相对滑移量分别为 0.064、0.062、0.043 和 0.042 mm, 说明随着压配量的增加, 股骨假体与骨通道之间的正向压力呈下降趋势, 摩擦力在压配量为 0.01 mm 时达到最大值, 界面之间的相对滑移量则不断减少。**结论:**髋关节置换术后, 假体和骨组织之间存在骨改建、骨整合的动态过程, 其程度决定了假体的远期使用效果。骨-假体界面的间隙和摩擦系数是决定骨假体界面骨整合的关键因素。

【关键词】 关节成形术, 置换, 髋; 股骨; 骨整合; 有限元分析

DOI: 10.3969/j.issn.1003-0034.2014.04.013

Three-dimensional finite element analysis on mechanical behavior of the bone remodeling and bone integration between the bone-implant interface after hip replacement LI Yong-jiang, ZHANG Li-cheng*, ZHANG Mei-chao, YANG Guo-jing, LIN Rui-xin, CAI Chun-yuan, and ZHONG Shi-zhen. *Department of Orthopaedics, the Third Hospital Affiliated to Wenzhou Medical College, Rui'an 325200, Zhejiang, China

ABSTRACT Objective: To discuss the primary stability of the fixed interface between the cementless prosthesis and femur, and its influence on bone ingrowth and secondary stability under the roughened surface and press fit of different prostheses by finite element analysis. **Methods:** A three-dimensional finite element module of total hip arthroplasty (THA) was developed with Mimics software. There was a collection of data when simulating hip arthroplasty. The frictional coefficient between the fixed interface was 0, 0.15, 0.40 and 1.00 representing the roughness of prosthesis surface. The press fit was 0, 0.01, 0.05 and 0.10 mm according to the operation. The Von Mises stress distribution and the contact pressure, friction stress and relative sliding displacement between the interface were analysed and compared when simulating the maneuver of climbing stairs. **Results:** At a fixed press fit of 0.05 mm, the contact pressure between the interface was 230, 231, 222 and 275 MN under four different frictional coefficient (0, 0.15, 0.40 and 1.00) with little change; the relative sliding displacement was 0.529, 0.129, 0.107 and 0.087 mm with a consistent and obvious decline. As the fixed frictional coefficient was 0.40, the contact pressure between the interface were 56.0, 67.7, 60.4 and 49.6 MN under four different press fit (0, 0.01, 0.05 and 0.10 mm) with a reduction; the relative sliding displacement was 0.064, 0.062, 0.043 and 0.042 mm with an obvious decline, and there was a maximal friction stress when press fit of 0.01 mm. **Conclusion:** There is a dynamic process of the bone remodeling and bone integration between the interface after hip replacement, determining the long-term outcome. The interface clearance and the frictional coefficient are the key factors of the bone integration.

KEYWORDS Arthroplasty, replacement, hip; Femur; Osseointegration; Finite element analysis

Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2014, 27(4): 316-320 www.zggszz.com

基金项目: 浙江省科技计划基金资助项目(编号: 2009C33144); 温州市科技计划基金资助项目(编号: Y20090274); 瑞安市科技计划基金资助项目(编号: 201102033)

Fund program: Supported by the Grants from Science Foundation from Sci-Tech Committee of Zhejiang Province (No. 2009C33144)

通讯作者: 张力成 E-mail: jointlyj@126.com

Corresponding author: ZHANG Li-cheng E-mail: jointlyj@126.com

随着应用生物力学的发展和假体设计及应用的不改善,人工髋关节技术取得了巨大的成功,过去常见的近期假体失败,如假体断裂、脱位等已较少见,远期假体无菌性松动成为假体失效的主要原因。假体不足的初始稳定性是非骨水泥型髋关节假体无菌性松动失败的一个主要影响因素^[1-2]。骨-假体界面相对微动的准确评估在临床前和临床研究中越来越重要,本研究采用有限元法,分析不同界面摩擦系数和界面压配组合的差异,探讨非骨水泥假体的初始稳定性。

1 材料与方

1.1 主要设备和软件 西门子 Somatom Volume Zoom CT 机;Windows XP 操作系统;台式扫描仪与光盘刻录机;有限元分析软件包括 Mimics(比利时 Materialise 公司)、Freeform 软件(美国 Phantom 公司)、Ansys10.0 等。

1.2 柄假体-骨界面三维有限元模型构建 分别对 1 具正常股骨标本和 1 副常用的股骨柄假体行薄层 CT 扫描保存断层扫描图像,进行模型重建,以临床操作为参照,对股骨模型进行相关处理,切除股骨头、股骨颈,建立典型截骨线,将股骨柄假体模型装配于股骨模型上,并对各模型做铺面处理。然后导入有限元软件 Ansys10.0,建立有限元几何模型,股骨内腔与柄假体之间定义为面-面接触关系。采用十结点 solid185 单元进行网格划分,其中,各结构部分材料性质及单元网格信息见表 1。

表 1 有限元网格模型单元材料性能表

Tab.1 Material property of the finite element model

材料名称	弹性模量(MPa)	泊松比
股骨松质骨	500	0.25
股骨皮质骨	10 000	0.25
钛合金	113 000	0.25

1.3 载荷及边界条件 ①模型的边界条件设置:以人体 45%步态相模拟人体攀爬楼梯工况,此时髋关节周围各部分肌肉力分布如表 2 所示。②模型的分类型设计:根据假体表面的设计,构建假体柄-骨界面摩擦系数选择 0、0.15、0.40 和 1.00,代表假体表面的粗糙程度;假体-骨界面压配程度为 0、0.01、0.05 和 0.10 mm,代表着假体-骨界面的初始间隙。分析在攀爬楼梯工况下,假体-骨界面的微动以及相对应的应力分布情况,评价对假体-骨界面初始稳定性以及对骨长入,继发稳定性的影响。

1.4 有限元分析 选择界面压配为 0.05 mm 情况下,采用有限元分析软件 Ansys10.0 分析不同摩擦系

表 2 人体步态 45%步态相髋关节周围各部分肌肉力分布
Tab.2 Force distribution surrounding the hip joint under 45% gait phase

肌肉名称	肌肉力(N)		
	X	Y	Z
臀大肌	172.3	-105.0	-203.8
臀中肌	63.7	-28.9	-113.3
臀小肌	25.4	-0.7	-51.6
腰大肌	3.6	160.6	-158.5
梨状肌	110.5	-70.1	-22.4
关节力	-613.7	-219.3	2868.7

注:表中 X 代表股骨的前后方位,Y 表示内外方位,Z 代表上下方位
Note:The X indicted the front and back orientation of femur,the Y was the internal and external orientation, and the Z was top and bottom orientation

数下模型主要部位,包括股骨整体、股骨体内侧、股骨体外侧、假体柄整体、假体柄前内侧和界面前内侧的最高应力值及界面正向压力、摩擦力及滑移量。并考察摩擦系数为 0.40 情况下,不同界面压配下模型主要部位上述相关指标的改变。

2 结果

2.1 应力分布 股骨标本及股骨假体表面的 Vion Mises 应力值分布见图 1 和图 2 所示。

2.2 不同摩擦系数下正向压力、摩擦力及滑移量 界面压配为 0.05 mm 情况下,不同摩擦系数下模型主要部位最高应力值分布情况见图 3,说明随着摩擦系数的增加,股骨整体、股骨体内侧、假体整体及假体柄内侧最高应力值基本略呈下降趋势,而股骨体外侧和骨通道前内侧最高应力值略呈增加趋势。界面正向压力、摩擦力及滑移量见表 3,说明随着摩擦系数的增加,股骨假体与骨通道之间的正向压力总体趋势变化不大,而二者之间的摩擦力不断增加,两界面之间的相对滑移量则不断减少。

表 3 界面压配为 0.05 mm 情况下,界面正向压力、摩擦力及滑移量

Tab.3 Contact pressure, friction stress and relative sliding displacement between the interface for a fixed press fit of 0.05 mm

分析指标	摩擦系数			
	0	0.15	0.40	1.00
假体-骨通道正向压力(MN)	230	231	222	275
摩擦力(MN)	0	34.7	70.6	238.0
摩擦滑移量(mm)	0.529	0.129	0.107	0.087

2.3 不同界面压配下正向压力、摩擦力及滑移量 摩擦系数为 0.40 情况下,不同界面压配下模型主要部位最高应力值分布情况见表 4,结果显示,随着压

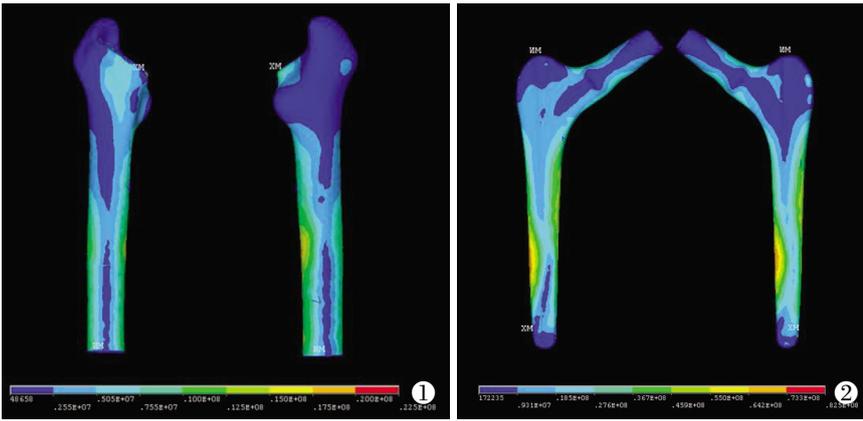


图 1 股骨体表的 Vion Mises 应力分布图 图 2 股骨柄假体表面的 Vion Mises 应力分布
Fig.1 Vion Mises distribution of femoral surface **Fig.2** Vion Mises distribution of femoral components surface

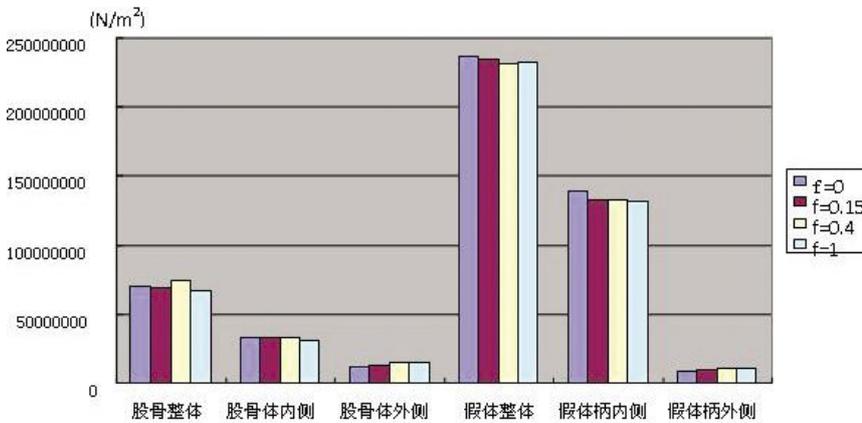


图 3 不同摩擦系数下模型主要部位最高 Vion Mises 应力值
Fig.3 Maximum Vion Mises stress of the main parts with the different frictional coefficient

配量的增加, 股骨整体及假体整体最高应力值呈下降趋势, 股骨体内侧及假体柄前内侧略呈增加趋势, 而股骨体外侧和骨通道前内侧最高应力值呈下降趋势。界面正向压力、摩擦力及滑移量见表 5, 说明随着压配量的增加, 股骨假体与骨通道之间的正向压力呈下降趋势, 而二者之间的磨擦力在压配量为 0.01 mm 时达到最大值, 两界面之间的相对滑移量随压配程度增加则不断减少。

3 讨论

3.1 有限元模型构建的意义和特点 非骨水泥髋关节假体已在临床上得到广泛的应用, 尤其是对那些采用骨水泥技术存在问题的人群^[3]。髋关节置换后, 假体和骨组织之间存在骨改建、骨整合的动态过程, 其程度决定了假体的远期使用效果。非骨水泥假体通过粗糙面上的骨沉积, 或伴有骨长入到假体的多孔涂层表面上而得到 II 期稳定(继发稳定), 假体的微动幅度、假体-骨界面的间隙是决定骨整合的关键因素, 包括压配数量、假体-骨界面间隙的存在、界面摩擦系数、载荷条件^[4], 骨质量^[5]以及手术固定技

术^[6]等。

由于标本来源受限、试验条件控制复杂, 个体差异性以及影响因素间复杂的相互作用关系, 试验生物力学的研究受到一定的限制, 而在相同的载荷条件下, 得出的结果也具有很大的差异性^[7-8]; 且目前仍无法采用体内试验的方法来进行假体-骨界面骨整合的因素研究^[9]。有限元法作为一个具有理论基础和广泛效力的数值分析方法, 能够解决边界条件、结构形状和载荷分布都不规则的复杂问题, 其为研究非骨水泥髋关节假体-骨固定界面骨整合潜在的生物力学机制开辟了新的途径。本文通过对股骨标本及股骨柄假体 CT 三维重建, 并按照临床手术操作进行髋关节置换术的装配, 对其生物力学的计算分析和试验力学方法得到的结果进行比较, 来研究此种建模的可行性和准确性, 基于此的解剖形态特征和力学相应进行研究, 所构建模型为临床应用提供相关的形态学和生物力学依据。

有限元分析的准确性受其模拟实体几何形状及受力情况的影响。模型的质量(即与真实度的相似度)与单元划分的密度有关。单元的个数越多, 网格越密, 模型的质量就越高, 所得结果也越接近真实值。模型的受力情况必须尽量接近人体的实际力学条件, 才能保证分析结果准确可靠。可以看出, 笔者

表 4 不同界面压配下模型主要部位最高 Vion Mises 应力值分布(N)

Tab.4 Maximum Vion Mises stress of the main parts with different press fit(N)

分析部位	摩擦系数			
	0	0.15	0.40	1.00
股骨-骨性整体	59.2	49.3	22.5	17.5
股骨体内侧	13.13	13.21	13.45	13.48
股骨体外侧	9.72	9.23	8.21	8.05
金属假体整体	103	99.2	82.5	66.8
假体柄前内侧	40.63	40.88	43.96	49.62
骨通道前内侧	18.07	15.62	6.74	2.77

表 5 摩擦系数为 0.40 时,界面正向压力、摩擦力及滑移量
Tab.5 Contact pressure, friction stress and relative sliding displacement between the interface for a frictional coefficient of 0.40

分析指标	界面压配程度			
	0 mm	0.01 mm	0.05 mm	0.10 mm
假体-骨通道正向压力(MN)	598	555	458	352
摩擦力(MN)	56.0	67.7	60.4	49.6
摩擦滑移量(mm)	0.064	0.062	0.043	0.042

在载荷设计上也较好地模仿了活体髋关节受力情况,故本研究分析结果是可靠的。

3.2 假体-骨固定界面的有限元分析 通常报道的非骨水泥髋关节柄的主要并发症是假体松动和股骨疼痛,这两者都是因为不足的初始固定导致的假体-骨界面高水平的相对微动。许多学者认为初始固定是依赖于足够的界面压配;然而,过高的压配常导致术中或术后股骨骨折。目前,对于获得有效的初始稳定性而不发生股骨骨折的假体压配程度,仍没有得到很好的解释。不足的初始稳定性介导了假体周围骨形成过程的持续破裂^[10],进而导致大腿的疼痛和最终的假体松动。而大的假体-骨界面相对移动降低了骨整合的机会,并导致了假体-骨界面纤维组织的形成,损害了假体的初始稳定性。一个回顾非骨水泥股骨假体微动阈值的研究,Engl 等^[11]发现微动小于 40 μm 将产生骨整合,而当微动达到 150 μm 将使得在假体柄和骨界面之间产生纤维组织层。因此,许多学者认为足够高的界面压配对取得良好的初始稳定性是很重要的,同时也清楚地认识到过高的界面压配导致术中股骨髓腔骨折发生率大大增加^[12]。初步的试验结果表明,随着界面压配量的增加,股骨整体及假体整体最高应力值呈下降趋势,股骨体内侧及假体柄前内侧略呈增加趋势,而股骨体外侧和骨通道前内侧最高应力值呈下降趋势,反映了当压配量增加时,股骨假体柄与股骨体的载荷分布变化比较大,且由内侧向外侧有应力转移。而且,随着股骨假体柄与股骨体之间压配量的增加,股骨假体与骨通道之间的正向压力呈下降趋势,而二者之间的摩擦力在压配量为 0.01 时是最大值,两界面之间的相对滑移量随压配程度增加则不断减少,这个影响也通过体外试验得到了证实^[13]。因此,假体-骨界面相对微动的准确评估在临床前和临床研究中越来越重要。

界面的摩擦系数也是影响假体初始稳定性的主要因素之一,本研究从力学角度设定髋关节骨-假体界面压配为 0.05 mm,模拟攀爬楼梯来分析股骨柄的粗糙涂层摩擦系数对界面初始稳定性的影响。结

果发现,随着股骨假体柄与股骨体之间摩擦系数的增加,股骨整体、股骨体内侧、假体整体及假体柄内侧最高应力值基本略呈下降趋势,而股骨体外侧和骨通道前内侧最高应力值略呈增加趋势,反映了当摩擦系数增加时,股骨假体柄与股骨体的载荷分布变化都不大,只是由内侧向外侧稍有转移。股骨假体与骨通道之间的正向压力总体趋势变化不大,而二者之间的摩擦力不断增加,两界面之间的相对滑移量不断减少,研究结果与 Viceonti 等^[14]相似。

评价哪种类型的康复锻炼对骨-假体界面相对微动的影响是很重要的。本研究为了更显著地考察试验结果,选择了攀爬楼梯的工况来研究。应该认识到,非骨水泥全髋关节置换术后采纳的康复方案也是一个非常重要的因素,个体患者在术后可以通过正常行走、减速行走、加速行走以及上下楼梯的动作来进行功能康复锻炼,研究表明扭转的载荷是导致骨假体界面最大位移的原因^[15]。因此,应该在术后第 1 个月内避免大的旋转载荷,如攀爬楼梯。新的假体设计应该向有较好的阻止轴向旋转的能力为目标,来保证足够的初始稳定性。

目前的手术技术规范髓腔扩大器在主要横断面直径的 3% 以下,界面压配值在 0.3~0.5 mm 是典型的代表^[16]。然而,所获得的界面在去掉髓腔扩大器可能变小,植入粗糙的涂层假体可破坏骨材料和压碎更多的骨组织,相比髓腔扩大器的大小,将造成一个更大的髓腔^[17-18]。骨骼的黏弹性性质也会降低界面压配,而且医生是通过视觉和听觉的提示来决定假体是否已经牢固固定,故即使对一个临床认可有效的界面压配,体外试验也很难对最后的结果进行一个准确的评估。因此,采用有限元法来评估非骨水泥型人工髋关节假体固定界面不同假体粗糙面和界面压配的初始稳定性以及对骨长入、骨整合的影响具有重要的生物力学意义。

本研究是在相对理想的工况下设定的试验,存在一定的不足,但作为考察影响人工关节置换术后初始稳定性的普遍趋势具有重要的生物力学意义。当然,这是全面认识髋关节生物力学改变的第 1 步,理想的模型将为进一步的髋关节生物力学研究提供可靠的手段和方法,提升对人工假体的设计水平,提高对优化假体的力学传导,增强关节的稳定性,避免应力遮挡,为人工髋关节外科学的发展提供有益的思路。

参考文献

- [1] Khanuja HS, Vakil JJ, Goddard MS, et al. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty[J]. J Bone Joint Surg Am, 2011, 93(5):500-509.
- [2] 甄建国, 张卫国. 非骨水泥股骨柄假体的中期疗效分析[J]. 中

- 国骨伤, 2011, 24(6):451-455.
- Zhen JG, Zhang WG. Medium-term therapeutic evaluation of fin uncemented femoral component[J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2011, 24(6):451-455. Chinese with abstract in English.
- [3] Kim YH, Kim JS, Yoon SH. Long-term survivorship of the Charnley Elite Plus femoral component in young patients[J]. J Bone Joint Surg Br, 2007, 89(4):449-454.
- [4] Pancanti A, Bernakiewicz M, Viceconti M. The primary stability of a cementless stem varies between subjects as much as between activities[J]. J Biomech, 2003, 36(6):777-785.
- [5] Wong AS, New AM, Isaacs G, et al. Effect of bone material properties on the initial stability of a cementless hip stem; a finite element study[J]. Proc Inst Mech Eng H, 2005, 219(4):265-275.
- [6] Varini E, Cristofolini L, Traina F, et al. Can the rasp be used to predict intra-operatively the primary stability that can be achieved by press-fitting the stem in cementless hip arthroplasty[J]. Clin Biomech(Bristol, Avon), 2008, 23(4):408-414.
- [7] Mann KA, Miller MA, Costa PA, et al. Interface micromotion of uncemented femoral components from postmortem retrieved total hip replacements[J]. J Arthroplasty, 2012, 27(2):238-245.
- [8] Waanders D, Janssen D, Berahmani S, et al. Interface micromechanics of transverse sections from retrieved cemented hip reconstructions; an experimental and finite element comparison[J]. J Mater Sci Mater Med, 2012, 23(8):2023-2035.
- [9] 马文辉, 张学敏, 王继芳. 有限元技术及其在人工髋关节领域的应用[J]. 中国骨伤, 2011, 24(4):349-352.
- Ma WH, Zhang XM, Wang JF. Technology of finite-element analysis and its application in the field of acetabular prosthesis[J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2011, 24(4):349-352. Chinese with abstract in English.
- [10] Sariali E, Mouttet A, Mordasini P, et al. High 10-year survival rate with an anatomic cementless stem (SPS)[J]. Clin Orthop Relat Res, 2012, 470(7):1941-1949.
- [11] Engh CA, O'Connor D, Jasty M, et al. Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone-resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses[J]. Clin Orthop Relat Res, 1992, (285):13-29.
- [12] Spinarelli A, Patella V, Conserva V, et al. Hip painful prosthesis: surgical view[J]. Clin Cases Miner Bone Metab, 2011, 8(2):14-18.
- [13] Monti L, Cristofolini L, Toni A, et al. In-vitro testing of the primary stability of the VerSys enhanced taper stem; a comparative study in intact and intraoperative cracked femora[J]. Proc Inst Mech Eng H, 2001, 215(1):75-83.
- [14] Viceconti M, Monti L, Muccini R, et al. Even a thin layer of soft tissue may compromise the primary stability of cementless hip stems[J]. Clin Biomech(Bristol, Avon), 2001, 16(9):765-775.
- [15] Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, et al. Hip contact forces and gait patterns from routine activities[J]. J Biomech, 2001, 34(7):859-871.
- [16] Ramamurti BS, Orr TE, Bragdon CR, et al. Factors influencing stability at the interface between a porous surface and cancellous bone; a finite element analysis of a canine in vivo micromotion experiment[J]. J Biomed Mater Res, 1997, 36(2):274-280.
- [17] 丛宇, 赵建宁. 全髋关节置换术中假体周围骨折的研究进展[J]. 中国骨伤, 2011, 24(2):178-181.
- Cong Y, Zhao JN. Investigate progress of intraoperative periprosthetic fracture of total hip arthroplasty[J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2011, 24(2):178-181. Chinese with abstract in English.
- [18] Shirazi-Adl A, Dammak M, Zukor DJ. Fixation pull-out response measurement of bone screws and porous-surfaced posts[J]. J Biomech, 1994, 27(10):1249-1258.

(收稿日期:2013-02-25 本文编辑:王玉蔓)

中国中医科学院望京医院骨伤科和风湿科 进修招生通知

中国中医科学院望京医院(中国中医科学院骨伤科研究所)为全国中医骨伤专科医疗中心和全国重点骨伤学科单位。全院共有床位近 800 张,其中骨伤科床位近 350 张。骨伤科高级专业技术职称人员 50 余名,博士生导师 13 名,硕士生导师 30 名,具有雄厚的骨伤科临床、教学与科研能力,是全国骨伤科医师培训基地。开设创伤、脊柱、骨关节、关节镜及推拿等专科,在颈椎病、腰椎间盘突出症、骨关节炎、创伤骨折、拇外翻等专病方面的治疗独具特色。每周三安排知名专家授课,为中、西医骨科医师培训提供充裕的理论学习与临床实践的机会。

风湿免疫科为风湿病重点专病单位,具有较深厚的风湿病研究基础及先进的研究设施,治疗风湿类疾病有独特疗效。我院每年 3、9 月招收两期进修生(要求具有执业医师资格),每期半年或 1 年(进修费 6 000 元/年)。欢迎全国各地中、西医医师来我院进修学习。望京医院网址:<http://www.wjhospital.com.cn>;电子邮箱:sinani@139.com。地址:北京市朝阳区花家地街中国中医科学院望京医院医务处。邮编:100102。电话:(010)64721263。联系人:徐春艳。乘车路线:404、416、420、701、707、952,运通 101、107、201、104 路到望京医院(花家地街)下车。北京站:乘 420 路公共汽车直达;乘 403 至丽都饭店换 404 路望京医院(花家地街)下车。北京西客站:823 路公共汽车至东直门换 404 路至望京医院。