

# 短碳纤维增强聚醚醚酮为全髌假体材料的生物相容性及力学性能\*\*

王克军, 郭卫春, 唐 谨, 余 铃, 赵胜豪

## Short carbon fiber reinforced polyetheretherketone for hip prosthesis: Biocompatibility and biomechanics

Wang Ke-jun, Guo Wei-chun, Tang Jin, Yu Ling, Zhao Sheng-hao

### Abstract

**BACKGROUND:** Polyetheretherketone has good biocompatibility, but its modulus and mechanical strength characteristics drop badly upon glass-transition temperature, so as to fail to provide a steady condition for bone growth.

**OBJECTIVE:** To observe the biocompatibility and biomechanics of short carbon fiber reinforced polyetheretherketone as hip prosthesis by animal experiment.

**METHODS:** The biocompatibility *in vitro* was measured by MTT, hemolysis test, acute toxicity experiment and pyrogen experiment; SCF/PEEK composite plates were implanted into the rabbits, and the formation of fibrous capsules and general tissues conditions around the plates were observed under the optical microscope; The stress tests were carried on the WE-SA universal testing machine.

**RESULTS AND CONCLUSION:** The relative survival rate was > 75%, the hemolysis rate < 5%, indicating a good blood compatibility. There was no evident difference between the two groups. As the time goes on, the relation between the implanted-plates and capsules was more and more close, and inflammatory cells became gradually less.

Wang KJ, Guo WC, Tang J, Yu L, Zhao SH. Short carbon fiber reinforced polyetheretherketone for hip prosthesis: Biocompatibility and biomechanics. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2011;15(34): 6351-6354. [http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

Department of Orthopedics, Renmin Hospital of Wuhan University, Wuhan 430060, Hubei Province, China

Wang Ke-jun★, Studying for master's degree, Department of Orthopedics, Renmin Hospital of Wuhan University, Wuhan 430060, Hubei Province, China 575841165@qq.com

Correspondence to: Guo Wei-chun, Associate professor, Department of Orthopedics, Renmin Hospital of Wuhan University, Wuhan 430060, Hubei Province, China guoweichun@hotmail.com

Supported by: the Postgraduate Fund of Wuhan University\*

Received: 2011-05-11 Accepted: 2011-07-11

### 摘要

**背景:** 聚醚醚酮类聚合物具有良好的生物相容性,但在玻璃化转变温度后其模量、力学强度下降严重,不能为骨骼生长提供一个稳定的环境。

**目的:** 评价短碳纤维增强聚醚醚酮作为全髌假体材料的生物相容性及生物力学性能。

**方法:** 以MTT法、溶血试验、急性全身毒性试验、热原试验评价短碳纤维增强聚醚醚酮浸提液的体外生物相容性;将短碳纤维增强聚醚醚酮接骨板植入兔体内,观察接骨板周围包膜形成情况和一般组织情况;对短碳纤维增强聚醚醚酮试件行应力测试。

**结果与结论:** 短碳纤维增强聚醚醚酮材料的细胞相对存活率大于75%,溶血率小于5%,说明其血液相容性较好;植入兔肌肉内未引起明显炎症反应,早期有少量淋巴细胞聚集,植入体为纤维组织包裹,随着时间的延长,淋巴细胞逐渐减少直至消失,纤维包膜逐渐稳定,周围肌肉组织始终保持正常结构,表明短碳纤维增强聚醚醚酮材料无任何毒性,组织相容性好。应力测试显示短碳纤维增强聚醚醚酮材料符合人体髌关节的生物力学强度需要。

**关键词:** 短碳纤维;聚醚醚酮;髌关节;应力测试;生物相容性;生物材料

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2011.34.020

王克军, 郭卫春, 唐谨, 余铃, 赵胜豪. 短碳纤维增强聚醚醚酮为全髌假体材料的生物相容性及力学性能[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(34):6351-6354. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

武汉大学人民医院骨1科,湖北省武汉市 430060

王克军★,男,1970年生,湖北省荆州市人,汉族,武汉大学医学部在读硕士,主要从事生物工程专业研究。575841165@qq.com

通讯作者:郭卫春,副教授,武汉大学人民医院骨1科,湖北省武汉市430060 guoweichun@hotmail.com

中图分类号:R318  
文献标识码:B  
文章编号:1673-8225  
(2011)34-06351-04

收稿日期:2011-05-11  
修回日期:2011-07-11  
(20100831005/GW-W)

## 0 引言

自从20世纪60年代Charnley开创人工全髌假体置换以来<sup>[1]</sup>,随着材料科学的不断进步,关节假体的材料也在不断发展,从不锈钢到钴铬钼合金再到钛合金,现又发展到碳纤维增强的复合材料。高刚度、高弹性模量的髌关节假体会带来严重的应力遮挡,超高分子聚乙烯作为假体摩擦面材料仍有磨损碎屑会引起骨吸收,导致假体支撑失效、无菌性松动等一系列问题。

1977年英国ICI公司开发出聚醚醚酮,此后其性能逐渐为人们熟知。聚醚醚酮是一种全芳

香半结晶性高聚物,具有很多优良的综合性能:抗氧化,韧性和刚性兼备,强度高,耐热性高,力学性能及尺寸稳定性好,耐蠕变,抗疲劳性能好,加工性能好<sup>[2-4]</sup>。聚醚醚酮在工业上广泛应用将近30年,20世纪80年代它作为一种很有潜力的生物材料被广泛研究<sup>[5]</sup>。

大量体外细胞培养和体内定量组织学试验证明:聚醚醚酮类聚合物具有良好的生物相容性,但只有聚醚醚酮在生物盐水的离子作用下,其力学强度和弹性模量、耐磨性、光滑性和刚性等物理性质才没有明显的降低,而且溶胀率也很低<sup>[6-10]</sup>,所以聚醚醚酮是最佳的骨关节材料,它所固有的光滑性和生物相容性是迄今为止所有聚合物无法相比的<sup>[5]</sup>。但聚醚醚酮力学强度尚

不够<sup>[11]</sup>, 不能为骨骼生长提供一个稳定的环境。

碳纤维是一种高强度、高模量、低密度增强材料, 兼具耐高温、耐浓酸侵蚀、热膨胀系数极小、热导率高、摩擦系数小、导电性好等突出特点, 作为复合材料的重要增强材料已广泛应用于众多领域。很多试验对碳纤维及C/C复合材料的生物相容性和生物应用方面(心脏瓣膜、腱和韧带等)作了评述, 认为C/C复合材料具有良好的生物相容性, 在人体骨组织修复和骨替代材料方面极具潜力<sup>[12-13]</sup>。

短碳纤维增强聚醚醚酮(short carbon fiber reinforced polyetheretherketone, SCF/PEEK)复合材料的高强度、低弹性模量(与骨接近)的优点让其脱颖而出, 有望成为髌关节假体的新一代材料。实验对SCF/PEEK的生物相容性及其制成的髌关节假体生物力学性能进行了研究。

## 1 材料和方法

**设计:** 体外与体内观察实验。

**时间及地点:** 于2009-07/11在武汉大学医学部实验室完成。

**材料:** SCF/PEEK来源于武汉大学医学部实验室; 小鼠L929细胞来源武汉大学医学部细胞室; 实验中应用的主要仪器为恒温培养箱、预调平衡箱和静态电阻应变仪等均来源于武汉大学医学部, 实验中试剂均来源于武汉博士德生物制品公司。

**实验动物及标本:** 雌性新西兰白兔, 体质量 2.0~3.5 kg; 体质量15~20 g健康昆明纯系小白鼠, 均来源于武汉大学医学院动物实验中心; 人尸体股骨标本来源于武汉大学医学院解剖教研室。

**实验方法:**

**SCF/PEEK材料浸提液的制备<sup>[14]</sup>:** 将SCF/PEEK材料用去离子水清洗后, 分别用丙酮和无水乙醇于超声波清洗器中清洗后烘干, 高压灭菌。再浸泡至 DMEM+F12 无血清培养基中, 表面积与浸提介质体积比为 6 cm<sup>2</sup>/mL, 总接触面积为 57.6 cm<sup>2</sup>, (37±1) °C 孵箱中放置72 h, 取上清液, 即为浸提液。4 °C 保存。

**体外生物相容性实验:**

**四甲基偶氮唑盐微量酶反应色法(MTT法):** 实验分为阴性对照组、阳性对照组及实验组。取处于对数生长期的小鼠L929细胞, 用1640培养液稀释制成5×10<sup>7</sup>L<sup>-1</sup>的L929悬液, 接种在24孔培养板各孔, 每孔0.2 mL, 37 °C、体积分数5%CO<sub>2</sub>、湿度95%条件下培养24 h, 吸出溶液, 依次加入0.2 mL培养液(阴性对照)、含0.5%苯酚的培养液(阳性对照)及SCF/PEEK材料浸提液(实验组)各8孔。在37 °C下继续培养2, 4, 7 d后吸出溶液, 加入0.2 mL新鲜的培养液及20 μL的5 g/L的MTT溶液,

置于37 °C、体积分数5%CO<sub>2</sub>、饱和湿度的恒温培养箱培养4h后取出, 吸出溶液, 用0.2 mL生理盐水清洗2次, 每孔加入0.2 mL DMSO, 轻轻振荡10 min, 酶联免疫测定仪550 nm下测定各孔吸光度(A)值。细胞相对存活率(%)=(实验组A值/阴性对照组A值)×100%。

**评分标准:** 细胞相对存活率≥100%, 75%~99%, 50%~74%, 25%~49%, 1%~24%, 0时, 细胞毒性分级分别为0级, 1级, 2级, 3级, 4级, 5级。0级或1级为合格; 2级需结合细胞形态分析, 综合评价; 3~5级为不合格。

**溶血实验:** 经股静脉抽取新西兰白兔静脉血5 mL, 加入2%草酸钾0.25 mL, 取抗凝血4 mL加入生理盐水5 mL进行稀释即制备出新鲜稀释兔血。实验分为阴性对照组、阳性对照组及实验组。阴性对照组加入10 mL生理盐水, 阳性对照组加入10 mL蒸馏水, 实验组加入10 mL SCF/PEEK材料浸提液, 每组5个试管, 将所有试管置于37 °C恒温箱中水浴30 min, 各试管内分别加入抗凝血0.2 mL轻摇, 37 °C恒温保留60 min, 3 000 r/min离心5 min, 取上清液在紫外分光光度仪上测定550 nm处的吸光度(A)值。溶血率=(实验组A-阴性对照组A)/(阳性对照组A-阴性对照组A)×100%。

**急性全身毒性实验:** 将20只昆明纯系小白鼠随机分为实验组和对照组, 每组10只, 实验组用SCF/PEEK材料浸提液, 对照组用生理盐水, 均以50 μL/g剂量通过小鼠尾静脉注射, 观察注射后1, 2, 3 d动物的一般状态、毒性表现。

**热原实验:** 取健康新西兰白兔3只, 间隔1 h测量肛温3次, 取平均值, 确定为正常体温。自耳缘静脉缓慢注入温热至约38 °C的SCF/PEEK材料浸提液5 mL/只, 注射后1, 2, 3 h测定家兔体温3次, 与正常体温相比, 确定其升高度数。

**体内生物相容性实验(植入实验):** 将新西兰大白兔随机分为术后4, 8, 12, 16, 20周5组, 每组4只。将SCF/PEEK制成80个20 mm×10 mm×1 mm的骨板, 环氧乙烷消毒后备用。白兔用25 g/L的巴比妥钠按1 mg/kg经耳缘静脉麻醉后, 在无菌条件下将80个SCF/PEEK骨板随机植入20只白兔左右股骨干两边, 每只白兔植入4个骨板。术后每日予以青霉素20×10<sup>4</sup> U肌注, 连续3 d, 观察术后兔子饮食、活动、切口反应。术后 4, 8, 12, 16, 20周按预定的分组取材, 取出骨板、包膜及周围1 mm×1 mm×1 mm的肌肉组织进行组织学检查。取出物一部分在电镜下观察肌肉细胞结构; 另一部分立即用体积分数10%甲醛溶液固定, 甲酸脱钙, 分级醇脱水, 石蜡包埋, 切片, 常规苏木精-伊红染色, 树脂封固, 每个标本取3张切片, 在光学显微镜下观察骨板周围包膜形成情况和一般组织情况。

**生物力学实验(应力测试)<sup>[15-17]</sup>:** 室温下解冻人股骨标

本, 去除软组织后将股骨标本模拟单足站立时股骨负重力线方向, 使之冠状面保持内收 $25^{\circ}$ , 矢状面保持直立位, 高度保持 $200\text{ mm}$ , 远端用牙托粉固定并制成 $50\text{ mm}\times 50\text{ mm}\times 50\text{ mm}$ 的平台, 沿股骨纵轴内外侧缘布置电阻应变片, 用502胶水粘贴在骨皮质上, 具体位置为: 1号应变片在股骨距下方, 2号、3号应变片分别在大、小转子的骨外侧皮质, 4号在小转子对侧股骨皮质, 5号、6号分别在柄尾部内外侧皮质, 见图1。

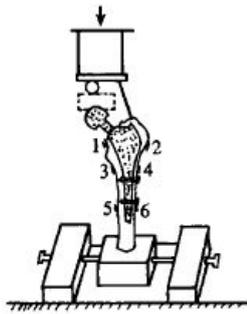


Figure 1 Schematic diagram of strain gage  
图1 应变片粘贴示意图<sup>[17]</sup>

所有标本在完整情况下分别测出 $150, 300, 450\text{ N}$ 载荷下的应变值作为对照组, 测试在WE-SA万能试验机上进行, 通过预调平衡箱和静态电阻应变仪测定在不同载荷下的应变值。然后将股骨标本自检, 确认无损后将股骨头在股骨距上 $12\text{ mm}$ 处切除, 扩大髓腔, 然后分别给5个标本安装SCF/PEEK假体, 然后用螺栓将大转子和关节柄头端固定。分别测试5个标本在 $150, 300, 450\text{ N}$ 载荷下各测点的应变值作为实验组。用 $t$ 检验分析对比完整情况下和安装假体后的应变值。

统计学分析: 采用中文版SPSS 17.0软件进行统计学分析, 所有数据均用 $\bar{x}\pm s$ 表示, 用 $t$ 检验进行处理。

## 2 结果

### 2.1 SCF/PEEK材料体外生物相容性实验结果

MTT法: 各组在 $550\text{ nm}$ 的吸光度值、细胞相对存活率及细胞毒性分级见表1。

表1 短碳纤维增强聚醚醚酮材料的体外细胞毒性实验结果  
Table 1 Experiment results of short carbon fiber reinforced poly (ether-ether-ketone) material *in vitro* cytotoxicity ( $\bar{x}\pm s, A$ )

Item	2 d	4 d	7 d
Negative control group	0.536±0.035	1.149±0.085	1.354±0.024
Experimental group	0.489±0.040	1.127±0.053	1.385±0.036
Positive control group	0	0	0
Relative survival rate	91.23±1.25	98.09±0.71	102.29±1.04
Cytotoxicity	Grade 1	Grade 1	Grade 0

由表1可见, 细胞相对存活率均大于75%, 细胞毒性均不超过1级, 符合医学植入材料的MTT法要求。

溶血实验: 阴性对照组、实验组、阳性对照组在 $550\text{ nm}$ 下的吸光度分别为 $0.021\pm 0.002, 0.045\pm 0.006, 0.936\pm 0.003$ 。实验组溶血率为 $(2.62\pm 0.40)\%$ , 小于5%, 符合医用植入材料的溶血实验要求。

急性全身毒性实验: 在72 h观察期内, 对照组和实验组小鼠的一般状态良好, 大体观察均未见明显的毒性表现, 实验组无小鼠比对照组小鼠反应大。

热原实验: 注射前家兔体温为 $38.71\text{ }^{\circ}\text{C}$ , 注射后1, 2, 3 h平均体温分别为 $38.71, 38.75, 38.81\text{ }^{\circ}\text{C}$ , 体温平均升高 $0.05\text{ }^{\circ}\text{C}$ , 体温升高低于 $1.4\text{ }^{\circ}\text{C}$ , 符合医学植入材料的热原实验要求。

2.2 SCF/PEEK材料体内生物相容性实验结果 所有动物术后一般情况良好, 术后当天即可进食且活动正常, 创口无明显出血、渗出, 动物均成活, 未见过敏、中毒及热源反应, 手术伤口愈合良好。8周时初步形成纤维包膜, 可见少量淋巴细胞; 16周及24周, 淋巴细胞减少, 甚至消失, 纤维包膜形成稳定, 纤维排列规则, 无增厚趋势。周围肌肉组织始终保持正常结构。

2.3 SCF/PEEK材料应力测试结果 在 $150, 300, 450\text{ N}$ 载荷下各测点应变值与载荷大小成正线性相关, 即随着载荷的增大应变值也随之增大。为便于分析仅取 $300\text{ N}$ 载荷下的应变值来比较各组的差异性。

股骨内侧骨皮质的应变值: 在 $300\text{ N}$ 载荷下, 实验组和对照组中, 均以1号测点的应变值最大, 具体结果见表2。

表2 短碳纤维增强聚醚醚酮材料在 $300\text{ N}$ 载荷下的股骨内侧骨皮质应变值

Table 2 Strain value of cortical bone in medial femoral with  $300\text{ N}$  load ( $\bar{x}\pm s, \text{N/mm}$ )

Group	1	3	5
Control	-12.13±0.34	-8.57±0.48	-6.29±0.54
Experimental	-14.35±0.46	-9.32±0.55	-5.74±0.38
P	> 0.005	> 0.005	> 0.005

股骨外侧骨皮质的应变值: 在 $300\text{ N}$ 载荷下, 实验组及对照组中均以4号测点的应变值最大, 具体见表3。

表3 短碳纤维增强聚醚醚酮材料在 $300\text{ N}$ 载荷下的股骨外侧骨皮质应变值

Table 3 Strain value of cortical bone in lateral femoral with  $300\text{ N}$  load ( $\bar{x}\pm s, \text{N/mm}$ )

Group	2	4	6
Control	2.13±0.25	6.39±0.57	4.27±0.36
Experimental	1.92±0.36	7.58±0.44	3.49±0.51
P	> 0.005	> 0.005	> 0.005

### 3 讨论

近年来, 人工关节作为有价值的关节替代材料备受关注。用于制造人工关节的材料应有良好的生物相容性、良好的机械性能, 并有耐磨蚀性及耐磨蚀疲劳性, 负重面应耐磨损, 同时, 磨损颗粒不引起严重机体反应<sup>[19]</sup>。目前常用于人工关节的材料主要是金属、高分子聚合物和陶瓷, 这些材料在有着各自优点的同时, 又不可避免的拥有一些缺陷。

实验证明, 人工髌关节置换后的应力遮挡和应力集中, 是引起关节柄松动、下沉的最主要原因之一<sup>[19]</sup>。SCF/PEEK复合材料可以充分发挥两者的优势, 进一步增强PEEK的机械、热、摩擦等性能, 扩大其在各个领域的应用。SCF/PEEK复合材料还可以按照需要调整力学性能, 使其在骨科应用时既可以克服应力屏蔽, 又能满足断骨修复力学上的要求。该材料还有透X射线的性能, 从而不产生如金属植入体在X射线、CT和MR检查下形成的伪影。SCF/PEEK复合材料可使PEEK的力学性能显著提高, 而且还使其耐热性显著提高。

Wang等<sup>[20]</sup>用平均直径8 μm、长度20 mm的SCF/PEEK与CoCr、氧化铝、氧化锆等材料分别模拟髌关节和膝关节进行磨损实验, 研究复合材料作为全髌和全膝假体材料的适应性和局限性。结果发现, 在类似髌关节接触状态下, 不管是对金属或陶瓷材料, SCF/PEEK的耐磨性均要好得多, 但在高应力非均匀接触状态下, SCF/PEEK的性能不够, 不适合用作膝关节部件。

医学植入材料的生物相容性主要分为两类, 一是血液相容性, 即与血液的相互作用; 另一是组织相容性, 即与周围组织间的相互作用。目前, 对生物相容性的评价主要有两种方法, 一种是体外实验, 即用材料或浸提液研究材料对组织细胞生长、代谢及增殖方面的影响; 另一种是动物体内实验, 即将材料植入体内做组织学检查, 观察材料及周围组织病理变化。

本实验中SCF/PEEK的细胞相对存活率大于75%, 溶血率小于5%, 说明SCF/PEEK的血液相容性较好, 符合医学植入材料的标准。将SCF/PEEK植入兔肌肉内, 未引起明显的炎症反应, 早期有少量淋巴细胞聚集, 植入体为纤维组织包裹, 随着植入时间的延长, 淋巴细胞逐渐减少, 直至消失, 囊壁逐渐变薄, 纤维包膜逐渐稳定, 纤维排列逐渐规则, 无增厚趋势, 周围肌肉组织始终保持正常结构。表明SCF/PEEK无任何毒性, 组织相容性好。应力测试结果显示两组差异无显著性意义, 说明SCF/PEEK符合人体髌关节的生物力学强度需要。

实验表明SCF/PEEK的细胞毒性小, 是一种无毒、无刺激性、不含致热原物质的, 有着良好血液相容性及组织相容性的生物材料, 符合医学植入材料的细胞毒性

要求, 对机体不会造成不良影响, 强度符合人体髌关节的力学要求, 因此该材料制成的全髌假体在临床上有着很广阔的应用前景, 值得进一步开发利用。

### 4 参考文献

- [1] Yin QX, Shen TC. Jiangsu Daxue Xuebao. 2008;18(1):89-92. 尹其翔, 沈铁城. 人工髌关节生物力学研究进展[J]. 江苏大学学报: 医学版, 2008, 18(1):89-92.
- [2] Wang JY, Zhu ZG, Sun JY, et al. Huaxue Shijie. 2004;59(1): 53-54. 王建营, 朱治国, 孙家跃, 等. 聚醚醚酮人造骨关节材料研究[J]. 化学世界, 2004, 59(1): 53-54.
- [3] Fu GT, Liu HJ, Zhang B, et al. Gongcheng Suliao Yingyong. 2006;32(10): 69-71. 付国太, 刘洪军, 张柏, 等. PEEK的特性及应用[J]. 工程塑料应用, 2006, 32(10): 69-71.
- [4] Li KJ, Chen TX, Tang XD. Hecheng Jishu ji Yingyong. 2007;22(3): 17-20. 李恺军, 陈晓停, 唐旭东. 磺化聚醚醚酮的性能与应用[J]. 合成技术及应用, 2007, 22(3): 17-20.
- [5] Williams DF, McNamara A, Turner RM. Potential of polyetheretherketone(PEEK) and carbon fiber-reinforced PEEK in medical applications. J Mater Sci Lett. 1987; 6: 188-190.
- [6] An YH, Woolf SK, Friedman RJ. Pre-clinical in vivo evaluation of orthopaedic bioabsorbable devices. Biomaterials. 2000;21(24): 2635-2652.
- [7] Meyer MR, Friedman RJ, Del Schutte H Jr, et al. Long-term durability of the interface in FRP composites after exposure to simulated physiologic saline environments. J Biomed Mater Res. 1994;28(10): 1221.
- [8] Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. Biomaterials. 2007;28(32): 4845-4869.
- [9] Vadapalli S, Sairyo K, Goel VK, et al. Biomechanical rationale for using polyetheretherketone (PEEK) spacers for lumbar interbody fusion-A finite element study. Spine (Phila Pa 1976). 2006;31(26): 992-998.
- [10] [10] Toth JM, Wang M, Estes BT, et al. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. Biomaterials. 2006;27(3): 324-334.
- [11] Ponnappan RK, Serhan H, Zarda B, et al. Biomechanical evaluation and comparison of polyetheretherketone rod system to traditional titanium rod fixation. Spine J. 2009;9(3): 263-267.
- [12] Adams D, Williams DF. The response of bone to carbon-carbon composites. Biomaterials. 1984;5(2):59-64.
- [13] Baquey C, Bordenave L, More N, et al. Biocompatibility of carbon-carbon materials: blood tolerability. Biomaterials, 1989; 10(7): 435-440.
- [14] Liu J. Jilin Daxue. 2009. 刘军. 国产碳纤维增强聚醚醚酮生物相容性研究[D]. 吉林大学, 2009.
- [15] Pan Y, Zhang XK, Wang DX. Guangdong Yixue. 1999;20(5): 324-326. 潘滔, 张晓坤, 王东晓. 抗冲击性人工髌关节的生物力学比较[J]. 广东医学, 1999, 20(5): 324-326.
- [16] Zhang ZL, Sun JY, Sun K. Zhongguo Jiaoxing Waikexue. 2006;14(4): 276-280. 张正廉, 孙俊英, 孙康. 聚醚醚酮髌股骨假体置换术后股骨近段的力学分析[J]. 中国矫形外科杂志, 2006, 14(4): 276-280.
- [17] Zeng Y, Chen JZ, Xu WG. Gu yu Guanjie Sunshang Zazhi. 2000; 15(1): 42-43. 曾颖, 陈锦钊, 许伟国. 三种人工髌关节的生物力学分析[J]. 骨与关节损伤杂志, 2000, 15(1):42-43.
- [18] Xu ST, Ge BF, Xu YK. Beijing: Renmin Junyi Chubanshe. 2007: 2085-2086. 胥少汀, 葛宝丰, 徐印坎. 实用骨科学[M]. 3版. 北京: 人民军医出版社, 2007: 2085-2086.
- [19] Hu ZM, Luo XZ. Zhonghua Guke Zazhi. 2006;26(7):498-500. 胡慎明, 罗先正. 髌关节的生物力学[J]. 中华骨科杂志, 2006, 26(7): 498-500.
- [20] Wang A, Yue S, Bobynd JD, et al. Surface characterization of metal-on-metal hip implants tested in a hip simulator. Wear. 1999; 225-229: 708-715.

来自本文课题的更多信息——

**基金资助:** 武汉大学研究生基金资助项目。

**作者贡献:** 第一作者构思并设计课题, 同时分析并解析相关数据, 第一作者对本文负责。

**利益冲突:** 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。