

# 髌臼缺损翻修中所用移植材料的有限元分析\*

马文辉<sup>1</sup>, 张学敏<sup>2</sup>, 王继芳<sup>3</sup>, 时述山<sup>4</sup>

## Finite element analysis of the grafts used for acetabular revision in the presence of bone loss

Ma Wen-hui<sup>1</sup>, Zhang Xue-min<sup>2</sup>, Wang Ji-fang<sup>3</sup>, Shi Shu-shan<sup>4</sup>

### Abstract

**BACKGROUND:** Alternative implants affect stability of prostheses, and freeze-dried bone allografts are most selected as implants. The crack between grafts and host bone is unavoidable, which would weaken the bone integration. Bone cement can fill the cracks quickly and completely, however, the effects of bone cement on the stress of prostheses and its own remains poorly understood.

**OBJECTIVE:** To evaluate the effect of the different grafting for bone loss in the presence of the new acetabular component with wings at the time of acetabular revision.

**METHODS:** The finite-element models of acetabular component with three wings and acetabulum with bone loss were established. Following prostheses implantation, the gaps were filled with bone cement and freeze-dried bone allograft, respectively, stress of the graft and its effect on prostheses were analyzed under 2 158 N and 426 N acetabular loads.

**RESULTS AND CONCLUSION:** The finite-element analysis demonstrated that stress and strain at the interfaces of bone-shell and metal-polyethylene liner had the same direction of change but no significant difference between them. In the study, the result indicated increased contact stresses with an increased hip force and orientation. The stress of wings increased gradually from rim to root. Its peak stress was at the joint between the wing and the shell. The different grafts did not affect the stress of the acetabular component. But the stress of bone cement was significantly higher than that of particulate bone. The study demonstrated that change of the graft could not make remarkable effect on the stress of the acetabular component. But the stress of bone cement increased significantly. The result of the finite-element analysis indicated that particulate bone graft is benefit to improving its stability and to minimize aseptic loosening rate of acetabular component.

Ma WH, Zhang XM, Wang JF, Shi SS. Finite element analysis of the grafts used for acetabular revision in the presence of bone loss. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2010;14(9): 1549-1554. [http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

### 摘要

**背景:** 髌臼翻修中所用的移植材料是影响假体稳定的重要因素之一, 目前异体冻干骨是较常选用的移植材料。但使用固体颗粒材料修补骨缺损时宿主骨与移植骨之间的缝隙是不可避免的, 而这些缝隙可削弱移植骨与宿主骨间的整合过程。使用骨水泥材料可以填补这些缝隙, 并且达到快速、完全的固定。但是使用骨水泥代替异体冻干骨颗粒填补假体置入后的空隙对于假体和材料自身应力的影响尚无文献报道。

**目的:** 采用有限元法比较分析骨水泥和冻干异体骨颗粒联合三翼翻修假体修复髌臼后的应力分布情况, 进而了解选用不同移植材料对三翼髌臼假体稳定性的潜在影响。

**方法:** 建立三翼翻修假体及缺损髌臼的有限元模型, 翻修假体置入后, 缺损部的空隙分别使用骨水泥和冻干异体颗粒骨两种材料填充。于 2 158 N 和 426 N 髌关节力作用下, 观察移植体自身应力及其对翻修假体应力的影响。

**结果与结论:** 在不同髌关节力下三翼髌臼假体金属壳两侧界面的应力变化规律相同, 假体所受的最大应力取决于髌关节力的大小和方向。翼部应力的分布规律均是由翼的边缘向翼根部逐渐增大, 至翼根与球壳连接处为最大。使用不同移植材料对假体的应力分布无明显影响, 但骨水泥所受的各种应力大于冻干骨颗粒的应力。故从材料的稳定及其对假体长期稳定性的影响方面来看, 采用冻干骨颗粒移植修补髌臼缺损要优于骨水泥。

**关键词:** 髌臼翻修; 三翼假体; 移植; 移植材料; 有限元分析; 数字化骨科技术

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2010.09.007

马文辉, 张学敏, 王继芳, 时述山. 髌臼缺损翻修中所用移植材料的有限元分析[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2010, 14(9):1549-1554. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

## 0 引言

自从20世纪60年代开展全髌关节置换以来, 其结果现已得到了很大的改善。瑞典国家登记中心的数据表明现在全髌关节置换的10年生存率为97%。早期存在的感染问题, 假体设计的缺陷及假体的疲劳断裂问题已经得到了必要的解决。

然而, 假体松动问题仍然是困扰骨科学者的难题, 翻修手术的结果也不像初次手术那么好。全世界每年大约要做约100万的全髌关节置换手术, 在西方大约有2%的手术患者年龄超过60岁, 这就意味着即使无菌性松动发生率很低, 也会影响到相当多的患者。另外年轻和活动量较多的手术患者, 假体松动的危险性更高。在需要翻修的病例中, 有相当一部分是由髌臼假体的松动造成的。松动的假体导致周围

<sup>1</sup>Department of Orthopaedics, Bethune International Peace Hospital of PLA, Shijiazhuang 050082, Hebei Province, China;  
<sup>2</sup>National Defense Construction Hospital, Shijiazhuang 050081, Hebei Province, China;  
<sup>3</sup>Department of Orthopaedics, General Hospital of Chinese PLA, Beijing 100853, China;  
<sup>4</sup>Department of Orthopaedics, General Hospital of Beijing Military Area Command of Chinese PLA, Beijing 100072, China

Ma Wen-hui★, Master, Attending physician, Department of Orthopaedics, Bethune International Peace Hospital of PLA, Shijiazhuang 050082, Hebei Province, China hm318@hotmail.com

Received: 2009-09-29  
Accepted: 2010-01-20

<sup>1</sup> 解放军白求恩国际和平医院骨科, 河北省石家庄市050082; <sup>2</sup> 河北省国防建院, 河北省石家庄市050081; <sup>3</sup> 解放军总医院骨科, 北京市100853; <sup>4</sup> 解放军北京军区总医院骨科, 北京市100072

马文辉★, 男, 1973年生, 河北省石家庄市人, 汉族, 2000年解放军军医进修学院毕业, 硕士, 主治医师, 主要从事骨肿瘤与骨修复方面的研究。  
hmq318@hotmail.com

中图分类号: R394.2  
文献标识码: A  
文章编号: 1673-8225(2010)09-01549-06

收稿日期: 2009-09-29  
修回日期: 2010-01-20  
(20090929011/G-Z)

骨溶解和骨缺失。

对于年长的和骨缺损较小的患者, 有报道表明采用骨水泥型假体翻修取得了满意的结果, 其10年的再翻修率为10%~18%。而对于年轻患者和骨质缺损较大者, 骨水泥型假体翻修的结果较差, 其再翻修的危险性明显增高。即使是采用改进后的骨水泥技术, 其结果仍不理想, 并且再翻修手术时, 假体牢固固定的先决条件更差。然而, 取得良好手术效果的关键是必须根据髌臼骨缺损的程度不同采用适宜的手术方法。

髌臼骨缺损的翻修中, 修复骨缺损是保证假体置入后稳定性的重要前提。目前有多种材料可供选择, 而临床上常用的是冻干异体骨颗粒。作者采用有限元法比较分析骨水泥和冻干异体骨颗粒联合三翼翻修假体修复髌臼后的应力分布情况, 进而了解选用不同移植材料对三翼髌臼假体稳定性的潜在影响。

## 1 材料和方法

**设计:** 对比观察。

**时间及地点:** 于2008-07/09在解放军北京军区总医院骨科实验中心完成。

**材料:** 使用美国ANSYS公司的有限元分析软件包。

**方法:**

**髌臼翻修假体三维有限元几何模型的建立:** 利用先进的ANSYS有限元分析软件包建立三翼髌臼假体的三维有限元模型。模型所用单元为ANSYS中的SOLID92单元, 单元数为20 000个, 节点数为27 000个。三翼髌臼假体的材料为钴铬钼合金, 假体的半球部直径为54 mm, 三翼的翼间夹角取30°, 最大翼长都为25 mm, 因此假体的最大翻修直径可达79 mm。三翼假体的超高分子聚乙烯衬里的内径为28 mm, 厚度为9 mm。由于本文着重分析翻修假体置入后的应力分布规律, 而髌骨的应力不是研究重点, 因此仅截取其髌臼部分, 将其简化为正六面体, 在正常髌臼有限元模型的基础上将髌臼上缘的节点向内移动25 mm, 形成最大径为25 mm的缺损, 来模拟髌臼外上方的巨大缺损。翻修假体置入后, 缺损部的空隙分别使用骨水泥和冻干异体颗粒骨两种材料填充。

分析过程中使用的材料均假设为同一的和各向同性的, 所用材料模型为线弹性材料模型, 各种材料的性质参考文献的报道, 取值见表1。

表1 不同材料的力学性质一览表  
Table1 The mechanics characters of different materials

Materials	Young's Modulus (MPa)	Poisson's Ratio
Co-Cr-Mo alloy	200 000	0.3
UHMWPE	700	0.3
Hip bone	17 000	0.3
Particulate bone allograft	230	0.25
Bone cement	2 000	0.4

UHMWPE: ultrahigh molecular weight polyethylene

**髌臼区三维有限元模型的负载与力学边界条件:** 此髌臼模型背面加全约束边界条件, 外界髌关节力通过股骨头假体施加于髌臼翻修假体。文章中主要分析翻修假体和翼间填充材料所受应力的分布规律, 不考虑假体与骨质材料间的相对滑移, 也不考虑填充材料与翼间的相对滑移, 故不做接触处理。将正常步态分为8期, 每期髌关节力的方向和大小均不同。由于作者前期对于三翼髌臼假体的研究已表明正常步态各期之间其应力的分布规律相似, 只是应力的的大小随髌关节力的不同而有所改变。在髌关节力较大的2, 3, 4, 5四期的应力水平明显大于1, 6, 7, 8四期, 而1, 6, 7, 8四期之间和2, 3, 4, 5四期的应力差异均无显著性意义。因此, 在本文中, 可以从以上2组中分别选取1种载荷, 分别代表较大的和较小的髌关节力, 从而可明显减小分析量, 避免不必要的重复工作。这里取正常步态的1, 2期, 由于正常中等身材男性的体质量为650~700 N, 故假设体质量为650 N, 此时的髌关节力分别是2 158 N和426 N, 在矢状面上的角度分别为前屈18°和前屈22°。

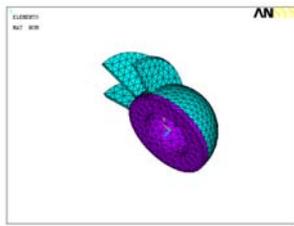
**主要观察指标:** 假体置入后不同移植材料各部分的应力分布变化。

**设计、实施、评估者:** 设计、实施、评估均为本文作者, 均经过正规培训。

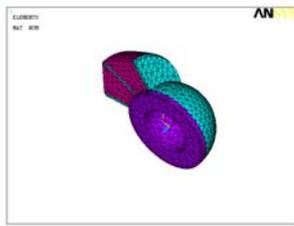
**统计学分析:** 作者使用SAS 6.04统计学软件进行数据分析, 对结果进行t检验, 以P < 0.05为差异有显著性意义。

## 2 结果

**2.1 髌臼假体的三维有限元模型及应力分布** 翼间夹角为30°的三翼髌臼假体及移植材料的三维有限元模型见图1, 应力分布轮廓图见图2。



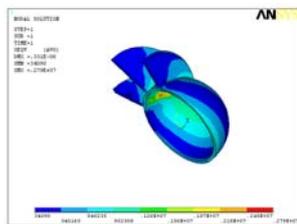
a: Acetabular component with wings



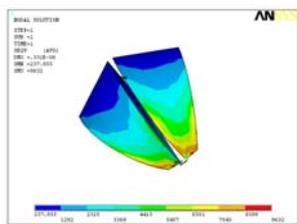
b: Acetabular component with wings and graft

Figure 1 The finite-element models of acetabular components and graft (placed direction: eversion 45°, ante flexion 30°)

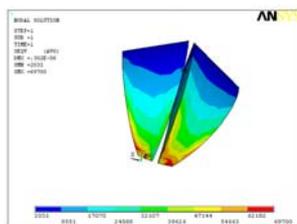
图 1 三翼髌臼假体及移植物的有限元模型(置入方位: 外翻 45°、前屈 30°)



a: Acetabular component with wings



b: Particulate bone allograft



c: Bone cement

Figure 2 The Von Mises stress graphs of acetabular components with different kinds of grafts

图 2 三翼髌臼假体及移植物的 Von Mises 应力分布图

利用ANSYS有限元分析软件包, 分别计算同一种三翼髌臼假体在使用骨水泥和冻干异体骨两种移植材料时, 于2 158 N和426 N髌关节力作用下, 假体和移植材料所受的Von Mises应力、各向正应力以及剪切应力。

结果显示, 采用不同的移植材料并不会对髌臼假体所受各种应力的大小和分布规律产生明显影响。两种载荷下假体的最大Von Mises应力分布区均与所受髌关节力的方向一致, 并且以此为中心向外递减, 在翼根部与球壳连接处存在有应力集中带。在2 158 N的髌关节力下, 髌臼假体所受各种应力均显著大于其在426 N的髌关节力下所受的应力( $P < 0.05$ )。分析还表明, 在白杯的两侧界面, 即假体-骨界面与金属壳-内衬界面的Von Mises应力、各向正应力以及剪切应力的分布规律大致相同, 并且两侧界面的各种应力值之间的差异无显著意义( $P > 0.05$ ), 这种应力分布的一致性并不随着假体所受髌关节力的变化而改变。

**2.2 髌臼假体翼部和移植材料的应力分布规律** 从应力分布轮廓图可见, 髌臼假体的翼部在不同髌关节力作用下Von Mises应力的分布均是由翼前端的边缘向翼根部逐渐增大, 至翼根与球壳连接处变为最大。翼部的主要分应力(扭转切应力 $\sigma_{tors}$ )的均为负值, 整个翼部应力值的分布比较均匀, 没有明显的梯度变化。填充材料所受的Von Mises应力在与假体相临面较外侧大, 并且由前端向后呈梯度递增, 于后端边缘处达到最大。其所受的3个主要分应力即 $\sigma_{norm}$ 为垂直切应力;  $\sigma_{tors}$ 为扭转切应力;  $\sigma_{tilt}$ 为倾斜切应力的分布规律也均是在与假体相临的内面较大。Z轴向垂直切应力主要为负值, 由前端向后应力的绝对值逐渐变大。XY平面上的扭转切应力和YZ平面上的倾斜切应力在与假体相临面均由髌关节力所指的方向为中心向周围递减, XY平面上的扭转切应力分布比较均匀, 而YZ平面上的倾斜切应力的分布有明显梯度, 由前向后递增。无论是在426 N, 还是在2 158 N的髌关节力作用下, 髌臼假体翼部和移植材料的上述分布规律是相似的。

对使用不同移植材料的三翼髌臼假体分别在426 N和2 158 N的髌关节力作用下所受的Von Mises应力, 以及假体内、外侧界面所受的Von Mises应力见表2。结果显示, 在不同负荷下的各应力值差异无显著性意义( $P > 0.05$ )。

对于两种情况下三翼髌臼假体的翼部所受应力进行统计分析, 见表3。无论是Von Mises应力, 还是主要的扭转切应力 $\sigma_{tors}$ , 骨水泥组与骨颗粒组之间差异均无显著性意义( $P > 0.05$ )。

两种情况下移植材料所受3种主要分应力的比较结果见表4。关于假体的垂直切应力 $\sigma_{norm}$ 、扭转切应力 $\sigma_{tors}$ 、倾斜切应力 $\sigma_{tilt}$ 这3种主要界面应力的比较结果显示两种情况差异无显著意义( $P > 0.05$ ), 显示骨水泥组均明显大于冻干骨组( $P < 0.05$ )。另外, 翼部和移植材料所受

应力的比较结果不受外部髌关节力变化的影响。

表 2 使用不同移植材料的三翼假体的内、外界面及总 Von Mises 应力  
Table 2 Von Mises stresses of acetabular components with different kinds of grafts (Pa)

Particulate bone allograft			
Hip joint force	Total stress	Inside interface stress	Outside interface stress
426 N	1 022 438	914 901	701 874
2 158 N	6 331 438	5 348 009	4 727 853
Bone cement			
Hip joint force	Total stress	Inside interface stress	Outside interface stress
426 N	999 418	726 410	749 374
2 158 N	5 666 979	4 995 988	4 447 890

表 3 使用不同填充材料的三翼假体翼部及移植植物 Von Mises 应力  
Table 3 Von Mises stress of wings and grafts of acetabular components (Pa)

Particulate bone allograft			
Hip joint force	Total stress	$\sigma_{tors}$ of wings	Stress of graft
426 N	1 030 230	378 543	4 117
2 158 N	6 721 389	2 336 528	44 808
Bone cement			
Hip joint force	Total stress	$\sigma_{tors}$ of wings	Stress of graft
426 N	935 121	326 410	32 142
2 158 N	5 968 651	2 078 408	147 714

$\sigma_{tors}$ : torsion stress

表 4 使用不同填充材料的三翼假体移植物的主要分应力  
Table 4 The primary part stresses of different kinds of grafts (Pa)

Particulate bone allograft			
Hip joint force	$\sigma_{norm}$	$\sigma_{tors}$	$\sigma_{tilt}$
426 N	4 241 <sup>a</sup>	985 <sup>a</sup>	1 099 <sup>a</sup>
2 158 N	46 356 <sup>a</sup>	12 088 <sup>a</sup>	15 926 <sup>a</sup>
Bone cement			
Hip joint force	$\sigma_{norm}$	$\sigma_{tors}$	$\sigma_{tilt}$
426 N	41 486	6 374	7 943
2 158 N	172 428	51 327	56 419

$\sigma_{norm}$ : normal stress;  $\sigma_{tors}$ : torsion stress;  $\sigma_{tilt}$ : tilting stress; <sup>a</sup> $P < 0.05$ , vs. bone cement group

### 3 讨论

当髌臼存在大的骨缺损时，可使用骨移植修补。Harris等<sup>[1-3]</sup>报道使用自体骨和异体骨移植修复髌臼的早期效果良好，但是以后又作了有关移植骨吸收及随后发生的假体松动的报道。对于翻修假体的固定，虽然骨水泥假体的初始稳定性高于非骨水泥假体，但是其10年随访的松动率较高。非骨水泥假体在翻修中逐渐占据了主要地位，关于其的研究也日益增多。另外，20世纪70年代以发明者名字命名的“Slooff-Ling”技术应用于全髌关节置换。此技术就是将骨屑植入股骨腔内并锤紧，在股骨薄的皮质腔内形成一层由压紧的异体骨屑构成的衬里，然后骨水泥型假体柄像初次髌关节置换一样插入其中。有许多报道表明“Slooff-Ling”技术的短期和中期随访效果良好，其翻修率并不比初次置换时高。这一方法的应用促进了髌臼翻修技术的发展，目前，通过骨移植修复骨缺损加上非骨水泥假体对伴有骨缺损的髌臼进行翻修的方法以为国内外同道所公认。

当前，翻修手术中用以填充假体置入后的空隙，重建髌臼的材料主要是不同种类的移植骨。Goldberg<sup>[4]</sup>认为，翻修时重建骨缺损时移植骨的选择需要对特定的移植骨材料的功能和移植骨生理整合入宿主骨的重要步骤有明确的理解。移植骨可提供骨发生作用，这一作用来源于移植骨或者通过骨诱导、骨传导或两者兼而有之。另外，移植骨可提供机械支持作用。大量的事实已证实，在翻修中应用骨移植重建髌臼骨缺损是一种有效的方法。自体松质骨有很好的骨发生和骨传导性，但是由于其来源有限，限制了它的使用，尤其是在翻修时宿主骨已经存在较大缺损，并且在许多病例存留的髌臼部分条件通常较差的情况下，通过简单的自体骨移植技术是无法达到重建髌臼的目的，常常需要大量的移植骨。现在，异体冻干骨是较常选用的移植材料。移植骨的最终整合依赖于移植骨与宿主的力学和生理环境的相互作用，以及宿主-移植骨的接触和稳固性。

Gross<sup>[5]</sup>将髌臼边缘的骨缺损分为包容性(空洞型)和非包容性(节段型)。对于包容性缺损，如果假体-宿主骨接触可达50%以上，可以采用异体骨颗粒移植加上非骨水泥臼杯的方法翻修；如果两者接触小于50%，作者通常采用加强环加上骨水泥臼杯的方法。其将手术成功的标准定义为：移植假体稳定，不需要附加手术治疗，髌关节评分提高至少20分。对51例患者的51个髌关节翻修术后平均随访7年，成功率达90%。对于节段型骨缺损，假体-宿主骨接触为30%~50%者，可采用小的柱形异体骨移植(骨架移植)加上骨水泥或非骨水泥臼杯。对28例患者的29个髌关节术后平均随访7年，成功率为86%；假体-宿主骨接触大于50%者，采用大的柱形异

体骨移植, 用松质骨螺钉固定, 联合应用从髌骨延伸到坐骨的重建环保护。对32例患者的33个髌关节术后平均随访7年, 成功率为76%。但Paprosky等<sup>[6]</sup>报道应用大块结构骨移植合并非骨水泥型假体翻修髌臼有较高的假体松动率。van Haaren等<sup>[7]</sup>对71例因髌臼缺损而采用自体骨移植进行翻修的患者平均随访7.2年, 有20例出现假体松动, 需再次翻修, 总有效率只有72%。Parratte等<sup>[8]</sup>通过研究认为应用颗粒骨移植修复髌臼缺损, 恢复髌关节旋转中心, 然后置入非骨水泥型髌臼假体, 是翻修缺损髌臼的一个较为可靠的方法。

大量的事实已证实, 在翻修中应用骨移植重建髌臼骨缺损是一种有效的方法。但是, 在许多病例由于存留的髌臼部分通常条件较差, 通过简单的自体骨移植技术的无法达到重建髌臼的目的, 常常需要大量的移植骨。尽管恰当的移植骨材料的选择可有效地增强翻修的临床效果, 可是常规的髌臼固定技术无法获得移植骨整合所必须的稳定的生物力学环境, 因此必须通过金属支撑装置来保证移植骨的初期固定。使用髌臼重建环罩可以使骨盆获得牢固的结构。Brady等<sup>[9]</sup>通过研究认为, 金属加强装置对于处理髌臼严重的骨缺损是有用的。Bohm等<sup>[10]</sup>的研究表明, 在髌臼骨缺损重建中, 应用加强装置可弥补移植骨暂时的力学薄弱, 使其达到良好而持久的稳定。对于严重骨缺损, 使用牢固固定于宿主骨的加强装置更有意义。Kosashvili等<sup>[11]</sup>报道了使用抗突出网罩联合髌臼假体重建严重缺损髌臼的长期随访结果, 认为使用这一技术重建髌臼骨缺损可产生更好的临床效果, 对于严重髌臼缺损的翻修病例是一个可靠的选择。Boscainos等<sup>[12]</sup>认为使用髌臼金属杯罩加上颗粒骨移植可重建髌臼缺损, 恢复髌关节旋转中心和髌臼生物力学。Bostrom等<sup>[13]</sup>使用抗突出网罩翻修缺损髌臼, 结果表明, 如果术中假体得到充分固定, 此方法可获得比较满意的中期效果。Schatzker等<sup>[14]</sup>认为加强环罩可用于空洞型或周围分离的节段型骨缺损病例。抗突出网罩可用于广泛的节段型和空洞型复合缺损病例, 尤其适用于存在髌臼内骨丢失和突出骨盆的病例。有研究认为压配植骨技术联合骨水泥型髌臼假体的应用是重建髌臼缺损的一项有效技术, 可取得较好的长期结果<sup>[15-20]</sup>。Symeonides等<sup>[21]</sup>使用Burch-Schneider加强网罩加上自体骨移植重建大的髌臼骨缺损, 对22例患者的24个髌关节术后平均随访8年, 在所有病例, 假体的稳定性良好, 从而认为使用这种网罩能使髌臼获得有效的支撑。

Gerber等<sup>[22]</sup>使用髌臼加强环结合非结构骨移植翻修缺损髌臼, 结果表明, 如果术中假体得到充分固定, 此方法可获得比较满意的中期效果, 但是对于骨盆不连续和髌臼内壁的节段型缺损不是好的选择。Pagnano等<sup>[23]</sup>的研究表明, 臼杯位置较高, 即使没有外侧移位, 也会使髌臼和股骨假体的松动率明显增加, 从

而建议臼杯位置应尽量接近或在真臼位置。有学者使用H-G半球形臼杯对53例髌臼进行翻修, 平均随访13.6年, 髌臼假体的松动率为19%<sup>[24-26]</sup>。但是如果缺损的上下径大于前后径, 不可能为置入巨大半球假体而过多地牺牲前后柱骨量来扩大髌臼窝的前后径, 否则将不利于假体的稳定性。椭圆形Oblong假体克服了这一缺点, 它不需过多地扩大前后径, 采用金属部分填充了骨缺损, 增大了骨与假体的接触面积, 恢复了髌臼正常旋转中心, 理论上其应具有很好的稳定性。Berry等<sup>[27]</sup>采用钛质双叶椭圆形非骨水泥型多孔表面髌臼假体(E-15, E-25两种型号)对38例严重髌臼顶部骨缺损病例进行翻修, 平均随访3年, 效果良好, Harris评分由术前54分上升到术后90分。但是它采用金属填充骨缺损, 在一定程度上牺牲了骨质来适应假体的置入, 从而减少了宿主骨的储备。Landor等<sup>[28]</sup>对133例使用椭圆形假体翻修髌臼缺损的病例平均随访9.7年, 无菌性松动率为8.3%, 深部感染率为5.3%, 他建议此型假体适用于髌臼II B~III A型缺损, 并且保证假体表面一半以上与宿主骨的直接接触是翻修成功的重要前提<sup>[29-30]</sup>。

作者使用三翼髌臼假体, 利用三翼嵌入宿主骨, 翼间填充自体冻干骨颗粒并捶实, 这样不仅使假体与移植物的接触面积大大增加, 保证了其对移植材料的有效支撑, 而且避免了宿主骨质的牺牲。然而, 使用固体颗粒材料修补骨缺损时宿主骨与移植骨之间的缝隙是不可避免的(尤其在翻修病例, 由于骨吸收和骨水泥界面的松动已在骨床表面造成许多小的坑洞), 而这些缝隙可削弱移植骨与宿主骨间的整合过程。使用骨水泥材料可以填补这些缝隙, 并且达到快速、完全的固定。但是使用骨水泥代替自体冻干骨颗粒填补假体置入后的空隙对于假体和材料自身应力的影响尚无从可知。

在本文中, 作者利用Ansys有限元分析软件, 模拟了使用三翼假体翻修外上方存在巨大缺损的髌臼, 翼间缺损部的空隙分别使用骨水泥和冻干自体颗粒骨两种材料填充。计算并对比了两种情况下假体及移植材料所受的各种应力, 结果显示, 采用不同的移植材料并不会对髌臼假体所受各种应力的大小和分布规律产生明显影响。髌臼假体的翼部在不同髌关节力作用下Von Mises应力的分布均是由翼前端的边缘向翼根部逐渐增大, 至翼根与球壳连接处变为最大。翼部的主要分应力(扭转切应力 $\sigma_{tors}$ )的均为负值, 整个翼部应力值的分布比较均匀, 没有明显的梯度变化。骨水泥和冻干自体颗粒骨这两种移植材料在不同髌关节力作用下所受应力的分布规律相似。使用不同移植材料的三翼髌臼假体分别在426 N和2 158 N的髌关节力作用下所受的Von Mises应力值差异无显著性意义。

因此可知, 虽然使用骨水泥代替冻干骨颗粒填充翼间空隙对假体的应力分布没有明显的影响, 但是骨水泥

自身所受的各种应力较骨颗粒显著增大。在Z轴向上的垂直切应力为负值, 表现为压应力, 而骨水泥位于假体和宿主骨之间, 受到的来自两者的压应力使其受到挤压, 这种挤压长期作用可使材料之间的结合发生断裂, 破坏假体的稳定。而倾斜切应力和扭转切应力的增大会影响材料在各方向上的旋转稳定性。所以说, 本文结果表明, 从材料的稳定和其对假体长期稳定性的影响方面来看, 采用骨颗粒移植修补髌臼缺损要优于骨水泥。而针对移植骨修补髌臼骨缺损时宿主骨与移植骨之间的缝隙, 可考虑使用碳酸化羟基磷灰石(CHA)这种新型的骨修复和替代材料。在CHA基础上进一步研制的超细碳酸化羟基磷灰石(UMCHA)其平均粒径3.109 mm, 分布均一, 固化时间缩短, 强度提高, 速度加快, 最终固化强度升高, 从而明显改善了CHA的理化性质。UMCHA与异体骨颗粒混合使用, 不仅可以减少异体骨的使用量, 并且由于UMCHA的可注射性可以用它堵塞小的缝隙, 从而使翻修髌臼的修补更确实, 宿主骨与移植骨结合更紧密, 有利于早期骨长入。另外UMCHA在体内能与新生骨直接整合为一体, 可逐渐降解并为新生骨所替代, 并随时间延长UMCHA与骨界面的结合力逐渐增强。因此它的使用对于需要大量异体植骨的翻修病例应是一个值得推荐的方法。

#### 4 参考文献

- [1] Harris WH. Bulk versus morselized bone graft in acetabular revision total hip replacement. *Semin Arthroplasty*. 1993;4(2): 68-71.
- [2] Jasty M, Harris WH. Salvage total hip reconstruction in patients with major acetabular bone deficiency using structural femoral head allografts. *J Bone Joint Surg*. 1990;72B:63-67.
- [3] Campbell DG, Garbuz DS, Masri BA, et al. Reliability of acetabular bone defect classification systems in revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2001;16(1):83-86.
- [4] Goldberg VM. Selection of bone grafts for revision total hip arthroplasty. *Clin Orthop*. 2000;381: 68-76.
- [5] Gross AE. Revision arthroplasty of the acetabulum with restoration of bone stock. *Clin Orthop*. 1999;369: 198-207.
- [6] Paprosky WG, Perona PG, Lawrence JM. Acetabular defect classification and surgical reconstruction in revision arthroplasty. A 6-year follow-up evaluation. *J Arthroplasty*. 1994;9(1):33-44.
- [7] van Haaren EH, Heyligers IC, Alexander FG, et al. High rate of failure of impaction grafting in large acetabular defects. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89(3):296-300.
- [8] Parratte S, Argenson JN, Flecher X, et al. Acetabular revision for aseptic loosening in total hip arthroplasty using cementless cup and impacted morselized allograft. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 2007;93(3):255-263.
- [9] Brady OH, Masri BA, Garbuz DS, et al. Use of reconstruction rings for the management of acetabular bone loss during revision hip surgery. *J Am Acad Orthop Surg*. 1999; 7(1): 1-7.
- [10] Bohm P, Banzhaf S. Acetabular revision with allograft bone. 103 revisions with 3 reconstruction alternatives, followed for 0.3-13 years. *Acta Orthop Scand*. 1999; 70(3): 240-249.
- [11] Kosashvili Y, Backstein D, Safir O, et al. Acetabular revision using an anti-protrusion (ilio-ischial) cage and trabecular metal acetabular component for severe acetabular bone loss associated with pelvic discontinuity. *J Bone Joint Surg Br*. 2009;91(7): 870-876.
- [12] Boscainos PJ, Kellett CF, Maury AC, et al. Management of periacetabular bone loss in revision hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;465:159-165.
- [13] Bostrom MP, Lehman AP, Buly RL, et al. Acetabular revision with the Contour antiprotrusion cage. 2- to 5-year follow-up. *Clin Orthop Relat Res*. 2006;453:188-194.
- [14] Schatzker J, Wong MK. Acetabular revision. The role of rings and cages. *Clin Orthop*. 1999; 369: 187-197.
- [15] Somford MP, Bolder SB, Gardeniers JW, et al. Favorable survival of acetabular reconstruction with bone impaction grafting in dysplastic hips. *Clin Orthop Relat Res*. 2008;466(2):359-365.
- [16] Chougale A, Hemmady MV, Hodgkinson JP. Long-term survival of the acetabular component after total hip arthroplasty with cement in patients with developmental dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(1):71-79.
- [17] DeBoer DK, Christie MJ, Brinson MF, et al. Revision total hip arthroplasty for pelvic discontinuity. *J Bone Joint Surg Am*. 2007; 89(4):835-840.
- [18] Sporer SM, Paprosky WG. Acetabular revision using a trabecular metal acetabular component for severe acetabular bone loss associated with a pelvic discontinuity. *J Arthroplasty*. 2006;21(6 Suppl 2):87-90.
- [19] Parratte S, Argenson JN, Flecher X, et al. Acetabular revision for aseptic loosening in total hip arthroplasty using cementless cup and impacted morselized allograft. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 2007;93(3):255-263.
- [20] Voigt C, Klöhn C, Bader R, et al. Finite element analysis of shear stresses at the implant-bone interface of an acetabular press-fit cup during impingement. *Biomed Tech (Berl)*. 2007;52(2): 208-215.
- [21] Symeonides P, Petsatodes G, Pournaras J, et al. Replacement of deficient acetabulum using Burch-Schneider cages. 22 patients followed for 2-10 years. *Acta Orthop Scand Suppl*. 1997;275: 30-32.
- [22] Gerber A, Pisan M, Zurakowski D, et al. Ganz reinforcement ring for reconstruction of acetabular defects in revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85-A(12):2358-2364.
- [23] Pagnano W, Hanssen AD, Lewallen DG, et al. The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 1996;78(7):1004-1014.
- [24] Utting MR, Raghuvanshi M, Amirfeyz R, et al. The Harris-Galante porous-coated, hemispherical, polyethylene-lined acetabular component in patients under 50 years of age: a 12- to 16-year review. *J Bone Joint Surg Br*. 2008;90(11):1422-1427.
- [25] Dearborn JT, Harris WH. Acetabular revision arthroplasty using so-called jumbo cementless components: an average 7-year follow-up study. *J Arthroplasty*. 2000; 15(1): 8-15.
- [26] Whaley AL, Berry DJ, Harnsen WS. Extra-large cemented hemispherical acetabular components for revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg*. 2001;83A(9):63-67.
- [27] Berry DJ, Sutherland CJ, Trousdale RT, et al. Bilobed oblong porous coated acetabular components in revision total hip arthroplasty. *Clin Orthop*. 2000;371:98-107.
- [28] Landor I, Vavrik P, Jahoda D, et al. The Long Oblique Revision component in revision arthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 2009;91(1):24-30.
- [29] Blom AW, Wylde V, Livesey C, et al. Impaction bone grafting of the acetabulum at hip revision using a mix of bone chips and a biphasic porous ceramic bone graft substitute. *Acta Orthop*. 2009;80(2):150-154.
- [30] Weeden SH, Paprosky WG. Porous-ingrowth revision acetabular implants secured with peripheral screws. A minimum twelve-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(6):1266-1271.

来自本文课题的更多信息--

**利益冲突:** 无利益冲突。

**课题的创新点:** 课题使用有限元法对髌臼翻修中所用移植材料的应力分布规律进行了对比分析, 进而了解选用不同移植材料对髌臼假体稳定性的潜在影响, 为临床上存在巨大骨缺损的髌臼翻修中移植材料的选用提供了理论依据。

**课题评价的“金标准”:** 文章中采用有限元方法, 分析了不同移植材料在假体置入后所受应力的分布规律。

**设计或课题的缺陷与不足:** 课题以有限元模型分析了假体置入后移植材料的应力分布规律, 为临床应用提供了理论依据, 但需要结合移植材料的生物力学分析来进一步完善此研究。

**提供临床借鉴的价值:** 课题为临床上存在巨大骨缺损的髌臼翻修手术中移植材料的选用提供了理论依据, 为分析不同假体置入后不同移植材料的应力分布规律提供了有益的参考。