

# 有限元分析全膝关节置换股骨假体置入定位参数及临床优化验证

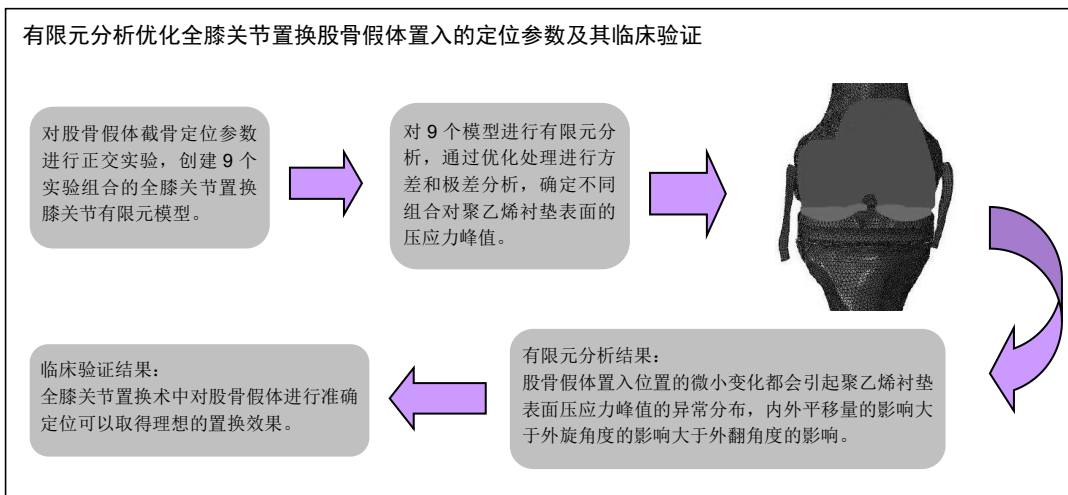
徐高伟<sup>1</sup>, 董 斌<sup>1</sup>, 崔海勇<sup>1</sup>, 马 强<sup>2</sup>(<sup>1</sup>安徽理工大学第一附属医院(淮南市第一人民医院), 安徽省淮南市 232007; <sup>2</sup>安徽医科大学第一附属医院, 安徽省合肥市 230601)

引用本文: 徐高伟, 董斌, 崔海勇, 马强. 有限元分析全膝关节置换股骨假体置入定位参数及临床优化验证[J]. 中国组织工程研究, 2016, 20(17): 2451-2458.

DOI: 10.3969/j.issn.2095-4344.2016.17.003

ORCID: 0000-0002-3861-0467(徐高伟)

文章快速阅读:



徐高伟, 男, 1975 年生, 安徽省淮南市人, 汉族, 1998 年皖南医学院毕业, 副主任医师, 主要从事骨科关节方面的研究。

中图分类号: R318

文献标识码: A

文章编号: 2095-4344

(2016)17-02451-08

稿件接受: 2016-02-20

<http://www.crter.org>

文题释义:

**全膝关节置换三维有限元仿真模型:** 是指对股骨假体检骨定位参数进行正交实验, 选择股骨假体的平移量、外旋度数、外翻度数 3 个参数作为正交实验的相关因素, 创建全膝关节置换膝关节的有限元模型。

**活动平台型膝关节假体:** 其聚乙烯衬垫与托盘不固定, 之间能够自由滑动和旋转, 可以减少聚乙烯磨损和假体松动的风险, 现阶段临床应用比较多的是活动性膝关节假体, 该假体能够扩大相应界面与聚乙烯衬垫的接触面积, 减少接触应力。

摘要

**背景:** 三维有限元仿真分析在生物力学中有着广泛应用, 但在膝关节置换中的研究不多, 对股骨假体的研究也比较少。

**目的:** 有限元分析膝关节置换股骨假体置入的优化定位参数, 并对 Gemini-PS 膝关节假体全膝关节置换进行临床验证。

**方法:** ①构建全膝关节置换膝关节有限元模型, 对股骨假体检骨定位参数进行正交实验, 选择股骨假体的平移量 A、外旋度数 B、外翻度数 C 3 个参数作为正交实验的相关因素, 每个参数取 3 个值建立正交表, 创建 9 个实验组合的全膝关节置换膝关节的有限元模型, 对 9 个模型进行有限元分析, 通过优化处理进行方差和极差分析。②纳入 42 例(47 膝)中老年膝骨关节炎患者, 采用 Gemini-PS 膝关节假体进行全膝关节置换, 采用美国特种外科医院膝关节评分及美国膝关节协会评分评价置换前后膝关节功能, 以疼痛目测类比分评估置换前后膝关节疼痛程度。

**结果与结论:** ①聚乙烯衬底表面压应力峰值最小的为平移 0 mm, 外旋 3°, 外翻 6°组合, 压应力峰值为 15.9 MPa; 聚乙烯衬垫表面压应力的影响因素中, 内外平移的影响大于外旋角度的影响大于外翻角度的影响; 通过极差分析和方差分析发现股骨假体置入的最佳定位参数组合为平移 0 mm, 外旋 3°, 外翻 6°; 通过仿真计算证明正交实验是有效的; ②42 例患者均得到随访, 随访时间 12-36 个月, 1 例发生术后下段皮下脂肪液化; 置换后末次随访患膝美国特种外科医院膝关节评分及美国膝关节协会评分均较置换前显著提高( $P < 0.05$ ); 置换后疼痛目测类比分较置换前显著降低( $P < 0.05$ )。X 射线检查未发现骨溶解、假体脱位及松动等并发症, 置换后膝关节功能恢复良好; ③结果提示, 股骨假体置入位置的微小变化都会引起聚乙烯衬垫表面压应力峰值的异常分布, 全膝关节置换术中对股骨假体进行准

Xu Gao-wei, Associate  
chief physician, First  
Affiliated Hospital (the First  
People's Hospital of  
Huainan), Anhui University  
of Science & Technology,  
Huainan 232007, Anhui  
Province, China

确定位可以取得良好的置换效果。

**关键词:**

骨科植入物; 人工假体; 全膝关节置换; 股骨假体; 定位; 有限元分析; 正交实验; 膝关节, 骨关节炎, 临床疗效

**主题词:**

关节成形术, 置换, 膝; 假体植入; 有限元分析; 骨关节炎, 膝; 组织工程

## Finite element analysis of femoral prosthesis implant in total knee arthroplasty: positioning parameters and clinical optimization

Xu Gao-wei<sup>1</sup>, Dong Bin<sup>1</sup>, Cui Hai-yong<sup>1</sup>, Ma Qiang<sup>2</sup> (<sup>1</sup>First Affiliated Hospital (the First People's Hospital of Huainan), Anhui University of Science & Technology, Huainan 232007, Anhui Province, China; <sup>2</sup>First Affiliated Hospital of Anhui Medical University, Hefei 230601, Anhui Province, China)

**Abstract**

**BACKGROUND:** Three-dimensional finite element simulation has been widely used in biomechanics. However, there is little research in knee joint replacement. The study of femoral prosthesis is less.

**OBJECTIVE:** To analyze the optimal positioning parameters of knee replacement and femoral prosthesis implantation, and to verify the efficacy of Gemini-PS knee prosthesis in total knee arthroplasty.

**METHODS:** (1) Knee finite element model in total knee replacement was constructed. Orthogonal experiment was performed in femoral osteotomy positioning parameters. The shift amount A, external rotation degree B, and valgus degree C of femoral prosthesis were selected as the relevant factors for orthogonal experiment. Three values were taken for each parameter to establish orthogonal tables. Nine experimental combined knee replacement finite element models were created and analyzed with finite element. Analysis of variance and range analysis were used by optimization. (2) Totally 42 patients (47 knees) with knee osteoarthritis received total knee arthroplasty with Gemini-PS knee joint prosthesis. Knee joint function was evaluated after replacement with Hospital for Special Surgery knee score and American Knee Society knee score. Knee pain was assessed with Visual Analogue Scale score.

**RESULTS AND CONCLUSION:** (1) Minimal polyethylene substrate surface compressive stress peak was translation 0 mm, external rotation of 3°, valgus 6°; the peak stress was 15.9 MPa. Among the influential factors, the effects of internal and external translation were larger than that of external rotation angle, and greater than that of valgus angle. The optimal positioning parameter combination was pan 0 mm, external rotation 3°, valgus 6° by range analysis and variance analysis. Orthogonal experiment was valid by simulation. (2) 42 patients were followed up for 12–36 months. One patient affected subcutaneous fat liquefaction of the lower segment of the incision. Hospital for Special Surgery knee score and American Knee Society knee score were significantly higher after implantation ( $P < 0.05$ ). Visual Analogue Scale score was significantly lower after replacement ( $P < 0.05$ ). X-ray films showed that osteolysis, dislocation or loosening was not found. The recovery of knee joint was good after operation. (3) These findings suggest that small changes in the site of femoral prosthesis implantation can cause abnormal distribution of polyethylene liner surface stress peaks. Accurate positioning of femoral prosthesis in total knee arthroplasty can achieve better clinical results.

**Subject headings:** Arthroplasty, Replacement, Knee; Prosthesis Implantation; Finite Element Analysis; Osteoarthritis, Knee; Tissue Engineering

**Cite this article:** Xu GW, Dong B, Cui HY, Ma Q. Finite element analysis of femoral prosthesis implant in total knee arthroplasty: positioning parameters and clinical optimization. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu.* 2016;20(17): 2451-2458.

## 0 引言 Introduction

人工全膝关节置换是治疗晚期膝骨性关节炎、关节创伤以及关节畸形的有效方法, 是在严重膝关节疾病中将膝关节假体置入膝关节内, 维持关节稳定性, 改善关节功能, 减少患者痛苦的一种手术方法。随着骨膝关节炎发病率的增加, 越来越多的患者和医生开始选择膝关

节置换, 并取得了良好效果。

全膝关节置换后的疗效受多种因素, 其中股骨假体的对位是主要影响因素, 假体对位不良会引起关节疼痛, 聚乙烯衬垫磨损, 假体松动等并发症。聚乙烯衬垫的磨损与聚乙烯衬垫表面的应力大小有关, 假体对位不良直接导致聚乙烯衬垫表面的应力增加, 股骨假体的对

位的微小偏差都会影响置换效果。

文章构建正常膝关节模型, 在软件中对其进行虚拟截骨, 构建全膝关节置换膝关节有限元模型, 对股骨假体进行正交实验, 创建9个实验组合的全膝关节置换膝关节的有限元模型, 对9个模型进行有限元分析, 以及方差和极差分析, 确定不同组合对聚乙烯衬垫表面压的应力峰值。发现股骨假体置入位置的微小变化都会引起聚乙烯衬垫表面的压应力峰值的异常分布, 内外平移量的影响大于外旋角度的影响大于外翻角度的影响。文章同时对42例中老年膝骨性关节炎患者进行Gemini-PS膝关节假体全膝关节置换治疗, 发现对股骨假体进行准确定位可以取得较好的置换效果。

## 1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 三维有限元分析, 临床优化验证试验。

1.2 时间 于2013年3月至2015年3月在安徽理工大学第一附属医院完成。

1.3 材料 高分子聚乙烯衬垫购于上海医疗国际贸易有限公司, 生物相容性良好。Gemini-PS型人工全膝关节假体购自德国林克公司生产, 由股骨髁假体、胫骨平台假体和胫骨垫片组成。

**设备:** CT机由美国GE医疗公司提供; 计算机工作站为DELL Precision T5400图形工作站。

**软件:** Mimics软件(Materialise公司)、HyperMesh软件(Altair公司)、Abaqus软件(Abaqus公司)、Solidworks软件(Dassault Systemes S.A公司)、Geomagic Studio软件(Raindrop公司)、CatiaVSR16(Dassault公司)等。

### 1.4 对象

1.4.1 有限元分析实验 选择1名身体健康的40岁男性志愿者用于建立膝关节三维有限元模型, 体质量74 kg, 身高179 cm, 既往无外伤及手术史, 无遗传病及慢性病史, 拍片及CT扫描排除全身骨骼系统疾病和畸形作为空白对照。

1.4.2 临床验证试验 选择2012年3月至2014年4月在安徽理工大学第一附属医院骨科行Gemini-PS膝关节假体全膝关节置换的患者42例(47膝), 男9例(10膝), 女33例(37膝), 年龄59-84岁(平均68.9岁)。其中骨关节炎41例, 类风湿性关节炎1例; 合并膝关节内翻畸形40例, 合并屈曲畸形9例; 均伴有膝关节疼痛及功能障碍, 严重影响其日常工作及生活。

**纳入标准:** 符合膝骨性关节炎的诊断标准, 具有全膝

关节置换的适应证; 患者对治疗方知情同意, 均需签署知情同意书。

**排除标准:** 既往有化脓性膝关节炎病史; 既往伸膝装置有手术史或合并下肢其他关节功能障碍; 有胫骨上端或股骨远端截骨术史; 内外翻畸形 $> 15^{\circ}$ [1]。

## 1.5 方法

### 1.5.1 有限元分析实验

**数据处理:** 利用Mimics软件对visible Homon Project数据库中的下肢CT横断面的DICOM数据进行处理, 软件自动标注骨结构轮廓, 手动对图像进行补洞和修补处理, 生成骨性和非骨性的膝关节结构三维几何模型。

**构建全膝关节置换膝关节模型:** 根据假体操作指南和志愿者下肢的机械轴角度, 明确股骨的置入参数为平移0 mm、外旋 $4^{\circ}$ 、外翻 $6.5^{\circ}$ , 构建全膝关节置换膝关节基准模型, 并在软件中对胫骨和股骨进行截骨, 将胫骨假体模型置入膝关节胫骨近端, 股骨假体模型置入膝关节股骨远端, 并安装高分子聚乙烯衬垫, 得到全膝关节置换膝关节三维模型。

**构建全膝关节置换膝关节有限元模型:** 将多有解剖结构和组件输入Hypermesh软件进行网络划分。本研究主要采用四面体网络划分, 对副韧带采用六面体网络, 最终划分成含有骨、骨水泥、副韧带、胫骨和股骨假体以及聚乙烯衬垫的全膝关节置换的完整膝关节有限元模型。

**全膝关节置换膝关节的材料属性设置:** 将建成的有限元模型导入软件中设置材料属性(表1)。

表1 膝关节有限元模型的材料属性

Table 1 Material properties of knee models of finite element

材料	泊松比	弹性模量(MPa)
松质骨	0.25	2 500
皮质骨	0.25	17 000
股骨假体	0.25	200 000
胫骨假体	0.25	118 000
骨水泥	0.25	2 800
高分子量聚乙烯	0.4	690

**边界条件定义和应力载荷施加:** 固定腓骨和胫骨远端, 限制股骨屈伸运动, 各结构组织之间使用捆绑束缚, 股骨假体、胫骨假体和聚乙烯衬垫之间以摩擦系数为0.03定义接触, 向下施加1 120 N载荷在股骨参考点上(见图1)。



图1 股骨假体与聚乙烯衬垫的定义接触

Figure 1 Femoral prosthesis in contact with the polyethylene liner

**股骨假体的正交实验:** 选择股骨假体的平移量A(向内移为负, 向外移为正)、外旋度数B、外翻度数C3个参数作为正交实验的相关因素, 每个参数取3个值(见表2), 建立正交表(见表3), 观察聚乙烯衬垫表面的应力峰值结果, 在软件中对上述构建的基准模型进行调整, 创建9个实验组合的全膝关节置换膝关节的有限元模型, 比如第一个组合为A1B1C1, 其中A1代表内移1.5 mm, B1代表外旋2°, C1代表外翻角度为6°。对9个模型进行有限元分析, 通过优化处理进行方差和极差分析, 确定不同组合对聚乙烯衬垫表面的压应力峰值。

表2 正交实验因素表

Table 2 Orthogonal factor table

实验因素	水平 1	水平 2	水平 3
内外平移 A(mm)	-1.5	0	1.5
外旋角度 B(°)	3	3.5	4
外翻角度 C(°)	5.5	6	6.5

表3 正交实验表

Table 3 Orthogonal table

实验因素	实验号								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
A	1	1	1	2	2	2	3	3	3
B	1	2	3	1	2	3	1	2	3
C	1	2	3	2	3	1	3	1	2
D	1	2	3	3	1	2	2	3	1

**1.5.2 临床验证试验** 实施Gemini-PS膝关节假体全膝关节置换: 对入选的42例患者进行常规的术前准备, 使用股骨远端四合一截骨法完成股骨远端截骨后, 再用Gemini-PS型人工全膝关节假体行膝关节置换。术中对股骨假体进行准确定位。

## 1.6 主要观察指标

**1.6.1 膝关节功能评估** 置换前1 d和置换后3个月采

用美国特种外科医院膝关节评分(hospital for special surgery knee score, HSS)、美国膝关节协会评分(American knee society knee score, KSS)以及疼痛目测类比评分进行膝关节功能评定。

HSS评分总分为100分, 包括疼痛30分、功能22分、活动范围18分、肌力10分、屈曲畸形10分、关节稳定性10分。

KSS评分总分200分, 其中疼痛50分, 膝评分50分(由关节活动范围、前后稳定性以及内外侧稳定性组成), 功能100分(包括行走和上下楼)。

目测类比评分总分10分, 0分: 无痛; 3分以下: 有轻微的疼痛, 患者能忍受; 4-6分: 患者疼痛并影响睡眠, 尚能忍受; 7-10分: 患者有渐强烈的疼痛, 疼痛难忍。

**1.6.2 X射线评价** X射线正位片测量置换前后膝关节内外翻角。

**1.6.3 不良反应评价** 全膝关节置换术中及置换后不良反应主要包括: 置换后感染、下肢深静脉血栓、假体周围骨折、假体置换后松动、置换后脱位、截骨不愈合、神经血管损伤等。

**1.7 统计学分析** 采用SPSS 18.0软件进行统计分析, 计量资料以 $\bar{x} \pm s$ 表示,  $P < 0.05$ 为差异有显著性意义。比较置换前和末次随访HSS评分、KSS评分及目测类比评分, 采用配对t检验进行统计学分析。

## 2 结果 Results

### 2.1 有限元分析实验结果

**2.1.1 各组合聚乙烯衬垫表面压应力峰值的分布情况** 9个模型中, 聚乙烯衬底表面压应力峰值最小的为15.9 MPa(平移0 mm, 外旋3°, 外翻6°), 应力峰值最大的为30.2 MPa(向内平移1.5 mm、外旋4°、外翻6°), 基准模型的应力峰值的为18.5 MPa(平移0 mm、外旋4°、外翻6.5°)。由此可见, 股骨假体稍微的定位不同都会引起聚乙烯衬底表面压的应力峰值出现明显变化。

**2.1.2 股骨假体正交实验优化分析** 对9个模型进行正交分析,  $K_{ij}$ 中,  $j$ 表示第 $j$ 个因素,  $i$ 表示第 $i$ 个水平, 比如 $K_{22}$ 表示第2个因素第二个水平实验下聚乙烯衬垫的平均压应力峰值, 实验号1-9的压应力极值分别为21.05, 19.46, 29.16, 17.03, 26.70, 24.55, 24.16, 27.33, 24.03 MPa。由正交实验结果可以看出聚乙烯衬垫表面压应力的影响因素中, 内外平移的影响大于外旋角度的影响大于外翻角度的影响。通过极差分析发现股骨假体

置入的最佳定位参数组合为平移0 mm, 外旋3°, 外翻6°, 即A2B1C2, 见表4。

表4 正交实验表和实验结果

Table 4 Orthogonal experiment table and experimental results

实验因素j	实验号									Kj1	Kj2	Kj3	极差Rj
	1	2	3	4	5	6	7	8	9				
A	1	1	1	2	2	2	3	3	3	23.21	20.17	26.65	6.54
B	1	2	3	1	2	3	1	2	3	20.69	24.55	25.91	5.22
C	1	2	3	2	3	1	3	1	2	23.21	22.71	25.10	2.41
D	1	2	3	3	1	2	2	3	1	23.96	22.73	24.59	1.89

2.1.3 股骨假体方差结果分析 由方差分析的结果可以看出, 在股骨假体置入的3个影响因素中, 内外平移量的影响大于外旋角度的影响大于外翻角度的影响, 外翻角度在5.5°-6.5°的范围之内变化对结果没有太大影响, 与上面的极差分析结果相一致, 见表5。

表5 方差结果分析

Table 5 Analysis of variance results

参数	内外平移 A(mm)	外旋角度 B(°)	外翻角度 C(°)
SAF	20.09	13.70	3.09
Fi	0.175 9	0.115 2	0.025 1
贡献率	54.9%	35.8%	7.5%

2.1.4 股骨假体的优化结果验证 股骨假体的最佳定位参数组合为平移0 mm, 外旋3°, 外翻6°, 即A2B1C2, 该组和包含在上述9组实验中, 其聚乙烯衬底表面压应力峰值最小的为15.9 MPa, 低于基准模型和另外8个模型的压应力峰值, 通过仿真计算证明正交实验是有效的。

## 2.2 临床验证试验结果

2.2.1 Gemini-PS膝关节假体全膝关节置换术中术后患者情况 42例患者置换后均获随访, 无失访病例, 无患者死亡, 随访时间12-36个月。术中无血管、神经损伤并发症, 置换术中及置换后无死亡病例。1例患者置换后出现切口下段皮下脂肪液化, 行分泌物细菌培养未见敏感菌, 予加强换药, 延迟1周拆线后痊愈。

2.2.2 Gemini-PS膝关节假体全膝关节置换后患者功能评定情况 由表6可以看出, 患者置换后末次随访HSS评分和KSS评分均较置换前明显提高( $P < 0.05$ ); 目测类比评分较置换前明显下降( $P < 0.05$ )。

2.2.3 Gemini-PS膝关节假体全膝关节置换前后X射线检查 X射线正位片显示患者置换前内翻角平均

( $8.2 \pm 7.0$ )°, 置换后内翻角平均( $7.8 \pm 1.8$ )°, 置换前与置换后比较差异有显著性意义( $P < 0.05$ ), 见图2。随访期间患者X射线检查提示患者膝假体位置、固定性能显示较好, 膝假体无碎裂、松动、脱位以及透亮线等征象。

表6 置换前后患者HSS评分、KSS评分及疼痛目测类比评分比较 ( $\bar{x} \pm s, n=42$ )

Table 6 Comparison of Hospital for Special Surgery knee score, American Knee Society knee score and pain Visual Analogue Scale score before and after replacement

项目	置换前	末次随访	P
HSS评分	25.16±10.11	88.18±7.57	< 0.05
KSS评分	32.21±14.69	85.50±5.58	< 0.05
目测类比评分	8.18±1.26	1.06±0.82	< 0.05



图2 骨关节炎患者置换前后X射线片  
Figure 2 X-ray films of a osteoarthritis patient before and after replacement

注: 图A为置换前X射线片; B位置换后31个月X射线片。

## 3 讨论 Discussion

膝关节是人体关节结构中最大的关节, 对运动功能要求比较高, 结构比较复杂, 容易受到外力损伤, 造成功能障碍, 严重影响患者的生活质量。膝关节置换是近年来治疗膝关节损伤常用的手术方法, 有效性和安全性比较好<sup>[2-3]</sup>。因膝关节假体置换后无法随意更换, 因此进行人工膝关节置换必须要小心谨慎。目前膝关节置换有旋转式全膝关节置换、非旋转式全膝关节置换、表面置换和单髁置换等, 需要根据患者膝关节骨及软骨破坏情况, 关节畸形情况, 关节周围软组织情况, 以及患者年龄等因素综合考虑决定<sup>[4]</sup>。膝关节置换术中关节面切除是重要环节, 目前常用的方法有股骨远端, 胫骨近端和髌骨旋转等<sup>[5]</sup>。股骨远端关节面切除时一般切除方向与股骨解剖轴成83°-85°角, 膝关节假体呈外翻5°-7°放置<sup>[6]</sup>, 如果患者存在关节畸形, 则截骨长度应适度调整, 保证假体衬垫合适的厚度。胫骨近端关节面切除时应保持垂直杆和胫骨长轴平行, 切割要与胫骨纵轴垂直, 因全膝关节置换要求比较高, 角度差异不能过大, 否则会导致手术失败, 一般建议假体应外旋3°-5°<sup>[7]</sup>。髌骨置换在临床上仍存在争议, 有研究认为行不行髌骨置换效果

差不多<sup>[8]</sup>, 也有研究认为膝关节置换后髌骨正常运动受到影响, 不利于术后关节运动<sup>[9]</sup>, 临床上进行髌骨表面切除时应保证残留髌骨 1 cm 以上, 防止髌骨骨折或者坏死。膝关节置换常用假体有传统膝关节假体以及高屈曲度性膝关节假体, 传统膝关节假体有两种, 包括固定平台型膝关节假体和活动平台型膝关节假体。固定平台型膝关节假体主要应用在胫骨平台托盘上, 与胫骨托盘固定, 其短期效果比较明显, 但长期聚乙烯会发生磨损, 有出现假体松动的风险, 固定平台型膝关节假体的应力和匹配度之间存在矛盾。活动平台型膝关节假体的聚乙烯衬垫与托盘不固定, 之间能够自由滑动和旋转, 可以减少聚乙烯磨损和假体松动的风险<sup>[10-11]</sup>。高屈曲度膝关节假体的屈曲度大于 120°-125°, 具有比较好的膝关节功能以及生理保护作用, 能够提高膝关节活动度<sup>[12]</sup>。膝关节假体置换后的并发症是临床医生比较关注的问题, 下肢深静脉血栓是多种手术后常见的并发症, 单膝关节置换后患者如果不进行任何干预, 下肢静脉血栓的发生率可达 50%<sup>[13]</sup>, 因此术后应对患肢进行被动型运动, 发现高危因素尽早进行超声筛查, 防止血栓的形成; 切口愈合不良与患者的身体状况、抵抗力、术后护理不当等多种因素影响<sup>[14]</sup>; 假体周围骨折发生率比较低, 但是一旦发生, 将对膝关节功能和手术效果产生严重影响, 对术后骨折应尽早发现, 及时治疗<sup>[15-16]</sup>; 另外术后并发症还有关节僵硬和疼痛等。

人工全膝关节置换是治疗晚期膝骨性关节炎以及关节畸形等的有效方法, 膝骨关节炎随着人口老龄化的增加呈增长趋势, 越来越多的患者选择膝关节置换<sup>[17]</sup>。对膝关节置换生物力学的研究在膝关节置换术中也至关重要。膝关节运动是一系列三维空间运动, 而不是简单的屈伸运动, 膝关节的运动特性受膝关节功能结构变化影响时, 会引起膝关节应力增加以及关节功能异常<sup>[18]</sup>, 在膝关节置换术中尽量保持膝关节位置和功能结构原有的状态, 减少术后并发症的增加, 人工膝关节结构改变会影响膝关节置换的临床效果<sup>[19]</sup>, 股骨假体的放置位置在中立位和外置 4 mm 之间有利于股骨假体的稳定, 能够减少减少聚乙烯的磨损, 膝关节置换后关节线的高低也会影响膝关节的稳定性<sup>[20]</sup>, 术中关节线应保持原有水平高度, 偏差控制在 4 mm 以内, 旋转对线影响膝关节置换术的治疗效果, 股骨和胫骨部件转动之间的不匹配应 < 10°<sup>[21-22]</sup>。关节周围的应力分布也是影响膝关节置换临床效果的因素, 通过对膝关节置换的有限元分析发现全膝关节置换可能引起假体周围应力的分布<sup>[23]</sup>, 有人对新

鲜尸体研究发现全膝关节置换前膝关节内侧与外侧反作用到髌骨表面的压力相似, 在全膝关节置换后髌骨嵴上的应力增大, 可能是术后膝关节疼痛的主要原因<sup>[24]</sup>, 全膝关节置换联合髌骨置换除了增加髌股关节压力, 还增加髌股横向运动<sup>[25]</sup>。张绪树等<sup>[26]</sup>对膝关节接触应力分布进行有限元分析, 发现上楼或者深度屈曲的情况下各组件的接触应力比较大, 股骨部件接触应力大于胫骨组件的接触应力。卫晓东等<sup>[27]</sup>研究发现股骨假体的内翻偏差对胫骨假体衬垫的应力分布影响比较大, 手术时应尽量减少股骨假体和胫骨之间的内外翻偏差。假体部件磨损, 尤其是聚乙烯衬垫的磨损影响人工膝关节置换的寿命, 假体部件的磨损与生物力学是相关的, 主要由于人工膝关节的运动所致, 膝关节屈曲 120°或过伸 15°使接触应力增加, 可导致膝关节假体的松脱和磨损, 对膝关节假体进行优化设计可以减少磨损, 增加假体寿命, 股骨假体的置入位置影响应力分布及聚乙烯衬垫的磨损, 股骨假体置入位置的微小变化会引起股骨和聚乙烯垫之间的应力变化, 术中应精确定位股骨假体的位置, 减少部件磨损<sup>[28]</sup>, 选择匹配型号的假体也可以减少部件磨损<sup>[29]</sup>。膝关节周围软组织张力的均衡在人工膝关节置换术中也非常重要, 解决膝关节周围软组织的平衡问题需要对软组织进行解剖松解, 找到膝关节伸屈满意的间隙, 以及更好的下肢力线和髌骨轨迹<sup>[30-32]</sup>, 针对软组织松解不足会引起关节僵硬, 松解过度会引起关节松弛的问题, 有学者发明了力学传感器, 使软组织的松解达到平衡<sup>[33]</sup>。随着医学、计算机技术以及力学等的不断发展, 生物力学的有限元分析在人工膝关节置换中发挥着越来越重要的作用。

全膝关节置换术中股骨假体需要放置的合适的位置才能纠正下肢力线, 平衡关节屈伸间隙。在股骨假体置入的冠状面上, 股骨假体外置和内置都会引起关节压力峰值增加, 压力随假体移动距离的增加而增加<sup>[34]</sup>, 对于膝外翻畸形, 可以采用限制型假体或铰链式假体<sup>[35]</sup>; 在矢状面上, 前置假体可能会引起屈膝障碍<sup>[36]</sup>, 髌骨过高也会影响应力, 修整髌骨高度可以减少应力<sup>[37]</sup>; 横截面上选择合适的股骨假体选择角度, 可以优化髌骨轨迹<sup>[38]</sup>, 股骨假体内旋放置会引起关节活动度下降<sup>[39]</sup>, 外旋放置可以减少术后并发症, 延长人工膝关节寿命<sup>[40]</sup>。因此正确规划假体放置位置对延长人工膝关节寿命, 提高患者的舒适度至关重要。

三维有限元仿真分析在生物力学中有着广泛应用, 但在膝关节置换中的研究不多, 对股骨假体的研究也比

较少<sup>[41]</sup>。此次研究使用相关软件,构建正常膝关节模型,在软件中对正常膝关节模型进行虚拟截骨,构建全膝关节置换膝关节有限元模型,对股骨假体截骨定位参数进行正交实验,选择股骨假体的平移量 A、外旋度数 B、外翻度数 C 3 个参数作为正交实验的相关因素,每个参数取 3 个值建立正交表,创建 9 个实验组合的全膝关节置换膝关节的有限元模型,对 9 个模型进行有限元分析,通过优化处理进行方差和极差分析,确定不同组合对聚乙烯衬垫表面的压应力峰值。结果发现,9 个模型中,聚乙烯衬底表面压应力峰值最小的为平移 0 mm,外旋 3°,外翻 6°组合,压应力峰值为 15.9 MPa,应力峰值最大的为向内平移 1.5 mm、外旋 4°、外翻 6°组合,表明股骨假体稍微的定位不同都会引起聚乙烯衬底表面的压应力峰值出现明显变化;对 9 个模型进行正交分析结果看出聚乙烯衬垫表面压应力的影响因素中,内外平移的影响大于外旋角度的影响大于外翻角度的影响通过极差分析发现股骨假体置入的最佳定位参数组合为平移 0 mm,外旋 3°,外翻 6°,即 A2B1C2;方差分析的结果发现内外平移量的影响大于外旋角度的影响大于外翻角度的影响,外翻角度在 5.5°-6.5°的范围之内变化对结果没有太大影响,与上面的极差分析结果相一致;股骨假体的最佳定位参数组合为平移 0 mm,外旋 3°,外翻 6°,其聚乙烯衬底表面压应力峰值最小,低于基准模型和另外 8 个模型的压应力峰值,通过仿真计算证明正交实验是有效的。

综上所述,股骨假体置入位置的微小变化都会引起聚乙烯衬垫表面压应力峰值的异常分布,全膝关节置换术中应对股骨假体进行准确定位。

**致谢:** 对此次研究过程的相关参与人员以及为本次研究提供帮助的机构和人员表示感谢。

**作者贡献:** 第一作者负责试验设计和实施,第二、三作者负责试验实施及文章修改。

**利益冲突:** 所有作者共同认可文章内容不涉及相关利益冲突。

**伦理问题:** 参与试验的患病个体及其家属自愿参加,对试验过程完全知情同意,在充分了解治疗方案的前提下签署“知情同意书”;试验方案获医院伦理委员会批准。

**文章查重:** 文章出版前已经过 CNKI 反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

**文章外审:** 本刊实行双盲外审制度,文章经国内小同行外审专家审核,符合本刊发稿宗旨。

**作者声明:** 文章第一作者对研究和撰写的论文中出现的不端行为承担责任。论文中涉及的原始图片、数据(包括计算机数据库)记录及样本已按照有关规定保存、分享和销毁,可接受核查。

**文章版权:** 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

#### 4 参考文献 References

- [1] 刘阳,曹力,李纲,等.固定平台型与活动平台型膝关节假体人工全膝关节置换术后膝前痛的比较研究[J].中国修复重建外科杂志,2011,25(3):266-271.
- [2] 彭侃,姚舒馨,马建兵,等.人工单髁膝关节置换术治疗膝骨关节炎[J].实用骨科杂志,2013,19(2):106-109.
- [3] 童培建.复杂全膝关节置换术的手术策略[J].中医正骨,2013,25(1):3-6.
- [4] 张催,陈游,张春雷,等.单髁置换术与全膝关节置换术治疗膝单间室骨性关节炎近中期疗效的对比研究[J].中华关节外科杂志,2010,1(2):1092-107.
- [5] 于水莲,沈鹰.中国组织工程研究与临床康复[J].中国组织工程研究与临床康复,2008,12(3): 5923-5925.
- [6] 洪源,冯建民,何川.全膝关节置换术股骨假体旋转力线研究进展[J].国际骨科学杂志,2011,32(4): 219-222.
- [7] 戚盈杰,胡月正,吴剑彬,等.全膝关节置换术股骨及胫骨假体旋转定位研究进展[J].国际骨科学杂志,2011,32(4): 221-223.
- [8] 代宏杰,靳宪辉,崔胜杰,等.人工膝关节置换中髌骨置换效果的 Meta 分析[J].中国组织工程研究,2012,16(39): 7283-7285.
- [9] Burnett RS,Boone JL,Rosenzweig SD,et al.Patellar resurfacing compared with nonresurfacing in total knee arthroplasty.A concise follow up of a randomized trial.J Bone Joint Surg Am. 2009;91(11):2562-2567.
- [10] 胡珂,邱红明.现代人工膝关节假体应用进展[J].中西医结合研究,2011,3(5):258-259.
- [11] 曾长琦,张克.旋转平台型假体全膝关节置换术的研究进展[J].中华关节外科杂志,2009,3(6):59-60.
- [12] 魏鸿文,郑诚功.膝关节高屈曲假体的研究进展[J].中华关节外科杂志,2009,3(4):70-74.
- [13] 中华医学会骨科学分会.中国骨科大手术静脉血栓栓塞症预防指南[J].中华骨科杂志,2009,29(6):602-604.
- [14] 赵奇,蒋土.人工膝关节假体设计新进展[J].中国组织工程研究与临床康复,2010,14(32):9838-9842.
- [15] 符培亮,吴海山.融合或强直膝关节的人工假体置换治疗进展[J].实用骨科杂志,2008,14(3):159-160.
- [16] 欧光信,李文锐.全膝关节置换后股骨假体周围骨折的研究进展[J].海南医学,2013,24(2):274-276.
- [17] 陆艳红,石晓兵.膝骨关节炎国内外流行病学研究现状及进展[J].中国中医骨伤杂志,2012,20(6):81-84.
- [18] 闫海莲.膝关节损伤修复材料及生物力学性能[J].中国组织工程研究,2012,16(3):531-534.

- [19] Seo SS, Kim CW, Kim JH, et al. Clinical results associated with changes of posterior tibial slope in total knee arthroplasty. *Knee Surg Relat Res.* 2013;25(1): 25-29.
- [20] 郑红光, 黄荣瑛, 郑海东, 等. TKA 后关节线高度变化对膝关节力学特性影响[J]. *工程力学*, 2013, 30(增刊): 298-303.
- [21] Lützner J, Kirschner S, Günther KP, et al. Patients with no functional improvement after total knee arthroplasty show different kinematics. *Int Orthop.* 2012;36(9): 1841-1847.
- [22] 胡月正, 陈彩虹, 戚盈杰, 等. 股骨前轴作为全膝关节置换术中旋转对线标准的磁共振测量实验[J]. *温州医学院学报*, 2013, 43(12): 800-803.
- [23] van Jonbergen HP, Innocenti B, Gervasi GL, et al. Differences in the stress distribution in the distal femur between patellofemoral joint replacement and total knee replacement: a finite element study. *J Orthop Surg Res.* 2012;7:28.
- [24] Steinbrück A, Schroder C, Woiczinski M, et al. Patellofemoral contact patterns before and after total knee arthroplasty: an in vitro measurement. *Biomed Eng Online.* 2013;12: 58.
- [25] Kainz H, Reng W, Augat T, et al. Influence of total knee arthroplasty on patellar kinematics and contact characteristics. *Int Orthop.* 2012;36(1):73-78.
- [26] 张绪树, 郭媛, 安美文, 等. 不同运动状态下国产人工膝关节接触压力分布有限元分析[J]. *计算机辅助工程*, 2013, 22(2):61-65.
- [27] 卫晓东, 张高龙, 黄荣瑛, 等. 假体植入偏差对TKA 后膝关节间力学特性的影响[J]. *工程力学*, 2013, 29(增刊 II): 226-232.
- [28] 胡杨, 董跃福, 徐卿荣, 等. 全膝关节置换股骨假体植入定位参数有限元分析及优化[J]. *临床骨科杂志*, 2012, 15(3): 334-338.
- [29] 刘志宏, 刘利, 韦林, 等. 不同型号配对固定平台型膝关节假体生物力学有限元分析研究[J]. *国际骨科学杂志*, 2012, 33(5):322-325.
- [30] 马军, 牛东生, 孙玺淳, 等. 个体化的软组织平衡技术在膝外翻全膝关节置换术中的应用[J]. *中华关节外科杂志*, 2012, 6(5): 695-701.
- [31] 徐美涛, 查振刚, 刘宁, 等. 人工全膝关节置换术在外翻膝的临床应用[J]. *中国矫形外科杂志*, 2011, 19(2):109-112.
- [32] 卿忠, 姚剑锋, 张育民, 等. 屈曲挛缩畸形全膝关节置换的软组织平衡[J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2013, 28(10): 923-925.
- [33] Camarata DA. Soft tissue balance in total knee arthroplasty with a force sensor. *Orthop Clin North Am.* 2014;45(2):175-184.
- [34] 祝钧. 全膝关节置换术中股骨假体内置外置对膝关节生物力学影响的实验研究[D]. 上海: 第二军医大学, 2009.
- [35] Girard J, Amzallag M, Pasquier G, et al. Total knee arthroplasty in valgus knees: predictive preoperative parameters influencing a constrained design selection. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2009;95(4): 260-266.
- [36] Mihalko W, Fishkin Z, Krakow K. Patellofemoral overstuff and its relationship to flexion after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;449: 283-287.
- [37] 何毓珏, 冯明光, 徐长明, 等. 矢状面髌骨形位参数变化对伸膝机构影响研究[J]. *东南大学学报:自然科学版*, 2004, 34(6):806-809.
- [38] Scott RD. Femoral and tibial component rotation in total knee arthroplasty: methods and consequences. *Bone Joint J.* 2013;95B(11 Suppl): 140-143.
- [39] Bell SW, Young P, Drury C, et al. Component rotational alignment in unexplained painful primary total knee arthroplasty. *Knee.* 2014;21(1):272-277.
- [40] Kim YH, Park JW, Kim JS, et al. The relationship between the survival of total knee arthroplasty and postoperative coronal, sagittal and rotational alignment of knee prosthesis. *Int Orthop.* 2014;38(2): 379-385.
- [41] Catani F, Innocenti B, Belvedere C, et al. Articular contact estimation in TKA using in vivo kinematics and finite element analysis. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(1): 19-28.