

文章编号: 1004-7220(2020)06-0712-06

Bernese 髋臼截骨术术前规划中骨盆建模对结果的影响

田昊¹, 许平¹, 鲁宁², 彭金海², 王瑞昌¹, 鲍胜亮¹

(1. 昆明理工大学机电工程学院, 机电装备集成开发研究所, 昆明 650504; 2. 昆明医科大学附属第二医院 骨科, 昆明 650101)

摘要:目的 探究在 Bernese 髋臼截骨术的术前规划中不同建模完整程度对髋臼应力分布和截骨最佳角度结果的影响。**方法** 对 1 位髋关节发育不良患者按照建模完整程度不同建立两个模型, 模型 1 包括患侧髋骨和股骨, 模型 2 包括完整骨盆及患侧股骨。对比分析两个模型单腿站立情况下髋臼软骨接触压力、面积和分布情况, 并模拟截骨, 分析两种建模方式对术前规划结果的影响。**结果** 术前模型 2 相比模型 1 接触压力大、接触面积小, 并且分布更靠近髋臼月状面上边缘。比较 11 个术后方案, 模型 1 的接触压力变化幅值和最佳截骨角度均小于模型 2。**结论** 建模完整程度只有患侧髋骨和股骨的术前分析结果会低估应力集中程度和误判应力集中点的位置, 并且其最佳截骨旋转角度结果较小。研究结果为截骨术前规划建模提供一定理论依据。

关键词: 髋臼截骨术; 髋关节发育不良; 骨盆; 手术规划; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.06.010

The Effect of Pelvic Modeling on Outcome in Preoperative Planning for Bernese Acetabular Osteotomy

TIAN Hao¹, XU Ping¹, LU Ning², PENG Jinhai², WANG Ruichang¹, BAO Shengliang¹

(1. Institute of Integrated Development of Mechanical and Electrical Equipment, School of Mechanical and Electrical Engineering, Kunming University of Science and Technology, Kunming 650504, China; 2. Department of Orthopedics, the Second Affiliated Hospital of Kunming Medical University, Kunming 650101, China)

Abstract: Objective To explore the influence of different model scopes on acetabular stress distribution and optimal osteotomy result in preoperative planning of Bernese acetabular osteotomy. **Methods** Two patients with hip dysplasia were established according to different model ranges. Model 1 included the affected hip and femur, and Model 2 included the complete pelvis and affected femur. Compare and analyze the acetabular cartilage contact pressure, area and distribution of the two models under single-leg standing conditions, and simulate osteotomy. **Results** Compared with Model 1 before surgery, Model 2 had higher contact pressure, smaller contact area and closer distribution to the meniscus edge of acetabulum. Compared with 11 postoperative plans, the variation amplitude of contact pressure and the optimal osteotomy angle for Model 1 were all smaller than those of Model 2. **Conclusions** The preoperative analysis result of the model with affected hip bone and femur would underestimate the degree of stress concentration and misjudge the location of stress concentration, and the obtained optimal osteotomy rotation angle would be relatively small. The research findings provide certain theoretical basis for preoperative planning and modeling of osteotomy.

Key words: acetabular osteotomy; hip dysplasia; pelvis; surgical planning; finite element analysis

收稿日期: 2019-10-21; 修回日期: 2019-11-19

基金项目: 云南省科技厅基金项目(40218004)

通信作者: 许平, 副教授, E-mail: 2208272162@qq.com

髋关节发育不良 (developmental dysplasia of the hip, DDH) 是青少年及青壮年常见的髋关节疾病, 由髋关节发育异常导致关节形态、软组织的结构改变, 从而出现生物力学和解剖结构学的改变。DDH 已成为髋关节继发性骨关节炎常见病因之一^[1-2]。目前治疗 DDH 的方法是通过 Bernese 髋臼周围截骨, 使得髋关节与股骨头之间达到良好的契合与匹配。但 Bernese 截骨术后也可能出现不理想的结果, 一些患者髋关节存在关节炎或关节磨损退化, 或术后应力集中区域仍未改变, 这是导致手术过早失效或失败的主要原因^[3-5]。随着有限元分析方法在此类手术中逐渐运用广泛, 医生可以在术前对患者患病程度进行分析, 并有针对性地通过模拟截骨得到多种不同旋转角度的髋臼术后受力状态, 进而制定手术方案来保证手术质量^[6-10]。因此, 术前规划的准确性尤为重要。研究发现, 绝大多数模拟截骨手术建立的模型仅包括患侧髋骨和股骨, 没有考虑真实人体在单腿站立情况下骨盆变形产生的影响, 与实际人体受力状态不符, 计算结果也存在一定误差, 从而会影响手术质量。因此, 本文建立建模完整程度不同的两种有限元模型, 对比讨论两者在截骨手术前后股骨头软骨与髋臼软骨接触压力、面积、分布区域的影响, 为临床术前截骨指导模型完整性的选择及其影响提供理论基础。

1 材料与方 法

1.1 研究对象

采用 64 排螺旋 CT 机 (GE 公司, 美国) 对 1 例女性 DDH 患者 (年龄 24 岁, 体质量 54 kg) 从腰椎 L4 至股骨中段截止以 2 mm 为间隔, 沿轴向进行连续断层扫描, 所得图像数据以 DICOM 格式保存。测得患者患侧髋关节外侧中心边缘角 (lateral center-edge angle, LCEA) 为 11°, 前方中心边缘角 (anterior center-edge angle, ACEA) 为 27°, 属于 DDH, 并且出现疼痛情况需要进行手术治疗。

1.2 建模方法

将 CT 数据导入 MIMICS 21.0 软件中, 对扫描区域的各骨骼进行划分^[11], 拟合生成 2D 网格模型, 再导入 3-matic 中对模型进行表面处理。使用布尔命令构造软骨、模拟截骨, 最后重画模型 2D 网格, 并将网格文件导入 Geomagic 软件中, 使用

NURBS 曲面把 2D 网格拟合为闭合的若干空间曲面片, 进而转化为 3D 实体模型。再将实体模型导入 HyperMesh 软件中, 使用曲率、逼近函数划分四面体网格, 并进行有限元前处理。最终将上述前处理文件导入 ABAQUS 软件进行非线性仿真分析。

1.3 建模过程

按照模型完整性不同建立两个模型。模型 1 包括患侧髋骨和股骨, 并基于股骨头和髋臼月状面轮廓, 拉伸出股骨软骨和髋臼软骨 [见图 1 (a)]。边界和加载条件均基于单坐标姿态^[12-14]。模拟单足站立体位, 在股骨模型底部断面上限制 6 个自由度, 髋骨模型上断面限制除沿 Z 轴平移自由度以外的 5 个自由度, 并在此处添加沿 Z 轴向下 450 N (人单足站立时, 作用在单侧下肢的力近似为体质量扣除单腿质量, 即 5/6 体质量^[10])。

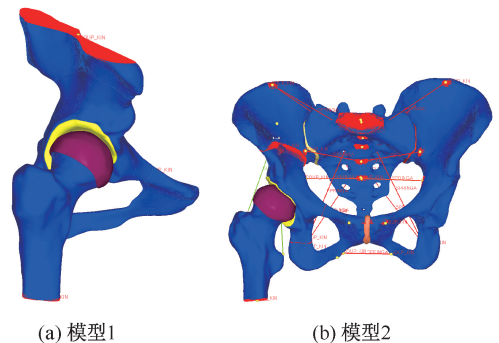


图 1 不同模型完整程度有限元模型

Fig.1 Finite element models with different model integrity (a) Model 1, (b) Model 2

模型 2 包括完整骨盆及患侧股骨。为使骨盆模型具有与真实人体相同的力学性能, 骨盆包括左右髋骨和骶骨构成完整骨盆环, 并通过各关节接触轮廓面建立关节软骨有患侧股骨软骨、患侧髋臼软骨、左右骶髂软骨和耻骨联合软骨 [见图 1 (b)]。为保证骨盆力学完整, 本模型使用非线性弹簧单元, 且端点使用耦合连接, 以模拟韧带和肌肉力的效果。增加的韧带包括髂腰韧带、骶髂韧带、骶棘韧带、骶结节韧带、耻骨联合韧带, 并增加与单腿站立姿势相关的肌肉, 包括臀大肌、臀中肌和髂肌, 肌肉所使用的弹簧单元初始位移分别为 12、7、10 mm。各韧带和肌肉非线性弹簧参数见表 1。同样模拟站立体位, 将模型 1 中髋骨模型上断面的边界条件和载荷转移到骶骨上侧面的中心。

表 1 模拟各韧带所用非线性弹簧单元参数^[15]

Tab.1 Nonlinear spring element parameters used for simulation of each ligament^[15]

韧带肌肉	压缩刚度/(N·mm ⁻¹)	拉伸刚度/(N·mm ⁻¹)
髌髁前韧带	0.01	700
髌髁后短韧带	0.01	400
髌髁后长韧带	0.01	1 000
髌髁骨间韧带	0.01	2 800
髌髁结节韧带	0.01	1 500
髌棘韧带	0.01	1 400
耻骨联合韧带	0.01	543
臀大肌	0.01	108
臀中肌	0.01	195
髂肌	0.01	43

两个模型的硬骨模型通过 CT 灰度值的阈值分割分为皮质骨与松质骨两部分,并赋予其各自均值属性。皮质骨、松质骨和软骨的属性和单元数见表 2。髌关节中髌臼软骨层平均厚度为 2 mm^[16]。根据对模型进行多组网格敏感性实验,在髌臼软骨和股骨软骨选用 0.4 mm 四面体网格,其余部分在 HyperMesh 软件中采用 0.4~2 mm 的网格尺寸,并利用近似函数算法划分四面体网格,软骨间接触设置为非线性、无摩擦的接触^[17]。模型中其余接触使用绑定命令连接固定。对于非线性分析,开启几何非线性采用 ABAQUS 隐式 (standard) 算法牛顿-拉弗森法作为迭代法。

表 2 模型网格、节点数及材料特性

Tab.2 Grid number, node number and material characteristics of the model

参数	模型 1			模型 2		
	皮质骨	松质骨	软骨	皮质骨	松质骨	软骨
节点数	41 595	90 162	19 973	101 219	227 909	43 890
单元数	146 416	325 894	62 373	361 355	768 056	144 009
E/MPa	17 000	70	15	17 000	70	15
ν	0.30	0.20	0.45	0.30	15	0.45

1.4 模拟髌臼周围截骨手术

本文模拟截骨方法模拟 Naito 等^[18]改良后的弧形截骨方法。首先,通过 3-matic 的蒙罩功能对股骨头表面进行选取。由于 DDH 患者的股骨头形状通常并不规范,故只选取与髌臼接触的较为平整的表面。通过选中的表面计算拟合生成球心点,即为股骨头运动旋转中心。通过拉伸实体和布尔操作将髌骨支、耻骨支、坐骨支完全截断,其中髌骨支解

截骨迹为弧线,耻骨支和坐骨支截骨轨迹为直线使髌臼块游离,布尔切割公差设置为 0.2 mm。将游离的髌臼以股骨头运动中心为旋转中心,绕保留的骨盆后柱平面法向旋转,以 2°为间隔在 LCEA 为 25°~45°(取自髌臼发育正常的 LECA 角度范围)的范围中基于模型 1、2 各自建立 11 个截骨模型进行分析计算。

2 结果

有限元分析单足站立情况下,由模型 1、2 髌臼接触压力分布可知(见图 2),模型 1 的接触压力分布于在髌臼外边缘集中在髌臼上侧和前侧,最大接触压力为 7.55 MPa,接触面积为 254.12 mm²。模型 2 相比模型 1,接触压力分布相似,但更靠近髌臼上侧,最大接触压力为 7.93 MPa,接触面积为 248.67 mm²(见图 2)。

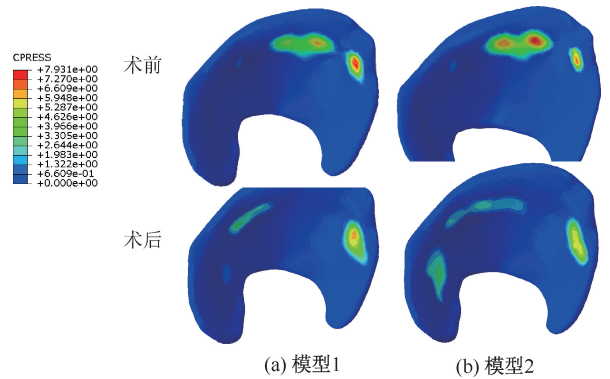


图 2 术前、术后髌臼软骨接触压力分布

Fig.2 Contact pressure distributions for acetabular cartilage before and after the operation (a) Model 1, (b) Model 2

图 3 所示为基于模型 1、2 模拟截骨结果生成的接触压力和 LCEA 角度、接触面积和 LCEA 角度的关系曲线。模型 1 在 LCEA 角度为 33°时接触压力最小,为最佳截骨角度,接触压力为 6.34 MPa,接触面积为 254.72 mm²。模型 2 在 LCEA 角度为 37°时接触压力最小,为最佳截骨角度,接触压力为 5.92 MPa,接触面积为 259.62 mm²。相比于模型 1,模型 2 接触压力下降幅值和接触面积均大于模型 1,最佳截骨角度大于模型 1,模型 2 最佳截骨角度对应的髌臼软骨接触压力分布在月状面上更加均匀,且接触位置整体靠近上侧,模型 1 在月状面前侧应力集中较明显。

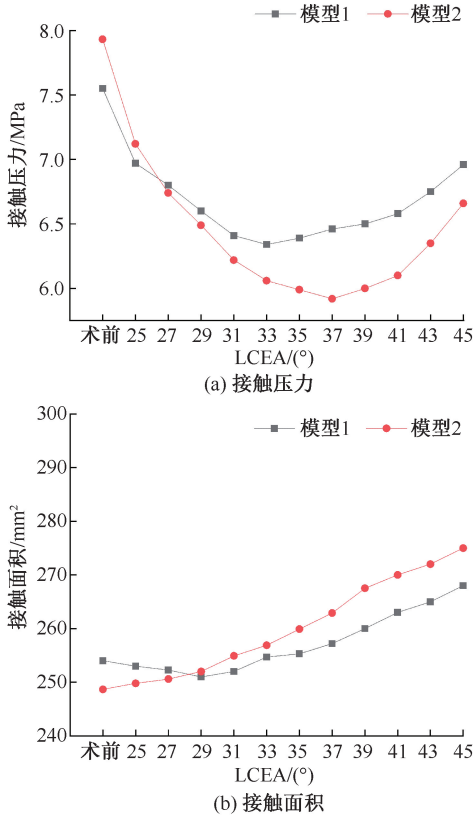


图3 两组模型的接触压力和接触面积随 LCEA 变化曲线

Fig.3 Curves of contact pressure and contact area with LCEA for two models (a) Contact pressure, (b) Contact area

3 讨论

3.1 影响结果的因素

本文主要探讨模型完整程度是否包含骨盆对髋关节应力分布的影响。为能够更好说明两种模型完整程度对髋臼应力分布的影响,构建两种模型的力学示意图,并与真实人体受力状态进行比较分析(见图4)。实际人体在单腿站立情况下,上肢质量作用于骶骨上,且骨盆下部分完全由单侧股骨头支撑在髋臼上,上肢负载与下肢的支撑并不在一条直线上,产生的力矩将导致骨盆变形,进而对髋臼受力位置和大小产生影响。完整骨盆模型载荷、边界条件施加位置与真实的人体相似,并在施加负载后由于骨盆简化的简支梁发生弹性变形,使加载点与约束点发生竖直方向上的相对位移,引起骨盆整体发生侧倾,导致在髋关节中髋臼对股骨头左侧的

覆盖角度改变,更能反映真实人体力学传递形式。而在只有患侧髋骨和股骨的模型中,载荷与边界条件的施加竖直方向位置相靠近,施加负载后不能够产生足够的形变来影响髋臼对股骨头左侧的覆盖角度,与实际不符。

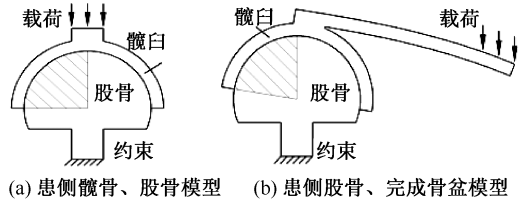


图4 两种模型完整程度力学示意图

Fig.4 Mechanical diagram for contact area of acetabular cartilage in each osteotomy model (a) Model of hip bone and femur of the affected side, (b) Model of complete pelvis and femur of the affected side

影响术前截骨规划的结果精度除模型完整性本身外,在有限元仿真过程中还存在两个重要问题:① 游离髋臼选取的旋转中心点是通过拟合股骨头外表面生成的球心点,旨在找到股骨头运动中心,使截骨后股骨头与髋臼的配合质量高。但一般DDH患者的股骨头和髋臼形态存在畸形,故选取的旋转中心位置相较真实股骨头旋转中心存在一定误差;又因为在所建模型仅含有患侧髋骨和股骨的有限元模型中,股骨和髋骨的自由度限制形式不会导致髋臼软骨与股骨头软骨之间发生位移滑动,导致截骨旋转后髋臼和股骨头表面的配合存在误差,且不能通过形变或位移补偿,在髋臼软骨的前侧或后侧出现与实际情况不符的应力集中状况。② 在人体真实单脚站立情况下,骨盆中韧带和软骨的形变将导致远端髋臼相对骶骨上平面出现竖直方向的相对位移,造成骨盆侧倾,进而影响髋臼软骨与股骨软骨的接触位置。而在只有患侧髋骨和股骨的模型中则不会出现此现象,其结果必将与实际髋臼软骨接触压力大小和位置存在差异,影响最佳截骨旋转角度的准确性。

3.2 有限元结果分析

本文通过建立两种建模完整程度不同的有限元模型,比较两者在模拟截骨前后接触压力大小和分布的规律,探讨在仿真模型中加入骨盆及改变原有边界条件和加载方式对截骨术前规划中髋臼软

骨力学变化的影响。研究过程中具有完整骨盆的模型2相较模型1增加了完整骨盆硬骨和各关节软骨,以及为保证骨盆力学完整性的相关韧带,保证了仿真计算中力学传递的完整性。并且模型2中将模型1在髌骨上断面耦合点上的边界条件和载荷转移到髌骨上端面的中心耦合点,使有限元模型力的传递更加接近实际。在模型2的仿真计算过程中,在髌骨、左右髌骨、左右髌髌软骨、耻骨联合软骨和各骨盆韧带的形变、位移综合作用下,使骨盆远端髌臼上的髌臼软骨相较模型1在自由度限制上有了更大的空间自由度。这种空间自由度可以在股骨头拟合的髌臼截骨旋转中心出现一定误差的情况下改善接触位置,缓解在髌臼软骨前方或后方的应力集中现象,并且使模型在模拟单腿站立的情况下,髌臼软骨可以相对髌骨在竖直方向发生与实际相符的位移现象,其结果更具有现实意义。在仿真结果中,模型1的最大接触压力为7.55 MPa,接触面积为254.12 mm²,与张琳琳等^[19]在采用相同建模完整性的术前分析结果(最大接触压力为8.10 MPa,接触面积为297 mm²)相接近,说明所建模型有效。模型2的最大接触压力为7.93 MPa,接触面积为248.67 mm²,原因是模型2相较模型1骨盆变形导致远端髌臼上移,髌臼软骨接触区域向外侧移动使得接触压力升高、接触面积减小,此现象也验证了本研究提出的力学模型。在模型1、2所对应的截骨模型中,模型1的接触压力变化幅值小于模型2,且最佳截骨旋转角度也小于模型2。在两个模型最佳截骨角度下髌臼软骨接触压力分布也表明,模型1由于髌臼自由度宽容度不够,导致在前侧出现更明显的应力集中,是导致压力变化幅值的主要原因。模型1的模型完整程度决定髌臼不存在竖直方向的位移变化,导致髌臼应力分布相比模型2距离边缘较远,是导致截骨角度不同的主要原因。

4 结论

本文建立了患侧髌骨和股骨的DDH有限元仿真模型,模拟单足站立情况下髌关节周围的受力情况,计算结果与文献报道基本相符,证明模型分析方法的有效性。根据相同方法建立完整骨盆和患侧股骨的有限元仿真模型,并模拟多种截骨手术方

案,分析在单足站立情况下两个模型术前和术后接触压力、接触位置、接触面积的变化情况。本研究结果表明,所建模型仅包括患侧髌骨和股骨模型的术前分析结果会低估应力集中程度和误判应力集中点的位置,并且其最佳截骨旋转角度结果可能较小。今后还需增加肌肉力的作用,建立更加完善的有限元分析模型,使仿真分析更贴近实际。

参考文献:

- [1] HARTOFILAKIDIS G, KARACHALIOS T, STAMOS KG. Epidemiology, demographics, and natural history of congenital hip disease in adults [J]. *Orthopedics*, 2000, 23(8): 823-827.
- [2] JACOBSEN S, SONNE-HOLM S, SOBALLE K, *et al.* Radiographic case definitions and prevalence of osteoarthritis of the hip A survey of 4151 subjects from the osteoarthritis substudy of the Copenhagen city heart study [J]. *Acta Orthopaedica*, 2005, 76(2): 149-158.
- [3] TROELSEN A, ELMENGAARD B, SOBALLE K. Medium-term outcome of periacetabular osteotomy and predictors of conversion to total hip replacement [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2009, 91(9): 2169-2179.
- [4] SAMBANDAM SN, HULL J, JIRANEK WA. Factors predicting the failure of Bernese periacetabular osteotomy: A meta-regression analysis [J]. *Int Orthop*, 2009, 33(6): 1483-1488.
- [5] WELLS J, MILLIS M, KIM YJ, *et al.* Survivorship of the Bernese periacetabular osteotomy: What factors are associated with long-term failure? [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2016, 475(2): 396-405.
- [6] 唐刚, 王建革, 罗红霞. 基于两种材料的髌关节假体柄疲劳性能分析 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2015, 32(1): 73-76.
- [7] 巴晶晶. 大龄儿童DDH髌臼周围截骨区域应力分布的三维有限元研究[D]. 西安: 第四军医大学, 2013.
- [8] 傅明, 张志奇, 向珊珊, 等. 髌臼旋转截骨术及Chiari截骨术对发育性髌关节发育不良生物力学影响的比较研究 [J]. *中国修复重建外科杂志*, 2013, 27(6): 641-644.
- [9] SCHILLER HM, DALSTRA M, HUISKES R, *et al.* Total hip reconstruction in acetabular dysplasia. A finite element study [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 1993, 75(3): 468-474.
- [10] ZHAO X, CHOSA E, TOTORIBE K, *et al.* Effect of per acetabular osteotomy for acetabular dysplasia clarified by three-dimensional finite element analysis [J]. *J Orthop Sci*, 2010, 15(5): 632-640.
- [11] 陈清, 盛华均, 李杏芮, 等. 膝关节置换术中胫骨截骨厚度对胫骨截面的生物力学影响 [J]. *医用生物力学*, 2017, 32(2): 148-153.

- CHEN Q, SHENG HJ, LI RX, *et al.* Effects of thickness of osteotomy on biomechanics of tibia cross-section in total knee arthroplasty [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(2): 148-153.
- [12] ZOU Z, CHAVEZ-ARREOLA A, MANDAL P, *et al.* Optimization of the position of the acetabulum in a ganz periacetabular osteotomy by finite element analysis [J]. *J Orthop Res*, 2013, 31(3): 472-479.
- [13] WEI HW, SUN SS, JAO SH, *et al.* The influence of mechanical properties of subchondral plate, femoral head and neck on dynamic stress distribution of the articular cartilage [J]. *Med Eng Phys*, 2005, 27(4): 295-304.
- [14] LIU L, ECKER T, XIE L, *et al.* Biomechanical validation of computer assisted planning of periacetabular osteotomy: A preliminary study based on finite element analysis [J]. *Med Eng Phys*, 2015, 37(12): 1169-1173.
- [15] 王尚成, 王冬梅, 张宁华, 等. 冲击条件下骨盆动脉损伤有限元模型的建立及验证 [J]. *医用生物力学*, 2014, 29(3): 206-212.
- WANG SC, WANG DM, ZHANG NH, *et al.* Establishment and validation of finite element model for pelvis artery injury [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(3): 206-212.
- [16] ANDERSON AE, PETERS CL, TUTTLE BD, *et al.* Subject-specific finite element model of the pelvis: Development, validation and sensitivity studies [J]. *J Biomech Eng*, 2005, 127(3): 364-373.
- [17] XU M, QU W, WANG Y, *et al.* Theoretical implications of periacetabular osteotomy in various dysplastic acetabular cartilage defects as determined by finite element analysis [J]. *Med Sci Monit*, 2016, 22: 5124-5130.
- [18] NAITO M, SHIRAMIZU K, AKIYOSHI Y, *et al.* Curved periacetabular osteotomy for treatment of dysplastic hip [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2005, 433: 129-135.
- [19] 张琳琳, 王旭义, 陈晓东. Bernese 髌臼周围截骨术前规划的有限元分析方法研究 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2016, 6(3): 455-460.