

文章编号: 1004-7220(2022)04-0612-06

# 步态周期中髋关节软骨应力分布对 弧形髋臼周围截骨手术的影响

鲍圣亮<sup>1</sup>, 许平<sup>1</sup>, 鲁宁<sup>2</sup>, 王瑞昌<sup>1</sup>, 田昊<sup>1</sup>, 彭金海<sup>2</sup>

(1. 昆明理工大学机电工程学院, 昆明 650504; 2. 昆明医科大学第二附属医院 骨科, 昆明 650101)

**摘要:**目的 研究在完整步态周期受力环境下髋关节周围软骨的应力分布情况, 探求弧形髋臼周围截骨术 (curved periacetabular osteotomy, CPO) 术中所截骨块的最佳矫正角度, 为临床手术提供理论依据。方法 利用 CT 扫描获取 1 名髋关节发育不良 (development dysplasia of hip, DDH) 患者和 1 名健康志愿者骨盆及股骨近端 DICOM 数据, 构建三维有限元模型。采用划分蒙罩的方法区分皮质骨和松质骨, 并为有限元模型赋予材料属性。对 DDH 模型模拟 CPO, 调整外侧中心边缘角 (lateral center edge angle, LCEA) 和前方中心边缘角 (anterior center edge angle, ACEA), 共得到 100 个不同的术后模型。根据完整步态周期中的髋关节受力情况为模型分别施加载荷, 分析对比术前、术后和正常髋臼软骨的受力变化。结果 DDH 模型模拟术后髋臼软骨在完整步态周期中脚跟落地相、开始单腿支撑相、单腿支撑中期相、单腿支撑结束相、双腿支撑相的最小接触应力峰值分别为 5.273、6.128、7.463、6.347、6.582 MPa, 分别比术前减少了 2.159、2.724、2.249、2.164、2.119 MPa; 术后头臼接触面积较术前明显增加, 但仍小于正常志愿者。结论 利用有限元方法可以得到 LCEA 和 ACEA 的最佳矫正角度, 对不同患者模拟 CPO 手术对提高手术精准度和手术效率具有重要意义。

**关键词:** 髋关节发育不良; 弧形髋臼周围截骨术; 接触应力; 步态

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.04.006

## Stress Distributions of Hip Cartilage During Gait Cycle and its Effects in Curved Periacetabular Osteotomy

BAO Shengliang<sup>1</sup>, XU Ping<sup>1</sup>, LU Ning<sup>2</sup>, WANG Ruichang<sup>1</sup>, TIAN Hao<sup>1</sup>, PENG Jinhai<sup>2</sup>

(1. Faculty 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 study stress distributions of the cartilage around the hip joint in stress environment of complete gait cycle, and explore the optimal correction angle of bone block in curved periacetabular osteotomy (CPO), so as to provide theoretical references for clinical operation. **Methods** Based on CT scans from a healthy volunteer and a patient with development dysplasia of hip (DDH), the three-dimensional (3D) model including pelvis and proximal femur was reconstructed. The cortical bone and cancellous bone were distinguished by dividing the masks, and the material attributes were assigned to the finite element model. A total of 100 different postoperative models were obtained by simulating CPO in DDH model, by adjusting lateral center edge angle (LCEA) and anterior center edge angle (ACEA). According to hip joint stresses in complete gait cycle,

收稿日期: 2021-11-03; 修回日期: 2021-11-10

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

the model was loaded respectively, and stress changes of normal, preoperative and postoperative acetabular cartilage were analyzed and compared. **Results** The minimum peak contact stresses of acetabular cartilage of DDH patient at heel landing phase, start phase of single leg support, mid phase of single leg support, end phase of single leg support and double support phase after simulated CPO operation were 5.273, 6.128, 7.463, 6.347, 6.582 MPa, which were decreased by 2.159, 2.724, 2.249, 2.164, 2.119 MPa, respectively, compared with those before operation. The contact area between femoral head and acetabulum was significantly increased after operation, but it was still smaller than that of normal volunteers. **Conclusions** The optimal correction angle of LCEA and ACEA can be obtained by using finite element method, and the simulation of CPO surgery on different patients is of great significance to improve surgical accuracy and efficiency.

**Key words:** development dysplasia of hip (DDH); curved periacetabular osteotomy (CPO); contact stress; gait

发育性髋关节发育不良 (developmental dysplasia of the hip, DDH) 是一种在青少年和成人人群中常见的骨科疾病。我国髋关节发育不良的发病率约为 1.52%, 女性所占比例较高<sup>[1]</sup>。Bernese 髋臼周围截骨术 (Bernese periacetabular osteotomy, Bernese PAO) 是治疗 DDH 有效手段, 它在保持骨盆后柱完整性的基础上旋转髋臼以调整头臼的匹配关系, 具有较高的保髋率<sup>[2]</sup>。但 Bernese PAO 容易出现髋关节的前方移位和前方的覆盖过度, 同时还需要植骨以降低截骨的不愈合率。Naito 等<sup>[3]</sup>对 Bernese PAO 进行改良, 发明弧形髋臼周围截骨术 (curved periacetabular osteotomy, CPO), 降低了 Bernese PAO 植骨的需要, 提高术后骨的愈合率。

CPO 手术难点在于术中所截髋臼骨块的重定位<sup>[4]</sup>。有限元方法 (finite element method, FEM) 目前已经被广泛应用于 CPO 的术前规划和术后效果预测中<sup>[5-6]</sup>。近年来, 已有学者利用 FEM 重建 DDH 患者髋关节模型, 并研究髋臼周围的应力分布特点<sup>[7-9]</sup>。通过模拟 PAO 手术可以确定术中髋臼的最佳矫正角度, 但模拟手术只考虑单腿站立条件下髋臼周围软骨的受力情况, 且未采用弧形髋臼截骨术, 同时缺乏复杂体位时的髋关节受力分析, 不能为手术提供全面的理论依据<sup>[10-11]</sup>。本文建立 DDH 患者骨盆三维有限元模型并模拟 CPO 手术, 分析在完整步态周期中髋关节周围软骨的应力分布特点, 探求在步态受力环境中髋臼的最佳矫正角度, 为临床手术提供理论依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 研究对象

基于 1 名女性 DDH 患者 (年龄 36 岁, 体重 54 kg)

和 1 名髋关节发育正常的女性志愿者 (年龄 35 岁, 体重 55 kg) 的骨盆计算机断层 (computed tomography, CT) 扫描数据构建三维有限元模型。采用 64 排螺旋 CT 机 (GE 公司, 美国) 对该患者腰椎 L4 至股骨近端进行连续断层扫描, 扫描电压 120 kV, 扫描电流 250 mA, 扫描层厚 2 mm, 共得到 256 层重建图像, 均以 DICOM 格式存储。本研究已获得昆明医科大学第二附属医院伦理委员会审核批准, 两位志愿者均签署知情同意书。

### 1.2 模型建立

**1.2.1 几何模型建立** 将 DICOM 格式 CT 扫描数据导入 Mimics 21.0 软件 (Materialise 公司, 比利时) 中, 对扫描区域的髋骨、骶骨、患侧股骨进行划分, 生成初始三维模型, 之后将模型导入 3-matic 中构造软骨并作进一步优化处理, 最终生成整个骨盆和股骨近端的三角面片模型并保存为 STL 格式。利用逆向工程软件 Geomagic Wrap 2017 (Geomagic 公司, 美国) 重建 NURBS 曲面进而将模型转化为三维实体模型并以 IGS 格式保存。

**1.2.2 三维有限元模型建立** 目前 DDH 的诊断方法有两种, 一种是测量标准骨盆前后位片的外侧中心边缘角 (lateral center edge angle, LCEA), 一种是测量伪侧位片的前方中心边缘角 (anterior center edge angle, ACEA), LCEA 和 ACEA 均大于 25° 时为发育正常, LCEA 或 ACEA 小于 20° 时为发育不良<sup>[12-13]</sup>。经测量, 志愿者 LCEA 为 40°, ACEA 为 38°, 髋关节发育正常; DDH 患者患侧髋关节 LCEA 为 11°, ACEA 为 27°, 可判定为髋关节发育不良, 需进行手术治疗。将 IGS 格式的 3D 几何模型导入 HyperMesh 2017 软件 (Altair 公司, 美国) 进行有限

元网格划分,对模型先建立三角形面网格,再根据面网格生成4节点四面体单元,得到皮质骨、松质骨、关节软骨单元数分别为474 575、188 800、355 341个,节点数分别为132 814、94 491、91 842个。为保持模型与人体结构的一致性,提高分析结果的可靠性,根据解剖位置,使用非线性的弹簧单元表示韧带和肌肉,弹簧单元的端点使用绑定连接;在计算机中对患侧模拟CPO手术截骨,使髋臼完全游离,并绕股骨头中心旋转,分别得到LCEA为25°、30°、35°、40°、45°,ACEA为30°、35°、40°和初始的27°。根据Bergmann等<sup>[14]</sup>划分的步态周期5个时相,可以得到100个术后模型和5个术前模型。所建添加韧带单元和肌肉单元后的骨盆三维有限元模型如图1所示。

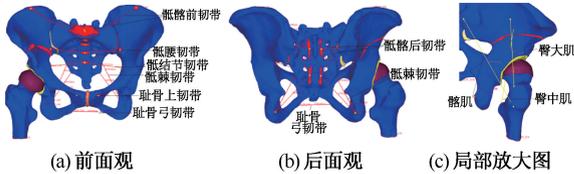


图1 骨盆三维有限元模型

Fig. 1 Three-dimensional finite element model of pelvis

(a) Front view, (b) Rear view, (c) Partial enlarged view

**1.2.3 单元材料属性赋值** 髋关节有限元模型中的应力和形变与骨、软骨以及肌肉和韧带所被赋予的材料属性密切相关。在不同载荷条件下,相同的生物组织材料会表现出不同的材料属性。在有限元分析中,通常将骨骼等生物组织简化为静态载荷条件下均质、各向同性的线弹性材料。将划分好的三维有限元模型导入Mimics中,根据CT灰度值填充皮质骨和松质骨各自的蒙罩(Masks),并通过布尔运算得到皮质骨和松质骨的网格区域。设置皮质骨、松质骨、关节软骨弹性模量分别为17 000、70、15 MPa,泊松比分别为0.3、0.2、0.45,肌肉及韧带的材料属性赋值见表1。

**1.3 接触机制设定**

骨盆中存在的接触关系可分为骨骼-软骨和软骨-软骨两种接触方式。由于关节液存在,关节软骨之间的摩擦力基本可以忽略不计。本文设定骨骼与软骨之间的接触为绑定连接,软骨-软骨之间的接触采用基于面接触的接触对(contact pair)算法。

表1 模拟肌肉和韧带的弹簧参数<sup>[15]</sup>

Tab. 1 Spring parameters of simulated muscle and ligament<sup>[15]</sup>

部位	压缩刚度/ (N·mm <sup>-1</sup> )	拉伸刚度/ (N·mm <sup>-1</sup> )	初始位移/ mm
臀大肌	1.08	108	12
臀中肌	1.95	195	7
髂肌	0.43	43	10
髋前韧带	7.00	7 00	0
髋后韧带	4.00	4 00	0
髋棘韧带	10.00	1 000	0
髋腰韧带	28.00	2 800	0
髋结节韧带	15.00	1 500	0
耻骨上韧带	14.00	1 400	0
耻骨弓韧带	5.43	543	0

**1.4 边界条件与载荷**

股骨头相对髋臼的位置固定。本文主要研究在完整步态周期中髋关节周围软骨的应力分布情况,边界条件设置为股骨远端的自由度完全约束,同时约束耻骨联合与髋髌关节处的自由度。

理论上,股骨头与髋臼同心,故选择患侧股骨头拟合中心作为坐标原点建立坐标系。其中,X轴为人体冠状面的内外方向,向内为正向;Y轴为人体冠状面的前后方向,向前为正向;Z轴为人体冠状面的上下方向,向上为正向。根据Bergmann等<sup>[14]</sup>对正常步态周期中各关节接触力的研究,可将步态周期划分为5个具有代表性的时相并施加载荷,分别计算在5个时相点模拟CPO手术截骨后不同LCEA和ACEA组合后的髋臼软骨的应力大小和分布情况,加载参数如表2所示。

表2 髋关节完整步态周期加载参数<sup>[14]</sup>

Tab. 2 Parameters of hip joint during complete gait cycle<sup>[14]</sup>

阶段	股骨头中心头臼作用力/N			股骨头相对髋臼位置
	X轴	Y轴	Z轴	
脚跟落地相	234	-588	516	屈曲22°
开始单腿支撑相	588	-755	1 229	屈曲18°
单腿支撑中期相	522	-594	1 077	后伸4°
单腿支撑结束相	627	-765	1 682	后伸12°
双腿支撑相	594	-679	1 612	后伸14°

注:以患侧股骨头拟合中心作为坐标原点,X轴正向为人体冠状面上髋关节的内侧方向,Y轴正向为人体冠状面上髋关节的前侧方向,Z轴正向为人体冠状面上髋关节的上方方向。

**2 结果**

利用ABAQUS 2017软件(Dassault公司,法国)进行非线性仿真分析,得到正常髋关节髋臼软骨和DDH患者患侧髋臼软骨术前在5个时相点的接触

压力分布(见图2)。结果表明,正常髌臼软骨在5个时相的接触面积明显大于患侧髌臼软骨,接触压力分布更为均匀。其中,在单腿支撑中期相的髌臼软骨接触面积最大;除单腿支撑中期相外,其他

时相点的接触压力主要分布在月状面的前后边缘。DDH患者患侧髌臼软骨术前在5个时相点的接触压力峰值分别为7.432、8.852、9.712、8.511、8.701 MPa。

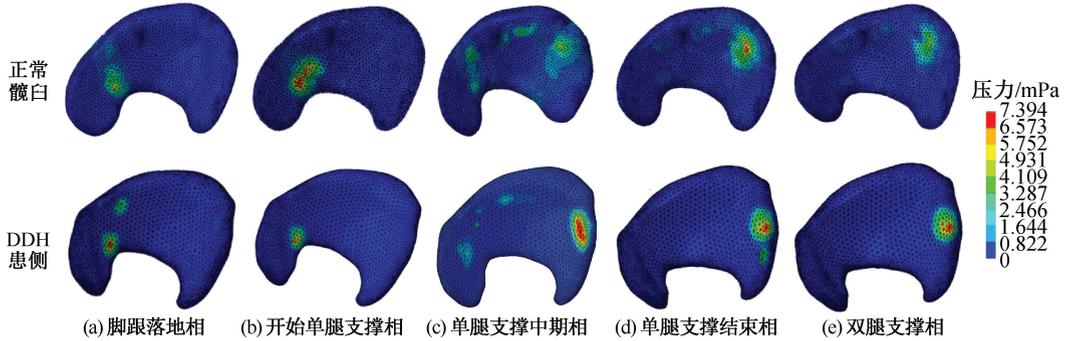


图2 正常和DDH患侧术前髌臼在不同时相点接触面接触压力分布

Fig. 2 Contact pressure distributions in normal acetabular cartilage and preoperative DDH acetabular cartilage at different phases (a) Heel landing phase, (b) Start phase of single leg support, (c) Mid phase of single leg support, (d) End phase of single leg support, (e) Double support phase

模拟CPO手术截骨,使髌臼完全游离,并绕股骨头拟合中心旋转,分别得到LCEA为25°、30°、35°、40°、45°,ACEA为30°、35°、40°和初始的27°,共计在5个时相点的100个术后模型。分析在步态周期5个时相点时的髌臼软骨接触压力趋势。结果显示,在脚跟落地相、开始单腿支撑相、单腿支撑结束相和双腿支撑相,LCEA和ACEA均为35°时接

触压力峰值最小,接触压力峰值分别为5.273、6.128、6.347、6.582 MPa。在单腿支撑中期相,在LCEA为40°、ACEA为35°时接触压力峰值(7.463 MPa)最小。模拟CPO手术后髌臼软骨在5个时相点的接触压力峰值分别比术前减少了2.159、2.724、2.249、2.164、2.119 MPa,且术后的头臼接触面积较术前明显增加(见图3)。

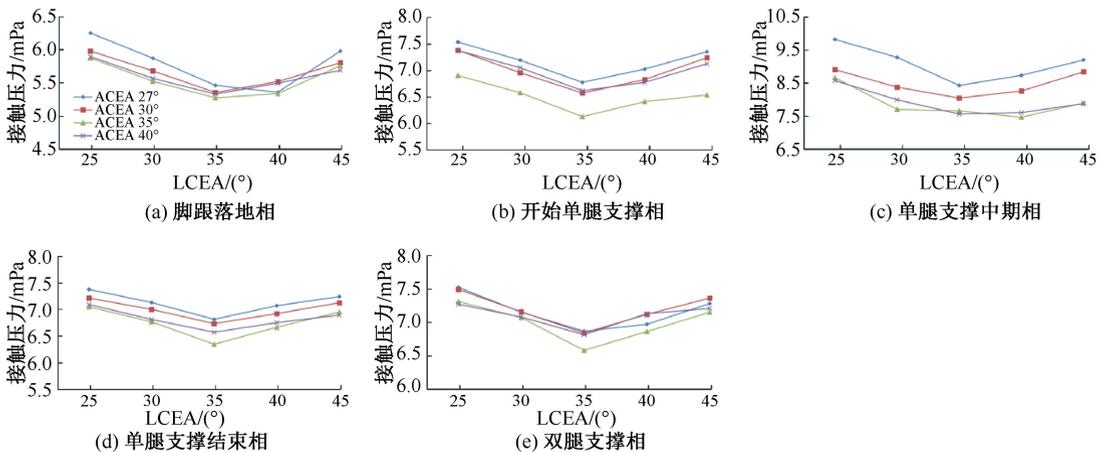


图3 CPO术后模型的髌臼软骨在不同时相点的接触压力趋势图

Fig. 3 Trend map of contact pressure of acetabular cartilage at different gait time points after CPO (a) Heel landing phase, (b) Start phase of single leg support, (c) Mid phase of single leg support, (d) End phase of single leg support, (e) Double support phase

综合考虑髋臼软骨接触面的接触压力和接触面积,本文认为,CPO术后LCEA与ACEA均为 $35^\circ$ 为最佳矫正角度,此时髋臼接触面接触压力最小,接触面积较大。以单腿支撑中期相为例,对比正常

髋臼、DDH患侧髋臼和CPO术后髋臼的接触面接触压力。结果表明,术后的髋臼受力集中现象明显改善,接触面积明显增大,接触压力分布更加均匀且接近于正常髋臼(见图4)。

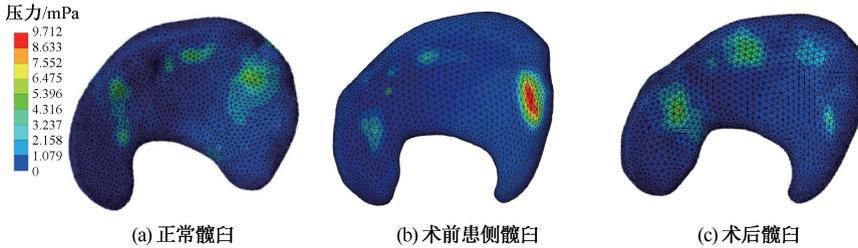


图4 单腿支撑中期相髋臼软骨的接触压力分布

Fig. 4 Distributions of contact pressure of acetabular cartilage in mid phase of single leg support (a) Normal acetabular cartilage, (b) DDH acetabular cartilage before operation, (c) DDH acetabular cartilage after operation

### 3 讨论

DDH是一种青少年和成人人群中常见的髋关节结构异常性疾病,是导致髋关节骨性关节炎的重要原因<sup>[16]</sup>。健康髋关节的髋臼和股骨头匹配关系良好,头臼覆盖率高,髋臼与股骨头之间的应力传递为面-面模式<sup>[17]</sup>;而DDH患者由于髋臼发育异常,导致头臼覆盖率降低,髋臼与股骨头之间出现应力集中现象,进一步使得软骨磨损加剧,从而发生骨性关节炎。CPO作为一种髋臼周围截骨术,是治疗DDH的有效手段。该术式采用弧形骨刀进行截骨,旋转髋臼骨块改善髋臼和股骨头的匹配关系,增加头臼覆盖面积,缓解或消除应力集中现象,且截骨面曲率相同,利于术后的早期康复。Naito等<sup>[3]</sup>有关118例128髋行CPO术后的随访结果表明,所有髋部均实现髋骨截骨愈合。另外,CPO手术的成功实施,需要术前、术后完善的康复训练指导和患者出院后的定期随访,确保康复护理的有效性、持续性<sup>[18]</sup>。

#### 3.1 有限元模型验证

保证模型的精确性和有效性对髋臼周围应力分布情况的研究至关重要<sup>[19]</sup>。有限元分析结果的可信度通常通过验证模型来检验,模型的验证通常有两种方法,一种是将有限元模型的分析结果与实验结果直接进行比较,另一种是将有限元模型的结果与以往文献报道的实验结果进行对比<sup>[20]</sup>。本文

利用CT扫描、Mimics 21.0、Geomagic Wrap 2017软件分别建立正常人和DDH患者的完整骨盆与股骨近端三维几何模型,保证了几何模型的准确性和几何表面曲率变化的连续性。聂勇等<sup>[19]</sup>建立患侧髋骨有限元模型,采用的有限元网格单元数为466757个。本文采用以2D网格为基础划分3D网格方法,共得到患侧髋骨模型有限元网格单元数为472310个,且所建模型还添加了相关的肌肉和韧带单元,使模型更加完整,具有足够的精度。其次,本文利用ABAQUS 2017软件进行仿真分析。结果显示,模拟CPO术后,当LCEA和ACEA均为 $35^\circ$ 时,髋臼软骨的应力集中位置由术前的软骨边缘向术后的软骨中部移动,且应力集中现象缓解,最大接触压力为7.463 MPa。该结果与Zou等<sup>[5]</sup>的研究结果(3.59~6.07 MPa)以及张琳琳等<sup>[11]</sup>的研究结果(最大接触压力8.10 MPa)相近,且远低于术前接触压力(9.712 MPa),证明了模型的有效性。

#### 3.2 步态周期中髋关节的受力分布情况

本文建立了正常人和DDH患者完整骨盆与股骨近端三维有限元模型,并模拟不同手术方案的CPO手术,分析在完整步态周期内正常髋臼软骨、DDH患者患侧术前、术后髋臼软骨的受力分布情况。结果表明,正常髋臼软骨在完整步态周期中的受力分布不均匀,接触压力峰值主要分布在髋臼软骨的前缘和后缘,单腿支撑中期相髋臼软骨接触面

最大,接触压力分布最均匀,接触压力峰值最大;DDH患者术前在5个时相点的髌臼软骨接触压力峰值明显高于正常压力,接触面积低于正常范围(321.9~425.1 mm<sup>2</sup>);术后模型在一定程度上改善了髌臼软骨的接触压力和接触面积,接触压力集中现象有所改善。

本文分析结果显示,在一定范围内,髌臼与股骨头的接触面积随LCEA和ACEA的增大而增大,髌臼软骨的接触压力峰值随LCEA和ACEA的增大而减小。本文研究对象的患侧髌关节术前LCEA为11°,ACEA为27°,矫正到LCEA和ACEA均为35°时,此时髌臼软骨的受力环境最理想,在5个时相点的接触压力峰值最小,但仍然高于正常髌臼软骨的受力,这是由于DDH患者关节软骨已有一定程度磨损,头臼匹配度小于正常人导致。

### 3.3 本研究不足

本研究存在如下局限性:①在单元材料属性的赋值上,本文采用传统方法,将骨骼分为皮质骨和松质骨两种材料属性,与实际的生物组织存在一定的差异;②本文参考Bergmann等<sup>[14]</sup>的研究,只探讨了在单一步行速度下髌臼的最佳矫正角度,缺乏不同速度下髌关节的受力情况分析;③由于实验设备的限制,部分特殊运动(上下楼梯、坐-起、俯身弯腰时)的受力暂时难以分析,将在后续的研究中加以完善和补充。

## 4 结论

本文通过FEM对DDH患者模拟CPO手术,分析在完整步态周期内髌臼软骨的受力分布情况。研究表明,髌臼在步态下LCEA和ACEA的最佳矫正角度均为35°。但由于不同患者存在个体化差异,故手术前应基于不同患者情况制定个性化手术方案。本文提出的通过FEM模拟CPO手术为弧形髌臼周围截骨术术前规划,对提高手术精准度和手术效率具有重要意义。

### 参考文献:

[1] TIAN FD, ZHAO DW, WANG W, *et al.* Prevalence of developmental dysplasia of the hip in chineese adults: A cross-sectional survey [J]. *Chin Med J*, 2017, 130(11): 1261-1268.

[2] GANZ RJ, KLAUE K, VINH TS, *et al.* A new

periacetabular osteotomy for the treatment of hip dysplasia: Technique and preliminary results [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1988, 232: 26-34.

[3] 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.

[4] INABA Y, KOBAYASHI N, IKE H, *et al.* Computer-assisted rotational acetabular osteotomy for patients with acetabular dysplasia [J]. *Clin Orthop Surg*, 2016, 8(1): 99-105.

[5] ZOU Z, CHÁVEZ-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.

[6] BAY BK, HAMEL AJ, OLSON SA, *et al.* Statically equivalent load and support conditions produce different hip joint contact pressures and periacetabular strains [J]. *J Biomech*, 1997, 30(2): 193-196.

[7] SCHULLER 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.

[8] RUSSELL ME, SHIVANNA KH, GROSLAND NM, *et al.* Cartilage contact pressure elevations in dysplastic hips: A chronic overload model [J]. *J Orthop Surg Res* 2006, 1(6): 1-11.

[9] ZHAO X, CHOSA E, TOTORIBE K, *et al.* Effect of periacetabular osteotomy for acetabular dysplasia clarified by three-dimensional finite element analysis [J]. *J Orthop Sci*, 2010, 15(5): 632-640.

[10] 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.

[11] 张琳琳,王旭义,陈晓东. Bernese 髌臼周围截骨术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, 33(3): 455-460.

[12] OMEROGU H, BICIMOGLU A, AGUS H, *et al.* Measurement of center-edge angle in developmental dysplasia of the hip: A comparison of two methods in patients under 20 years of age [J]. *Skeletal Radiol*, 2002, 31(1): 25-29.

[13] LEQUESNE M, SEZE D. False profile of the pelvis. A new radiographic incidence for the study of the hip. Its use in dysplasias and different coxopathies [J]. *Rev Rhum Mal Osteoartic*, 1961, 28: 643-652.

[14] 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.