

文章编号: 1004-7220(2021)03-0377-07

# 利用有限元方法对髋臼弧形截骨术进行术前规划

王瑞昌<sup>1</sup>, 许平<sup>1</sup>, 鲁宁<sup>2</sup>, 田昊<sup>1</sup>, 彭金海<sup>2</sup>, 鲍胜亮<sup>1</sup>

(1. 昆明理工大学机电工程学院, 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 对已截骨的髋臼块进行不同角度旋转,以模拟手术中髋臼块需调节的不同角度,通过分析髋关节周围软骨接触应力以及接触面积确定最佳角度,为髋臼截骨提供个体化方案。**方法** 建立髋关节发育不良(development dysplasia of hip, DDH)和正常有限元模型,探讨发育不良髋臼形态特征以及应力集中原因。对 DDH 模型模拟截骨术,通过髋臼块的向前方和侧方旋转的不同角度组合得到共计 20 个截骨术后骨盆模型,对比分析模型在模拟单腿站立情况下最优结果的差异。**结果** 正常模型髋臼软骨最大接触压力为 7.85 MPa。DDH 模型髋臼软骨最大接触压力为 13.42 MPa,模拟截骨术后最优解接触压力下降至 8.49 MPa,且接触力分布改善更明显。**结论** 改变前侧旋转角度可以明显改善接触压力分布和大小并且远离术前病变区域,对术后效果有积极影响。手术前基于每位患者的实际情况制定个性化截骨方案对于手术效果至关重要。

**关键词:** 弧形截骨术; 髋关节发育不良; 骨盆建模; 手术规划

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.03.013

## Preoperative Planning of Acetabular Arc Osteotomy Using Finite Element Method

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

(1. College of Mechanical and Electrical Engineering, Kunming University of Science and Technology, Kunming 650504, China; 2. Department of Orthopaedics, the Second Affiliated Hospital of Kunming University of Science, Kunming 650101, China)

**Abstract: Objective** In order to simulate different angles of acetabular blocks that need to be adjusted during operation, the optimal angle was determined through analyzing the contact stress and contact area of cartilage around the hip joint, so as to provide an individual scheme for acetabular osteotomy. **Methods** The finite element models for development dysplasia of hip (DDH) and normal pelvis were established to investigate morphological characteristics of the acetabulum and the causes of stress concentration. To simulate osteotomy for the DDH model, a total of 20 postoperative osteotomy models were obtained through the combination of different angles for anterior rotation and lateral rotation of acetabular blocks, and the differences in optimal results of the models during simulated one legged-standing were compared and analyzed. **Results** The maximum contact pressure of acetabular cartilage in normal model was 7.85 MPa. The maximum contact pressure of acetabular cartilage in DDH model was 13.42 MPa. The optimal contact pressure after simulated osteotomy decreased to 8.49 MPa, and the contact distribution was improved more significantly. **Conclusions** Changing the anterior rotation angle can significantly improve the contact pressure distribution and size, as well as stay away from the preoperative

收稿日期: 2020-06-16; 修回日期: 2020-08-07

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

lesion area, which has a positive impact on postoperative outcomes. Personalized osteotomy plan based on actual situation of each patient before the operation is crucial for the surgical effect.

**Key words:** arc osteotomy; developmental dysplasia of the hip (DDH); pelvis modeling; pre-operative planning

髋关节发育不良 (development dysplasia of hip, DDH) 是一种骨科常见的先天性、发育性疾病, 国内外流行病学统计发病率为  $0.5\% \sim 4\%$  [1-2]。对髋臼周围进行截骨是目前治疗 DDH 的最好方法之一。Bernese 髋臼周围截骨术为常见治疗 DDH 的重建髋臼术式之一, 它通过调整或旋转髋臼骨块的位置, 来增加股骨头的覆盖面积及包容性, 缓解关节接触应力集中的现象, 恢复正常的头臼对合关系 [3]。但由于 Bernese 髋臼周围截骨术通过一系列直线的截骨线进行, 截骨面并非球形, 故术后可能出现髋关节的前方移位, 甚至还需要植骨以降低截骨的不愈合率。对于 Bernese 截骨术的不足, Naito 等 [4] 改良了 Bernese 截骨, 通过设计特殊骨刀, 使髋骨的截骨线变为弧形, 增加髋臼块与髋骨的接触面积, 在提高截骨愈合率的同时降低植骨的需要, 增加髋臼块进行大幅度、多方向旋转的截骨手术成功率。随着有限元分析方法在此类手术中逐渐运用广泛, 在术前分析髋臼骨块旋转的各个角度可以规划更好的术前方案, 从而保证手术质量 [5-7]。因此, 本文建立 DDH 以及模拟进行弧形截骨术后髋臼骨块旋转不同角度的骨盆模型, 通过分析髋臼软骨与股骨软骨质之间接触面积、接触压力对手术的影响, 为临床截骨术方案提供理论支撑。

## 1 材料与方法

### 1.1 研究对象

获取 2 名女性志愿者计算机断层 (computed tomography, CT) 扫描数据, 两人年龄相仿, 体质量相近。其中一人为 DDH 患者 (年龄 36 岁, 体质量 54 kg), 另一人髋关节发育正常。两位受试者均签署知情同意书。采用 64 排螺旋 CT 机 (GE 公司, 美国) 从骶骨的上端一直到股骨中段为止对受试者以 1.0 mm 为间隔, 沿着轴向进行连续断层的 CT 扫描, 所得图像数据均以 DICOM 格式保存。根据 CT 图像数据, 测得髋关节发育正常者的外侧中心边缘角 (lateral center-edge angle, LCEA) 为  $40^\circ$ 、前方中心边缘角 (anterior center-edge angle, ACEA) 为  $38^\circ$ , 髋关

节发育正常; 测得 DDH 患者的 LCEA 为  $11^\circ$  (正常范围为  $25^\circ \sim 40^\circ$ )、ACEA 为  $27^\circ$  (正常范围为  $30^\circ \sim 40^\circ$ ), 需做手术治疗 (见图 1)。

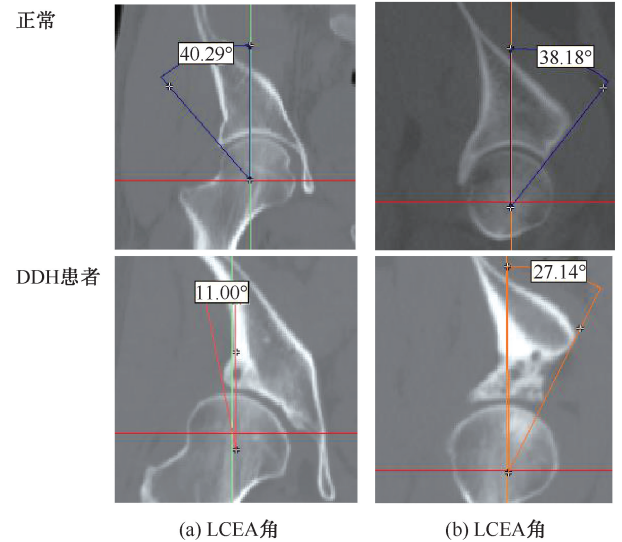
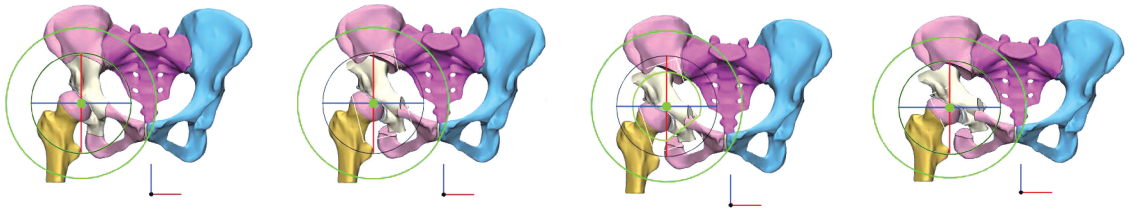


图 1 在 Mimics 中测量得到的正常以及 DDH 患者 LCEA 与 ACEA 角度

Fig.1 LCEA and ACEA in normal and DDH patients measured in Mimics (a) LCEA angle, (b) ACEA angle

### 1.2 建模方法与过程

将 CT 数据导入 Mimics 21.0 软件中, 对患者的骶骨、左右髋骨、患侧股骨进行划分, 形成三维点云模型, 再导入 3-matic 软件中构造软骨, 髋臼软骨层平均厚度为 2 mm [8-9]。在进行一系列的表面处理, 可进行模拟截骨 (见图 2), 然后保存。将保存的文件导入 Geomagic 2017 软件中, 将模型转换成 3D 实体模型, 再导入 HyperMesh 2017 软件中根据对模型进行多组网格敏感性实验 (见图 3)。髋臼软骨、股骨软骨选用 0.1~0.4 mm 四面体网格, 其余部分在 HyperMesh 中采用 0.4~2.0 mm 网格, 并利用近似函数算法划分四面体网格, 皮质骨、松质骨、软骨全部使用 C3D4 单元, 再保存模型导入 Mimics 中, 通过灰度值的方式把模型皮质骨和松质骨区分出来, 该方法比拉伸后获得均一厚度的方式更接近于实际。



(a) 术前LCEA=11°, ACEA=27° (b) 术后LCEA=25°, ACEA=27° (c) 术前LCEA=30°, ACEA=27° (d) 术后LCEA=35°, ACEA=27°

图2 模拟截骨

Fig.2 Simulated osteotomy (a) Preoperative LCEA = 11°, ACEA = 27°; (b) Postoperative LCEA = 25°, ACEA = 27°; (c) Postoperative LCEA = 30°, ACEA = 27°; (d) Postoperative LCEA = 35°, ACEA = 27°

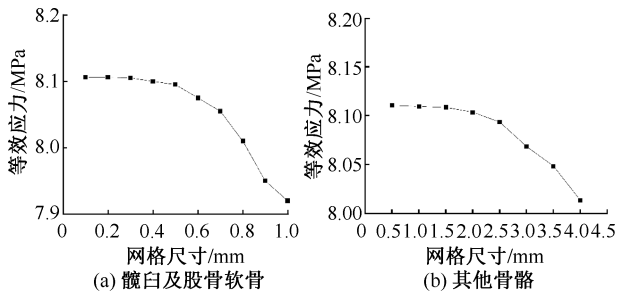


图3 网格敏感性测试

Fig.3 Grid sensitivity test (a) Acetabulum and femur cartilage, (b) Other bones

单元数和材料属性如表 1 所示。为保证骨盆力学完整性,使用非线性弹簧单元增加韧带,包括耻骨联合韧带、骶结节韧带、骶棘韧带、骶髂韧带、髂腰韧带,以及与单腿站立姿势有关的肌肉,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如表 2 所示。髋关节软骨间接触设置为非线性、无摩擦接触,其余接触使用绑定连接固定,最后导入 ABAQUS 2016 进行仿真,得到接触压力、接触面积等数据,并进行分析。

DDH 模型通过 1 名 36 岁女性生成,测得其患侧 LCEA 为 11°,ACEA 为 27°(属于 DDH)。模拟截

骨的截面之间用耦合连接,建立 DDH 有限元模型如图 4 所示。

表 1 DDH 模型和正常模型各组织的属性以及单元数量<sup>[10]</sup>

Tab.1 Attributes and number of units for tissues in DDH model and normal model<sup>[10]</sup>

材料	DDH 模型 单元数	正常模型 单元数	弹性模量/ MPa	泊松比
皮质骨	502 098	487 923	17 000	0.30
松质骨	518 327	503 142	70	0.20
软骨	142 166	124 140	15	0.45

表 2 模拟各组织所用的非线性弹簧单元参数<sup>[11-12]</sup>

Tab.2 Nonlinear spring element parameters used to simulate various tissues<sup>[11-12]</sup>

韧带	压缩刚度/ (N·mm <sup>-1</sup> )	抗拉刚度/ (N·mm <sup>-1</sup> )	单元数
骶髂前韧带	0.01	700	1
骶髂后短韧带	0.01	400	1
骶髂后长韧带	0.01	1 000	1
骶髂骨间韧带	0.01	2 800	1
骶髂结节韧带	0.01	1 500	1
骶棘韧带	0.01	1 400	1
耻骨联合韧带	0.01	543	1
臀大肌	0.01	108	1
臀中肌	0.01	195	1
髂肌	0.01	43	1
髋关节间韧带	0.01	120	8

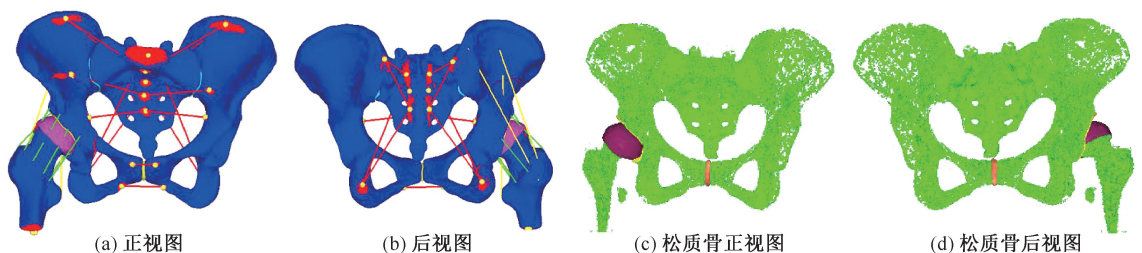


图4 DDH 骨盆有限元模型

Fig.4 Finite element model of DDH pelvis (a) Front view, (b) Rear view, (c) Front view of cancellous bone, (d) Rear view of cancellous bone

本文按照 Naito 等<sup>[4]</sup>改良后的弧形截骨的方法进行截骨。因为在截骨手术中过度覆盖可能导致股骨髌臼撞击<sup>[13]</sup>,故在正常 LCEA 和 ACEA 角度范围内,将截下的髌臼块以股骨头表面拟合中心为球心,分别向 LCEA 方向取样角度为 25°、30°、35°、40°、45°,向 ACEA 方向取样角度为 30°、35°、40°和没有旋转的 27°。最终生成 1 个术前模型和 20 个术后模型。

### 1.3 边界和加载条件

边界和加载条件均基于单腿站立<sup>[14]</sup>。所有模型均取单足站立位,在股骨远端耦合点限制 6 个自由度。在 Hypermesh 中设置髌臼软骨与股骨软骨之间的接触为面接触,其余的接触为绑定连接。截骨面通过 rbe2 单元连接,分别由 1 个主节点控制断开的两个截骨面,这样使两个截骨面的自由度与主节点的自由度相同,达到的效果与没有断开一样。在髌骨上侧面的中心耦合点添加垂直方

向向下载荷,由于股骨软骨与髌臼软骨之间有空隙,仿真时分两步进行,先接触,后施加力的效果,故限制除垂直方向平移以外的 5 个自由度,使其先垂直方向位移一小段。对正常模型施加 450 N 力(体质量 54 kg,人单足站立时,作用在单侧下肢的力近似为体质扣除单腿质量,即 5/6 体质量<sup>[15]</sup>),对 DDH 模型也施加 450 N 力(体质量 54 kg)。对于非线性分析,开启几何非线性,采用 ABAQUS 隐式(standard)算法。

## 2 结果

比较正常和 DDH 模型髌臼软骨的应力分布可知,正常模型髌臼接触位置分布较为均匀,主要分布在月面上侧区域,集中在月面中部,最大接触压力为 7.85 MPa。DDH 模型接触位置分布在髌臼外边缘,集中在髌臼上侧和前侧,最大接触压力为 13.42 MPa(见图 5)。

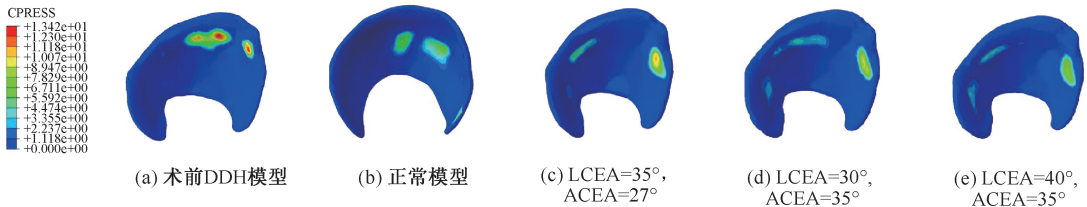


图 5 髌臼软骨上的接触压力分布

Fig.5 Contact pressure distributions on acetabulum cartilage (a) DDH model before operation; (b) Normal model; (c) Postoperative LCEA = 35°, ACEA = 27°; (d) Postoperative LCEA = 30°, ACEA = 35°; (e) Postoperative LCEA = 40°, ACEA = 35°

仿真分析 20 个截骨模型的接触压力、接触面积分布。仅考虑调整 LCEA 角度的最优截骨角度 LCEA = 35°、ACEA = 27°,其接触压力下降到 11.38 MPa,接触面积上升到 137.05 mm<sup>2</sup>,接触位置较术前模型向月面中部移动,但还是集中在髌臼上侧和前侧。在既考虑调整 LCEA 旋转角度又考虑调整 ACEA 旋转角度的模型中,以取大接触面积、小接触压力的原则综合发现:截骨角度 LCEA = 30°、

ACEA = 35° 和 LCEA = 40°、ACEA = 45°的结果都较为理想(见表 3、图 6)。但因为 LCEA = 30°、ACEA = 35°接触区域与术前接触区域有重合,可能导致病变区继续磨损,故选择 LCEA = 40°、ACEA = 35°为最优截骨旋转角度。其接触压力下降到 8.49 MPa,接触面积上升到 281.35 mm<sup>2</sup>,并且接触位置分布有较大的改善,分布在髌臼上侧、左侧和右侧且避开术前接触区域。

表 3 髌臼旋转角度对应的接触压力和接触面积

Tab.3 Contact pressure and contact area corresponding to acetabular rotation angles

LCEA/(°)	接触压力/MPa				接触面积/mm <sup>2</sup>			
	ACEA 27°	ACEA 30°	ACEA 35°	ACEA 40°	ACEA 27°	ACEA 30°	ACEA 35°	ACEA 40°
25°	12.97	11.54	9.439	9.27	128.58	148.47	272.62	288.74
30°	12.38	10.93	8.878	10.09	118.06	151.92	313.95	296.68
35°	11.38	10.61	8.872	10.26	137.05	159.75	286.90	301.60
40°	12.27	10.50	8.499	8.70	153.67	172.49	281.35	275.65
45°	13.02	11.03	8.497	7.94	168.98	176.40	292.28	275.70



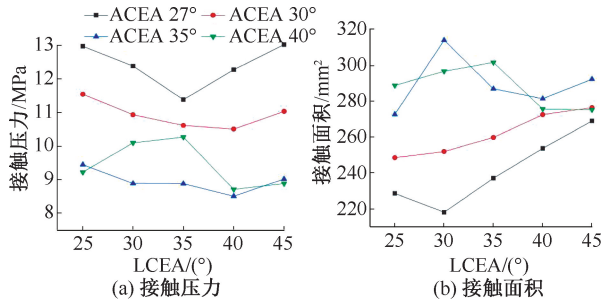


图6 模拟截骨后各模型接触压力与接触面积

Fig.6 Contact pressure and contact area of each model after simulated osteotomy (a) Contact pressure, (b) Contact area

## 3 讨论

### 3.1 影响结果的因素

严重的髋臼发育不良已被证实容易发展为髋关节骨关节炎<sup>[16]</sup>。DDH患者髋臼浅可能导致软骨基质应力增加<sup>[17]</sup>。伯尔尼髋臼周围截骨术(Bernese periacetabular osteotomy, Bernese PAO)广泛应用于DDH患者,其原因是髋臼截骨片沿前外侧旋转,通过保留的关节软骨覆盖股骨头负重区。一般情况下,Bernese PAO可以降低髋关节受力区域的最大应力,从而改善髋关节的生物力学环境<sup>[15]</sup>。然而,有一些潜在因素可能导致DDH患者Bernese PAO的不良结局<sup>[18-19]</sup>。患者术前存在关节炎或关节磨损退化成为手术过早失效或失败的主要原因。从生物力学角度看,一些患者髋臼内轮廓表面存在畸形,如果单纯基于调整覆盖率的考虑在手术中增加LCEA角度,并不能很好改变某些位置的应力集中现象,长时间还会重新出现磨损状况。对于一些存在关节病变或关节磨损退化的患者,术后应力分布位置未避开术前关节病变或关节磨损退化区域,可能使得疼痛状况不能得到改善。

### 3.2 有限元结果分析以及模型验证

综上所述,本文模拟改良后的弧形截骨手术方法,探讨改变髋臼ACEA角度对髋关节应力大小和位置变化的影响。对1例DDH患者患侧髋关节在允许范围内进行多角度、方向的截骨,模拟生成20个模型,并分为不考虑调整ACEA(N-1组)的5个模型和考虑调整ACEA(N-2组)的15个模型。N-1组中,综合考虑接触压力和接触面积发现,最佳

截骨角度LCEA旋转至35°,接触压力由术前13.42 MPa下降至11.38 MPa,相较术前模型接触位置向月面中部移动。N-2组中,综合考虑接触压力和接触面积发现,截骨角度LCEA=30°、ACEA=35°和LCEA=40°、ACEA=45°的结果都较为理想。但因为截骨角度LCEA=30°、ACEA=35°模型的接触区域与术前接触区域有重合,可能导致病变区继续磨损,故选择旋转角度LCEA=40°、ACEA=45°为最优结果。接触压力下降至8.49 MPa,接触位置分布在髋臼上侧、左侧和右侧,有较大改善。N-2组最优解相比N-1组,不仅接触压力下降25.4%,而且重新分配了股骨头与髋臼的接触位置,使之远离术前接触受力或病变位置。因此,选择一个好的髋臼ACEA角度,对髋关节应力变化进而使手术成功有着积极的影响。

本文最终选LCEA=40°、ACEA=35°为最优截骨旋转角度,其接触压力为8.49 MPa,接触面积为281.35 mm<sup>2</sup>。以Bay等<sup>[20]</sup>尸体实验结果为对比,验证研究模型的有效性。Bay等<sup>[20]</sup>对4个正常髋关节尸体模型进行加载实验,通过Fuji压力传感器测量得到关节接触面内的平均接触压力和接触面积分别为5.35 MPa和418 mm<sup>2</sup>。Anderson等<sup>[21]</sup>采用实验方法分析正常髋关节在单腿行走以及上、下楼过程中,髋臼软骨的实验峰值压力、接触面积和接触压力分别为10.0 MPa、321.9~425.1 mm<sup>2</sup>和4.4~5.0 MPa;同时建立有限元模型进行仿真分析,其计算结果分别为10.8~12.7 MPa、304.2~366.1 mm<sup>2</sup>和5.1~6.2 MPa。考虑到不同人的模型会有细小差别,以及本文所采用模型的患者患病时间较长,关节软骨有一定的磨损,与Anderson等<sup>[21]</sup>用实验方法分析正常髋关节所得出的数据相比,接触面积减小且接触压力增大,故早发现、早矫正非常关键。本文所得结果与分析相同,有限元模拟与实验的数据差别不大,并且没有超过实验峰值,故证明本文模型方法的有效性。

### 3.3 个性化术前规划的重要性

髋臼角度选取和调整是保髋截骨手术中最重要的步骤。以往一般通过调整髋臼对股骨头角度来改变上覆盖和前覆盖面积,其调整角度以及术后效果通常依靠医生的经验。之前学者们寻求找到一个对DDH保髋手术合适的通用角度,但目前对

月状面精确形态的讨论仅局限于正常髋部,鲜有涉及发育不良髋部<sup>[22]</sup>。本文针对1名DDH患者的髋臼形态进行分析,并通过观察30个患者发现,每个DDH患者的髋臼形态、特征都不相同,造成不同的受力大小和集中位置。因此,一套固定的截骨旋转标准难以适应所有截骨案例。由此可见,基于每位患者的实际情况制定个性化截骨方案,对于手术效果至关重要。

#### 4 结论与展望

本研究表明,在髋臼周围截骨手术中,一定程度上改变ACEA角度相比不改变,对髋臼畸形的术后应力重新分布有积极影响。在对DDH患者进行手术前,由于每位患者患侧空间形态不同,应基于实际情况制定个性化模拟截骨方案,这对于截骨手术的术后效果至关重要。

本文的局限性如下:①只对DDH患者髋关节进行一个姿态的静态分析,虽然这是主流的计算方式,但仍存在一定局限性。②在髋关节软骨构建上选用基于髋臼骨轮廓的拉伸,虽能通过高应力点拟定磨损或病变区域,但却不能在截骨模拟中使用与患者真实软骨形态相近的模型。后续研究将考虑更多静态和动态的验证方式来综合选择最佳截骨角度,并且在截骨过程中选取磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)技术生成的患者真实软骨形态,以最大化贴近实际应用。

#### 参考文献:

[1] PANAGIOTOPOULOU N, BITAR K, HARTW J. The association between mode of delivery and developmental dysplasia of the hip in breech infants: A systematic review of 9 cohort studies [J]. *Acta Orthop Belg*, 2012, 78(6): 697-702.

[2] MURRAY KA, CRIM JR. Radiographic imaging for treatment and follow-up of developmental dysplasia of the hip [J]. *Semin Ultrasound CT MR*, 2001, 22(4): 306-340.

[3] GANZ R, 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: 26-36.

[4] NAITO M, SHIRAMIZU K, AKIYOSHI Y, *et al*. Curved periacetabular osteotomy for treatment of dysplastic hip [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2014, 433(2): 127-137.

[5] 唐刚, 王建革, 罗红霞. 基于两种材料的髋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.

[6] 巴晶晶. 大龄儿童DDH髋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.

[7] 傅明, 张志奇, 向珊珊, 等. 髋臼旋转截骨术及Chiari截骨术对发育性髋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.

[8] 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, SHEN HJ, LI XR, *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.

[9] 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.

[10] 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.

[11] 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 under impacts [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(3): 206-212.

[12] 徐青镭, 倪卫明, 万年宇. 人体髋关节周围肌肉三维生物力学模型的建立与应用[J]. *中国伤残医学*, 2003, 11(3): 13-14.

[13] CLOHISY JC, NUNLEY RM, CARLISLE JC, *et al*. Incidence and characteristics of femoral deformities in the dysplastic hip [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2008, 467(1): 128-134.

[14] WEI HW, SUN SS, JAO SHE, *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.

[15] 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.

[16] QU Y, JIANG T, ZHAO H, *et al*. Mid-term results of metal-on-metal hip resurfacing for treatment of osteoarthritis secondary to developmental dysplasia of the hip: A minimum of 8-years of follow-up [J]. *Med Sci Monit*, 2014, 20(20): 2363-2368.

- [17] JESSEL RH, ZURAKOWSKI D, ZILKENS C, *et al.* Radiographic and patient factors associated with pre-radiographic osteoarthritis in hip dysplasia [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2009, 91(5): 1120-1129.
- [18] TROEISEN A, ELMENGAARD B, KJELD S. 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.
- [19] 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.
- [20] 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.
- [21] ANDERSON AE, ELLIS BJ, MAAS SA, *et al.* Validation of finite element predictions of cartilage contact pressure in the human hip joint [J]. *J Biomech Eng*, 2008, 130(5): 051008.
- [22] HAMMOND AS, PLAVCAN JM, WARD CV. Precision and accuracy of acetabular size measures in fragmentary hominin pelvis obtained using sphere-fitting techniques [J]. *Am J Phys Anthropol*, 2013, 150(4): 565-578.

· 简讯 ·

## 《医用生物力学》入编 2020 版《中文核心期刊要目总览》

2021年3月,本刊编辑部收到《中文核心期刊要目总览》2020年版编委会通知:依据文献计量学的原理和方法,经研究人员对相关文献的检索、统计和分析,以及学科专家评审,《医用生物力学》入编《中文核心期刊要目总览》2020年版(即第9版)之(基础医学)类核心期刊。《医用生物力学》现为中文核心期刊(北大核心)、中国科技核心期刊(统计源期刊),以及《中国科学引文数据库》(CSCD)、荷兰《文摘与引文数据库》(Scopus)收录期刊,这些成绩是对本刊发表的论文学术价值和影响力的充分肯定。感谢广大作者、读者对本刊的支持与厚爱!感谢主编、编委会和审稿专家的辛勤付出!《医用生物力学》杂志将再接再厉,更好地服务于国内生物力学科研人员和工作,并向世界一流期刊看齐,不断实现期刊的新发展!

本刊编辑部