

文章编号: 1004-7220(2024)05-0916-07

# 弧形髌臼截骨术对腰椎生物力学影响

许世森<sup>1</sup>, 鲁宁<sup>2</sup>, 许平<sup>1</sup>, 李文金<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 建立健康志愿者、髌关节发育不良(development dysplasia of the hip, DDH)患者手术前后股骨-骨盆-腰椎模型, 研究弧形髌臼截骨术对腰椎生物力学影响。方法 利用CT扫描获取4名DDH患者手术前后以及1名健康志愿者股骨-骨盆-腰椎DICOM数据, 构建三维有限元模型。在Geomagic中采用偏移命令划分皮质骨与松质骨, 在SolidWorks中添加腰椎软骨、骶髌关节、耻骨联合等软骨, 在ANASYS中对模型进行有限元分析, 步态为慢走中的单腿支撑中期相。分析对比DDH患者手术前后腰椎生物力学变化, 将患者术后腰椎生物力学数据与健康志愿者进行对比。结果 建立了4组患者和1组健康志愿者股骨-骨盆-腰椎模型, 模型在各工况下结果均在所参考的文献范围内, 证明模型有效。患者术后腰椎、股骨颈、纤维环与髓核所受应力远小于患者术前的状态, 患者术后腰椎、股骨颈、纤维环与髓核所受应力与健康志愿者相近。结论 弧形髌臼截骨术在治疗DDH后会显著降低腰椎、椎间盘所受应力, 纤维环与髓核受力也更加均匀, 说明弧形髌臼截骨术会将患者调整到健康状态。研究结果为临床治疗DDH提供了生物力学依据, 有助于优化手术方案。

**关键词:** 髌关节发育不良; 弧形髌臼截骨术; 股骨-骨盆-腰椎模型; 有限元方法

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2024.05.018

## Biomechanical Effects of Curved Periacetabular Osteotomy on the lumbar Spine

XU Shisen<sup>1</sup>, LU Ning<sup>2</sup>, XU Ping<sup>1</sup>, LI Wenjin<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 establish preoperative and postoperative femoral-pelvic-lumbar spine models of patients with developmental dysplasia of the hip (DDH) and healthy volunteers and to study the biomechanical effects of curved periacetabular osteotomy on the lumbar spine. **Methods** Preoperative and postoperative femoral-pelvic-lumbar spine DICOM data from four patients with DDH and one healthy volunteer were acquired using CT scanning technology, and a three-dimensional finite element model was constructed. The offset method was used to divide the cortical and cancellous bones in Geomagic and the lumbar cartilage, sacroiliac joint, pubic symphysis, and other cartilages were added to SolidWorks. The model was analyzed using ANSYS for finite element analysis, and the gait was the mid-stage of single-leg support during slow walking. The biomechanical changes in the lumbar spine of patients with DDH before and after surgery were analyzed and compared, and the biomechanical data of the lumbar spine of patients after surgery were compared with those of healthy volunteers.

收稿日期: 2024-04-03; 修回日期: 2024-05-10

基金项目: 昆明医科大学第二附属医院基金项目(2020yn1c008), 云南省科技人才与平台计划项目(院士专家工作站)(202205AF150009)

通信作者: 许平, 副教授, E-mail: 13759508598@139.com

**Results** The femoral-pelvic-lumbar spine models of four patients and a healthy volunteer were established. The results obtained by the established models under each working condition were within the range of the referenced literature, and the validity of the models was proved. The postoperative stresses on the lumbar spine, femoral neck, annulus fibrosus, and nucleus pulposus were much smaller than those of the patients in the preoperative state, and the postoperative stresses on the lumbar spine, femoral neck, annulus fibrosus, and nucleus pulposus of the patients were similar to those of healthy volunteers. **Conclusions** Curved periacetabular osteotomy significantly reduced the stresses on the lumbar spine and intervertebral discs. Additionally, the stresses on the annulus fibrosus were more uniform after surgery, which indicated that curved periacetabular osteotomy will adjust patients to a healthy state. This study provides a biomechanical basis for the clinical treatment of DDH and helps optimize surgical plans.

**Key words:** development dysplasia of the hip (DDH); curved periacetabular osteotomy; femur-pelvis-lumbar spine model; finite element method

髋关节发育不良 (development dysplasia of the hip, DDH) 是青少年及成年人常见的一种骨科疾病。由于髋关节发育异常导致其形态发生改变,从而导致病理性关节负重、关节磨损与退行性变<sup>[1]</sup>。据报道,DDH 发病率约为 3%,男女占比达到 1:7,是一种更偏向于女性的髋关节疾病,主要由先天、环境、机械等致病因素造成,例如难产、多胎、巨大胎儿<sup>[2]</sup>。

1988 年,瑞士伯尔尼医院著名骨科专家 Ganz 及其团队提出了一种名为 Bernese 髋臼周围截骨术<sup>[3]</sup>。该术式不会伤害患者髋臼后柱,患者康复期间活动限制小,缺点为截骨线并不全是弧形,外侧中心边缘角和前方中心边缘角可调整角度范围较小。经 Natio 等<sup>[4]</sup>改良后,截骨线为弧形,相对于髋臼周围截骨术,其可调整角度范围增加,植骨需求降低,患者术后骨愈合面积增加,该术式被称为弧形髋臼截骨术。

髋关节和腰椎退变的发生率随年龄增加而增大,两者互为因果,髋关节疾病会对腰椎健康产生不良影响,同样腰椎处疾病也会影响髋髂关节和髋关节,这种表现称为髋腰综合征。Ren 等<sup>[5]</sup>研究表明,Crowe IV DDH 患者表现出异常的脊柱-骨盆排列,其特征为骨盆前倾、腰椎过度前凸和躯干后倾。Newell 等<sup>[6]</sup>对髋腰综合征的机制开展研究,但只建立了腰椎-髋骨模型,没有将股骨-骨盆-腰椎模型建出。刘慧等<sup>[7]</sup>对腰椎间盘退变合并髋髂关节紊乱的生物力学特性进行研究,所建立模型包含腰椎与骨盆,但忽略了髋关节与股骨。Daley 等<sup>[8]</sup>报道了 DDH 患者行髋臼周围截骨术后,随访中腰椎和相应骨盆参数的变化。目前针对这一变化进行手

术前腰椎与骨盆的生物力学研究鲜有报道,尤其是弧形髋臼截骨术治疗 DDH 患者后的生物力学变化。本文建立了股骨-骨盆-腰椎的三维有限元模型,通过对比 1 组健康志愿者和 4 组 DDH 患者手术前后腰椎、纤维环、髓核的生物力学变化,进一步分析先天性 DDH 对腰椎生物力学的影响。研究结果为通过腰椎生物力学指导弧形髋臼截骨手术提供理论基础。

## 1 材料与方法

### 1.1 研究对象

选取健康志愿者 1 名,既往无腰部、髋关节、双下肢创伤、疾病史,经 X 线检查排除脊柱畸形、DDH 等病变。DDH 患者 4 名,经 X 线检查都诊断为右侧 DDH,并接受了手术治疗,5 位受试者均对该实验知情,并签署同意书。受试者的具体信息见表 1。

表 1 受试者具体信息

Tab. 1 Basic information of the subjects

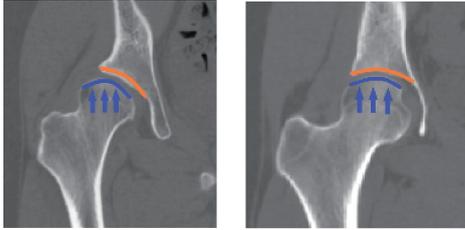
分组	性别	身高/cm	体质量/kg
健康者	女	162	51
患者 1	女	153	43
患者 2	女	158	57
患者 3	男	175	58
患者 4	女	165	57

### 1.2 CT 数据采集

利用 64 排螺旋 CT,对健康志愿者与 DDH 患者手术前后从腰椎 L1 至股骨部分沿轴向进行连续扫描,得到层厚为 2 mm 二维断层图像,以 DICOM 格式保存,以备后续建模使用。

### 1.3 三维几何方法建立

将 CT 数据导入 Mimics 21.0 中,调整灰度值范围使其完整表达出骨骼特征(见图 1)。结果显示,相比于正常髋臼,患者髋臼无法完全覆盖股骨头,患者与健康志愿者的差别在模型上可以很好体现。使用分割蒙版功能将各骨骼单独分离。在 Geomagic Warp 2021 中将模型表面处理光滑,使用偏移功能将每个骨骼整体偏移 2 mm 作为松质骨。



(a) DDH患者髋关节 (b) 正常髋关节

图 1 不同髋关节结构区别

Fig. 1 Structural difference of the hip joints (a) Hip joint of DDH patient, (b) Normal hip joint

在 SolidWorks 2022 中通过拉伸命令构建纤维环、髓核、终板、股骨软骨、耻骨联合、髋臼软骨等所有软骨<sup>[9-10]</sup>。其中终板的厚度为 1 mm,髓核约占椎间盘体积 40%,骨头及软骨材料赋值见表 2<sup>[11-13]</sup>。全局采用四面体网格 C3D4 划分,用弹簧单元代替韧带,韧带和弹簧刚度设置见表 3<sup>[14-18]</sup>。

表 2 模型相关材料参数

Tab. 2 Model related material parameters

材料	$E/\text{MPa}$	$\nu$	材料	$E/\text{MPa}$	$\nu$
髌骨	3 000	0.3	软骨终板	24	0.3
股骨皮质骨	15 100	0.3	髓核	1	0.499
股骨松质骨	445	0.3	纤维环	4.2	0.45
关节软骨	10.5	0.3	腰椎皮质骨	12 000	0.3
髌骨皮质骨	17 000	0.3	腰椎松质骨	100	0.3
髌骨松质骨	70	0.2	腰椎关节突软骨	50	0.3

### 1.4 接触关系设置

接触关系包含:① 绑定。接触面不能分离也不能滑动;② 不分离。接触面允许滑动不允许分离;③ 有摩擦。允许分离但是只允许有摩擦的滑动;④ 无摩擦。允许接触面分离,允许自由滑动。

本文模型一共设置 3 种相互作用关系:① 皮质骨与松质骨、皮质骨与终板、终板与髓核和纤维环、髌髌关节和髌骨、左髌骨和耻骨联合、髌骨与髌骨软骨、股骨与股骨软骨为绑定约束。因为人体结构

表 3 模型相关韧带和肌肉材料参数

Tab. 3 Parameters of ligament and muscle materials associated with the model

部位	$K_1/(\text{N}\cdot\text{mm}^{-1})$	$n$	$K_2/(\text{N}\cdot\text{mm}^{-1})$
髌髌前韧带	700	8	87.5
髌髌后短韧带	400	8	50
髌髌后长韧带	1 000	2	500
髌棘韧带	1 500	2	750
髌结节韧带	1 500	2	750
耻骨上韧带	5 00	1	500
耻骨弓状韧带	5 00	1	500
髌股韧带	2 00	1	200
耻股韧带	39	1	39
坐股韧带	39	1	39
前纵韧带	43.70	5	8.74
后纵韧带	29.15	5	5.83
黄韧带	47.25	3	15.75
棘上韧带	76.90	5	15.38
棘间韧带	0.95	5	0.19
横突间韧带	19.04	8	2.39
髌腰韧带	4.78	2	2.39

注: $K_1$ 、 $K_2$  分别为韧带、弹簧刚度。 $n$  为弹簧数量。

是一个稳定结构,在受外力作用时其内部软骨等组织是不会脱离附着位,软骨起着其所连接两块骨头之间的相对运动的缓冲作用,因此,与软骨相接触的两个面,一面采用绑定,另一面采用无分离来模拟实际工况。② 腰椎关节突软骨与下腰椎为绑定约束,与上腰椎为不分离约束;右髌骨与耻骨联合为不分离约束;髌髌关节与左右髌骨为不分离约束。③ 两软骨之间的接触状态与上述情况有些许不同,因为髌髌关节中滑膜液存在于髌骨软骨与股骨软骨之间,其摩擦因数甚至可以忽略不计,故股骨软骨与髌骨软骨为无摩擦接触<sup>[19]</sup>。

## 2 模型有效性验证

### 2.1 腰椎有效性验证和结果

腰椎 L1 上表面均匀施加 340 N 均布轴向载荷,施加的力约为体重 2/3,同时在腰椎 L1 上表面施加 10 N/m 力矩,分别模拟人体前屈、后伸、侧弯、扭转 4 种状态,在腰椎 L5 底部施加固定约束。将设置好的模型在 ANSYS Workbench 2021 R1 中仿真模拟,并测量其在每种状态下的关节活动度(range of motion, ROM)。将实验数据与参考文献数据进行对

比,验证模型有效性<sup>[20]</sup>。结果显示,在 340 N 均布载荷和 10 N·m 力矩下,腰椎 L4~5 在前屈、后伸、侧弯、扭转下 ROM 分别为 4.67°、2.8°、3.47°、1.86°,在既往文献[21~24]的参考范围内(见图 2)。

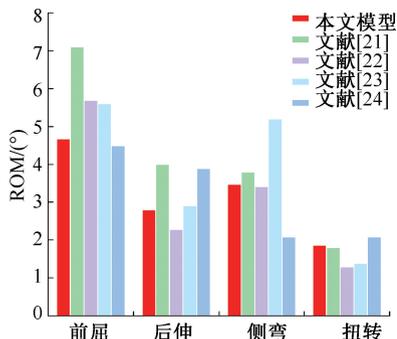


图2 腰椎 L4~5 不同工况下活动度对比

Fig. 2 Comparison of ROMs for L4-5 segment under different motions

## 2.2 骨盆有效性验证和结果

通过模拟双腿站立时骨盆受力分布来验证骨盆模型有效性。在骶骨上方施加 600 N 轴向载荷<sup>[25]</sup>。在骨盆两侧髋臼处施加固定约束,仿真后得到骨盆的位移与应力分布[见图 3(a)、(b)]。

依据参考文献[26],选取骨盆上 9 个测量点[见图 3(c)]来测量验证应力和变化趋势<sup>[26]</sup>。与文献[26]中对比的结果表明,两者应力分布趋势基本一样,在测量点 5 和 7 上稍有差别,但是应力都是集中在髋髂关节、坐骨大切迹、髋臼和耻骨上支处(见表 4)。

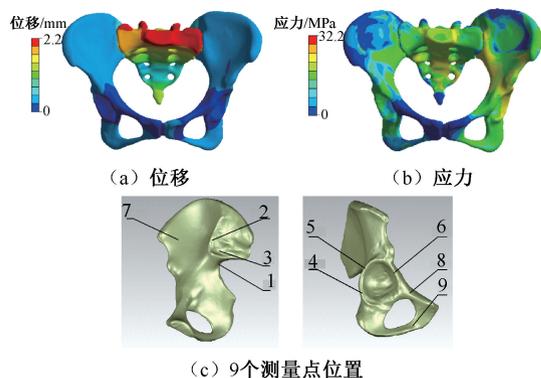


图3 骨盆位移与应力云图与测量点位置示意图

Fig. 3 Displacement and stress contours of the pelvis and schematic diagram for the location of measurement points (a) Displacement, (b) Stress, (c) Location of 9 measurement points

表 4 骨盆有效性验证选取 9 个测量点应力

Tab. 4 Nine measurement points selected for validation of pelvic validity

测量点	本文	文献[26]	测量点	本文	文献[26]
1	7.19	7.14	6	0.96	0.91
2	4.23	4.33	7	0.70	1.43
3	8.37	8.62	8	0.23	0.23
4	7.36	7.19	9	0.47	0.3
5	3.22	1.75			

## 3 结果

本文重点关注在患病侧的髋关节与腰椎,慢走步态包含脚跟落地相、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 5 个相位。当病人以平躺姿态拍摄 CT 数据,其形态符合单腿支撑中期相,故使用慢走步态下的单腿支撑中期相。设置力为体重的 2.38 倍,位置在股骨头<sup>[27]</sup>。在股骨远端采用仅允许 Z 轴方向移动的远程位移。在右髋骨的耻骨上支处行固定约束,同时在腰椎 L1 上表面施加固定约束。

结果显示,DDH 术前,患者 1~4 腰椎 L1 应力分别为 48、56、57、37 MPa, L2 应力分别为 20、33、45、24 MPa, L3 应力分别为 17、46、26、35 MPa, L4 应力分别为 32、30、42、25 MPa, L5 应力分别为 28、76、42、39 MPa, 股骨颈应力分别为 69、73、65、98 MPa, 髓核与纤维环应力分别为 4.4、2.5、6.5、2.7 MPa。DDH 术后,患者 1~4 腰椎 L1 应力分别为 17、28、37、24 MPa, L2 应力分别为 10、22、19、17 MPa, L3 应力分别为 10、20、16、23 MPa, L4 应力分别为 15、26、27、19 MPa, L5 应力分别为 17、39、20、27 MPa, 股骨颈应力分别为 29、38、37、26 MPa, 髓核与纤维环应力分别为 2.1、2.0、2.8、2.2 MPa(见图 4)。健康者腰椎 L1~L5、股骨颈、髓核与纤维环应力分别为 34、20、18、21、28、28、1.5 MPa(见图 5)。健康志愿者腰椎 L1~5、股骨颈、髓核与纤维环 von Mises 应力与患者 1~4 术后 von Mises 应力相近,表明患者进行弧形髋臼截骨术后基本恢复到了健康志愿者的水准。本文认为,DDH 患者在弧形髋臼截骨术后腰椎应力明显减小,股骨颈应力大幅度降低。

本文发现,患者术后纤维环应力相较于术前大幅度降低。同时,DDH 患者术前纤维环应力集中在 L5~S1 处纤维环的应力集中最为明显,但是术后

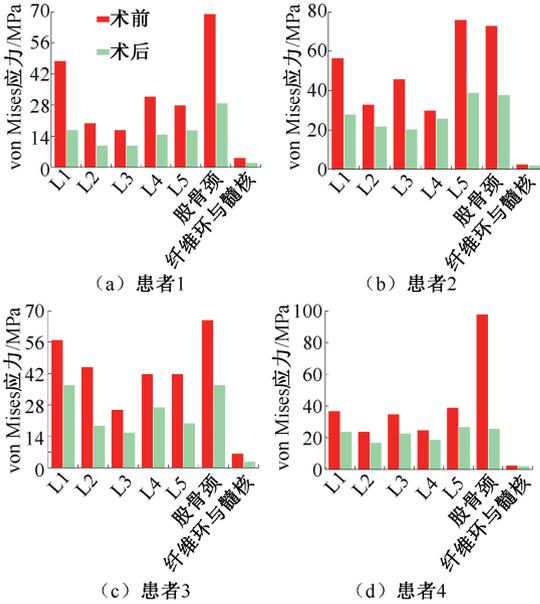


图4 不同DDH患者手术前后感兴趣区域应力对比

Fig. 4 Comparison of stresses in regions of interest for different DDH patients before and after surgery (a) Patient 1, (b) Patient 2, (c) Patient 3, (d) Patient 4

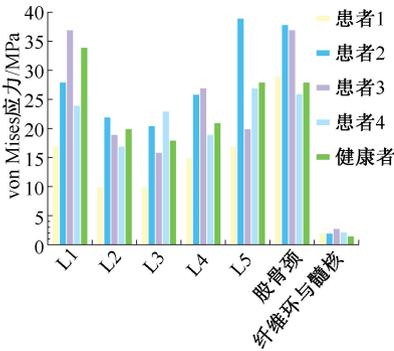


图5 DDH患者术后与健康者感兴趣区域应力对比

Fig. 5 Comparison of stresses in regions of interest for DDH patients after surgery and a healthy individual

纤维环应力分布较为均匀,不再出现明显的应力集中现象(见图6)。

综上所述,DDH患者手术前后腰椎应力会发生较大变化。本文认为,DDH会增大腰椎负担,造成腰椎不正常受力,而且会对纤维环产生较为严重的应力集中,降低纤维环寿命。弧形髓臼截骨术在很大程度上能降低由髓臼发育不良造成的腰椎不正常受力。

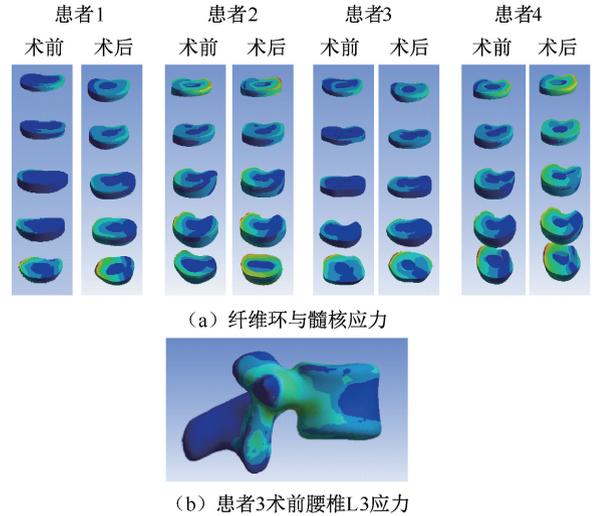


图6 DDH患者手术前后纤维环与髓核应力云图和患者3术前腰椎L3应力云图

Fig. 6 Stress contours of fibrous ring and nucleus pulposus in DDH patients before and after surgery, and stress contours of preoperative lumbar L3 in patient 3 (a) Stress of fibrous ring and nucleus pulposus, (b) Stress of preoperative lumbar L3 in patient 3

## 4 讨论

人体结构是一个整体,股骨-骨盆-腰椎要相互协调共同维持身体的平衡。在髋关节患病时,人体下意识通过骨盆倾斜来缓解其疼痛,但会引起腰椎曲度的失衡,同时腰椎患病,也会通过骨盆代偿机制影响髋关节。这一相互影响定义为髋腰综合征<sup>[28-29]</sup>。由于目前缺乏体外研究标本以及针对股骨-骨盆-腰椎这一模型体外测量应力的方法,很难找到这一方面测量数据,甚至有关有限元分析数据也较为稀少。

本文基于逆向工程技术,建立股骨-骨盆-腰椎三维有限元模型,并在模型中添加了骨骼、软骨、韧带等软组织,提高模型的完整程度和精确程度。模型中的材料参数均源自国内外学者严格验证<sup>[11-13]</sup>。通过与前人研究数据对比,分别验证了腰椎、骨盆模型的有效性。本文研究数据也为后续直接验证股骨-骨盆-腰椎模型有效性提供参考。

本文共建立了4组DDH患者手术前后模型,分析结果表明,患者术前腰椎、纤维环与髓核、股骨颈应力明显大于术后模型,其中腰椎L1、L5应力大,

L3 应力较小,在腰椎中应力分布呈现对称形式。由此可见,患者在日常生活中由于髌腰综合征影响,将髌关节本该承受的应力分给了腰椎,导致腰椎所受应力增大。由图 6(b)腰椎应力分别可见,腰椎关节突、椎弓板与椎体是主要受力区域,其次是纤维环,由于髌腰综合征导致患者慢走时身体受力不均,纤维环与髓核所受的应力集中较为明显。在弧形髌臼截骨术后,患者纤维环与髓核应力分布明显均匀,患者术后感兴趣区域应力与健康志愿者应力相比相差无几,其中患者 2、3 术后腰椎 L4 与股骨颈应力值略高于健康志愿者,其余感兴趣区域正常(见图 5)。本文认为,针对 DDH 患者行弧形髌臼截骨术对缓解腰椎受力效果显著。

本研究的局限性如下:① 与实际人体结构相比,本文模型对骨骼采用了皮质骨与松质骨的处理方式,可能会造成一定的偏差。② 由于有限元仿真的工作量大,只使用 4 位患者 CT 图像进行有限元研究,样本量较少。③ 只探讨了单一步行速度下手术前后感兴趣部位的应力变化,缺乏不同速度下的应力研究。同时,由于实验室设备的限制,部分特殊运动的受力(如上下楼梯、跑步、弹跳等)暂时难以分析,将在后续的研究中加以完善和补充。

## 5 结论

本文通过对比 DDH 患者行弧形髌臼截骨术前模型发现,先天性 DDH 会对腰椎产生不利影响。DDH 患者术后腰椎、股骨颈、纤维环与髓核所受应力会大幅降低。DDH 患者术后感兴趣区域所受应力与健康志愿者基本相似,弧形髌臼截骨术对降轻 DDH 患者腰椎受力有显著效果。同时,本文研究数据也可为后续研究者提供股骨-骨盆-腰椎模型的有效性验证依据。

**利益冲突声明:**无。

**作者贡献声明:**许世森负责数据整理、处理和分析、图表绘制和撰写论文;许平负责选题设计;鲁宁、李文金负责提供论文指导和修改。

## 参考文献:

[ 1 ] 王雷,尚希福.成人髌关节发育不良治疗新进展[J].中国组织工程研究,2012,16(17):3223-3226.

- [ 2 ] HARSANYI S, ZAMBORSKY R, KRAJCIOVA L, et al. Developmental dysplasia of the hip: A review of etiopathogenesis, risk factors, and genetic aspects [J]. *Medicina*, 2020, 56(4): 153.
- [ 3 ] GANZ R, KLAUE K, VINH TS, et al. A new periacetabular osteotomy for the treatment of hip dysplasias—Technique and preliminary results [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1988(418): 3-8.
- [ 4 ] NAITO M, NAKAMURA Y. Curved periacetabular osteotomy for treatment of dysplastic hip [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2014, 6(2): 127-137.
- [ 5 ] REN P, KONG X, CHAI W, et al. Sagittal spinal-pelvic alignment in patients with Crowe type IV developmental dysplasia of the hip [J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2020, 21(1): 688.
- [ 6 ] NEWELL E, DRISCOLL M. Investigation of physiological stress shielding within lumbar spinal tissue as a contributor to unilateral low back pain: A finite element study [J]. *Comput Biol Med*, 2021(133): 104351.
- [ 7 ] 刘慧,张喜林,周楠,等.步态仿真下腰椎间盘退变合并髌髌关节紊乱的有限元分析[J].医用生物力学,2017,32(1):46-53.
- LIU H, ZHANG XL, ZHOU N, et al. Finite element analysis of lumbar disc degeneration with sacroiliac joint disorder by gait simulation [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(1): 46-53.
- [ 8 ] DALEY E, NAHM N, Koueiter D et al. Does compensatory anterior pelvic tilt decrease after bilateral periacetabular osteotomy? [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2019, 477(5): 1168-1175.
- [ 9 ] WEN PF, GUO WS, ZHANG QD, et al. Significance of lateral pillar in osteonecrosis of femoral head: A finite element analysis [J]. *Chin Med J*, 2017, 130(21): 2569-2574.
- [ 10 ] BAE JY, KWAK DS, PARK KS, et al. Finite element analysis of the multiple drilling technique for early osteonecrosis of the femoral head [J]. *Ann Biomed Eng*, 2013, 41(12): 2528-2537.
- [ 11 ] SHI D, WANG F, WANG D, et al. 3-D finite element analysis of the influence of synovial condition in sacroiliac joint on the load transmission in human pelvic system [J]. *Med Eng Phys*, 2014, 36(6): 745-753.
- [ 12 ] BAE JY, KWAK DS, PARK KS, et al. Finite element analysis of the multiple drilling technique for early osteonecrosis of the femoral head [J]. *Ann Biomed Eng*, 2013, 41(12): 2528-2537.
- [ 13 ] 赵宏涛,杨海胜.传统与皮质骨轨迹椎弓根螺钉内固定术的生物力学对比[J].医用生物力学,2023,38(1):30-36.
- ZHAO HT, YANG HS. Biomechanical comparison of

- internal fixation by traditional and cortical bone trajectory pedicle screw [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(1): 30-36.
- [14] 王尚城, 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.
- [15] 蔡丰, 刘晓东, 刘亮, 等. 半肩关节置换术治疗复杂性肱骨近端骨折的疗效分析[J]. *中国矫形外科杂志*, 2012, 20(6): 499-501.
- [16] 胡稷杰, 金丹, 王钢, 等. 肱骨近端锁定接骨板/肱骨近端内锁定系统和人工肱骨头置换治疗成年人肱骨近端骨折的疗效比较[J]. *中国骨与关节外科*, 2012, 5(5): 394-400.
- [17] CONSTANT CR, MURLEY AH. A clinical method of functional assessment of the shoulder [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1987(214): 160-164.
- [18] 鲍圣亮, 许平, 鲁宁, 等. 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[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(4): 612-617.  
BAO SL, XU P, LU N, *et al.* Stress distributions of hip cartilage during gait cycle and its effects in curved periacetabular osteotomy [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(4): 612-617.
- [19] 程亮亮. 发育性髋关节发育不良的生物力学与血运研究及临床转化[D]. 广州: 南方医科大学, 2018.
- [20] MARKOLF KL. Deformation of the thoracolumbar intervertebral joints in response to external loads: A biomechanical study using autopsy material [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1972, 54(3): 511-533.
- [21] YAMAMOTO I, PANJABI MM, CRISCO T, *et al.* Three dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint [J]. *Spine*, 1989, 14(11): 1256-1260.
- [22] 方新果, 赵改平, 王晨曦, 等. 基于 CT 图像腰椎 L4~L5 节段有限元模型建立与分析[J]. *中国生物医学工程学报*, 2014, 33(4): 487-492.
- [23] SCHULTZ AB, WARWICK DN, BERKSON MH, *et al.* Mechanical properties of human lumbar spine motion segments Part I: Responses in flexion, extension, lateral bending, and torsion [J]. *J Biomech Eng*, 1979, 101(1): 46-52.
- [24] CHEN CS, CHENG CK, LIU CL, *et al.* Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine [J]. *Med Eng Phys*, 2001, 23(7): 483.
- [25] 包钊华, 吴明晖, 王建东, 等. 盆骨重建及三钉钉棒内固定力学特性分析[J]. *农业装备与车辆工程*, 2021, 59(10): 78-82.
- [26] 樊艳平, 雷建银, 刘海波, 等. 站立位骨盆有限元模型的建立[J]. *太原理工大学学报*, 2015, 46(1): 124-128.
- [27] 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.
- [28] 司高, 李彤, 于森, 等. 成人脊柱侧凸患者长节段脊柱融合术后髋关节疼痛与脊柱-骨盆-髋关节参数的相关性分析[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2018, 28(11): 989-994.
- [29] YANG DS, LI NY, MARIORENZI MC, *et al.* Surgical treatment of patients with dual hip and spinal degenerative disease: Effect of surgical sequence of spinal fusion and total hip arthroplasty on postoperative complications [J]. *Spine*, 2020, 45(10): E587-E593.