

文章编号: 1004-7220(2024)03-0421-07

# 髋臼内陷技术对成人 DDH 全髋关节置换术髋臼杯生物力学影响的有限元分析

张欣<sup>1</sup>, 林文杰<sup>2</sup>, 贺彬<sup>1</sup>, 冯柏淋<sup>1</sup>, 陈海聪<sup>1</sup>, 钟环<sup>1</sup>, 欧阳汉斌<sup>1</sup>

(1. 广东医科大学附属第一医院 骨科中心关节外科, 广东 湛江 524001; 2. 江门市中心医院 四肢关节骨科, 广东 江门 529000)

**摘要:**目的 探讨髋臼内陷技术对成人发育性髋关节发育不良(developmental dysplasia of the hip, DDH)髋关节置换术后髋臼假体的生物力学效应。方法 获取1名成人单侧DDH患者双侧髋关节CT图像数据,进一步构建患侧半骨盆有限元模型。在此基础上,建立白杯不同内陷水平的有限元模型,对比分析原位组和不同水平内移组之间的生物力学差异。结果 在模拟拔出试验中,原位组最大抗拔出载荷强度为1166 N;相比原位组,4 mm和8 mm内移组抗拔出载荷强度分别增加了45.8%和57.1%;原位组髋臼假体在步态周期站立位相载荷工况下白杯-骨界面最大微动为166.4  $\mu\text{m}$ ,内移4 mm及8 mm组相对原位组分别减少了46.2%和62.1%。对于白杯植入后髋臼周围即刻应力分布,不同组别之间的差异并不显著;而在步态周期站立位相载荷工况下,原位组髋臼周围平均应力及峰值应力均最小,平均应力随内移程度的增加而增大,内移4 mm组峰值应力最高。结论 相较原位植入假体,髋臼内陷技术可以提高假体初始稳定性,稳定性和内移程度成正比。但内移程度不足导致骨覆盖面积不足时,白杯-骨界面边缘应力显著增加,可能会导致假体相关并发症风险的升高。

**关键词:** 发育性髋关节发育不良; 髋关节置换; 髋臼内陷; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.03.007

## Effects of Medial Protrusion Technique of Total Hip Arthroplasty on Acetabular Cup in Adult Patient with Developmental Dysplasia of the Hip: A Finite Element Analysis

ZHANG Xin<sup>1</sup>, LIN Wenjie<sup>2</sup>, HE Bin<sup>1</sup>, FENG Bolin<sup>1</sup>, CHEN Haicong<sup>1</sup>, ZHONG Huan<sup>1</sup>, OUYANG Hanbin<sup>1</sup>

(1. Joint Surgery Department of Orthopedic Center, the Affiliated Hospital of Guangdong Medical University, Zhanjiang 524001, Guangdong, China; 2. Department of Limb Joint Surgery, Jiangmen Central Hospital, Jiangmen 529000, Guangdong, China)

**Abstract: Objective** To investigate the biomechanical effects of the medial protrusion technique on the acetabular cup in adult patients with developmental hip (DDH) after total hip arthroplasty. **Methods** The CT scanning data of bilateral hips from an adult patient with unilateral DDH were obtained further to develop a finite element model of the affected hemipelvis. The medial protrusion technique with various levels of medial protrusion was simulated, and

收稿日期: 2023-11-24; 修回日期: 2023-12-20

基金项目: 广东医科大学附属第一医院博士启动基金(BJ201803), 广东省科技专项资金(“大专项+任务清单”)竞争性分配项目(2021A05243), 广东医科大学高等教育教学研究课题(2FY23029)

通信作者: 欧阳汉斌, 副主任医师, 硕士生导师, E-mail: robin85@163.com

the biomechanical differences between the medial protrusion and non-protrusion groups were evaluated. **Results** In the simulated pull-out test, the maximum anti-pull-out load strength of the non-protrusion group was 1 166 N. Compared with the non-protrusion group, the anti-pull-out load strength of the 4 mm and 8 mm medial protrusion groups increased by 45.8% and 57.1%, respectively. The peak micromotion at the cup-bone interface for the non-protrusion group was 166.4  $\mu\text{m}$  in the standing phase of the gait cycle, and that of the 4 mm and 8 mm medial protrusion groups was decreased by 46.2% and 62.1%, respectively. Regarding the immediate stress distributions of periacetabular bone tissues following cup implantation, the differences between the groups were not significant. Under the loading condition of the standing phase, the non-protrusion group yielded the lowest average and peak stresses. The average stress increased with the level of medial protrusion, and the highest peak stress was observed in the 4 mm medial protrusion group. **Conclusions** The medial protrusion technique can improve the initial stability of the acetabular cup, and the initial stability is positively proportional to the protrusion level. However, owing to the concentration of marginal stress at the cup-bone interface, a minor medial protrusion cup with insufficient bone coverage might increase the risk of various prosthesis-related complications.

**Key words:** developmental dysplasia of the hip (DDH); total hip arthroplasty; medial protrusion; biomechanics; finite element analysis

成人发育性髋关节发育不良 (developmental dysplasia of the hip, DDH) 是关节外科常见的发育性畸形疾病之一<sup>[1]</sup>。DDH 的主要发病机制是由先天或后天性髋关节发育异常导致头臼不匹配, 随着时间推移而发展成关节半脱位或完全脱位, 最终引起股骨头缺血性坏死, 继发性关节炎和髋关节活动功能障碍等<sup>[2-4]</sup>。DDH 多于儿童时期发病, 病情发展缓慢且隐匿, 患者早期的治疗常常被延误。对于错失保髋治疗时间窗的大部分成人患者而言, 全髋关节置换术 (total hip arthroplasty, THA) 一直以来都是 DDH 最有效的治疗方法。然而, 对于 Crowe II ~ IV 型 DDH 患者, 髋臼多伴有前壁、后壁和上缘负重区的骨缺损, 往往无法较好地覆盖髋臼假体, 尤其是负重区的“节段性”缺损, 对假体的压配固定和初始稳定性极为不利<sup>[5-6]</sup>。假体-骨覆盖面积不足可能导致术后早期髋臼假体松动, 患者不得不过早接受翻修手术<sup>[7]</sup>。由于 DDH 患者患侧髋臼的内侧壁仍存在一定的厚度, 有学者提出髋臼假体内陷技术可以改善假体-骨覆盖和假体的初始稳定性<sup>[8-10]</sup>。尽管髋臼内陷技术操作简单, 且有利于增加骨对假体的覆盖, 但也不可避免地带来旋转中心改变、骨量丢失和潜在的医源性骨折风险<sup>[11]</sup>。为阐明髋臼内陷技术对 THA 术后髋臼假体的生物力学效应, 本文通过构建 DDH 典型病例的个体有限元模型, 比较分析髋臼假体原位植入技术和不同内陷水平植入技术的生物力学特性, 为成人 DDH 患者 THA 手术髋

臼内陷技术的安全和合理应用提供理论依据。

## 1 资料与方法

### 1.1 单侧 DDH 患者髋臼假体植入模型构建

本研究已获得广东医科大学附属医院伦理委员会批准 (伦理批号: PJ2017-087), 研究对象为 1 名年龄 66 岁单侧 Crowe III 型成年 DDH 女性患者, 身体质量指数 (body mass index, BMI) 为 27.3  $\text{kg}/\text{m}^2$ 。对患者骨盆进行薄层 CT 扫描 (64 排螺旋 CT, 扫描层厚 0.75 mm, 层距 0.5 mm), 共获取连续横断面图像 512 张, 以 DICOM 格式导入 Mimics 14.0 (Materialise 公司, 比利时) 中, 对图像进行分割处理, 并三维重建出患侧的半骨盆模型。进一步将模型导入 Geomagic Studio 2013 (Geomagic 公司, 美国) 中进行处理, 根据模型外表形态曲率构建 NURBS 曲面并拟合实体, 以 STP 格式输出 DDH 半骨盆实体模型。将 STP 模型导入 UG NX 14.0 (Siemens 公司, 德国) 中, 在高年资关节外科医师指导下, 统一选择直径为 47 mm 半球型锉刀对髋臼进行虚拟磨挫, 获取 3 组模型: 原位磨挫组 (无内移)、内移 4 mm 组和内移 8 mm 组。在此基础上, 参照国内现有髋关节假体参数, 构建外径 48 mm、内径 44 mm、厚度 4 mm 半球形臼杯 CAD 模型, 以髋臼旋转中心为参考点, 保持前倾 15° 和外展 45° 的臼杯方向植入预定位置 [见图 1(a) ~ (c)]。

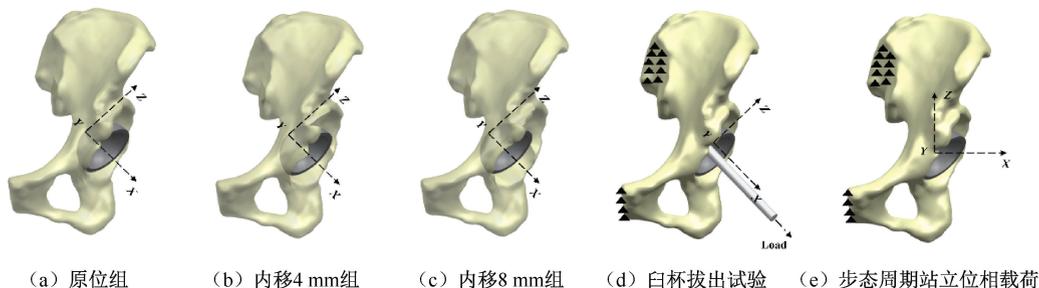


图 1 DDH 不同臼杯内陷水平分组以及载荷和边界条件示意图

Fig. 1 Grouping of DDH models with different levels of medial protrusion of the acetabular cup and schematic diagram of the loads and boundary conditions (a) Non-protrusion group, (b) 4 mm medial protrusion group, (c) 8 mm medial protrusion group, (d) Pull-out test of acetabular cup, (e) Load for standing phase of gait cycle

## 1.2 有限元模型构建

将上述模型导入 HyperMesh14.0(Altair 公司, 美国)中进行前处理,采用 C3D4 单元对模型进行网格划分,通过收敛性分析确定全局网格尺寸为 2.5 mm,对兴趣区域进行细化网格 1.5 mm 以便提高计算精度。所构建的不同内陷水平半髋及髋臼杯模型节点数量和单元数量如表 1 所示。进一步将不同内陷组模型导入 Mimics 中,根据 CT 灰度密度-弹性模量公式<sup>[12]</sup>对骨骼模型进行非均匀灰度赋值。髋臼杯材料参数则参照医用钛合金(Ti-6Al-4V)材料数据( $E = 110 \text{ GPa}$ ,  $\nu = 0.3$ )进行均一材料赋值<sup>[13]</sup>。髋臼骨床及臼杯外表面之间的作用参数设为硬接触,摩擦因数为 0.6<sup>[14]</sup>。

表 1 模型网格节点和单元数量

Tab. 1 Numbers of nodes and elements of all models

| 组别        | 节点     | 单元      |
|-----------|--------|---------|
| 原位组       | 30 334 | 138 191 |
| 内移 4 mm 组 | 31 517 | 142 958 |
| 内移 8 mm 组 | 34 907 | 158 712 |
| 髋臼杯       | 10 750 | 45 615  |

## 1.3 髋臼杯拔出实验和步态周期站立位相载荷工况生物力学分析

采用准静态分析方法模拟臼杯植入过程,通过定义臼杯把持孔中心点作为控制点,施加预定义位移,使臼杯从初始位置沿既定角度方向植入髋臼中,待假体植入稳定后:① 拔出实验。通过臼杯的控制点施加与植入方向相反且逐渐递增地拔出轴向载荷,直至臼杯从髋臼中脱出失效;② 人体步态周期站立位相生理载荷工况。根据既往文献<sup>[15]</sup>,提取步态周期站立位相载荷工况的极值,将对应的

载荷数值以局部坐标系  $F_x = -117.6 \text{ N}$ 、 $F_y = 223.3 \text{ N}$  和  $F_z = 1 607.9 \text{ N}$  方向分量的形式施加于髋臼旋转中心的控制点,以模拟人体步态周期中站立位相髋臼受力情况。上述两个载荷工况均设置髋髌关节以及耻骨联合关节面作为边界条件,约束该区域节点的 6 个自由度[见图 1(d)~(e)]。

## 1.4 主要观察指标

将完成前处理的有限元模型提交至 ABAQUS 2016 Explicit 求解器(Dassault 公司,法国)中进行计算,提取 3 组模型组在两种载荷工况下的分析数据:① 臼杯植入后抗拔出载荷强度和步态周期站立位相载荷工况下的假体-骨界面微动;② 臼杯植入后和步态周期站立位相载荷工况下的髋臼周围应力分布。

## 2 结果

### 2.1 模型有效性验证

为验证本研究有限元模型的有效性,对比本组有限元模型和既往文献<sup>[16]</sup>实验研究在 8 种不同载荷下选取的 5 个位点的最大及最小主应变实验测量值,通过线性回归分析以校验实验数据和仿真结果之间的相关性。结果表明,回归线斜率为 0.81,相关系数  $R^2$  为 0.96,截距  $\varepsilon = 4.56 \times 10^{-3}$ ,结果验证了本有限元模型的有效性(见图 2)。

### 2.2 臼杯抗拔出载荷强度及站立位相工况的界面微动分析

对于所有组别的模型,计算获得模型抗拔出载荷强度。结果显示,原位组臼杯覆盖率为 80%,模拟拔出试验中最小抗拔出载荷强度为 1 166 N;内移 4 mm 组臼杯覆盖率为 85%,抗拔出载荷强度为

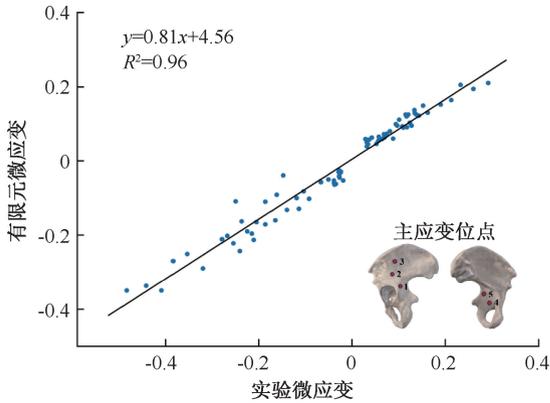


图2 完整半骨盆有限元模型验证位点及主应变结果

Fig. 2 Validation sites and principal strain of finite element model of intact hemipelvis

2 150 N,相对于原位组增幅 45.8%;而内移 8 mm 组白杯覆盖率已达 90%,抗拔出载荷强度为 2 720 N,相对于原位组增幅为 57.1%。随着髌臼假体内移程度的增加,白杯覆盖率得到明显改善,而髌臼杯的抗拔出载荷强度也随之增加。

白杯植入稳定后,提取步态周期站立位相载荷工况参数进行加载,计算获得假体-骨界面峰值微动。结果显示,原位组假体-骨界面峰值微动最大值为 166.4  $\mu\text{m}$ ;内移 4 mm 组界面峰值微动为 89.5  $\mu\text{m}$ ,相对于原位组减幅 46.2%;而内移 8 mm 组界面峰值微动为 63.1  $\mu\text{m}$ ,相对于原位组减幅 62.1%。随着髌臼假体内移的增加,假体-骨界面峰值微动水平显著降低(见图 3)。

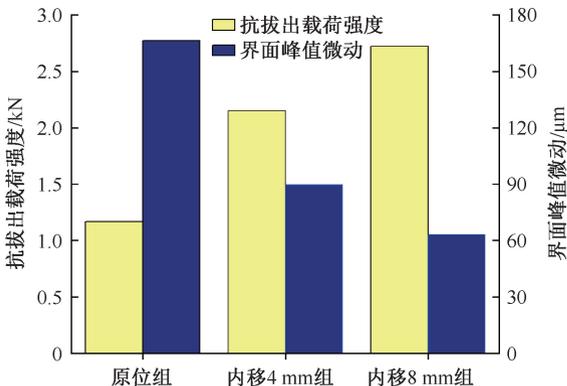


图3 各组模型抗拔出载荷强度及假体-骨界面峰值微动对比

Fig. 3 Comparison of anti-pull-out load strength and peak micromotion at the cup-bone interface for different groups

### 2.3 白杯植入后和步态周期站立位相载荷工况下的髌臼周围应力分布

在 3 组模型中,分别记录白杯植入后及步态周期站立位相载荷工况下 von Mises 应力。结果显示,在白杯植入后及步态周期站立位相载荷工况下,各组模型高应力单元均集中分布在髌臼外缘部位,尤以负重区显著,而在臼底及前柱也有高应力分布,最大应力单元分布在负重区(见图 4)。

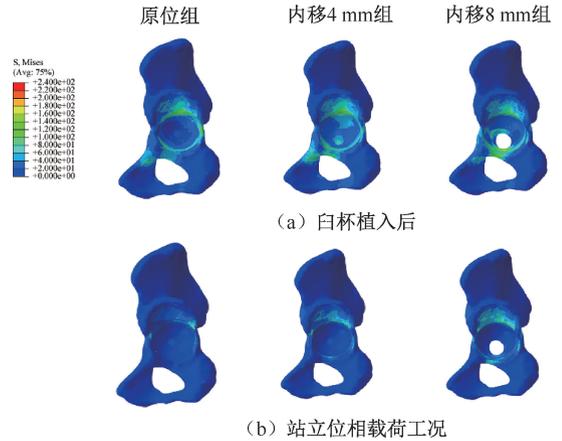


图4 不同工况载荷下髌臼周围应力分布云图

Fig. 4 Stress distributions on peri-acetabular bone under different loads (a) After cup implantation, (b) Under standing load of gait cycle

选取白杯植入后髌臼骨床向外扩展 5 层单元并计算其平均应力水平。结果显示,白杯植入后的原位组髌臼周围应力较小,而内移 4 mm 和 8 mm 组平均及峰值应力均较原位组都有所增加;在步态周期站立位相载荷工况下,平均应力随内移程度增加而增大,总体上步态站立相的应力分布趋势与植入后的应力分布趋势相似(见表 2)。

表2 白杯植入后和步态周期站立位相载荷工况下的髌臼周围应力  
Tab. 2 Average and peak stress on peri-acetabular bone following cup implantation and under standing phase of gait cycle

| 指标              | 单位:MPa      |             |             |
|-----------------|-------------|-------------|-------------|
|                 | 原位组         | 内移 4 mm 组   | 内移 8 mm 组   |
| 假体植入后<br>单元平均应力 | 41.76±26.47 | 47.35±27.81 | 46.90±28.28 |
| 假体植入后<br>单元峰值应力 | 196.6       | 230.29      | 217.44      |
| 站立相工况<br>平均应力   | 18.82±13.73 | 25.71±20.18 | 31.40±22.75 |
| 站立相工况<br>峰值应力   | 196.37      | 404.13      | 231.05      |

### 3 讨论

髋臼侧和股骨侧的骨性解剖和软组织变化给成人 DDH 的 THA 手术带来极大的挑战,其中 DDH 髋臼侧的处理一直是关节外科医生关注的热点问题<sup>[8]</sup>。对于 Crowe II 型和 III 型 DDH 患者,髋臼侧畸形常常表现为真臼小而浅,还常合并节段性髋臼骨缺损,内壁则有不同程度增厚<sup>[17]</sup>。目前,被普遍接受的应对策略主要包括高位旋转中心、髋臼结构植骨和髋臼内陷等<sup>[18-19]</sup>。其中,髋臼内陷技术重建髋臼在操作简单方面的优势已被报道<sup>[20-21]</sup>。然而,假体的过度内移可能导致严重的医源性并发症,如内侧壁骨折、偏心距过小和严重的盆腔血管损伤;而内移不足可能使假体无法获得理想的骨质覆盖,假体无菌性松动的风险增加<sup>[11]</sup>。为进一步研究髋臼内陷技术的特性和潜在风险,本文采用有限元方法深入探究假体不同内陷水平对髋臼结构的生物力学效应。

本文参照生物力学仿真研究中髋臼假体稳定性评估方法,模拟臼杯拔出极限工况并记录其载荷,旨在评价不同内移水平对臼杯稳定性的影响<sup>[22]</sup>。结果显示,假体内移 4 mm 及 8 mm 组抗拔出载荷强度要显著高于原位组,而强度与内移程度成正比。由此可见,髋臼内陷技术可以明显增加假体的抗拔出强度,提高假体的初始稳定性。查国春等<sup>[23]</sup>研究发现,臼杯骨覆盖率为 40% 时,采用生物力学测试机测得的髋臼杯拔出力为  $(506.6 \pm 119.0)$  N,而臼杯骨覆盖率为 100% 时,相应的拔出力为  $(1\ 560.4 \pm 438.7)$  N,该强度变化趋势与本文结果相似,进一步表明了臼杯的抗拔出强度随假体骨覆盖面积的增加而增大。本文计算结果表明,内移 4 mm 和 8 mm 时,臼杯覆盖面积分别为 85% 和 90%,该结果与既往文献结论一致。但本文计算的拔出强度要高于文献报道的 100% 臼杯骨覆盖拔出强度试验结果,推测原因如下:本文选取 DDH 患者个体作为实验对象,其髋臼异常形态和骨质异常硬化,与传统尸体标本正常髋臼的力学参数具有显著差异,从而导致研究结果存在一定的差异。这种研究对象间的差异在本研究过程中并不会对同一个体的模型组间比较结果产生显著的影响。

髋臼杯与骨床的整合需要良好的压配稳定性

来提供初始稳定,这一生物学效应要求假体-骨界面微动应控制在 150  $\mu\text{m}$  以内<sup>[24]</sup>。既往研究显示,臼杯的骨覆盖率至少要达到 70% 才能够提供长期稳定性<sup>[25]</sup>。理论上,对于髋臼内陷技术,应在允许的髋臼内移范围内,尽可能多地增加骨覆盖率。本文发现,原位组的假体-骨界面微动水平最高,达到了 166.4  $\mu\text{m}$ ,而内移 4 mm 及 8 mm 组微动均有所下降,且随着内移加大而减少,伴随而来的骨覆盖率较原位组也分别增加了 5.8% 和 11.1%。由此可见,髋臼内陷技术通过加深磨锉髋臼内壁和内移臼杯,可显著改善臼杯的骨覆盖率,从而提高假体初始稳定性。Eskildsen 等<sup>[9]</sup>对 102 例 DDH 患者采用髋臼内陷技术,术后 41.1 个月的随访显示,没有因假体松动而进行翻修手术的病例发生。Zha 等<sup>[10]</sup>随访了 43 例采用髋臼内陷技术进行 THA 的 DDH 患者,术后 6~9 年仅有 2 例发生髋臼假体松动。

成人 DDH 的髋臼周围骨组织条件因伴随不同程度的骨关节炎而发生显著的变化,特别在接触面积减少的臼顶负重区,常可见典型的骨质硬化、囊性变以及骨赘形成。既往文献报道,髋臼周围骨质硬化对于髋臼杯的压配具有重要影响,不恰当的压配有可能会带来医源性骨折的风险<sup>[25]</sup>。本文利用 CT 灰度密度-弹性模量关系公式进行有限元模型的构建,旨在更深入观察这些发生骨质条件变化的 DDH 髋臼结构引起的内在力学响应。本文发现,在臼杯压配植入后,4 mm 和 8 mm 臼杯内陷组髋臼周围骨床平均应力和峰值应力和原位组比较,差异并不显著,故术中髋臼内陷可能并不会对髋臼环状结构周围的应力分布产生较大影响。随着术后负重步行,步态周期的站立相可以对髋臼产生远高于其他时相的极限载荷,髋关节往往需承受较大的应力,并由髋臼负重区将力向髋臼周围传递<sup>[15,26-27]</sup>。本文结果显示,在站立位条件下,原位组髋臼周围骨床平均单元应力最小,而内移 4 mm 和 8 mm 组则有所升高;原位组单元峰值应力与内移 8 mm 组无明显差异,但却远低于内移 4 mm 组峰值应力。本文推测,在内移相对不足时,骨-假体接触面积不足而边缘的应力集中,可能导致骨的吸收和重塑,进而发生假体早期松动。尽管如此,髋臼内陷的最大允许限度尚未明确,仍需进一步临床研究。既往文献报道,多数 DDH 患者接受髋臼内陷技术治疗时,平均髋

臼内移 12 mm,最大内移 25 mm<sup>[28-29]</sup>;而本文所选取 Crowe III 型 DDH 病例,缺损面积相对较小,在三维直视下内移 4 mm 及 8 mm 情况下就已达到了较好的覆盖率。尽管内移程度与臼杯的骨覆盖率相关,但这更多是由不同个体髋臼发育的形态学特点和术者的术前计划所决定<sup>[25]</sup>。

本研究尚存在一定的局限性:① 选取对象来自临床的典型个案病例,不能代表 DDH 患者群体的病变解剖形态;② 为探索髋臼假体出现松动的临界力学条件,评价假体-骨界面微动时选取了日常步态中站立位的载荷条件,并未考虑整个周期的动态载荷;③ 在建模过程中未考虑周围肌肉及韧带等软组织的影响。实际情况下,髋臼内陷会带来相应的偏心距减小,关节作用力水平要高于文献数据,然而鲜有实验性研究报道关于髋臼内陷条件下关节内作用力的变化数据,故未来需进一步开展相应的生物力学试验研究,获得更为符合生理条件下的计算结果。

## 4 结论

髋臼内陷技术较原位压配植入可以获取更好的假体初始稳定性。在内移不充分的情况下,术后负重可能会带来髋臼周围骨组织界面应力的显著增加,造成髋臼周围假体相关并发症风险的升高。考虑到本研究对象的单一性和设计的局限性,本文结论有待进一步开展临床研究加以验证。

**利益冲突声明:**无。

**作者贡献声明:**张欣负责模型建模及运算、论文撰写;林文杰负责文献检索及模型收敛性分析;贺彬、冯柏淋负责后处理结果数据收集及统计分析;陈海聪、钟环负责手术仿真部分实施;欧阳汉斌负责实验设计指导及论文审校。

## 参考文献:

[ 1 ] LERCH TD, STEPPACHER SD, LIECHTI EF, *et al.* One-third of hips after periacetabular osteotomy survive 30 years with good clinical results, no progression of arthritis, or conversion to THA [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2017, 475 (4): 1154-1168.

[ 2 ] NEPPLE JJ, WELLS J, ROSS JR, *et al.* Three patterns of acetabular deficiency are common in young adult patients with acetabular dysplasia [J]. *Clin Orthop Relat*

*Res*, 2017, 475(4): 1037-1044.

[ 3 ] 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*, 2017, 475(2): 396-405.

[ 4 ] SCHMITZ MR, MURTHA AS, CLOHISY JC, *et al.* Developmental dysplasia of the hip in adolescents and young adults [J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 2020, 28(3): 91-101.

[ 5 ] 许博文,张青松,安思琪,等.不同内固定方式治疗髋臼顶压缩骨折后髋臼负重区接触特性的研究[J].*中国修复重建外科杂志*,2017,31(8):902-907.

[ 6 ] YANG Y, MA Y, LI Q, *et al.* Three-dimensional morphological analysis of true acetabulum in Crowe type IV hip dysplasia via standard-sized cup-simulated implantation [J]. *Quant Imaging Med Surg*, 2022, 12(5): 2904-2916.

[ 7 ] 曹林虎,谭伦,林旭,等.非骨水泥人工全髋关节置换术中髋臼骨缺损重建方式选择及对臼杯位置影响的研究[J].*中国修复重建外科杂志*,2015,29(6):693-699.

[ 8 ] FABI D, GONZALEZ M, GOLDSTEIN W, *et al.* Acetabular cup revision with the use of the medial protrusio technique at an average follow-up of 6.6 years [J]. *J Arthroplasty*, 2010, 25(2): 197-202.

[ 9 ] ESKILDSEN SM, WILSON ZJ, MCNABB DC, *et al.* Acetabular reconstruction with the medial protrusio technique for complex primary and revision total hip arthroplasties [J]. *J Arthroplasty*, 2017, 32(11): 3474-3479.

[ 10 ] ZHA GC, SUN JY, GUO KJ, *et al.* Medial protrusio technique in cementless total hip arthroplasty for developmental dysplasia of the hip: A prospective 6- to 9-year follow-up of 43 consecutive patients [J]. *J Arthroplasty*, 2016, 31(8): 1761-1766.

[ 11 ] 王友,董建东,薛文东,等.全髋置换术中髋臼过度扩锉对髋臼缘骨量和前倾角的影响[J].*医用生物力学*,2006,21(1):49-53.

WANG Y, DONG JD, XUE WD, *et al.* Effect of extensive reaming for acetabular preparation in THR on bone loss of acetabulum rim and its anteversion change [J]. *J Med Biomech*, 2006, 21(1): 49-53.

[ 12 ] CHATTERJEE S, KOBYLINSKI S, BASU B. Finite element analysis to probe the influence of acetabular shell design, liner material, and subject parameters on biomechanical response in periprosthetic bone [J/OL]. *J Biomech Eng*, 2018, doi: 10.1115/1.4040249.

[ 13 ] HSU JT, LAI KA, CHEN Q, *et al.* The relation between micromotion and screw fixation in acetabular cup [J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2006, 84(1): 34-41.

[ 14 ] IMMEL K, NGUYEN VH, DUBORY A, *et al.* Determinants

- of the primary stability of cementless acetabular cup implants: A 3D finite element study [J]. *Comput Biol Med*, 2021(135): 104607.
- [15] 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.
- [16] GHOSH R, GUPTA S, DICKINSON A, *et al.* Experimental validation of numerically predicted strain and micromotion in intact and implanted composite hemi-pelvises [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2013, 227(2): 162-74.
- [17] YANG Y, ZUO J, LIU T, *et al.* Morphological analysis of true acetabulum in hip dysplasia (Crowe Classes I-IV) via 3-D implantation simulation [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2017, 99(17): e92.
- [18] ROSINSKY PJ, BHEEM R, MEGHPARA MB, *et al.* Asymptomatic gluteal tendinopathies negatively impact outcomes of total hip arthroplasty: A propensity score-matched study [J]. *J Arthroplasty*, 2021, 36(1): 242-249.
- [19] ZAHAR A, PAPIK K, LAKATOS J, *et al.* Total hip arthroplasty with acetabular reconstruction using a bulk autograft for patients with developmental dysplasia of the hip results in high loosening rates at mid-term follow-up [J]. *Int Orthop*, 2014, 38(5): 947-951.
- [20] WATTS CD, MARTIN JR, FEHRING KA, *et al.* Inferomedial hip center decreases failure rates in cementless total hip arthroplasty for Crowe II and III hip dysplasia [J]. *J Arthroplasty*, 2018, 33(7): 2177-2181.
- [21] 陈俊文, 方洪松, 彭昊. 内侧突出技术在全髋关节置换术治疗成人 DDH 中的应用疗效评价[J]. *生物骨科材料与临床研究*, 2020, 17(4): 33-36.
- [22] SCHULZE C, VOGEL D, SANDER M, *et al.* Calibration of crushable foam plasticity models for synthetic bone material for use in finite element analysis of acetabular cup deformation and primary stability [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2019, 22(1): 25-37.
- [23] 查国春, 冯硕, 马桥桥, 等. 髋关节发育不良全髋关节置换术中髋臼覆盖率对白杯初始稳定性的影响[J]. *中华骨科杂志*, 2019, 39(19): 1215-1221.
- [24] SCHULZE C, VOGEL D, MALLOW S, *et al.* Comparison of test setups for the experimental evaluation of the primary fixation stability of acetabular cups [J]. *Materials*, 2020, 13(18): 3982.
- [25] 易诚青, 马春辉, 李夏, 等. 髋臼内移技术在全髋关节置换术治疗髋关节发育不良中的应用[J]. *上海交通大学学报(医学版)*, 2012, 32(12): 1544-1548.
- [26] 熊婉樾, 丁晓红, 段朋云, 等. 步态周期下髋臼生物力学特征[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(6): 1076-1082.
- XIONG WY, DING XH, DUAN PY, *et al.* Biomechanical characteristics of hip joint under gait cycle [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(6): 1076-1082.
- [27] 唐刚, 王建革, 罗红霞. 髋关节置换前后不同步态下股骨应力分布[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(2): 143-147.
- TANG G, WANG JG, LUO HX. Stress distributions on the femur under different gaits before and after hip joint replacement [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(2): 143-147.
- [28] 曾晓霜, 陈俊文, 黄梁坤, 等. 内侧突出技术对成人发育性髋关节发育不良患者全髋关节置换术后髋关节外展肌力恢复的影响[J]. *生物骨科材料与临床研究*, 2023, 20(4): 14-18.
- [29] 孙俊英, 郝跃峰, 杨沛彦, 等. 采用小白杯置换与髋臼加深行全髋关节置换治疗 Crowe IV 型髋脱位[J]. *中国骨伤*, 2009, 22(6): 407-409.