

骨盆不连续髋关节翻修术中定制带翼假体的有限元分析

张 祯^{1,2}, 智 信¹, 倪 明¹, 柴 伟¹

¹解放军总医院第四医学中心骨科医学部, 北京 100048; ²解放军总医院研究生院, 北京 100853

摘要:背景 个性化定制带翼髋臼假体(custom flange acetabular component, CFAC), 对于耻骨侧臼翼设计及是否使用螺钉固定仍存争议, 目前尚缺乏相关生物力学依据。目的 通过有限元分析, 对比两种CFAC设计在站立负荷下的生物力学差异, 旨在为临床假体设计与优化提供参考。方法 基于一例Paprosky IIIB型髋臼缺损合并骨盆后柱不连续患者的骨盆CT数据, 重建三维模型, 分别设计并构建了无耻骨翼固定的双翼CFAC及包含耻骨翼固定的三翼CFAC模型。使用Abaqus软件建立有限元模型, 模拟站立姿态, 对比分析两种假体及其固定螺钉的最大应力与微动情况。结果 两种假体的最大应力均出现在髂骨翼与髋臼杯连接处。三翼假体最大应力为39.46 MPa, 较双翼假体的52.62 MPa降低约25%; 三翼假体螺钉最大应力为33.59 MPa, 较双翼假体的45.71 MPa降低约27%。髋臼顶部与坐骨翼固定螺钉的微动高于其他部位螺钉。结论 增加耻骨翼设计并进行固定能够降低CFAC假体及固定螺钉的峰值应力与微动, 在该类型复杂髋臼缺损重建中, 耻骨翼的设计与固定具有相应的临床意义。

关键词:髋关节翻修术; 髋臼缺损; 定制带翼髋臼假体; 有限元分析; 骨盆不连续

中图分类号: R687

文献标志码: A

文章编号: 2095-5227(2026)05-0542-08

DOI: 10.12435/j.issn.2095-5227.26020903

引用本文: 张祯, 智信, 倪明, 等. 骨盆不连续髋关节翻修术中定制带翼假体的有限元分析 [J]. 解放军医学院学报, 2026, 47 (5): 542-549.

Finite element analysis of a customized flange acetabular component in revision total hip arthroplasty with pelvic discontinuity

ZHANG Zhen^{1,2}, ZHI Xin¹, NI Ming¹, CHAI Wei¹

¹Department of Orthopedics, the Fourth Medical Center of PLA General Hospital, Beijing 100048, China; ²Graduate School, Chinese PLA General Hospital, Beijing 100853, China

Corresponding author: CHAI Wei. Email: chaweiguanjie@sina.com

Abstract: Background Despite the clinical application of custom flange acetabular components (CFAC), the design of the pubic flange and the necessity of adjunctive screw fixation remain controversial, primarily due to a lack of relevant biomechanical evidence. **Objective** To compare the biomechanical differences between two CFAC designs under load using finite element analysis, providing a theoretical basis for clinical decision-making and prosthesis optimization. **Methods** A three-dimensional pelvic model was reconstructed from CT data of a patient with a Paprosky type III B acetabular defect and posterior column discontinuity. Two CFAC models were designed: a Dualflange construct without pubic flange fixation and a Triflange construct with pubic flange fixation. Finite element models were established using Abaqus software to simulate standing conditions. Peak stress and micromotion of the two prostheses and their fixation screws were evaluated and compared. **Results** In both designs, peak stress was observed at the junction between the iliac flange and the acetabular shell. The Triflange prosthesis exhibited a peak stress of 39.46 MPa, approximately 25% lower than that of the Dualflange prosthesis (52.62 MPa). Peak screw stress in the Triflange group was 33.59 MPa, approximately 27% lower than that in the Dualflange group (45.71 MPa). Micromotion analysis showed that the screws at the acetabular roof and ischial flange demonstrated more pronounced micromotion compared to others. **Conclusion** The addition of a pubic flange with fixation reduces peak stress and micromotion of both the CFAC prosthesis and its fixation screws. In complex acetabular defects of this type, pubic flange design and fixation may provide relevant clinical benefits.

Keywords: revision total hip arthroplasty; acetabular defect; customized flange acetabular component (CFAC); finite element analysis; pelvic discontinuity

Cited as: Zhang ZH, Zhi X, Ni M, et al. Finite element analysis of a customized flange acetabular component in revision total hip arthroplasty with pelvic discontinuity[J]. Acad J Chin PLA Med Sch, 2026, 47(5): 542-549.

收稿日期: 2026-02-09

基金项目: 北京市自然科学基金昌平创新联合基金项目(L234011); 省部级课题

第一作者: 张祯, 在读硕士, 医师。Email: zzhen5018@163.com

通信作者: 柴伟, 博士, 主任医师。Email: chaweiguanjie@sina.com

全髋关节置换术(total hip arthroplasty, THA)

是治疗终末期髋关节疾病的有效手段, 能够有效缓解髋关节疼痛、恢复关节功能、提升患者生活质量, 已成为近年来骨科领域发展最为迅速的手

术方式之一^[1]。随着全球人口老龄化进程加快、初次THA手术量持续增长,以及早期植入的髋关节假体逐步达到使用寿命极限,髋关节翻修手术的需求日益增加^[2]。在全髋关节翻修患者中,因假体周围感染、金属微粒诱导的骨溶解、假体机械性松动磨损等多种原因所致的髋臼骨质缺损十分常见,Paprosky III型严重髋臼缺损特别是伴有骨盆不连续的重建仍是手术的巨大挑战^[3]。关节外科医师在复杂髋臼重建方面进行了大量探索,多种手术技术已应用于临床并取得了较好的疗效,如结构性植骨、杯-笼结构、半球形金属臼杯、髋臼撑开联合半球形臼杯以及三翼定制假体(Triflange)等^[4-5]。其中,基于患者术前CT影像数据与3D打印技术制造的个性化定制带翼假体(customized flange acetabular component, CFAC)在严重髋臼骨缺损,尤其是合并骨盆不连续的髋臼重建中独具优势。目前多项临床随访研究显示,CFAC在严重髋臼骨缺损重建中展现了良好的临床疗效,远期假体生存率令人满意^[6-8]。传统三翼假体的设计以承重的髂骨翼与坐骨翼为主,耻骨翼主要起抗旋作用^[9]。关于耻骨翼是否需要保留及固定,目前仍存争议。近年来,部分机构采用舍弃耻骨翼的双翼假体进行髋臼重建,同样获得了良好的临床疗效,假体生存率与三翼假体相当^[10]。两种设计在临床结局上无明显优劣,但其背后的生物力学机制尚不明确。尤其是CFAC的耻骨翼如何影响假体及螺钉的应力分布与微动,目前缺乏相关研究。为此,本研究选取一例代表性Paprosky IIIB型髋臼缺损合并骨盆后柱不连续患者,设计不同构型的CFAC,并通过有限元方法评估其生物力学性能。

1 材料与方法

根据患者骨盆CT数据重建髋臼缺损三维模型,分别设计两种CFAC方案。完成模型装配与网格划分后,进行有限元分析,对比两种假体及固定螺钉在站立载荷下的应力分布与微动情况,技术路线见图1。

1.1 实验设备与软件

CT扫描层厚为1 mm。CT扫描机:西门子128排多层螺旋CT(Siemens Sensation Open 128-slice CT scanner, Siemens, Erlangen, Germany)。台式计算机配置:处理器AMD Ryzen 9 7950X 4.50 GHz, RAM 32.0 GB, Windows 10专业版。实验软件:Mimics Research (v19.0, Materialise, 比利时);

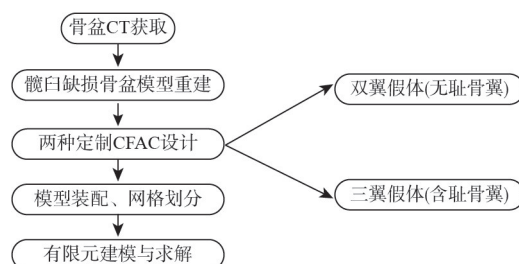


图1 技术路线图

Fig. 1 Technical roadmap

Geomagic Wrap (3D Systems, Rock Hill, SC, USA); SolidWorks 2023; HyperMesh 2020 (Altair, 美国); Abaqus 2024(Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France)。

1.2 髋臼缺损模型建立及假体制作

1.2.1 骨盆三维模型重建与实体化 经解放军总医院医学伦理委员会批准(2024KY0129-KS001),收集1例髋臼严重缺损合并骨盆后柱不连续患者的术前骨盆薄层CT数据(DICOM格式)。将数据导入Mimics Research软件,利用灰度阈值分割工具,选取骨组织CT值范围(220~1 751 HU)进行阈值分割,获得初始蒙版;逐层去除金属伪影后,生成患侧骨盆缺损三维模型。将重建模型与原始CT影像进行对比,确认解剖标志结构重建准确。最后,将髋臼缺损三维模型导出为STL格式文件。

将上述STL模型导入Geomagic Wrap软件进行修复模型缺陷并平滑表面,生成层厚2 mm的皮质骨模型,采用曲面拟合技术构建封闭实体模型,最终导出为STEP格式文件,用于后续CFAC设计与有限元分析(图2)。

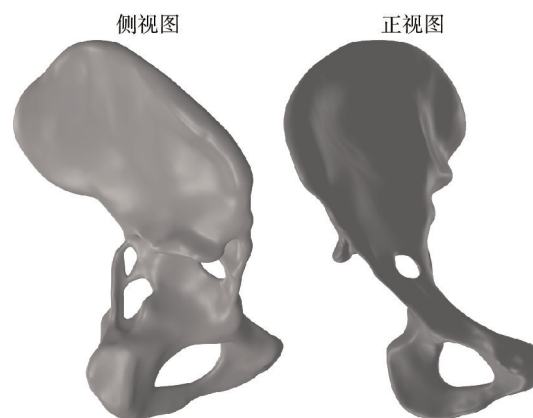


图2 髋臼缺损三维模型示意图

Fig. 2 Schematic of the 3D model of the acetabular bone defect

1.2.2 CFAC设计 首先,确定髋臼假体的旋转中心,旋转中心需尽可能恢复骨盆解剖高度。随后,构造髋臼杯内表面,髋臼杯外展角常规设置为 40° ~

45°、前倾角 20°~25°。在骨盆模型表面,根据骨缺损范围和预期臼翼固定位置,在髌骨、坐骨及耻骨上绘制髌臼翼的轮廓线,并以轮廓线为引导,生成固定臼翼,以确保假体与骨床的良好接触。髌骨翼设计两排紧靠髌臼杯上方的螺钉孔,一般共 6~8 颗,坐骨翼设计 3~4 颗螺钉;髌臼内侧顶部设 1~3 枚螺钉,以提供上方加压固定^[9]。本研究针对患者骨盆缺损定制坐骨翼及髌骨翼,其中髌骨翼设计 6 枚钉孔,分两排排列,每排 3 枚;坐骨翼设计 2 枚钉孔。双翼假体仅设计坐骨翼及髌骨翼。若采用三翼设计,则根据前柱骨量情况,在耻骨翼内侧设计 1~2 枚螺钉孔。见图 3。



图 3 双翼假体(A)与三翼带翼假体(B)设计图
Fig. 3 Design of the dual flange (A) and the triflange (B)

1.2.3 CFAC-骨盆三维模型的装配 将髌臼缺损模型及假体导入 SolidWorks 软件中进行假体-骨盆部件组配。为简化计算模型,螺钉统一简化为无螺纹的圆柱结构,假体与骨盆之间均通过该圆柱体模拟螺钉装配。以骨盆解剖标志为参考调整假体姿态,确保臼杯主体与髌臼缺损内面贴合良好,同时保证髌骨翼、坐骨翼和耻骨翼完全贴附于对应的宿主骨位置。三翼杯假体耻骨翼内侧使用螺钉固定,而双翼杯假体耻骨翼侧不进行固定(图 4)。完成装配后对所有部件进行干涉检查,确认无干涉后,将各装配方案导出为 STEP 格式文件,用于后续有限元分析。

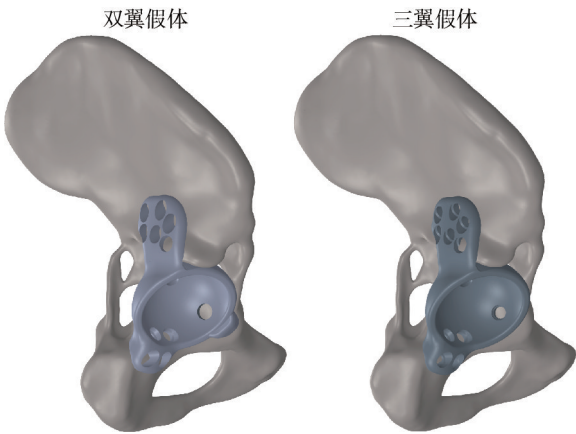


图 4 两种 CFAC 假体装配示意图
Fig. 4 Assembly of the two CFAC designs

1.3 有限元模型的建立

1.3.1 HyperMesh 网格划分 将装配好的 STEP 格式模型导入 HyperWorks2020 (Altair Engineering, USA)进行网格划分。根据各部件结构特征,对形态不规则的缺损骨盆及 CFAC 假体采用四面体网格单元划分;对柱状结构的简易螺钉模型采用六面体网格单元划分。选取双翼假体模型进行网格收敛性分析,构建全局网格尺寸分别为 1.5、1.2、1.0、0.8、0.5 mm 的 5 组模型,在相同载荷与边界条件下计算假体最大 von Mises 应力。结果显示,当网格尺寸减小至 1.0 mm 时,假体最大应力趋于稳定,继续加密网格对应力影响较小,满足网格收敛要求。综合考虑计算精度与运算效率,确定全局网格尺寸为 1.0 mm(表 1)。网格划分完成后,利用网格质量检查工具对单元畸变率、长宽比等指标不合格的单元进行重划,以确保计算分析结果的准确性与可靠性。最终将网格导出为 Abaqus 输入文件。

表 1 网格收敛性分析结果

Tab. 1 Mesh convergence analysis results			
网格尺寸(mm)	总节点数	总单元数	假体最大 von Mises 应力 (MPa)
1.5	99 882	395 147	55.21
1.2	169 011	658 591	52.74
1.0	222 168	889 658	52.62
0.8	364 942	1 520 831	52.38
0.5	983 335	4 228 698	52.27

将已划分好的网格文件导入 Abaqus (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France) 中,在 Assembly 模块中进行各部件装配,并确认各部件的空间位置与装配关系与原始几何模型一致。各部件材料属性设置如下:CFAC 及螺钉均设定为钛

合金(Ti6Al4V),其弹性模量为114 GPa,泊松比为0.33;皮质骨与松质骨的弹性模量分别设为17 GPa和0.07 GPa,泊松比分别为0.30和0.20。所有材料均视为各向同性线弹性材料^[11-13]。

1.3.2 边界条件与载荷施加 髌臼中心点与髌臼表面采用耦合约束,载荷集中施加于耦合点。按照50 kg标准体质量,将载荷沿坐标系 $F_x=150$ N、 $F_y=71$ N和 $F_z=1\ 146$ N方向施加于髌臼中心点;完全约束髌髌关节及耻骨联合的全部自由度,以模拟站立姿态下髌关节的受力情况^[14]。假体-骨界面采用面-面接触,摩擦系数为0.8;螺钉-骨界面简化为绑定约束,以模拟术后即刻稳定状态。观察CFAC及固定螺钉的应力分布及位移情况(图5)^[15-16]。

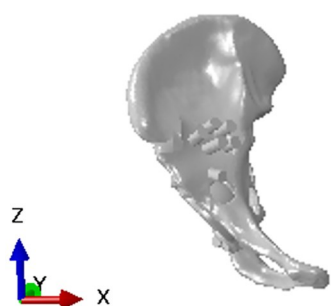


图5 载荷施加坐标系示意图

Fig. 5 Coordinate system for load application

1.3.3 敏感性分析 为评估摩擦系数对计算结果的影响,本研究对假体-骨界面摩擦系数进行了敏感性分析。依据文献常用范围,将摩擦系数由0.8分别调整为0.6和1.0,在相同边界条件下重新计算三翼假体的峰值应力。结果显示,峰值应力的变化幅度均 $<5\%$,且不同摩擦系数下假体性能的相对优劣顺序未发生改变,因此摩擦系数在合理范围内变化时本研究结论保持稳定。

2 结果

2.1 双翼假体及固定螺钉的应力与微动分析

定制双翼假体中 von Mises 应力峰值位于髌骨翼与髌臼杯连接处,为52.62 MPa。在髌臼固定螺钉应力分布云图显示, von Mises 应力峰值位于髌臼顶部螺钉处,为45.71 MPa;髌臼顶部螺钉及髌骨翼螺钉起主要承力作用。双翼假体的微动范围为0.038 ~ 0.109 mm,峰值微动位于髌臼杯内侧缘,达0.109 mm。在所有固定螺钉中,髌臼顶部及坐骨翼固定螺钉的微动较其他螺钉明显,其中髌臼顶部固定螺钉的微动最大,为0.108 mm(图6)。

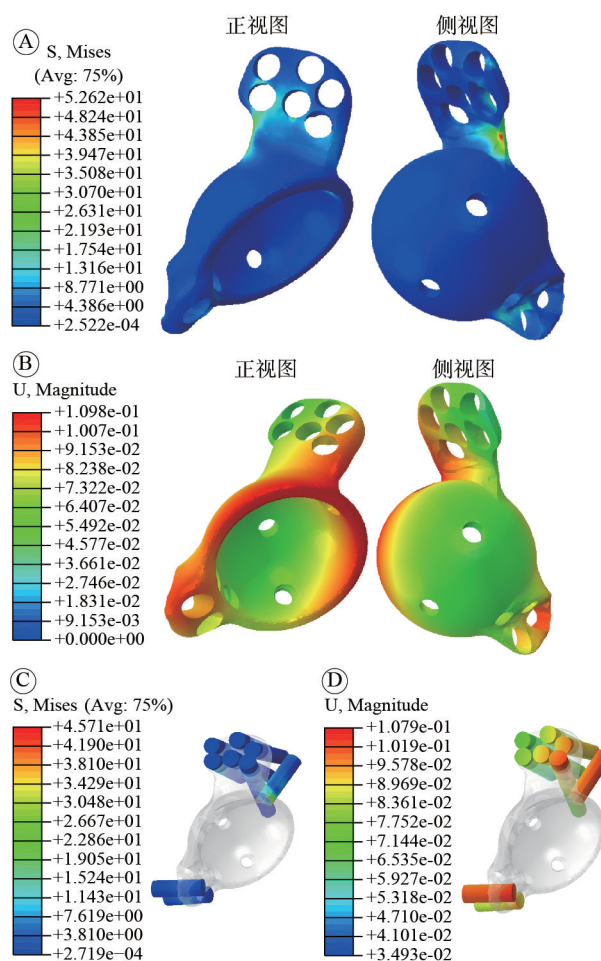


图6 双翼假体应力分布(A)、微动分布(B)、螺钉应力分布(C)及螺钉微动分布(D)云图

Fig. 6 Stress distribution nephogram (A), micromotion distribution nephogram (B), stress (C) and micromotion (D) distribution of screws in the Dualflange prosthesis

2.2 三翼假体及固定螺钉的应力及微动情况

定制三翼假体的应力分布云图显示, von Mises 应力峰值为39.46 MPa,位于髌骨翼与髌臼杯连接处。所有固定螺钉中的应力分布云图显示, von Mises 应力峰值位于耻骨侧固定螺钉,为33.59 MPa。三翼假体的微动范围为0.036 ~ 0.101 mm,峰值微动位于髌臼杯内侧缘,达0.101 mm。在所有固定螺钉中,髌臼顶部及坐骨翼固定螺钉的微动较其他螺钉明显,其中髌臼顶部固定螺钉的微动最大,为0.102 mm(图7)。

3 讨论

本研究基于一例真实患者的髌臼缺损CT数据,构建三翼CFAC及双翼CFAC两种假体设计,通过有限元分析对比其在站立位下的力学性能,为复杂髌臼重建中CFAC的设计提供一定的理论

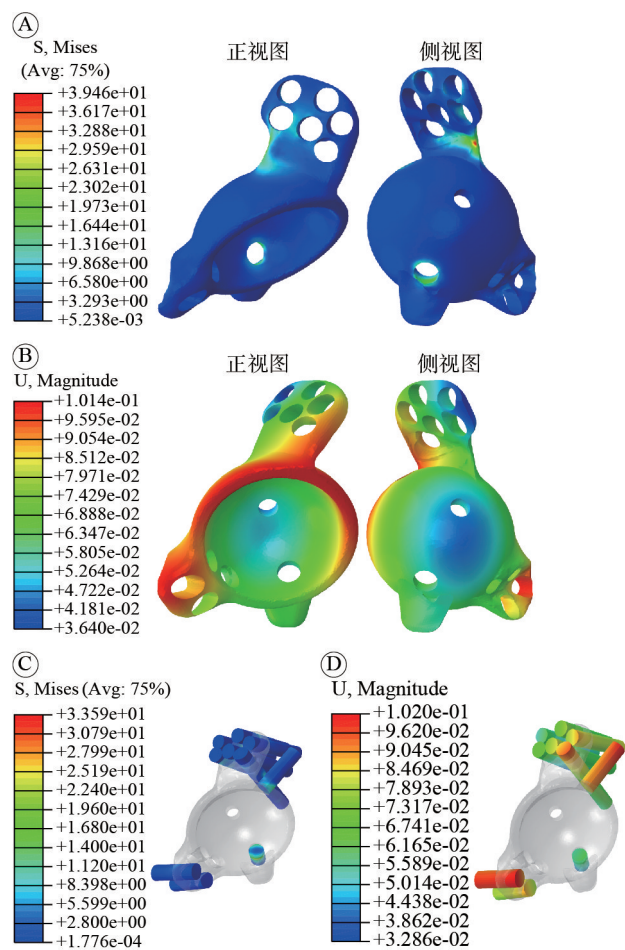


图 7 三翼假体应力分布(A)、微动分布(B)、螺钉应力分布(C)及螺钉微动分布(D)云图

Fig. 7 Contour maps of stress distribution (A), micromotion distribution nephogram (B), stress (C) and micromotion distribution (D) of screws in the triflange

表 2 两种 CFAC 假体力学性能对比

Tab.2 Comparison of mechanical performance between the two CFAC designs

指标	双翼假体	三翼假体	变化幅度
假体最大 von Mises 应力	52.62 MPa	39.46 MPa	25.0%
螺钉最大 von Mises 应力	45.71 MPa	33.59 MPa	26.5%
假体最大微动	0.109 mm	0.101 mm	7.3%
髌臼螺钉最大微动	0.108 mm	0.102 mm	5.6%

支持。

严重髌臼缺损，特别是合并骨盆不连续的髌臼重建，仍然是最具有挑战性的髌关节翻修手术之一，其最终目的是重建骨盆的力学连续性并获得稳定的翻修假体^[3-4]。CFAC 作为复杂髌臼重建的主要部件，其设计合理性决定了术后关节功能恢复、力学稳定性及长期假体生存率，但目前其设计仍高度依赖于术者临床经验与制造商的行业惯例，缺乏系统的生物力学依据^[17]。CFAC 通过早期螺钉机械固

定和远期生物学固定，在多项超过十年的随访研究中展现了良好的假体生存率及临床疗效^[6]。Christie 等^[8]对使用 CFAC 假体的患者进行了平均 15.2 年、最长 28 年的长期随访，结果显示 88.6% 的定制三翼杯在末次随访时仍被成功保留。Sershon 等^[7]基于 20 年的应用经验指出，定制三翼髌臼组件为复杂髌臼骨缺损提供了一种可靠的解决方案，长期假体生存率良好，且患者满意度达 91%。

骨盆作为人体重要的承重结构，其力学传导并非对称分布，而是呈现出前、后柱的功能分化。由髌臼后壁、坐骨体、坐骨支至坐骨结节组成的骨盆后柱承担主要承重功能^[12]。髌骨后方骨量丰富、骨质条件较好，可作为 CFAC 的良好承托位点^[12,18]。基于上述解剖与力学特点，当前 CFAC 的设计将髌骨翼作为主要固定结构。这与本研究有限元分析结果相吻合：在两种假体设计中，髌骨翼均按预设承担了假体的主要应力，最大应力位于臼翼与髌臼杯连接处，且远小于钛合金材料的屈服强度。在螺钉应力分布方面，髌臼顶部的固定螺钉所受应力最大，是 CFAC 主要的承力螺钉。站立姿态下，载荷经髌臼传递至骨盆，合力矢量方向通常指向上内后方，使髌臼顶区域成为应力传导的主要路径^[19]。因此，该部位螺钉除承担主要应力外，还需对抗假体的旋转趋势以维持即刻稳定性。这也解释了临床术中优先固定髌臼顶部螺钉的操作逻辑：首先固定该螺钉可初步维持假体初始姿态，防止后续固定其他臼翼时发生偏移。

CFAC 中耻骨翼通常设计得细小，不起主要承力作用，而是提供一定的抗旋转稳定性。然而，关于是否保留耻骨翼及耻骨侧是否需行螺钉固定，目前仍存争议^[10,20-21]。本研究对比两种设计的 CFAC 发现，相较于双翼假体，采用耻骨翼设计及耻骨侧固定的三翼假体峰值应力下降约 25%，固定螺钉峰值应力下降约 27%；两种假体的最大应力均集中于髌骨翼与髌臼杯连接处。这一发现与同类 CFAC 假体有限元研究的力学规律相印证。Li 等^[22]基于 Paprosky IIIB 型髌臼缺损模型，对比了增强型三翼杯与四翼杯在步态周期载荷下的生物力学性能，结果显示最大 von Mises 应力位于髌骨翼与髌臼杯连接处，且增强型三翼杯较四翼杯可降低假体峰值应力约 9.8%，应力分布更为均匀。尽管临床中假体失败多为长期循环载荷下的疲劳松动而非一次性过载屈服，但疲劳裂纹的产生高度依赖于局部应力集中的程度与位置。髌骨翼与髌

臼杯连接处作为几何突变部位,是潜在的疲劳风险区域。三翼假体在该区域的峰值应力较双翼假体降低约25%,理论上具有更优的抗疲劳潜力。

微动分析显示,坐骨固定螺钉的微动幅度最大,这可能与临床实践中坐骨固定螺钉松动率较高相关^[23-24]。Lee等^[17]的有限元分析表明,皮质骨变薄或坐骨松质骨密度降低会显著增加坐骨螺钉周围骨组织的失效风险。Holt等^[21]统计了术后4.5年所有假体失效的病例,发现坐骨螺钉均松动,其中2/3的松动病例合并后柱骨盆不连续。Wind等^[25]报道术后2.5年21%的病例发生假体移位,均伴有坐骨侧臼翼脱出。Barlow等^[10]认为,使用三翼假体造成的旋转中心外移可能导致剪切力增加,进而引起坐骨侧臼翼松动。Broekhuis等^[26]的多中心临床研究对35例定制三翼假体术后CT定位精度进行了分析,发现坐骨翼的定位偏差最大。力学上的高微动与手术中的低植入精度相互叠加,共同构成了坐骨螺钉松动的风险因素。因此,单纯依靠坐骨翼和髌骨翼难以有效对抗术后复合应力,增加耻骨侧固定可在一定程度上分担坐骨翼的力学载荷。耻骨翼不仅提供额外的固定点,还通过与耻骨支的固定将骨盆前环与后方髌髌区域连接起来,可能有助于恢复骨盆环的力学完整性,使应力传导更接近生理状态。这种骨盆前后环稳定结构的建立,不仅能更有效地抵抗运动中的旋转和剪切应力,也为优化假体应力分布、降低螺钉松动风险提供了力学基础。

两种设计假体的微动分析均显示,髌臼顶部与坐骨翼固定螺钉的微动幅度明显大于其他螺钉;同时,坐骨翼本身的微动在全部固定翼中最大。这可能与骨盆不连续类型对坐骨区域力学环境的影响有关。由于骨盆主要承重结构的连续性中断,髌臼严重缺损合并骨盆后柱不连续是力学上最不稳定的缺损类型之一。在此类重建中,CFAC的坐骨翼不仅需要承担纵向体重负荷,还需抵抗行走过程中产生的骨盆旋转与剪切应力^[27-29]。在这种复合应力状态下,该区域成为力学传导链中易疲劳的薄弱环节,此时耻骨翼的抗旋作用对维持坐骨翼稳定性具有重要意义^[30-32]。尽管有限元分析显示最大微动均未超过假体-骨长入界面的允许阈值0.150 mm,但均已超出利于骨整合的最佳微动范围(<0.02 mm)^[33]。过大的微动不仅是螺钉松动的直接风险因素,还会抑制界面的骨长入。鉴于本研究仅评估了站立姿态下假体的生物力学性能,

建议术后应早期限制负重,以控制微动,为骨长入创造稳定的力学环境。

本研究显示三翼假体在力学性能上具有一定优势,但额外进行耻骨翼侧固定需进一步剥离周边软组织,从而增加术中出血量和手术时间。螺钉方向偏差或长度不当可能造成相关血管和神经损伤,对术前规划与手术操作提出了更高要求^[26,34]。此外,髌关节翻修患者一般条件往往不佳,延长手术时间也会增加围手术期并发症发生风险。因此,在临床的设计及决策中仍需充分权衡获益与手术风险。

尽管本研究为CFAC应用于髌臼重建提供了相关生物力学依据,但仍存在一定局限性。(1)本研究基于单一缺损模型,未设置重复样本,不适用于统计学显著性检验,因此结果仅能反映该特定缺损类型的力学趋势;结果中呈现的数值差异旨在揭示其相对优劣,而非对总体差异进行推断。鉴于髌关节翻修患者中髌臼缺损具有明显的个性化差异,后续研究应收集更多类型的患者髌臼缺损数据,建立多样本、多类型的有限元模型,从而对CFAC进行更系统的生物力学评估。(2)本研究未对复杂生物力学环境进行评估。骨盆的运动实质上是多种运动叠加的复杂过程,后续应进一步开展动态骨盆运动仿真模拟及相关体外力学试验验证。此外,内衬偏距的选择会影响股骨头旋转中心的位置,并改变髌关节受力力臂及假体-骨界面的应力分布。后续研究应引入多类型内衬设计,结合不同偏心距的载荷条件,进一步评估其对CFAC应力分布与微动的影响。(3)为平衡计算效率与模型复杂性,本研究对部分模型进行了必要的简化。这些简化虽有助于假体整体力学性能的初步评估,但可能与真实的体内生物力学环境存在一定差异。例如,本研究对螺钉模型进行了简化处理,未考虑螺钉-骨界面的螺纹咬合效应,这可能低估了螺钉与骨组织之间的机械锁合力,从而影响微动预测的准确性。此外,假体-骨界面被假定为均匀摩擦接触,未考虑骨表面粗糙度及骨长入后的界面强化效应。后续研究应构建更精细的螺纹螺钉模型,并结合骨长入动态模型,以提高微动预测的准确性。

综上,本研究结果表明,在Paprosky IIIB型髌臼缺损合并骨盆后柱不连续的重建中,使用CFAC时增加耻骨翼设计并进行固定,可降低CFAC假体及固定螺钉的峰值应力与微动幅度。因此,在此

类复杂髋臼缺损重建中,耻骨翼的设计与固定具有相应的临床意义。

作者贡献 张祯:模型建立,假体制作,论文撰写;倪明、智信、柴伟:论文修订,监督指导。

利益冲突 所有作者声明无利益冲突。

数据共享声明 本论文相关数据可依据合理理由从作者处获取,Email: zzhen5018@163.com。

参考文献

- 1 Finger KR, Stocks C, Weiss AJ, et al. Most Frequent Operating Room Procedures Performed in U.S. Hospitals, 2003 - 2012 [EB/OL]. [2026-02-09]. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK274246/>.
- 2 Shichman I, Askew N, Habibi A, et al. Projections and epidemiology of revision hip and knee arthroplasty in the United States to 2040-2060 [J]. *Arthroplasty Today*, 2023, 21: 101152.
- 3 Babis GC, Nikolaou VS. Pelvic discontinuity: a challenge to overcome [J]. *EFORT Open Rev*, 2021, 6 (6): 459-471.
- 4 Abdel MP, Trousdale RT, Berry DJ. Pelvic discontinuity associated with total hip arthroplasty: evaluation and management [J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 2017, 25 (5): 330-338.
- 5 Katz JN, Arant KR, Loeser RF. Diagnosis and treatment of hip and knee osteoarthritis: a review [J]. *JAMA*, 2021, 325 (6): 568.
- 6 Broekhuis D, Tordoir R, Vallinga Z, et al. Custom triflange acetabular components for large acetabular defect reconstruction in revision total hip arthroplasty: a systematic review and meta-analysis on 1218 patients [J]. *EFORT Open Rev*, 2023, 8 (7): 522-531.
- 7 Sershon RA, McDonald JF III, Nagda S, et al. Custom triflange cups: 20-year experience [J]. *J Arthroplasty*, 2021, 36 (9): 3264-3268.
- 8 Christie MC, DeBoer DK, Morrison JC, et al. Bridging massive acetabular defects with the triflange cup: 10- to 28-year results [J]. *J Arthroplasty*, 2023, 38 (11): 2423-2428.
- 9 周报春,周一新.定制三翼臼杯在复杂人工髋关节翻修术中的应用 [J]. *骨科临床与研究杂志*, 2019, 4 (1): 18-21.
- 10 Barlow BT, Oi KK, Lee YY, et al. Outcomes of custom flange acetabular components in revision total hip arthroplasty and predictors of failure [J]. *J Arthroplasty*, 2016, 31 (5): 1057-1064.
- 11 Lee HY, Boettner F, Blevins JL, et al. Hip joint center lateralization minimally affects the biomechanics of patient-specific flanged acetabular components: A computational model [J]. *J Orthop Res*, 2024, 42 (10): 2228-2236.
- 12 Salo Z, Kreder H, Whyne CM. Influence of pelvic shape on strain patterns: A computational analysis using finite element mesh morphing techniques [J]. *J Biomech*, 2021, 116: 110207.
- 13 Li PY, Tang H, Liu XY, et al. Reconstruction of severe acetabular bone defects with porous metal augment in total hip arthroplasty: A finite element analysis study [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2022, 236 (2): 179-187.
- 14 Kitamura K, Fujii M, Ikemura S, et al. Does patient-specific functional pelvic tilt affect joint contact pressure in hip dysplasia? a finite-element analysis study [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2021, 479 (8): 1712-1724.
- 15 de Vries E, Sánchez E, Janssen D, et al. Predicting friction at the bone - Implant interface in cementless total knee arthroplasty [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2022, 128: 105103.
- 16 Feng B, Gao QB, Dai GM, et al. Comparison of different internal fixation models in ankle arthrodesis using 3D finite-element analysis [J]. *Eur J Med Res*, 2023, 28 (1): 574.
- 17 Lee HY, Boettner F, Blevins JL, et al. Finite element model of patient-specific flanged acetabular components highlights biomechanical effects of bone density and cortical shell thickness [J]. *J Orthop Res*, 2025, 43 (4): 834-841.
- 18 Hao LJ, Zhang YM, Bian WG, et al. Standardized 3D-printed trabecular titanium augment and cup for acetabular bone defects in revision hip arthroplasty: a mid-term follow-up study [J]. *J Orthop Surg Res*, 2023, 18 (1): 521.
- 19 Andrea Bologna F, Elena N, Bentivoglio D, et al. In silico evaluation of the primary stability of acetabular revision cups: standard versus locking screws [J]. *J Biomech Eng*, 2025, 147 (5): 051007.
- 20 Christie MJ, Barrington SA, Brinson MF, et al. Bridging massive acetabular defects with the triflange cup: 2-to 9-year results [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2001, 393: 216-227.
- 21 Holt GE, Dennis DA. Use of custom triflange acetabular components in revision total hip arthroplasty [J/OL]. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000150252.19780.74>.
- 22 Li ZQ, Zhang AB, Liu Y, et al. Biomechanical comparison between custom-made enhanced triflange and quadri-flange acetabular components for the treatment of Paprosky IIIB acetabular bone defects [J]. *Bone Joint Res*, 2025, 14 (11): 941-952.
- 23 De Martino I, Strigelli V, Cacciola G, et al. Survivorship and clinical outcomes of custom triflange acetabular components in revision total hip arthroplasty: a systematic review [J]. *J Arthroplasty*, 2019, 34 (10): 2511-2518.
- 24 Meding JB, Meding LK. Custom triflange acetabular implants: average 10-year follow-up [J]. *J Arthroplasty*, 2023, 38 (7): S201-S205.
- 25 Wind MA Jr, Swank ML, Sorger JI. Short-term results of a custom triflange acetabular component for massive acetabular bone loss in revision THA [J]. *Orthopedics*, 2013, 36 (3): e260-e265.
- 26 Broekhuis D, Meurs WMH, Kaptein BL, et al. High accuracy of positioning custom triflange acetabular components in tumour and total hip arthroplasty revision surgery: a multicentre cohort study of 35 patients [J]. *Bone Jt Open*, 2024, 5 (4): 260-268.
- 27 Liu JX, Yan YD, Xu K, et al. Biomechanical analysis of pelvic holding pathways and strategies for use of the steinmann pin in pelvic fracture reduction [J]. *Comput Biol Med*, 2023, 152: 106310.
- 28 Volinski B, Kalra A, Yang K. Evaluation of full pelvic ring stresses using a bilateral static gait-phase finite element modeling method [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2018, 78: 175-187.
- 29 Hammer N, Klima S. In-silico pelvis and sacroiliac joint motion: A review on published research using numerical analyses [J]. *Clin Biomech*, 2019, 61: 95-104.
- 30 Bergmann G, Bender A, Dymke J, et al. Standardized loads acting in hip implants [J]. *PLoS One*, 2016, 11 (5): e0155612.
- 31 Dalstra M, Huiskes R. Load transfer across the pelvic bone [J]. *J Biomech*, 1995, 28 (6): 715-724.
- 32 Fukuchi CA, Fukuchi RK, Duarte M. Effects of walking speed

- on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis [J]. *Syst Rev*, 2019, 8 (1): 153.
- 33 Saviour CM, Banerjee Chowdhury J, Gupta S. Numerical evaluations of an uncemented acetabular component in total hip arthroplasty: effects of loading and interface conditions [J]. *J Biomech Eng*, 2023, 145 (2): 021009.
- 34 Özdemir E, de Lange B, Buckens CFM, et al. Bone support of a custom triflange acetabular component over time [J]. *Bone Joint J*, 2024, 106-B (4): 359-364.

(责任编辑:孟晓彤)

(上接第504页)

- 13 Besson C, Baggish AL, Monteverti P, et al. Assessing the clinical reliability of short-term heart rate variability: insights from controlled dual-environment and dual-position measurements [J]. *Sci Rep*, 2025, 15: 5611.
- 14 Hamvas S, Hegyi P, Kiss S, et al. Acupuncture increases parasympathetic tone, modulating HRV – Systematic review and meta-analysis [J]. *Complementary Ther Med*, 2023, 72: 102905.
- 15 Jarczok MN, Weimer K, Braun C, et al. Heart rate variability in the prediction of mortality: A systematic review and meta-analysis of healthy and patient populations [J]. *Neurosci Biobehav Rev*, 2022, 143: 104907.
- 16 Grassi G, Drager LF. Sympathetic overactivity, hypertension and cardiovascular disease: state of the art [J]. *Curr Med Res Opin*, 2024, 40 (sup1): 5-13.
- 17 Guerrero RVD, Vianna LC, Lehnen GCS, et al. Resting beat-to-beat blood pressure variability in humans: role of alpha-1 adrenergic receptors [J]. *Clin Auton Res*, 2025, 35 (2): 277-284.
- 18 Narita K, Hoshida S, Kario K. Short- to long-term blood pressure variability: Current evidence and new evaluations [J]. *Hypertens Res*, 2023, 46 (4): 950-958.
- 19 Schutte AE, Kollias A, Stergiou GS. Blood pressure and its variability: classic and novel measurement techniques [J]. *Nat Rev Cardiol*, 2022, 19 (10): 643-654.
- 20 Michikami D, Kamiya A, Kawada T, et al. Short-term electroacupuncture at Zusanli resets the arterial baroreflex neural arc toward lower sympathetic nerve activity [J]. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 2006, 291 (1): H318-H326.
- 21 张琪, 李芳芳, 温欣, 等. 电针“太冲”改善两肾一夹型高血压大鼠的压力反射敏感性和孤束核 $\alpha 2$ 肾上腺素受体活动 [J]. *针刺研究*, 2021, 46 (3): 187-193.

(责任编辑:施晓亚,潘越)

(上接第541页)

- 21 Ji JM, Zhao ZR, Ming L, et al. Investigating the protective effect of direct peritoneal resuscitation on intestinal barrier function in rat models of sepsis [J]. *J Trauma Acute Care Surg*, 2025, 99 (2): 264-271.
- 22 Manasyan A, Malkoff N, Cannata B, et al. Factors associated with delayed admission to the burn unit: A major burn center's experience [J]. *Burns*, 2024, 50 (9): 107288.
- 23 张泽瑾, 申传安. 基于多组学整合分析用于重度烧伤合并脓毒症患者早期预警标志物筛选的前瞻性研究和验证 [J]. *中华烧伤与创面修复杂志*, 2025, 41 (9): 904.
- 24 Tang SY, Zhang SW, Zhang J, et al. Effect of early fluid resuscitation combined with low dose cyclophosphamide on intestinal barrier function in severe sepsis rats [J]. *Drug Deliv Transl Res*, 2018, 8 (5): 1254-1264.
- 25 Whitehead J, Summers MJ, Louis R, et al. Assessment of physiological barriers to nutrition following critical illness [J]. *Clin Nutr*, 2022, 41 (1): 11-20.
- 26 Miyazaki H, Kinoshita M, Nakashima H, et al. Pioglitazone modifies kupffer cell function and protects against escherichia coli-induced bacteremia in burned mice [J]. *Int J Mol Sci*, 2022, 23 (21): 12746.
- 27 Wu HY, Wu QM, Liang C, et al. Immunoregulatory electrospinning fiber mediates Macrophage energy metabolism reprogramming to promote burn wound healing [J]. *Mater Today Bio*, 2025, 35: 102430.
- 28 Liu XH, Rong YX, Huang DL, et al. Altered genes and biological functions in response to severe burns [J]. *BioMed Res Int*, 2021, 2021: 8836243.
- 29 Payne ML, Young S, Heard J, et al. Effect of dexmedetomidine on fluid resuscitation in burn-injured patients [J]. *J Burn Care Res*, 2024, 45 (5): 1257-1263.
- 30 Liu XZ, Chen Y, You B, et al. Molecular mechanism mediating enteric bacterial translocation after severe burn: the role of cystic fibrosis transmembrane conductance regulator [J]. *Burns Trauma*, 2021, 9: tkaa042.
- 31 Wan J, Yu X, Niu JQ, et al. Inhibition of bruton's tyrosine kinase protects against burn sepsis-induced intestinal injury [J]. *Front Med*, 2022, 9: 809289.
- 32 宁海慧, 郭娜, 邢博民, 等. Rho激酶抑制剂对脓毒症大鼠肠损伤的作用及机制研究 [J]. *中华危重病急救医学*, 2022, 34 (12): 1268-1272.
- 33 刘辉, 刘军超, 王伟宝等. 腹腔注射同种异体粪便滤液建立大鼠脓毒症模型 [J]. *安徽医科大学学报*, 2023, 58 (2): 236-242.

(责任编辑:孟晓彤)