

文章编号: 1004-7220(2023)06-1198-07

# 一种新型髋关节假体柄的生物力学设计

禹健豪<sup>1</sup>, 张凯<sup>2</sup>, 李鹏翠<sup>3</sup>, 卫小春<sup>3</sup>, 王艳芹<sup>1</sup>, 何李明<sup>4</sup>, 闫瑞忠<sup>5</sup>, 薛艳茹<sup>1\*</sup>,  
武晓刚<sup>1,3\*</sup>, 陈维毅<sup>1\*</sup>(1. 太原理工大学 生物医学工程学院, 太原 030024; 2. 华晋骨科医院 骨科, 太原 030024; 3. 山西医科大学  
骨与软组织损伤修复山西省重点实验室, 太原 030001; 4. 山西白求恩医院(山西医学科学院) 骨科, 太原 030032;  
5. 太原市中心医院 骨科, 太原 030009)

**摘要:**目的 基于一种新型髋关节假体柄设计, 分析其在站立、行走、跑步和坐姿工况下的应力分布差异。方法 基于人体 CT 数据, 建立 7 组不同柄植入后的髋关节模型, 利用有限元分析方法计算不同工况下假体柄和股骨应力情况。结果 与植入传统假体柄相比, 站立时新型假体柄植入后假体柄应力峰值降低 23%、股骨应力降低 72%。7 种假体柄结果显示, 假体柄高度为 86.5 mm 的新型设计最符合患者需求。多工况结果显示, 患者处于坐姿, 柄承受应力最小, 使用寿命更长。结论 新型假体柄有助于延长假体使用寿命, 减小骨损伤风险。髋关节假体模型为后期柄的设计及患者术后康复提供科学理论支撑。

**关键词:** 全髋关节置换术; 假体柄; 股骨; 应力分布; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.06.022

## Biomechanical Design of a Novel Hip Prosthesis Stem

YU Jianhao<sup>1</sup>, ZHANG Kai<sup>2</sup>, LI Pengcui<sup>3</sup>, WEI Xiaochun<sup>3</sup>, WANG Yanqin<sup>1</sup>, HE Liming<sup>4</sup>,  
YAN Ruizhong<sup>5</sup>, XUE Yanru<sup>1\*</sup>, WU Xiaogang<sup>1,3\*</sup>, CHEN Weiyi<sup>1\*</sup>(1. College of Biomedical Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China;  
2. Department of Orthopedics, Huajin Orthopedic Hospital, Taiyuan 030024, China; 3. Shanxi Provincial Key  
Laboratory for Repair of Bone and Soft Tissue Injury, Shanxi Medical University, Taiyuan 030001, China;  
4. Department of Orthopedics, Shanxi Bethune Hospital, Shanxi Academy of Medical Sciences, Taiyuan  
030032, China; 5. Department of Orthopedics, Taiyuan Central Hospital, Taiyuan 030009, China)

**Abstract: Objective** Based on the design of a novel hip prosthesis stem, the stress distribution differences during standing, walking, running and in sitting posture were analyzed. **Methods** Based on human CT data, seven groups of hips joint models implanted with different stems were established, and stresses of the prosthetic stem and femur under different working conditions were calculated by using the finite element analysis method. **Results** Compared with the traditional prosthetic stem, the peak stress of the novel prosthetic stem during standing was reduced by 23%, and the femoral stress was reduced by 72%. The results of seven models showed that the prosthetic stem with the height of 86.5 mm was the most suitable for patients' needs. The multi-working condition results showed that when the patient was in sitting posture, the stem had the least stress and a longer

收稿日期: 2023-01-12; 修回日期: 2023-02-24

基金项目: 国家自然科学基金项目(12272250, 11972242, 82172503), 博士后基金项目(2020M680913), 山西省留学归国基金项目(2022-081)

通信作者: 武晓刚, 教授, E-mail: wuxiaogangtyut@163.com; 薛艳茹, 讲师, E-mail: xueyanru@tyut.edu.cn;

陈维毅, 教授, E-mail: chenweiyi@tyut.edu.cn

\* 为共同通信作者

service life. **Conclusions** The novel prosthetic stem helps to prolong the life of the prosthesis and reduce the risk of bone damage. This hip prosthesis model provides scientific theoretical support for post-design of the stem and postoperative rehabilitation of patients.

**Key words:** total hip arthroplasty (THA); prosthetic stem; femur; stress distribution; finite element analysis

髋关节在促进人体运动过程中起到重要作用。全世界每年约有 100 万患者经历全髋关节置换 (total hip arthroplasty, THA) 手术。伴随全球老龄化的加重,到 2030 年 THA 患者的数量将显著增加<sup>[1-2]</sup>。THA 是指髋关节发生磨损时通过植入假体恢复受损关节正常生理活动的方式<sup>[3]</sup>。有限元分析 (finite element analysis, FEA) 方法能够在计算机中进行植入物力学特性分析,解决了植入物体内测试难度大的问题。

研究认为,植入物在 THA 术后要起到支撑作用,故植入物应与股骨紧密相连<sup>[4]</sup>。传统髋关节假体的手术效果过分依赖于专家的经验 and 能力,难以避免对患者骨骼产生损伤<sup>[5]</sup>。FEA 是一种非破坏性设计骨科植入物假体方法,通过研究不同假体植入后的场景,分析植入物在不同行为下的性能。前期研究通过优化假体结构降低股骨和假体柄的应力,从而达到延长假体使用寿命的目的。有学者提出了传统假体柄的分类,并由此认为术后康复效果及植入物受力情况均受假体结构影响<sup>[6-7]</sup>。目前临床上常用几种常规形状假体,在手术中很少考虑患者骨质对假体的影响。有研究利用有限元技术重新评估髋关节柄的设计,考虑圆形、椭圆形、椭球形和梯形设计,以应力和位移为判定标准确定最佳形状<sup>[8-9]</sup>。目前用于预测 THA 术压力的模型普遍没有得到很好验证,主要原因是模拟工况几乎都为静态,但是髋关节在术后会暴露在不同的负载下,例如跑步、行走等。Joshi 等<sup>[10]</sup>运用 FEA 分析静态、动态和疲劳行为下直杆、缺口杆和弯曲杆的设计,结果表明,缺口杆效果最好。综上所述,前期研究多集中在植入物的结构设计,例如股骨头尺寸、假体柄匹配度等方面;或者研究不同材料对植入物性能的影响<sup>[11]</sup>。同时,多数研究仅在站立状态下分析应力位移情况,而这些研究存在结构设计不够细化、模拟工况单一等问题。

本文以降低应力、位移峰值为标准,设计一种圆台假体柄。通过调节高度,创建 7 种不同髋关节

模型,分析站立、行走、跑步以及坐姿 4 种术后工况下假体柄和股骨上的应力位移情况。结果表明,新设计的柄可以降低应力,延长假体使用寿命。

## 1 材料与方法

### 1.1 新型假体柄模型构建

新型柄保证原总长 ( $H$ ) 不变,将假体柄远端高度 ( $h$ ) 设置成圆台状,近端半径 12 mm,远端半径 6.7 mm,在近端倒半径 1 mm 圆角,在远端倒半径 7 mm 圆角,过渡处进行倒圆角处理避免应力集中 [见图 1(a)]。 $h$  在 85~88 mm 之间。保持材料参数、边界条件不变,植入 7 组圆台柄,分别命名为模型 1~7 ( $h=80、85.5、86、86.5、87、87.5、88$ )。根据有限元结果,得出最优设计。

### 1.2 模型提取和建立

实验对象为 1 名 65 岁女性,体质量 60 kg,身体健康,无骨质方面问题。实验前,告知受试者实验内容并获准本人同意。本研究已通过太原理工大学伦理委员会伦理审查。于太原市中心医院采集患者 CT 图像。将 CT 数据导入三维重建软件 Mimics 21.0,提取并建立股骨三维模型,在 Geomagic Wrap 2017 中对模型进行空洞填充、光滑处理、分离皮质骨松质骨等工作,创建完整的股骨模型。

髋关节假体包括假体柄、头、内衬及髋臼杯,根据太原市中心医院提供的髋关节假体实例,利用 SolidWorks 2018 按照人工 THA 标准对股骨头进行截骨处理<sup>[12-14]</sup>,用假体植入物替代切除的股骨头,得到 THA 手术模型<sup>[15]</sup> [见图 1(b)]。

在 HyperMesh 14.0 中进行网格划分、材料赋值。首先,进行网格独立性检验,将网格尺寸从 0.3 mm 到 5 mm 依次变化,根据应力变化结果,最终确定本文模型采用 3 mm 网格尺寸、四面体单元 C3D4 规格。通过网格自动划分功能对模型划分网格,用 HyperMesh 14.0 软件验证所有网格质量,对质量差的网格进行手动修改。股骨、假体单元网格数量分别为 338 394、122 506 个。皮质骨、松质骨赋

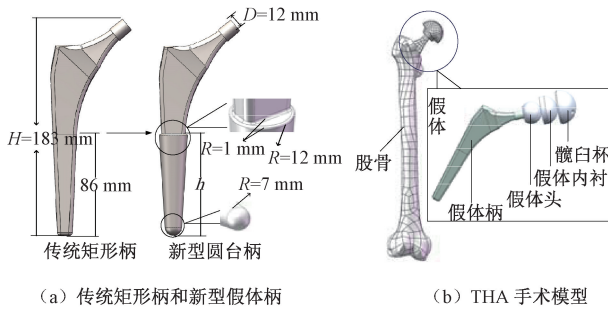


图1 THA模型及两种假体柄结构示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the THA model and two kinds of prosthetic stems (a) Traditional rectangular stem and novel prosthetic stem, (b) THA surgical model

予不同的弹性模量和泊松比。假体头和内衬赋予陶瓷材料,柄和髋臼杯赋钛合金材料<sup>[16]</sup>(见表1)。

表1 材料参数<sup>[17]</sup>

Tab. 1 Material parameters<sup>[17]</sup>

材料	弹性模量/MPa	泊松比
皮质骨	16 700	0.30
松质骨	4 101	0.30
陶瓷	358	0.26
钛合金	110 000	0.30

设定模型接触关系,主要包括4对接触,分别为髋臼杯与内衬、陶瓷内衬与陶瓷头、陶瓷头与假体柄、假体柄与股骨。髋臼杯与内衬、陶瓷头与假体柄、假体柄与股骨之间为绑定约束,在HyperMesh 14.0中进行共节点约束。陶瓷头和内衬之间为摩擦接触,摩擦因数为0.73<sup>[18-19]</sup>。

### 1.3 有效性验证

将模型导入ABAQUS CAE中,按照正常人体站立姿态,在髋臼杯中心处以耦合力施加600 N轴向正压力,全约束股骨远端6个方向自由度。结果表明,假体柄最大 von Mises 应力为103 MPa,与文献<sup>[20]</sup>中假体柄应力峰值(97 MPa)相比,差距较小。同时,本文发现,应力集中均位于假体柄颈部位置。依据在患者站立姿态下假体柄的应力分布结果与相关文献<sup>[20]</sup>的结果一致,证明此模型有效可靠。

### 1.4 不同工况下约束加载条件

在ABAQUS CAE中,通过施加不同载荷约束方式,模拟站立、行走、跑步和坐姿4种情况,植入新型假体柄,观察假体和股骨应力分布情况。

站立工况下,在髋臼杯中心处施加600 N耦合力模拟重力。全约束股骨远端6个方向自由度<sup>[20]</sup>[见图2(a)]。

根据人类动态载荷曲线,行走时,载荷曲线包括1个峰值(b)和两个峰谷(a、c),跑步时载荷曲线只存在1个峰谷(d)<sup>[21]</sup>。其中,峰值a对应行走过程中脚跟着地,此刻所承载荷为1 507.9 N;峰值b对应站立时相,载荷为1 153.5 N;峰值c对应脚趾离地,载荷为1 762.6 N。峰值d表示跑步过程中人体髋关节承受最大载荷时刻,为3 433.5 N<sup>[22-23]</sup>[见图2(b)]。

坐姿下,人坐在普通椅子时产生的髋关节反作用力(hip joint reaction force, HJRF)为22.3% BW (BW为人体体重)<sup>[24-25]</sup>。坐姿时股骨可以简化看作简支梁模型,胫骨给予股骨1个约束,股骨大转子处与座椅表面形成约束,股骨和髋关节假体共同看作外伸梁模型。鉴于受试患者体质量为60 kg,故HJRF为133.8 N[见图2(c)]。

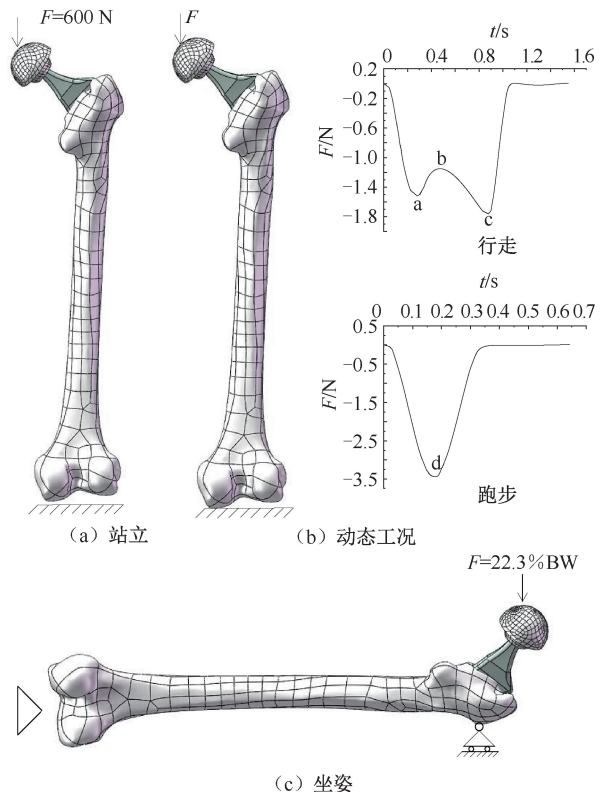


图2 不同工况下载荷约束示意图

Fig. 2 Schematic diagram of load constraints under different working conditions (a) During standing, (b) Under dynamic conditions, (c) In sitting posture

## 2 结果

### 2.1 新型柄与传统柄植入后结果

新型假体柄采用圆台形创新设计,既满足了降低应力的要求,又达到了贴合股骨骨髓腔的效果。本研究以柄和股骨应力为标准,对矩形柄和新型圆台柄进行分析。结果显示,传统假体柄的最大应力集中于柄颈部,植入新型圆台柄后应力主要集中于柄颈部和中下段[见图 3(a)]。股骨应力主要集中于股骨中段。矩形柄植入后,股骨应力主要集中在中段外侧。新型圆台柄植入后,股骨应力位于股骨中段区域,应力分布光滑且均匀,不存在集中于某一处的应力,应力分布与正常股骨的应力分布规律相似[见图 3(b)]。新型假体柄植入后股骨应力最小,与正常股骨的应力相近,更加符合正常股骨的受力情况[见图 3(c)]。

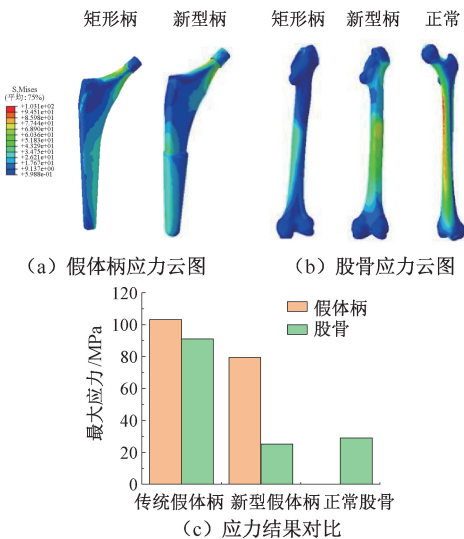


图 3 站立下手术模型和正常股骨应力分布及峰值对比

Fig. 3 Comparison of stress distribution and peak stress for surgical model and normal femur during standing

(a) Stress nephogram of prosthetic stem, (b) Stress nephogram of the femur, (c) Comparison of stress results

### 2.2 站立下应力和位移

在站立情况下,7组模型假体柄 von Mises 应力均集中于两处,一处是柄颈内侧,此处应力峰值较大;另一处位于柄中段靠下,由中段到远端应力逐渐减小。在模型 1 中,最大应力位于柄颈内侧,柄远端未出现应力集中。模型 2 中,柄颈部产生了较模型 1 更大面积的应力集中,远端未出现应力集

中。模型 3 应力分布规律与模型 2 基本一致。模型 4 柄颈部应力分布与模型 1、2、3 几乎一致,柄中段应力集中面积较小。模型 5、6、7 中,应力集中依然发生于柄颈处,在柄中段也产生应力集中,同时侧面产生了较模型 1~4 更多的应力。

模型 1~4 股骨应力集中于中段前侧。模型 5、6 股骨应力集中于股骨中段内侧。模型 7 股骨应力分布情况与模型 1~4 一致。植入假体柄的股骨应力分布与正常股骨的应力分布规律相同,应力集中于股骨中段位置。7 组模型的股骨应力峰值均小于正常股骨在站立姿态下的应力峰值(29.07 MPa)。

站立时,除模型 1 植入后假体柄侧面顶端出现位移集中现象外,其他 6 组模型均未出现位移集中现象。股骨最大位移发生在股骨大转子处。无论是假体柄还是股骨,位移峰值均处于 0.8~1.2 mm 之间[见图 4(a)、(b)和图 5(a)]。

### 2.3 走路姿态载荷峰值下应力和位移

在行走时,3 种不同载荷情况下分别植入 7 种  $h$  值不同的圆台柄,共得到 21 种不同工况下假体柄和股骨的应力云图。结果显示,脚跟着地时,21 种工况下柄的应力分布基本一致。应力集中发生在柄颈部约 1/3 处,应力分布由柄颈部向远端均匀减小,不存在其他应力集中。

脚跟着地时,7 组模型股骨应力均小于正常股骨的最大应力(正常股骨脚跟着地、站立时相、脚趾离地时最大应力分别为 43.83、33.53、51.24 MPa)。21 种工况下股骨应力分布基本一致。与正常股骨在走路姿态下的应力分布情况相同,应力集中于股骨中段靠上位置,从应力集中位置开始逐渐扩散,股骨远端应力分布多于近端[见图 4(c)和图 5(b)]。

### 2.4 跑步姿态载荷峰值下应力和位移

跑步时,柄的应力集中于假体柄颈部内侧。植入假体柄模型股骨与正常股骨的应力分布情况一致,应力集中于股骨中段。7 种模型的股骨应力均小于正常股骨跑步状态下的最大应力(99.81 MPa),见图 4(d)和图 5(c)。

### 2.5 坐姿下应力和位移

在坐姿下,柄的应力集中于柄颈侧面,从近端到远端逐渐减小。模型 1~3 应力集中区域逐渐减小,模型 4~7 应力集中区域面积逐渐增大,模型 4 应力分布较为均匀。7 种模型股骨应力分布与正常

股骨相同,应力集中于股骨大转子处,但不存在大面积应力集中现象,分布较为均匀。7 种模型的应

力峰值均小于正常股骨应力峰值(16.78 MPa),见图 4(e)和图 5(c)。

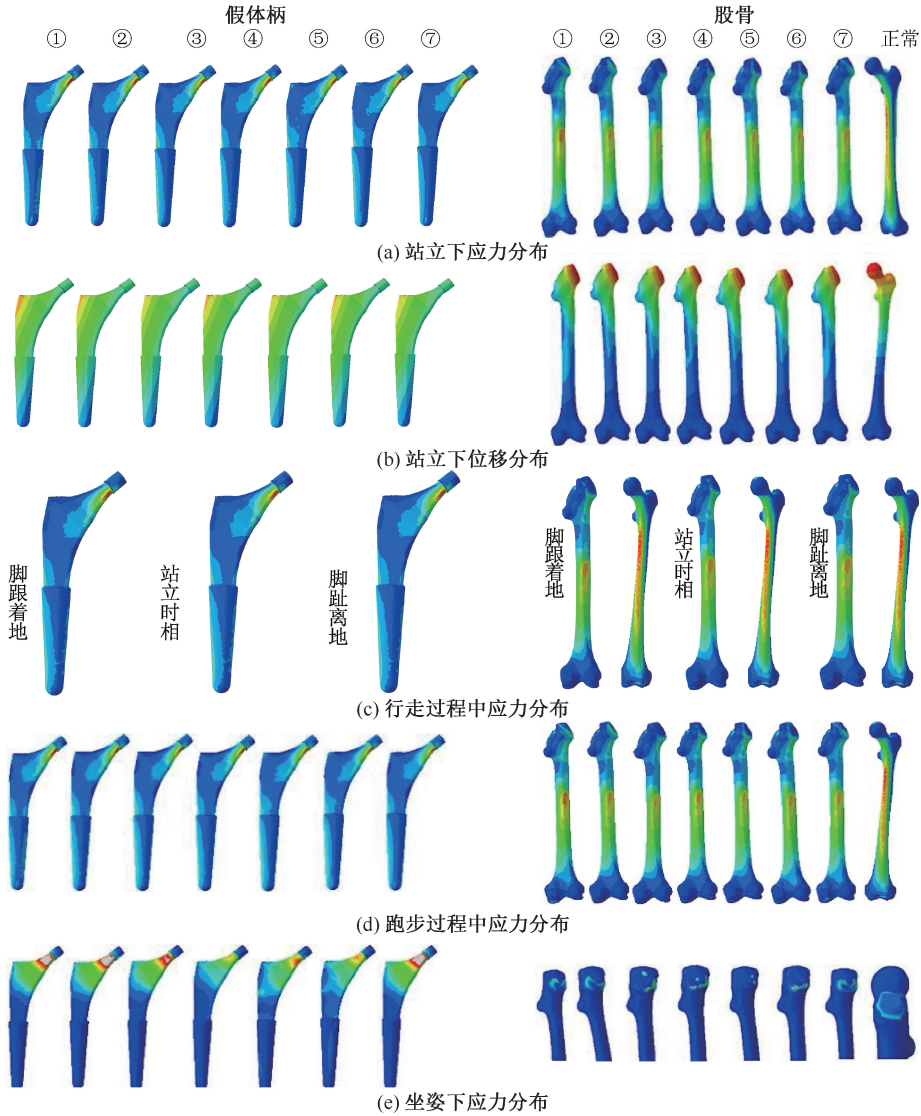


图 4 不同工况下应力、位移云图

Fig. 4 Stress and displacement nephograms under different working conditions (a) Stress distributions during standing, (b) Displacement distributions during standing, (c) Stress distributions during walking, (d) Stress distributions during running, (e) Stress distributions in sitting posture

注: ①~⑦分别为模型 1~7;由于行走工况下共 21 种应力云图,数量较多,只展示最优模型 4 ( $h=86.5\text{ mm}$ ) 的应力云图。

### 3 讨论

THA 中假体半径、高度和形状等变量的不匹配,都会影响植入物性能。本文建立 THA 手术模型,采用有限元方法探究新型假体柄在站立、行走、跑步和坐姿下应力分布,得出最佳设计,依据不同

工况下假体和股骨力学特性为患者术后康复提出合理性建议。

传统和新型假体柄植入后均在柄颈部产生应力集中,但新型假体柄应力峰值从 103.1 MPa 降低到 79.36 MPa。应力的减小大概率降低了发生断裂的风险,能够适当地延长假体使用寿命。该结果肯

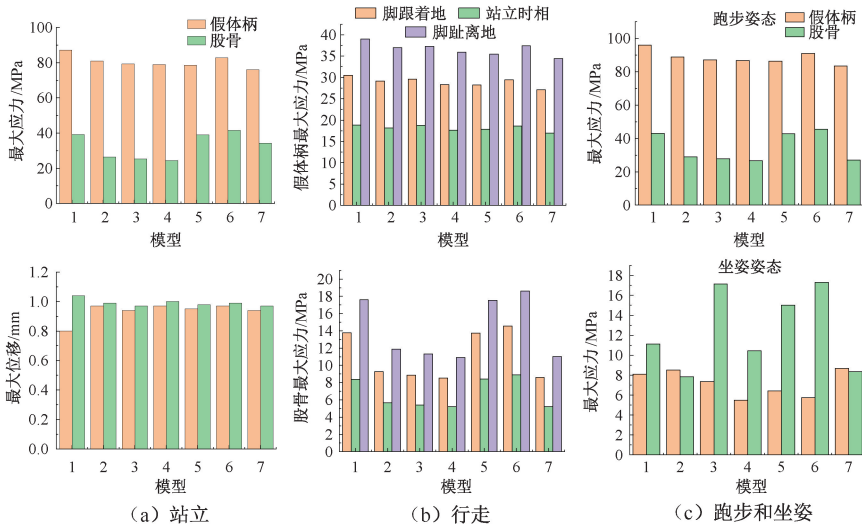


图5 不同工况下应力、位移峰值对比

Fig. 5 Comparison of peak stress and displacement under different working conditions

(a) During standing, (b) During walking, (c) During running and in sitting posture

定了 Chethan 等<sup>[26]</sup>关于椭圆形假体柄能够降低柄部应力的结论。本文还研究了股骨应力分布,新型圆台形柄植入后股骨应力集中于股骨中部且分布更均匀,应力峰值从 91.02 MPa 降低为 25.24 MPa,应力峰值降低能够缓和患者术后不适感,也会对患者骨组织起到一些保护作用。

THA 患者在站立工况下,分别在柄颈部和柄中段存在两处应力集中,颈部的应力较大,由于柄颈部的截面积较小,颈部的应力集中易导致柄断裂。在 7 种模型中,模型 4 ( $h = 86.5$  mm) 应力峰值为 79.02 MPa,模型 5 应力峰值为 78.57 MPa,结合股骨应力峰值,模型 4 植入后股骨的应力峰值最小,为 24.35 MPa。综合柄的使用寿命和股骨安全,最终确定圆台高度  $h = 86.5$  mm 的假体柄植入最优。柄和股骨最大位移位于 0.8~1.2 mm 之间,术后不会发生脱位风险。因此,模型 4 ( $h = 86.5$  mm) 在 7 种柄中为最优选择。

行走时,模型 7 应力最小,模型 4 次之,3 种载荷情况下模型 4 应力峰值比模型 7 大 0.5~1.5 MPa。模型 4 比模型 7 股骨应力小,3 种载荷情况下模型 4 的应力峰值比模型 7 小 80~100 kPa。模型 4 应力云图显示假体柄应力集中于柄颈部内侧,易在颈部产生裂痕引发断裂。股骨应力分布均匀,应力集中在股骨中段。结合站立下柄和股骨应力分布,确定

模型 4 最优。

跑步时,假体柄应力集中于柄颈部内侧。跑步时柄应力峰值大于站立和行走的应力峰值。股骨应力集中在骨中段。模型 4 应力最小,柄应力也较小。因此,模型 4 适用于患者术后跑步活动。

坐姿时,假体柄应力集中在柄颈部侧面。模型 4 应力峰值最低,股骨应力均匀分布于大转子处。结合假体柄的应力结果,模型 4 可以满足坐姿下需求。

综上所述,新型假体柄起到了减少应力、延长使用寿命的效果,降低股骨术后发生损伤风险。不同工况下的应力结果显示,新型假体柄在术后站立、步行、跑步和坐姿等活动时均适用。

## 4 结论

本研究设计一款新型髋关节假体柄,将传统柄远端开始 86.5 mm 设置为圆台形,以柄应力峰值表征使用寿命,股骨应力峰值表征发生骨损伤概率。结果表明,假体柄和股骨应力峰值基本符合随圆台高度的增大,应力先减小后增加且在高度为 86.5 mm 时达到最小值的变化规律,且根据位移结果得出均不会发生术后脱位的风险。

本文分析了 THA 患者处于站立、行走、跑步和坐姿多工况下假体柄的生物力学特性。应力云图

显示,坐姿下假体柄应力集中于颈部侧面,更有利于延长使用寿命;跑步状况下柄受到较大应力,更容易发生断裂、股骨容易发生骨损伤。因此,患者术后应尽量避免剧烈运动。本研究结果对临床患者术后康复提供指导性建议。

## 参考文献:

- [ 1 ] SINGH DP, CHAVADAKI S, SHAIKH A, *et al.* Finite element analysis of hip joint to find out the load at which the fracture occurs [ J ]. *Mater Today Proc*, 2021, 46: 10656-10661.
- [ 2 ] CORTIS G, MILETI I, NALLI F, *et al.* Additive manufacturing structural redesign of hip prostheses for stress-shielding reduction and improved functionality and safety [ J ]. *Mech Mater*, 2022, 165: 104173.
- [ 3 ] KATZ Y, YOSIBASH Z, SALAI M, *et al.* Strain shielding for cemented hip implants [ J ]. *Clin Biomech*, 2020, 77: 105027.
- [ 4 ] CODEN G, MATZKO C, HUSHMENDY S, *et al.* Impact of acetabular implant design on aseptic failure in total hip arthroplasty [ J ]. *Arthroplast Today*, 2021, 7: 60-68.
- [ 5 ] KAYABASI O, EKICI B, The effects of static, dynamic and fatigue behavior on three-dimensional shape optimization of hip prosthesis by finite element method [ J ]. *Mater Design*, 2007, 28(8): 2269-2277.
- [ 6 ] EVANS JT, EVANS JP, WALKER RW, *et al.* How long does a hip replacement last? A systematic review and meta-analysis of case series and national registry reports with more than 15 years of follow-up [ J ]. *Lancet*, 2019, 393(10172): 647-654.
- [ 7 ] CHAUDHRY V, JOSHI V, SAINI SK, *et al.* Static structural analysis of hip joint to find out the fracture [ J ]. *Mater Today Proc*, 2020, 26: 2673-2675.
- [ 8 ] SHAH SM. Survival and outcomes of different head sizes in primary total hip arthroplasty [ J ], *J Orthop*, 2019, 16(6): A1-A3.
- [ 9 ] 刁乃成, 郭艾, 杨波, 等, 人工髋关节置换术中股骨假体周围骨折的危险因素分析 [ J ]. *北京医学*, 2015, 37(11): 1025-1027.
- [ 10 ] JOSHI T, GUPTA G, Effect of dynamic loading on hip implant using finite element method [ J ]. *Mater Today Proc*, 2021, 46: 10211-10216.
- [ 11 ] KUMAR P, JAIN NK, Finite element analysis of femoral prosthesis using Ti-6Al-4V alloy and TiNbZrTaFe high entropy alloy [ J ]. *Mater Today Proc*, 2021, 44: 1195-1201.
- [ 12 ] TOH SMS, ASHKANFAR A, ENGLISH R, *et al.* The relation between body weight and wear in total hip prosthesis: A finite element study [ J ]. *Comput Meth Prog Bio*, 2022, 2: 100060.
- [ 13 ] KEATING TC, LEONG N, BECK EC, *et al.* Evaluation of statistical shape modeling in quantifying femoral morphologic differences between symptomatic and nonsymptomatic hips in patients with unilateral femoroacetabular impingement syndrome [ J ]. *Arthrosc Sports Med Rehabil*, 2020, 2(2): e91-e95.
- [ 14 ] NISHIWAKI T, HATA R, OYA A, *et al.* Pelvic tilt displacement before and after artificial hip joint replacement surgery [ J ]. *J Arthroplasty*, 2018, 33(3): 925-930.
- [ 15 ] JITPRAPA KULSARN S, CHANTARAPANICH N, GROMPRASIT A, *et al.* Dual plating for fixation failure of the distal femur: Finite element analysis and a clinical series [ J ]. *Med Eng Phys*, 2023, 111: 103926.
- [ 16 ] JIANG X, LIANG K, DU G, *et al.* Biomechanical evaluation of different internal fixation methods based on finite element analysis for Pauwels type III femoral neck fracture [ J ]. *Injury*, 2022, 53(10): 3115-3123.
- [ 17 ] 赖震, 费骏, 魏威, 等, 应用三维有限元分析髋臼骨结核软骨下骨塌陷的风险 [ J ]. *生物医学工程学进展*, 2010, 31(4): 198-201.
- [ 18 ] 赵诗奎. 氧化锆基纳微米复合陶瓷模具材料及其摩擦磨损特性研究 [ D ]. 济南: 山东轻工业学院, 2009.
- [ 19 ] PRETTY SP, MOURTZAKIS M, LAING AC, Femur geometry and body composition influence femoral neck stresses: A combined fall simulation and beam modelling approach [ J ]. *J Biomech*, 2022, 141: 111192.
- [ 20 ] IKHSAN, PRABOWO AR, SOHN JM, *et al.* Finite element analysis of different artificial hip stem designs based on fenestration under static loading [ J ]. *Procedia Struct Integrity*, 2020, 27: 101-108.
- [ 21 ] 武晓刚, 骨的多孔介质弹性力学行为及力-电效应研究 [ D ]. 太原: 太原理工大学, 2012.
- [ 22 ] MISHRA RN, SINGH MK, KUMAR V. Biomechanical analysis of human femur using finite element method: A review study [ J ]. *Mater Today Proc*, 2022, 56: 384-389.
- [ 23 ] LI M, VENALAINEN MS, CHANDRA SS, *et al.* Discrete element and finite element methods provide similar estimations for hip joint contact mechanics during walking gait [ J ]. *J Biomech*, 2021, 115: 110163.
- [ 24 ] VAN HOUCKE J, SCHOUTEN A, STEENACKERS G, *et al.* Computer-based estimation of the hip joint reaction force and hip flexion angle in three different sitting configurations [ J ]. *Appl Ergon*, 2017, 63: 99-105.
- [ 25 ] MOUDY SC, TILLIN NA, SIBLEY AR, *et al.* Foot strike alters ground reaction force and knee load when stepping down during ongoing walking [ J ]. *Gait Posture*, 2020, 76: 327-333.
- [ 26 ] CHETHAN KN, ZUBER M, SHYAMASUNDER BN, *et al.* Static structural analysis of different stem designs used in total hip arthroplasty using finite element method [ J ]. *Heliyon*, 2019, 5(6): e01767.