

聚醚醚酮各向异性3D打印对股骨替代物力学性能的影响

姚思琦^{1,2}, 孙畅宁^{1,2}, 王玲^{1,2}, 石长全¹, 李涤尘^{1,2}

(1. 西安交通大学 机械工程学院, 机械制造系统工程国家重点实验室, 西安 710054;

2. 国家药品监督管理局医用增材制造器械研究与评价重点实验室, 西安 710054)

摘要:目的 针对材料挤出成形3D打印聚醚醚酮(polyetheretherketone, PEEK)骨替代物制造工艺存在明显各向异性的问题,以下肢股骨为例,研究不同摆放方式下3D打印PEEK股骨替代物的力学性能。方法 在有限元模型中模拟人体步态周期中5种姿态,改变正交各向异性,计算不同打印摆放方式下股骨应力与变形,并通过力学实验研究3D打印PEEK股骨的安全性与稳定性。结果 竖直摆放优于水平摆放方式,此时3D打印PEEK股骨替代物最大应力为46.56 MPa,低于PEEK材料的屈服强度但变形量大于自然股骨,满足服役过程中力学性能需求,而承载稳定性有待提高。结论 使用材料挤出成形制造承重骨时应优先采用竖直摆放的方式,3D打印技术在用于承重部位骨替代物时应谨慎考虑其各向异性对替代物服役性能的影响。

关键词: 3D打印; 各向异性; 步态; 承重骨

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.02.011

Effects of PEEK Anisotropy Formed by 3D Printing on Mechanical Properties of Femoral Substitutes

YAO Siqi^{1,2}, SUN Changning^{1,2}, WANG Ling^{1,2}, SHI Changquan¹, LI Dichen^{1,2}

(1. State Key Laboratory for Manufacturing System Engineering, School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710054, China; 2. NMPA Key Laboratory for Research and Evaluation of Medical Additive Manufacturing Devices, Xi'an 710054, China)

Abstract: Objective Aiming at the problem of significant anisotropy in the three-dimensional (3D) printed polyether-ether-ketone (PEEK) bone substitutes manufactured by material extrusion technology, taking the femur, the main load-bearing long bone of the lower limb, as an example, the biomechanical properties of the femoral model under different direction in the build chamber were evaluated by the combination of finite element analysis and *in-vitro* mechanical experiment. **Methods** A left femoral model was obtained by reconstruction from CT data. The stress and displacement of the 3D printed PEEK femur with different directions in the build chamber under five physiological postures in the human gait cycle were simulated by varying the orthogonal anisotropy mechanical properties. An *in-vitro* mechanical experiment was conducted to investigate the safety and stability of

收稿日期:2022-04-14; 修回日期:2022-06-10

基金项目:广东省重点领域研发计划项目(2018B090906001),陕西省自然科学基金基础研究计划项目(2022JQ-378),中国博士后科学基金项目(2020M683458),国家重点研发计划项目(2018YFE0207900),国家自然科学基金项目(51835010),中央高校基本科研业务费,陕西高校青年创新团队,广东省基础与应用基础研究基金项目(2020B1515130002)

通信作者:孙畅宁,助理研究员,硕士生导师,E-mail: sun.cn@xjtu.edu.cn

the femur through a 3D printed PEEK femur. **Results** When the long axis of the femur model was perpendicular to the building platform of the 3D printer, a better mechanical property was obtained, and the maximum von Mises stress was 46.56 MPa, which was lower than the yield stress of PEEK, while the maximum displacement was larger than that of the natural femur under same loading condition. Therefore, the 3D printed PEEK femur met the strength requirement, but the stability needs to be improved. **Conclusions** The long axis is recommended to be perpendicular to the building platform when the material extrusion technology was used for the substitute of the load-bearing long bone, and the effect of its anisotropy on service performance of the substitute should be carefully considered when the 3D printing technology is used for load-bearing bone substitute.

Key words: three-dimensional (3D) printing; anisotropy; gait; finite element analysis; load-bearing bone

恶性股骨肿瘤切除手术结束后会造成人体股骨大范围缺损,假体置换技术是修复缺损股骨的有效方法^[1-2]。3D 打印定制式假体在下肢长骨修复中得到广泛的应用^[3-5]。以钛合金等为原材料的 3D 打印金属硬组织替代物具有较好的力学性能,但易产生应力屏蔽及远期松动^[6-7]。聚醚醚酮 (polyether-ether-ketone, PEEK) 材料具有优异的化学稳定性和生物相容性,且 PEEK 与天然骨相似的弹性模量,可以改善应力屏蔽效应,有效避免假体松动^[8-9]。目前,3D 打印 PEEK 替代物在人体胸外科、颅骨、骨关节、口腔等部位已有大量应用,而在承担人体运动载荷的股骨等部位的应用较为罕见^[10-14]。

材料挤出成形工艺是当前 PEEK 骨替代物的主要 3D 打印工艺之一。其工作原理是将熔融状态的材料通过逐层累加的方式堆积成实体模型或零件,故加工后的试件具有明显的正交各向异性。研究指出,材料挤出成形 PEEK 在层间、层内方向的平均抗拉强度分别为 16.5、55.7 MPa,两者相差近 2.5 倍^[15]。Zheng 等^[16]研究了材料挤出成形 PEEK 的力学性能,测得沿层间堆叠、打印路径和层内线间排列方向的弹性模量分别为 2.81、2.13、2.14 GPa。由于股骨是人体重要的承重骨,为确保其服役安全性,在进行假体置换术前需进行力学仿真分析,故仿真分析结果的准确性将影响股骨替代物的安全性评估。材料挤出成形技术显著的各向异性对制件的服役性能有深入影响。因此,在临床前的安全性评估中,需考虑 3D 打印中摆放方式对股骨替代物服役性能的影响,从而避免替代物在人体内沿薄弱方向发生破坏。

为深入认识 PEEK 材料挤出成形的各向异性对

股骨替代物服役性能影响,本文通过在有限元分析中改变三维正交方向各向异性参数设置,模拟不同打印摆放方式对股骨性能的影响,研究股骨在不同生理载荷下的稳定性与安全性,并通过静力学试验进行验证。研究结果为 3D 打印承重骨替代物的生物力学性能研究提供方法,以及为 3D 打印 PEEK 个性化骨替代物用于承重部位提供技术支持。

1 材料与方法

1.1 有限元模型

选择静止状态下双腿站立相,以及正常行走步态周期中的 4 个典型的步态瞬时(脚跟着地相、脚掌着地相、脚跟离地相和脚趾离地相),共计 5 种状态。根据步态中髌关节接触力相关文献的研究,得到其在整个步态中的合力实时变化曲线以及分别在冠状面和矢状面的角度变化曲线[见图 1(a)]^[18]。将 1 个步态周期中发挥主要作用的股骨肌肉群中涵盖的肌肉力相加,得到在 4 个瞬时步态肌肉力^[19]。此外,在 1 个步态周期中,外展肌肌群组成的肌肉在冠状面角度差异值不超过 5°,平均角度为 22.5°;矢状面角度差异值最大不超过 10°,平均角度为 10°;阔筋膜张肌在冠状面角度差异值为 8°;股外侧肌几乎无角度偏转^[18]。

将体重为 35 kg 骨肿瘤儿童患者左侧全股骨 CT 数据导入 Mimics 16.0 (Materialise 公司,比利时),对患者全股骨进行三维模型重建;将模型导入 Geomagic Studio 2012 (Geomagic 公司,美国)进行光顺处理,得到全股骨实体模型;在 HyperMesh 12.0 (Altair 公司,美国)中对全股骨模型采用四面体单元 (C3D4) 进行划分网格;将股骨模型导入 ABAQUS 6.14 (Dassault 公司,法国)进行生物力学

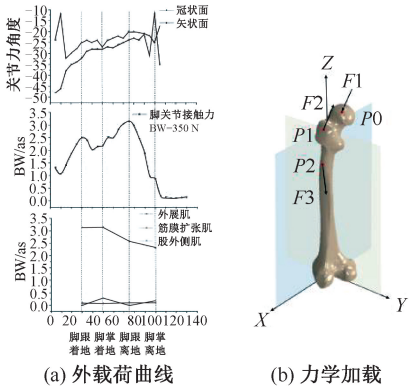


图1 股骨生理载荷

Fig. 1 Physiological load of the femur (a) Curve of external load, (a) Mechanical loading

注: P_0 : 髌关节接触力作用点; P_1 : 筋膜扩张肌作用点; P_2 : 股外侧肌作用点; F_1 : 髌关节接触力; F_2 : 筋膜扩张肌; F_3 : 骨外侧肌。

分析。股骨远端踝关节与膝关节采用固定端约束, 关节力应用于股骨头的虚拟中心, 肌肉力的作用点根据髌关节的解剖学位置应用于股骨, 为更准确地模拟股骨在人体内部的真实负载情况, 力的作用点与其附近的股骨表面网格节点采取耦合的方式, 正常行走步态瞬时力通过不同步态下的作用角度换算为方向分量进行施加^[20]。双足静止站立相时, 骨盆成水平中立位, 双侧髌关节支撑躯干、头部和双侧上肢, 约承受 62% 体重, 故左侧髌关节虚拟中心作用 108.5 N 垂直向下的力, 肌肉力忽略不计^[21]。分别设置 0.5、1、2 mm 网格尺寸进行网格敏感性分析。结果表明, 随着网格尺寸的减小, 应力显著增加; 当网格尺寸小于 1 mm 时, 进一步减小网格尺寸, 应力变化不大 (von Mises 应力误差小于 5%)。因此, 股骨模型选择 1 mm 网格尺寸。

1.2 PEEK 各向异性参数设置

PEEK 骨替代物采用材料挤出成型的方式进行打印, 打印工艺具有明显的各向异性。实验测得沿打印路径、线间和层间沉积 3 个正交方向对应的弹性模量分别 2.13、2.14、2.81 GPa^[16], 层间沉积方向的弹性模量优于平面内沿打印路径和线间两个正交沉积方向。将制造工艺中产生的各向异性作为影响因素纳入仿真分析条件, 将提高对股骨替代物力学性能评估的准确性。通过改变三维正交方向各向异性参数设置, 可模拟股骨假体 3 种打印摆放

方式下的打印工艺对股骨性能的影响。

本文以右手定则建立如图 1(b) 所示的左股骨局部坐标系。其中, X 轴正向指向左侧股骨模型的外侧, Y 轴正向指向股骨关节髌, Z 轴正向与股骨轴线重合指向股骨头。如图 2 所示, 股骨轴线与局部坐标系 Z 轴方向夹角 0° ($Z=0^\circ$) 的竖直摆放状态对应层间沉积方向、股骨轴线与 X 轴和 Y 轴方向夹角分别为 0° ($X=0^\circ$ 、 $Y=0^\circ$) 的水平放置状态对应沿打印路径和线间沉积方向。为准确模拟 3 种摆放方式下股骨打印过程中受到材料挤出成形加工方式的影响表现出的各向异性力学属性, ABAQUS 中股骨模型材料属性设置采用如表 1 所示的正交打印路径的各向异性参数。

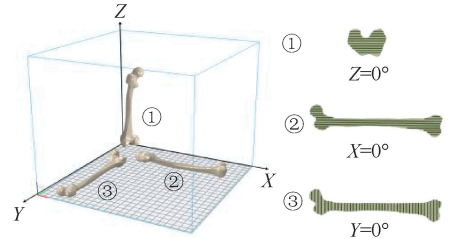


图2 股骨 3 种打印摆放方式

Fig. 2 Schematic diagram of femur with three different directions in the build chamber

注: ①、②、③ 分别代表沿层间沉积、打印路径和线间沉积和 3 个正交方向。

表 1 不同摆放方式的正交各向异性参数

Tab. 1 Orthogonal anisotropic parameters under different placement modes

| 方向 | $E_1/$ MPa | $E_2/$ MPa | $E_3/$ MPa | $G_{12}/$ MPa | $G_{23}/$ MPa | $G_{13}/$ MPa | μ |
|-------------|---------------|---------------|---------------|------------------|------------------|------------------|-------|
| $Z=0^\circ$ | 2 130 | 2 140 | 2 810 | 819.0 | 680.50 | 680.5 | 0.3 |
| $Y=0^\circ$ | 2 130 | 2 810 | 2 140 | 680.5 | 680.50 | 823.0 | 0.3 |
| $X=0^\circ$ | 2 810 | 2 130 | 2 140 | 680.12 | 680.12 | 819.0 | 0.3 |

注: E_1 、 E_2 、 E_3 分别为 X 、 Y 、 Z 轴方向弹性模量; G_{12} 、 G_{23} 、 G_{13} 分别为 XOY 、 XOZ 、 YOZ 平面剪切模量; μ 为泊松比。

2 结果

2.1 体外力学试验

为验证有限元模型, 使用材料挤出成型工艺制造上述 PEEK 左股骨替代物, 利用生物力学压缩模拟机进行体外加载实验。股骨模型采用手动扶持, 底端用夹具和硅胶片固定, 顶端用防滑布包裹球头, 加硅胶片后放置于法兰轴线位置, 手动调整法

兰位置使其与硅胶片轻轻接触,将实验参数调整为位移加载速度 2 mm/min 后进行加载,收集股骨头处力学传感器实时记录的实验数据,观察压力-位移曲线(见图 3)。当最大加载力为 4 倍体重,整个加载过程中股骨未出现明显弯曲变形;当施加与人体双腿站立相相同的加载力时,产生 1.24 mm 的变形量。

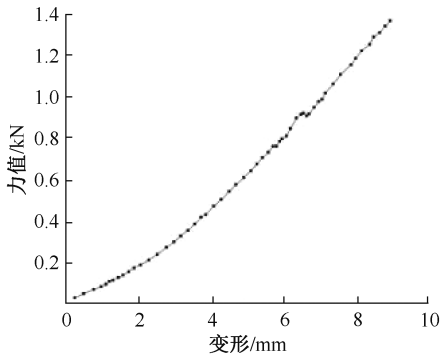


图 3 PEEK 股骨力学测试曲线

Fig. 3 PEEK femur mechanical test curve

2.2 股骨各步态有限元分析结果

双足站立相状态下,全股骨 3 种不同打印摆放方式对应的应力和位移分布如图 4 所示。结果表明,股骨头加载部位出现最大总位移, $Z=0^\circ$ 竖直打印方式下股骨总位移变形量(2.88 mm)最小, $X=0^\circ$ 和 $Y=0^\circ$ 两种水平打印路径下最大总位移均为 3.82 mm。相同载荷下,仿真分析数据与力学测试

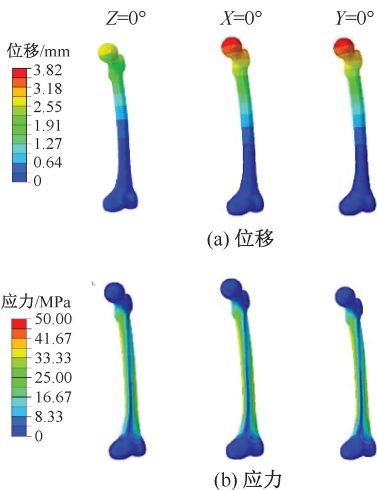


图 4 双足站立相 3 种打印摆放方式下股骨位移和应力云图

Fig. 4 Femoral displacement and stress nephogram in bipedal standing phase (a) Displacement, (b) Stress

结果的误差为 57%,推测原因是人为手动扶持防止股骨滑动的过程中,作为辅助支撑一定程度阻止了股骨假体的侧向位移从而降低压缩变形量,导致分析结果与真实测量值存在较大的误差。3 种打印方式的应力分布情况较为一致,应力集中部位出现在靠近股骨头近端的 1/3 处,最大应力约为 2.9 MPa。

根据 4 个典型瞬时步态对应的生理状态进行有限元分析的加载和计算,分别得到 3 种打印摆放方式下股骨应力和位移分布(见图 5)。在 1 个正常行走周期内选择的四步态中,股骨在脚跟离地相受到的应力和发生的位移量最大,最大应力出现在 PEEK 股骨远端 1/3 处,最大总位移发生在股骨头加载处,且在脚跟离地步态下,相比于水平放置的两种打印路径, $Z=0^\circ$ 竖直放置打印的 PEEK 股骨具有更优异的力学承载性能,相同载荷分布情况下产生更小位移变形量和应力集中程度,最大应力为 46.56 MPa,最大总位移量为 47.9 mm。

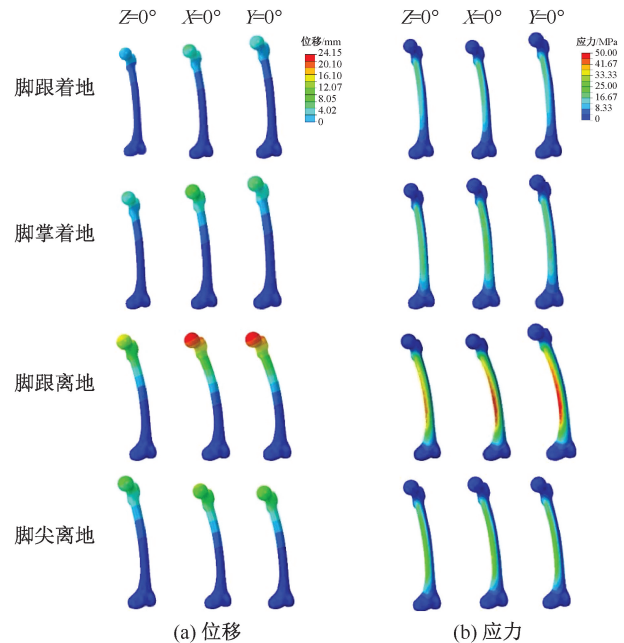


图 5 四步态 3 种打印摆放方式下股骨位移和应力云图

Fig. 5 Femoral displacement and stress nephogram in four gaits (a) Displacement, (b) Stress

2.3 云图分析结果

为更全面地评估各向异性 PEEK 股骨假体打印摆放方式与其在人体服役中的力学性能相关性,对 5 种生理状态对应的应力和位移进行数值分析。统

计结果表明,在脚跟离地相股骨承受外载荷达到峰值状态下,不同打印摆放方式在制造过程中产生的各向异性对股骨的力学性能影响显著。 $Z=0^\circ$ 竖直放置打印的位移量与水平方向上按照 $Y=0^\circ$ 和 $X=0^\circ$ 两种正交方向放置打印的位移量差达 20 mm, 应力差为 5.6 MPa。在其他外载荷相对较小的瞬时步态中改变股骨的摆放方式,3 种打印状态对应的应力峰值数值基本持平,位移变形量差异分布规律相同, $Z=0^\circ$ 竖直放置打印变形量依次小于 $Y=0^\circ$ 和

$X=0^\circ$ 水平放置打印 2 [见图 6(a)、(b)]。

实验室测得 3D 打印 PEEK 材料的拉伸强度为 95.55 MPa, 弯曲强度为 140.62 MPa, 压缩强度为 142.42 MPa, 屈服强度为 98.8 MPa^[22]。根据塑性材料安全系数计算公式,可得不同步态和对应的 3 种打印摆放方式下安全系数。结果显示,最危险的脚跟离地相中两种水平正交摆放的打印方式安全系数低于承重骨校核下限 2, 竖直摆放的打印方式安全系数超过 2, 达到 2.12 [见图 6(c)]。

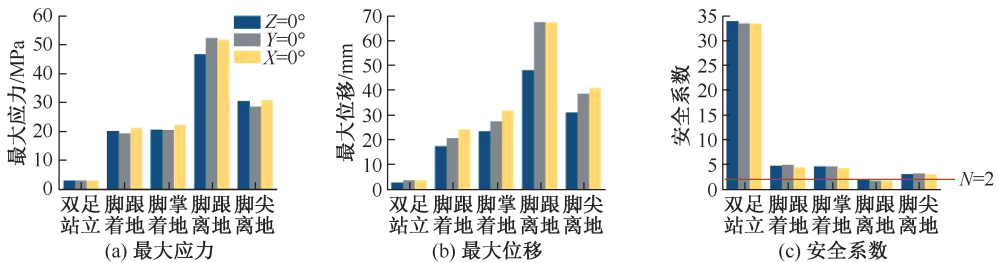


图 6 五步态下仿真结果

Fig. 6 Simulation results in five gaits (a) Maximum stress, (b) Maximum displacement, (c) Safety factor

3 讨论

针对材料挤出成形 3D 打印 PEEK 骨替代物存在的明显的各向异性这一现象,本文基于有限元分析法,探究材料挤出成形过程中层间、线间结合强度不同产生的各向异性对股骨力学性能的影响。通过改变正交方向上各向异性参数的变换分布实现 3 种打印摆放方式的模拟,对包括双足站立、行走四步态在内的 5 种生理状态下股骨进行仿真数值分析,评价不同摆放方式下股骨承载能力的差异性、稳定性和安全性。

本文对股骨在人体内部生理状态下的边界条件、加载条件在合理范围内进行简化,考虑了主要肌肉力的作用,其可起到分散应力的效果,相比于其他单独考虑关节力作用的文献更接近股骨在人体内的真实服役状态,仿真结果更加准确^[23]。在同一种打印摆放方式下,处于 5 种生理状态中股骨替代物对应的应力和位移分布规律相同,股骨应力、位移变化与不同生理状态对应的外载荷相关。在双足站立相,股骨仅承担约 62% 体重。因此,相比于行走时的 4 个瞬时步态,其产生的应力和位移变形量最小,应力峰值位于股骨近端 1/3 处,最大应力远低于 PEEK 材料的屈服强度 98.8 MPa^[22],位

移形变量相较于自体股骨在正常承载范围内的变形量可忽略不计。在人体处于行走步态的脚跟离地相状态时,髌关节力达到 3 倍体重,股骨产生整个步态周期中最大的变形,应力接近 PEEK 屈服强度临界点,靠近股骨远端 1/3 处出现应力峰值。5 种生理状态对应的 3 种不同摆放方式下,各向异性对股骨承载性能的影响表现在同一载荷下股骨应力和应变的差异性。外载荷最小的双足站立相下,不同摆放方式对应的最大总位移和应力并无明显差异, $Z=0^\circ$ 竖直放置打印的位移略小于水平放置的两种方式,最大应力基本持平。外载荷最大的脚跟离地相下, $Z=0^\circ$ 竖直放置打印的应力和位移都小于两种水平放置的打印方式。由此可见,层间沉积方向的承载性能优于沿打印路径和沿线间沉积方向。综合考虑各向异性股骨假体在 5 种生理状态下的服役强度,本文认为竖直放置、自下而上分层挤出的打印方式更适合制造需要优良轴向承压能力的下肢长骨假体。这是由于打印过程中产生的各向异性表现为沿 Z 轴方向的弹性模量为 2.8 GPa, 高于垂直 Z 轴层内正交水平方向的弹性模量,弹性模量最大的方向与股骨主要承载受力方向一致,刚度越大越不容易发生形变,故竖直摆放打印方式下的 PEEK 股骨承载性能好,服役过程中

出现的轴向变形量小。由此可见,在采用以材料挤出成形方式为代表的加工工艺之前,充分关注加工过程中产生的各向异性对具有力学敏感性的下肢承重长骨性能的影响,选择承重长骨具备最佳服役性能的打印摆放方式,可以最大化规避 3D 打印工艺带来的各向异性造成的失效风险,从而进一步提高股骨假体的承载能力。

相较于颅骨、下颌骨等非关键承重区域的植入体,股骨假体不仅要满足强度要求,还需要有一定的冗余能力。安全系数的选择和确定是进行模型强度校核计算时既能满足安全可靠又能节省成本的关键参数指标,为保证全 PEEK 股骨在人体行走过程中安全可靠地工作,承重股骨需要有一定的安全系数冗余^[24]。仿真分析结果经计算表明,竖直摆放方式加工制造的 PEEK 股骨假体在不同步态中的安全系数都大于 2,可以满足在人体正常生理状态下服役过程中的工作强度,而其他两种打印摆放方式在最危险的步态中安全系数低于 2,股骨植入体存在断裂的危险。因此,在采用同等材料和加工方式的情况下,应优先考虑竖直摆放为材料挤出成形 PEEK 下肢承重假体的最优打印方式。

本文研究了材料挤出成形各向异性对 PEEK 股骨替代物承载能力的影响,利用仿真分析的方法反映各向异性对股骨承载性能的影响,综合分析完整步态周期中关节力和肌肉力方向和大小的变化,较为真实地模拟了股骨在 5 个典型步态中的压弯组合变形,体外静力学压缩实验结果一定程度证明了数值分析的准确性。但本研究仍有一定的局限性:① 除考虑正常行走步态外,人体在上下楼梯、跑跳、蹲起等不同生理状态下股骨关节力和肌肉力的加载方式会产生较大的差异性。因此,对股骨服役过程进行更全面的评估,将提高骨替代物设计与制造的可靠性和安全性;② 除考虑各向异性对下肢承重骨替代物的性能影响外,人体在行走时具有一定的步态周期,在 1 个步态周期内不同时刻对承重骨产生了不同大小的应力,且呈周期性循环施加^[25]。疲劳破坏是一个累计损伤的过程,要经历一定的时间历程,为保证下肢承重骨在人体长期服役过程中的疲劳可靠性,在后续的研究中对其进行疲劳分析计算也十分必要;③ 为提高 PEEK 骨替代物的承载能力,通过利用金属接骨板、髓内钉等作为易变形区

域的辅助支撑;使用 PEEK 复合碳纤维等添加剂的方法改善纯 PEEK 材料的承载力学性能,以及提高替代物服役过程中的疲劳性能等方案^[26],都将成为未来把材料挤出成形 PEEK 下肢承重长骨真正应用到假体置换临床技术中的解决方案。

4 结论

本文针对材料挤出成形 3D 打印 PEEK 的各向异性,采用数值分析与体外压缩试验相结合的方法,对不同打印摆放方式下的 3D 打印 PEEK 股骨替代物进行力学性能评估。结果表明,以股骨为代表的下肢承重骨校核严格,制造过程中材料挤出成形产生的各向异性对其承载性能的影响存在很大的区别。在同等加工条件下,应优先考虑竖直摆放作为下肢承重长骨的打印方式,可避免临床试验过程中替代物沿薄弱方向发生破坏。各向异性作为 3D 打印零件的共性特征,在个性化 3D 打印骨替代物的设计和制造中需对打印工艺的各向异性进行充分考虑,以避免骨替代物植入人体后沿力学性能薄弱方向发生破坏。

参考文献:

- [1] 吴凡, 方向, 郎志刚, 等. 全股骨置换术的研究进展[J]. 中国修复重建外科杂志, 2018, 32(10): 1346-1350.
- [2] IPPOLITO JA, CAMPBELL ML, SIRACUSE BL, et al. Reconstruction with custom unicondylar hemiarthroplasty following tumor resection: A case series and review of the literature [J]. J Knee Surg, 2020, 33(8): 818-24.
- [3] 谭仲威, 唐元梁, 黄德群, 等. 3D 打印膝关节假体多孔结构的设计与研究[J]. 医用生物力学, 2021, 36(S1): 220.
- [4] 郭芳, 黄硕, 胡敏, 等. 3D 打印表面多孔钛根形种植体的生物力学研究[J]. 医用生物力学, 2021, 36(1): 85-91. GUO F, HUANG S, HU M, et al. Biomechanical study of three-dimensional printed titanium root-analogue implant with porous surface [J]. J Med Biomech, 2021, 36(1): 85-91.
- [5] 张童童, 董恩纯, 郑纪豹, 等. 3D 打印高度可调聚醚醚酮颈椎椎间融合器的优化设计与评价[J]. 医用生物力学, 2021, 36(2): 177-183. ZHANG TT, DONG EC, ZHENG JB, et al. Optimization design and evaluation of three-dimensional printed PEEK cervical interbody fusion cage with adjustable height [J]. J Med Biomech, 2021, 36(2): 177-183.
- [6] HU CY, YOON TR. Recent updates for biomaterials used

- in total hip arthroplasty [J]. *Biomater Res*, 2018, 22(1): 1-12.
- [7] CALDERON SAL, KUECHLE J, RASKIN KA, *et al.* Lower extremity megaprotheses in orthopaedic oncology [J]. *J Am Acad Orthop. Surg*, 2018, 26(12): E249-E57.
- [8] LI Q, ZHANG Y, WANG D, *et al.* Porous polyether ether ketone: A candidate for hard tissue implant materials [J]. *Mater Des*, 2017, 116: 171-175.
- [9] 林柳兰, 周建勇. 3D打印聚醚醚酮及其复合材料修复骨缺损的应用现状[J]. *中国组织工程研究*, 2020, 24(10): 1622-1628.
- [10] PANAYOTOV IV, ORTI V, CUISINIER F, *et al.* Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications [J]. *J Mater Sci Mater Med*, 2016, 27(7): 118.
- [11] ZHANG CG, WANG L, KANG JF, *et al.* Bionic design and verification of 3D printed PEEK costal cartilage prosthesis [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2020, 103: 103561.
- [12] 冀堃, 朱顶贵, 陆伟, 等. 聚醚醚酮/聚醚醚酮材料及数字化技术在儿童口腔医学应用的初步临床报告[J]. *实用口腔医学杂志*, 2020, 36(2): 402-408.
- [13] 郭芳, 黄硕, 刘宁, 等. 熔融沉积成型和选择性激光烧结打印聚醚醚酮髌突假体的生物力学研究[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(2): 264-270.
- GUO F, HUANG S, LIU N, *et al.* Biomechanical study of PEEK condyle prosthesis printed by fused deposition modeling and selective laser sintering [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(2): 264-270.
- [14] 边卫国, 张银刚, 刘亮, 等. 3D打印聚醚醚酮人工椎板在腰椎后路椎板减压术中的初步运用[J]. *风湿病与关节炎*, 2017, 6(8): 46-47.
- [15] 姜世杰, 史银芳, 孙宁宇. 振动利用对FDM薄板动力学性能的影响研究[J]. *振动与冲击*, 2019, 38(16): 1-6.
- [16] ZHENG J, KANG J, SUN C, *et al.* Effects of printing path and material components on mechanical properties of 3D-printed polyether-ether-ketone/hydroxyapatite composites [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2021, 118: 104475.
- [17] JIANG HB. Static and dynamic mechanics analysis on artificial hip joints with different interface designs by the finite element method [J]. *J Bionic Eng*, 2007, 4(2): 123-131.
- [18] PEDERSEN DR, BRAND RA, DAVY DT. Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait [J]. *J Biomech*, 1997, 30(9): 959-965.
- [19] 白雪岭, 尚鹏, 王成焘. 步态下正常股骨的应力应变、主应力线及微动分布特征(英文)[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2010, 14(52): 9873-9876.
- [20] SUN CN, WANG L, KANG JF, *et al.* Biomechanical optimization of elastic modulus distribution in porous femoral stem for artificial hip joints [J]. *J Bionic Eng*, 2018, 15(4): 693-702.
- [21] 杨汝, 牛文鑫, 丁祖泉, 等. 完整股骨有限元建立及其应用于正常站立位生物力学分析[C]//中国生物医学工程进展——2007中国生物医学工程联合学术年会论文集(下册). 西安:[s.n.], 2007: 344-347.
- [22] 郭芳, 黄硕, 朱勇, 等. 3种不同工艺制备聚醚醚酮假体的生物力学性能研究[J]. *口腔医学研究*, 2019, 35(4): 405-408.
- [23] 唐刚, 王建革, 罗红霞. 髌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.
- [24] DHARME MR, KUTHE AM, DESHMUKH TR. Applied Taguchi method for fatigue testing of customized hip implant [J]. *Int J Artif Organs*, 2017, 39(12): 611-618.
- [25] 李昊, 张西正. 骨组织疲劳损伤的生物力学研究概述[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(6): 556-561.
- LI H, ZHANG XZ. Review of biomechanical researches on fatigue damage in bone [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(6): 556-561.
- [26] 徐姗姗, 黄东亚, 郑劲东, 等. 碳纤维增强聚醚醚酮复合材料研究进展[J]. *材料开发与应用*, 2021, 36(5): 83-88.