

文章编号: 1004-7220(2024)03-0428-07

泰森多边形多孔结构髋臼杯初始稳定性研究

宜亚丽¹, 于润泽¹, 张金明¹, 李姣², 柴立平², 金贺荣¹

(1. 燕山大学 机械工程学院, 河北 秦皇岛 066004; 2. 河北瑞鹤医疗器械有限公司, 石家庄 050081)

摘要: **目的** 分析泰森多边形多孔结构髋臼杯与实体髋臼杯的初始稳定性差异, 探究泰森多边形结构多孔层对髋臼杯初始稳定性的影响及其在预防松动脱位方面的作用。 **方法** 通过 Grasshopper 设计孔隙率分别为 60%、70% 的泰森多边形多孔结构支架, 利用选区激光熔化技术 (selective laser melting, SLM) 制备实体髋臼杯与孔隙率为 60%、70% 多孔髋臼杯样件, 在相同条件的聚氨酯块模型中进行杠杆试验, 分析对比 3 组样件的最大撬出力矩、偏转角度、界面刚度。 **结果** 在压入力无明显差异的情况下, 孔隙率为 60%、70% 多孔髋臼杯的最大撬出力矩分别比实体髋臼杯高 278.82%、320.56%, 偏转角度比实体髋臼杯高 194.04%、269.23%, 界面刚度比实体髋臼杯高 18.58%、7.88%。杠杆试验完成后, 多孔髋臼杯所用的聚氨酯块半球腔内出现明显磨损。 **结论** 泰森多边形多孔结构髋臼杯的初始稳定性指标均高于实体髋臼杯, 说明泰森多边形结构多孔层能提高髋臼杯的初始稳定性。研究结果能够为髋臼假体的设计与选型提供一定参考。

关键词: 全髋关节置换术; 髋臼杯; 多孔结构; 泰森多边形; 初始稳定性

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.03.008

Initial Stability of Acetabular Cup with Voronoi Polyhedral Porous Structure

YI Yali¹, YU Runze¹, ZHANG Jinming¹, LI Jiao², CHAI Liping², JIN Herong¹

(1. School of Mechanical Engineering, Yanshan University, Qinhuangdao 066004, Hebei, China; 2. Hebei Ruihe Medical Devices Co., Ltd., Shijiazhuang 050081, China)

Abstract: **Objective** To analyze the differences in the initial stability of an acetabular cup with a Voronoi polyhedral porous structure and a solid acetabular cup and to explore the impact of the Voronoi polyhedral porous layer on the initial stability of the acetabular cup, as well as its role in preventing loosening and dislocation. **Methods** Voronoi polyhedral porous scaffold structures with 60% and 70% porosities were designed using the Grasshopper software. Specimens of porous acetabular cups with 60% and 70% porosities and solid acetabular cups were manufactured using selective laser melting technology. Lever tests on the acetabular cups were conducted using polyurethane block models under identical conditions, and the maximum lever-out moment, angular displacement, and interface stiffness of the three groups of specimens were analyzed and compared. **Results** Under the condition of no significant differences in the compression force, for porous acetabular cups with porosities of 60% and 70%, the maximum lever-out moment increased by 278.82% and 320.56%, the angular displacement increased by 194.04% and 269.23%, respectively, and the interface stiffness increased by 18.58% and 7.88%, respectively, compared with that of solid acetabular cups. After the lever-out tests were

收稿日期: 2023-08-10; 修回日期: 2023-11-07

基金项目: 河北省重点研发计划项目生物医药创新专项(21372004D)

通信作者: 金贺荣, 教授, 博士生导师, E-mail: ysjhr@ysu.edu.cn

completed, significant wear was observed within the polyurethane block hemisphere cavity using the porous acetabular cups. **Conclusions** The initial stability indicators of acetabular cups with a Voronoi polyhedral porous structure were higher than those of solid acetabular cups, indicating that the Voronoi polyhedral porous layer can enhance the initial stability of the acetabular cup. These results provide a reference for designing and selecting acetabular components.

Key words: total hip arthroplasty; acetabular cup; porous structure; Voronoi polygon; initial stability

全髋关节置换术 (total hip arthroplasty, THA) 能起到缓解疼痛、改善四肢功能恢复等作用, 广泛应用于髋关节疾病的治疗^[1-2]。在 THA 术后约 90 d 内, 髋臼假体还未完成骨整合, 容易因受到外力而发生与骨之间的相对微动。在该阶段内, 髋臼假体的稳定性能称为初始稳定性。初始稳定性越高, 则髋臼假体越不易发生微动^[3-4]。初始稳定性缺乏是导致假体初始骨融合不足进而引发髋臼假体无菌性松动的主要因素之一, 良好的初始稳定性对于骨结合及防止 THA 术后失败翻修十分重要^[5-6]。

多孔结构材料能够在 THA 术后促进血管向内生长, 缓解刚度失配, 且有助于转运营养物质、氧气与细胞废物, 逐渐成为髋关节假体的常用材料^[2,7]。多孔结构按照孔隙形态分为规则多孔结构与不规则多孔结构。其中, 类骨小梁不规则多孔结构具有不同形状与孔径的孔, 形态与人体骨组织类似。泰森多边形原理是一种基于点集的分割方法, 可以将平面或三维空间分割成由每个点作为中心的区域, 是构建类骨小梁多孔结构的主要方法之一^[8-9]。

3D 打印技术运用粉末状金属等黏合材料, 通过逐层堆积的方式进行生产, 能有效降低多孔结构的生产难度, 提高生产效率^[10-11]。选区激光熔化技术 (selective laser melting, SLM) 是目前较常见且与骨

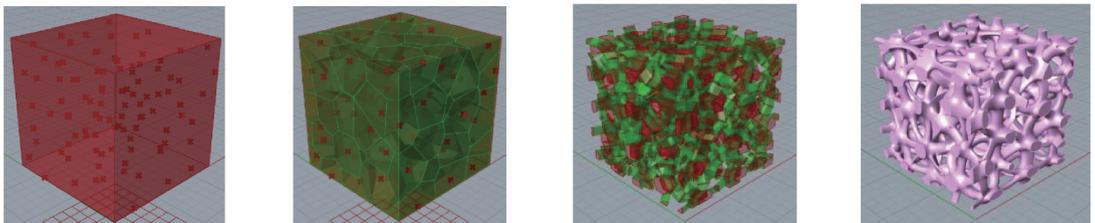
科相关的 3D 打印成型技术之一, 与传统加工方法相比, SLM 技术生产的多孔结构有高强度、高韧性、低成本等优点^[12]。

为提高多孔种植体的骨长入能力, 一般需要其孔隙率大于 60%, 而其中孔隙率为 60% ~ 75% 的多孔钛具有较强的渗透性, 有利于骨细胞向内生长^[13-14]。本文基于泰森多边形原理设计孔隙率为 60%、70% 的多孔髋臼杯模型, 对实体髋臼杯与两种多孔结构髋臼杯进行杠杆试验, 根据试验数据对实体髋臼杯与两种多孔髋臼杯植入后的初始稳定性进行分析, 为髋臼杯的设计选用提供参考。

1 材料与方法

1.1 泰森多边形多孔支架设计

通过建模软件 Rhino 7 (Robert McNeel 公司, 美国) 中的 Grasshopper 插件建立泰森多边形多孔结构支架模型 (见图 1)。首先, 设置随机分布点的数量与立方体边界范围, 此时立方体边界中出现随机分布点。然后, 通过 Voronoi 3D 运算器根据之前设定的分布点生成泰森多边形单元晶胞结构。用 Volume 运算器提取每个单元晶胞的中心点, 再通过 Deconstruct Brep 运算器提取出单元晶胞的表面, 对单元晶胞结构及其提取出的表面根据中心点缩放。



(a) 设置随机分布点与边界范围 (b) 划分泰森多边形单元 (c) 缩放后生成网格 (d) 生成泰森多边形多孔结构

图 1 建立泰森多边形多孔结构支架

Fig. 1 Establishment of scaffold with Voronoi polyhedral porous structure (a) Setting randomly distributed points and boundary range, (b) Dividing the Voronoi polygons, (c) Generating grid after scaling, (d) Generating Voronoi polyhedral porous structure

完成缩放后提取出各单元晶胞结构及曲面的边缘线与端点,利用缩放后的单元晶胞边界与单元晶胞表面边界构成多孔结构支架。用 Smaller than 运算器筛除截面直径过小的多孔结构支架,再通过 Construct Mesh 运算器对符合条件的结构支架进行网格生成。生成网格后使用 Unify Mesh 运算器统一网格法线方向,再使用 Mesh Join 运算器对网格进行组合,之后通过 Weld Mesh 运算器对组合好的网格进行网格焊接。用 WbCatmullclark 运算器将焊接完成的整体结构进行圆滑处理,最后经 Solver 运算器优化后再一次通过 WbCatmullclark 运算器进行圆滑处理,得出泰森多边形不规则多孔结构支架。

把生成的多孔结构支架进行 bake 操作处理,生成多孔结构网格,再通过 Meshtonurb 操作把网格转化为封闭实体。生成封闭实体之后,通过 Rhino 中的分析功能对生成的多孔结构支架实体的体积进行测量,进而得出多孔支架的孔隙率。孔隙率计算公式为:

$$\rho = \frac{V - V_0}{V} \times 100\% \quad (1)$$

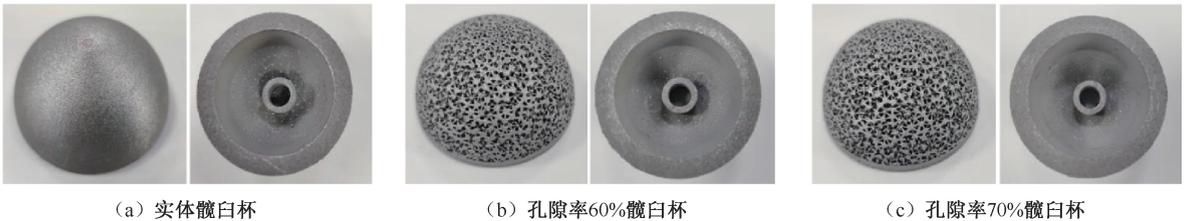
式中: ρ 为孔隙率; V 为多孔结构区域范围总体积; V_0 为多孔结构支架体积。可以通过调节区域范围、

分布点数与泰森多边形单元缩放比例,对生成的多孔结构孔隙率进行调节。分布点的密度越大,则多孔结构越复杂、细节特征越丰富,而降低泰森多边形单元缩放比例则会缩小支架的截面面积,进而提高多孔结构的孔隙率。

1.2 髌臼杯模型样件制备

在髌臼杯模型外表面划分出球壳区域,再把多孔结构支架与髌臼杯外表面球壳区域进行布尔运算,即得到髌臼杯外表面多孔层。本文设计的髌臼杯模型杯外球面半径为 25 mm,髌臼杯内腔球面半径为 20 mm,内腔梯形面高度为 9.5 mm,梯形侧面倾角为 80°,髌臼杯口内腔圆直径为 38 mm,多孔髌臼杯外侧的多孔层厚度为 3 mm。

本文基于 SLM 技术,选取 Ti6Al4V ELI 粉末作为成型材料,采用的设备为 M2 cusing 型金属 3D 打印设备(Concept Laser 公司,德国)。根据之前建立的髌臼杯模型,设置打印机铺粉层厚为 35 μm ,激光扫描功率为 130 W,扫描速度为 1.2 m/s,扫描间距为 140 μm ,制备实体髌臼杯与孔隙率分别为 60%、70%的泰森多边形多孔髌臼杯样件各 3 个(见图 2)。髌臼杯内表面设有圆形插槽,以便于在之后的试验中配合压杆施加固定方向的载荷。



(a) 实体髌臼杯

(b) 孔隙率60%髌臼杯

(c) 孔隙率70%髌臼杯

图 2 3D 打印髌臼杯模型

Fig. 2 Three-dimensional (3D) printed model of the acetabular cup (a) Solid acetabular cup, (b) Acetabular cup with porosity of 60%, (c) Acetabular cup with porosity of 70%

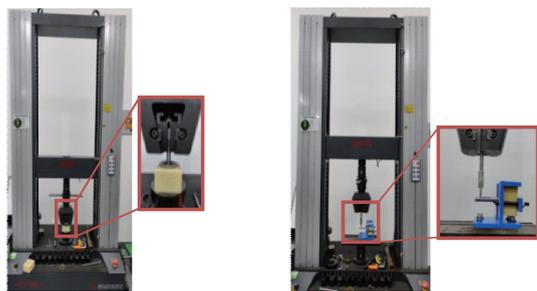
1.3 髌臼杯杠杆试验

样件制备完成后,使用 MTS CMT5105 电子万能试验机(MTS Systems 公司,美国)进行杠杆试验。本试验选取与人体骨组织材料特性相近的标准化聚氨酯块模型作为试验介质,其模型材料等级为 20,弹性模量约为 210 MPa,尺寸为 80 mm×65 mm×40 mm,密度为 0.32 g/cm³。在 80 mm×65 mm 表面的中心位置设有半球内腔,其直径比髌臼杯外径小 2 mm,以实现压配固定。由于试验后半球腔的形

状、尺寸会发生变化,故试验中聚氨酯块不能重复使用。

杠杆试验分为压入测试与撬出测试两部分(见图 3)。首先,将压杆的一端与髌臼杯内表面上的圆形插槽固定连接,另一端紧固在电子万能试验机拉伸夹具的夹头中,再把聚氨酯块放置在试验机下侧压缩试验平台上,其上半球腔与髌臼杯同心对齐。器具摆放完成后通过电子万能试验机施加速度为 20 mm/min 竖直向下的位移载荷,当髌臼杯杯口平

面移动到聚氨酯块上表面位置时停止加载。考虑到压入力会对髌臼杯稳定性能产生影响,需要记录试验机压入过程的载荷数据。完成压入测试后,将压入压杆的髌臼杯-聚氨酯块组合结构用夹具固定在试验平台上,使压杆与试验平台平行。完成固定后把另一根压杆一端紧固在电子万能试验机拉伸夹具夹头中,另一端放在插入髌臼杯中的压杆的正上方,髌臼杯杯口平面与载荷施加点之间水平距离为 60 mm。器具摆放完成后,施加速度为 20 mm/min 竖直向下的位移载荷,加载至髌臼杯在聚氨酯块半球腔内完全撬出,记录电子万能试验机在撬出过程中的载荷数据。



(a) 把髌臼杯压入聚氨酯块 (b) 把髌臼杯从聚氨酯块中撬出

图3 髌臼杯杠杆试验

Fig. 3 Lever test on acetabular cups (a) Pushing the acetabular cup into the polyurethane block, (b) Removing the acetabular cup from the polyurethane block

本试验选取最大撬出力矩、偏转角度、界面刚度作为髌臼杯植入稳定性的判断指标。最大撬出力矩能够直接反映样件的稳固程度,其公式为:

$$M_{\max} = F_{\max} L \quad (2)$$

式中: M_{\max} 为最大撬出力矩; F_{\max} 为最大载荷; L 为杠杆臂的有效长度,即压杆上载荷施加点到髌臼杯

杯口平面的距离。由于万能试验机在记录载荷数据时没有考虑压杆自重引起的附加力矩,故需要计算出出现最大撬出力矩时髌臼杯的偏转角度:

$$\Phi = \arctan\left(\frac{U}{L}\right) \quad (3)$$

式中: Φ 为髌臼杯偏转角度; U 为载荷施加方向的位移。偏转角度越小,表明髌臼杯的初始稳定性越差。界面刚度为髌臼杯杠杆试验所得载荷-位移关系曲线中首次出现的最大线性斜率,反映了髌臼杯整体在聚氨酯块中发生松动的难易程度。得出的压入力、最大撬出力矩、偏转角度、界面刚度用(平均值±标准差)表示,每组样本数为 3,通过单因素 ANOVA 检验的方法对其各两组数据进行比较。

2 结果

2.1 髌臼杯压入力

在完成髌臼杯压入操作后,用电子万能试验机记录压入力-位移曲线(见图 4)。根据压入力-位移曲线,载荷加载完毕时,实体髌臼杯以及孔隙率 60%、70% 多孔髌臼杯压入力分别为 (25.72 ± 0.40) 、 (25.46 ± 0.28) 、 (25.33 ± 0.38) kN,各两组数据之间差异没有统计学意义($P > 0.05$)。3 种髌臼杯的压入力变化趋势均为随位移的增加而先缓慢增长,之后再快速增长。由于在进行压入操作前样件所处的初始位置不完全相同,故部分样件进入快速增长阶段时记录的位移存在差异。

2.2 聚氨酯块表面磨损情况

杠杆试验完成后,聚氨酯块的半球腔均受到不同程度的磨损。其中,实体髌臼杯所用的聚氨酯块

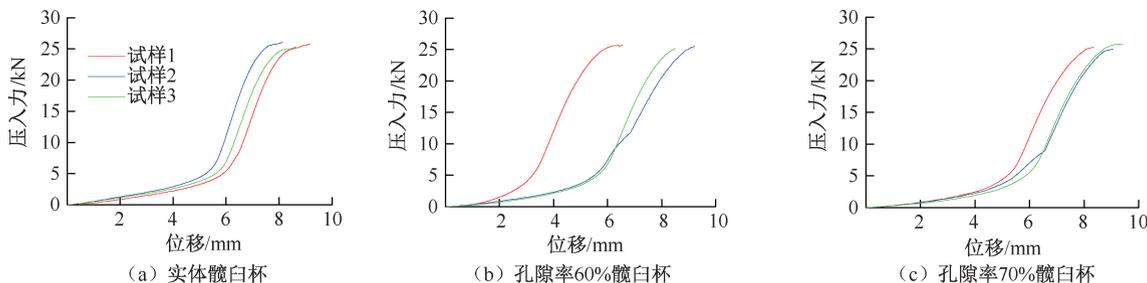


图4 髌臼杯试验样件压入力-位移曲线

Fig. 4 Compression force-displacement curve for experimental specimen of the acetabular cup (a) Solid acetabular cup, (b) Acetabular cup with porosity of 60%, (c) Acetabular cup with porosity of 70%

半球腔内表面较光滑,磨损部位主要在表面与髌臼杯杯口接触的部分。而两种多孔髌臼杯所用的聚

氨酯块半球腔内表面均出现明显磨损,且磨损较均匀(见图5)。

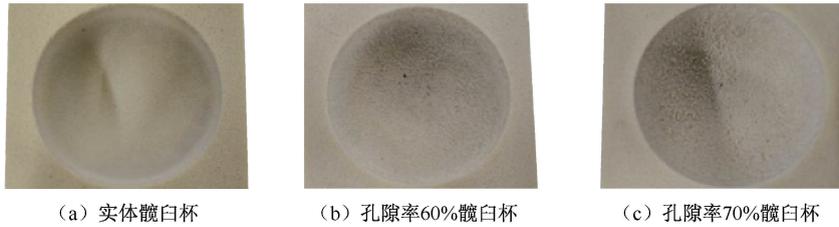


图5 试验后聚氨酯块表面形貌

Fig. 5 Surface morphology of the polyurethane block after test (a) Solid acetabular cup, (b) Acetabular cup with porosity of 60%, (c) Acetabular cup with porosity of 70%

2.3 髌臼杯植入稳定性

根据杠杆试验在髌臼杯撬出过程中电子万能试验机记录的载荷-位移数据,得出3种髌臼杯的最大撬出力矩、偏转角度与界面刚度(见图6)。实体髌臼杯以及孔隙率60%、70%多孔髌臼杯3组试验样件的最大撬出力矩分别为 (7.55 ± 0.09) 、 (28.61 ± 3.04) 、 (31.77 ± 3.01) N·m,偏转角度分别为 $(1.73 \pm 0.16)^\circ$ 、 $(5.10 \pm 0.59)^\circ$ 、 $(6.40 \pm 0.87)^\circ$,界面刚度分别为 (87.13 ± 1.57) 、

(103.31 ± 2.68) 、 (93.99 ± 8.80) N/mm。孔隙率60%多孔髌臼杯的最大撬出力矩比实体髌臼杯高278.82%,偏转角度比实体髌臼杯高194.04%,界面刚度比实体髌臼杯高18.58%,孔隙率70%的多孔髌臼杯的最大撬出力矩比实体髌臼杯高320.56%,偏转角度比实体髌臼杯高269.23% ($P < 0.05$)。孔隙率70%多孔髌臼杯的界面刚度比实体髌臼杯高7.88%,但差异没有统计学意义 ($P > 0.05$)。

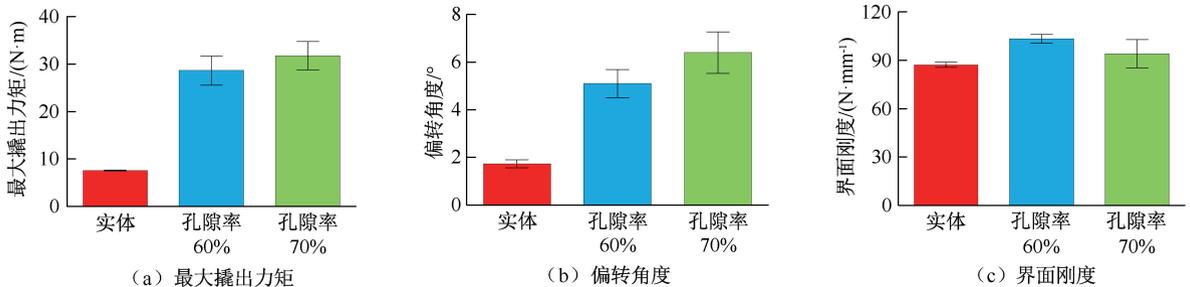


图6 不同孔隙率的髌臼杯撬出测试结果比较

Fig. 6 Comparison of lever-out test results for the acetabular cup with different porosity (a) Maximum lever-out moment, (b) Deflection angle, (c) Interface stiffness

3 讨论

从仿生学的角度来看,泰森多边形不规则多孔结构的几何特征比规则多孔结构更接近人体骨。Liang等^[15]通过对基于泰森多边形原理与SLM技术制造的Ti6Al4V多孔支架进行体外细胞培养实验,发现其具有良好的细胞相容性与骨长入能力。Du等^[16]对孔隙率50%~85%泰森多边形多孔支架进行准静态压缩试验,结果表明其弹性模量、抗压强度均满足骨组织工程要求。以上研究表明,泰森

多边形不规则多孔钛是一种潜在的骨科植入材料,对于髌臼假体设计具有参考价值。本文应用GH插件,能够通过调节点的分布密度与缩放比例构建不同孔隙率的多孔结构髌臼假体,实现不规则多孔结构的可控性。同时,本文在构建多孔支架的过程中运用面积求解运算器和比较运算器,对截面面积过小的结构支架进行筛选,能够在保证整体强度的前提下提高设计与生产效率。

非骨水泥型髌臼假体由于其更易于植入、灵活性更强、长期结果更可预测等优点,是THA的黄金

标准^[6]。初始稳定性是评价非骨水泥型髋臼假体的一项重要性能指标,反映了髋臼假体在术后初期发生松动或脱位的难易程度以及植入后的骨整合能力。骨科医生在术中主要通过经验判断髋臼假体是否稳定,而对非骨水泥型髋臼假体术后的初始稳定性进行客观评估具有一定的难度,一般通过力学试验来对其初始稳定性进行测试,为骨科医生选取合适的髋臼假体提供参考^[3-4]。杠杆试验是测试压合式髋臼杯初始稳定性的常用方法之一^[17]。本文采用杠杆试验法,通过把髋臼杯压入相同条件的标准化聚氨酯块中进行固定以模拟植入髋臼窝内的过程,再通过将其从聚氨酯块中撬出来模拟髋臼杯植入人体后的受力情况,以测试不同类型髋臼杯的初始稳定性差异。相比于人体骨骼,标准化聚氨酯块等骨替代材料的结构简单、力学性能稳定且较易获取,增强了测试的可重复性^[18]。杠杆试验得出的最大撬出力矩与偏转角度能够对髋臼假体植入人体后的初始稳定性起到一定的预测作用。最大撬出力矩与偏转角度越小,则表明髋臼假体植入人体后越容易出现松动脱位,术后失败翻修率越高。而界面刚度能对髋臼假体术后在负载下发生松动的难易程度起到预测作用,反映了髋臼假体的骨长入能力与患者的术后恢复速度。从本试验结果可见,泰森多边形多孔髋臼杯的最大撬出力矩、偏转角度、界面刚度均高于实体髋臼杯,说明泰森多边形多孔髋臼杯的初始稳定性相比于实体髋臼杯有明显增强,在负载下更不易发生微动,术后也更不易发生脱位。根据已有研究,非骨水泥型髋臼杯初始稳定性的影响因素主要有压入力、髋臼杯表面粗糙度、骨缺损情况、固定螺钉使用情况等^[4-5,18]。本试验中,电子万能试验机通过方向速度均相同的位移载荷把髋臼杯压入聚氨酯块半球腔内,从压入载荷加载过程中电子万能试验机记录的数据可见,实体髋臼杯与多孔髋臼杯所受到的压入力没有明显差异,且各样件均在相同条件下进行测试,故本试验中压入力、骨缺损情况等均不是出现髋臼杯初始稳定性差异的主要因素。而从试验后聚氨酯块半球腔的表面形貌可以看出,多孔髋臼杯所用的聚氨酯块半球腔内表面出现明显的磨损痕迹,说明多孔髋臼杯表面更粗糙,与聚氨酯块半球腔表面的接触也更加充分,一定程度上抑制了髋臼杯的运动,这

可能是泰森多边形多孔髋臼杯的初始稳定性优于实体髋臼杯的主要原因。Small等^[19]的边缘载荷试验结果表明,多孔钛结构髋臼杯的初始稳定性优于多孔等离子喷涂髋臼杯,说明多孔涂层对髋臼杯的初始稳定性起到重要作用。研究表明,基于3D打印的多孔结构非骨水泥型髋臼假体能够有效提高初始植入稳定性,改善术后无菌性松动问题^[20-22]。为便于在试验后观察聚氨酯块的表面形貌,本试验设定把髋臼杯杯口平面移动至聚氨酯块上表面位置时停止加载,这会使聚氨酯块内腔底部与髋臼杯表面接触后受到挤压而变形,大幅提升压入载荷。在实际应用中可以通过减小压入深度、增大磨锉深度等方法降低压入载荷,减小髋臼底部挤压,避免发生骨折现象。

本研究存在以下局限性:①使用聚氨酯块替代人体骨进行杠杆试验,无法模拟出人体骨的复杂结构,故试验结果与术后真实情况存在一定差异;②没有对规则多孔髋臼杯进行初始稳定性测试,后续还需要进一步探究孔的不规则度对多孔髋臼杯初始稳定性的影响。

4 结论

本文基于泰森多边形原理,应用建模软件Rhino的Grasshopper插件建立多孔结构支架,通过控制点的分布密度与缩放比例对其孔隙率进行调节,设计孔隙率为60%、70%多孔髋臼杯模型。采用SLM技术制备实体髋臼杯与多孔髋臼杯样件,通过杠杆试验对多孔髋臼杯与实体髋臼杯的初始稳定性进行测试对比。结果表明,泰森多边形多孔髋臼杯的初始稳定性优于实体髋臼杯,且表面多孔层起到重要作用。本文多孔髋臼杯的设计思路与测试结果将会对非骨水泥型髋臼杯的选用提供参考。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:宜亚丽负责研究设计与实施;于润泽负责资料整理与论文撰写;张金明负责试验操作、数据采集与分析;李姣、柴立平负责试验设计与操作指导;金贺荣负责论文写作指导。

参考文献:

- [1] 张志伟, 张志峰, 陈瑛贤, 等. 股骨柄髓外设计对髋关节接触力影响的骨肌多体动力学研究[J]. 医用生物力学, 2023,

- 38(1): 90-96.
- ZHANG ZW, ZHANG ZF, CHEN ZX, *et al.* Effects from extramedullary design of femoral stem on hip contact force: A musculoskeletal multi-body dynamic study [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(1): 90-96.
- [2] LI J, LI W, LI ZL, *et al.* *In vitro* and *in vivo* evaluations of the fully porous Ti6Al4V acetabular cups fabricated by a sintering technique [J]. *Rsc Adv*, 2019, 9(12): 6724-6732.
- [3] FEHRING KA, OWEN JR, KURDIN AA, *et al.* Initial stability of press-fit acetabular components under rotational forces [J]. *J Arthroplasty*, 2014, 29(5): 1038-1042.
- [4] CANN SL, GALLAND A, ROSA B, *et al.* Does surface roughness influence the primary stability of acetabular cups? A numerical and experimental biomechanical evaluation [J]. *Med Eng Phys*, 2014, 36(9): 1185-1190.
- [5] AHMED GA, AUGÉ L, LOKE J, *et al.* How screw connections influence the primary stability of acetabular cups under consideration of different bone models [J]. *J Orthop*, 2020(21): 302-308.
- [6] JAHNKE A, BOTT CC, ULLOA CAF, *et al.* *In vitro* examination of the primary stability of three press-fit acetabular cups under consideration of two different bearing couples [J]. *Med Eng Phys*, 2019(67): 49-54.
- [7] NUNE KC, MISRA RDK, GAYTAN SM, *et al.* Interplay between cellular activity and three-dimensional scaffold-cell constructs with different foam structure processed by electron beam melting [J]. *J Biomed Mater Res A*, 2015, 103(5): 1677-1692.
- [8] FANTINI M, CURTO M, CRESCENZIO FD. A method to design biomimetic scaffolds for bone tissue engineering based on Voronoi lattices [J]. *Virt Phys Prototy*, 2016, 11(2): 77-90.
- [9] DEERING J, DOWLING KI, DICECCO L, *et al.* Selective Voronoi tessellation as a method to design anisotropic and biomimetic implants [J]. *J Mech Behav Biomed*, 2021(116): 104361.
- [10] 张润泽, 刘宏伟, 张文, 等. 个性化3D打印钛合金短柄股骨假体的生物力学评价[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(6): 1064-1069.
- ZHANG RZ, LIU HW, ZHANG W, *et al.* Biomechanical evaluation of individualized 3D printed titanium alloy short femoral stem prosthesis [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(6): 1064-1069.
- [11] 赵春伶, 贾少薇, 李剑, 等. 基于3D打印多孔支架和植入体的结构设计研究进展[J]. *医用生物力学*, 2019, 34(4): 446-452.
- ZHAO CL, JIA SW, LI J, *et al.* Research progress in structural design of porous scaffolds and implants based on 3D printing [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(4): 446-452.
- [12] LIU YJ, LI SJ, WANG HL, *et al.* Microstructure, defects and mechanical behavior of beta-type titanium porous structures manufactured by electron beam melting and selective laser melting [J]. *Acta Mater*, 2016(113): 56-67.
- [13] DABROWSKI B, SWIESZKOWSKI W, GODLINSKI D, *et al.* Highly porous titanium scaffolds for orthopaedic applications [J]. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2010, 95(1): 53-61.
- [14] MARKHOFF J, WIEDING J, WEISSMANN V, *et al.* Influence of different three-dimensional open porous titanium scaffold designs on human osteoblasts behavior in static and dynamic cell investigations [J]. *Materials*, 2015, 8(8): 5490-5507.
- [15] LIANG H, YANG Y, XIE D, *et al.* Trabecular-like Ti-6Al-4V scaffolds for orthopedic: Fabrication by selective laser melting and *in vitro* biocompatibility [J]. *J Mater Sci Technol*, 2019, 35(7): 1284-1297.
- [16] DU Y, LIANG H, XIE D, *et al.* Design and statistical analysis of irregular porous scaffolds for orthopedic reconstruction based on voronoi tessellation and fabricated via selective laser melting (SLM) [J]. *Mater Chem Phys*, 2020(239): 121968.
- [17] 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.
- [18] SCHULZE C, MORGENROTH R, BADER R, *et al.* Fixation stability of uncemented acetabular cups with respect to different bone defect sizes [J]. *J Arthroplasty*, 2020, 35(6): 1720-1728.
- [19] SMALL SR, BEREND ME, HOWARD LA, *et al.* High initial stability in porous titanium acetabular cups: A biomechanical study [J]. *J Arthroplasty*, 2013, 28(3): 510-516.
- [20] GENG X, LI Y, LI F, *et al.* A new 3D printing porous trabecular titanium metal acetabular cup for primary total hip arthroplasty: A minimum 2-year follow-up of 92 consecutive patients [J]. *J Orthop Surg Res*, 2020, 15(1): 383.
- [21] WILSON JM, MARADIT-KREMERS H, ABDEL MP, *et al.* Comparative survival of contemporary cementless acetabular components following revision total hip arthroplasty [J]. *J Arthroplasty*, 2023, 38(7S): S194-S200.
- [22] MALAHIAS MA, KOSTRETZIS L, GREENBERG A, *et al.* Highly porous titanium acetabular components in primary and revision total hip arthroplasty: A systematic review [J]. *J Arthroplasty*, 2020, 35(6): 1737-1749.