DOI:10.16410/j.issn1000-8365.2019.06.027

基于有限元法分析多孔氧化铝陶瓷支架的 抗压性能

程 喆,张 木,刘振华

(陕西工业职业技术学院材料工程学院,陕西 咸阳 712100)

摘 要:对人体股骨进行生物力学分析,并采用有限元分析多孔氧化铝陶瓷支架的抗压性能。结果表明,对于体重为 65 kg 的人体,其单足站立时股骨受到静应力为 7.2 MPa。以 7.2 MPa 作为植入人体股骨的外载荷,并进行有限元分析,通过与不同孔径、孔隙率单孔排布模型的压缩性能对比分析,获得孔径为 620 μm,孔隙率为 69.7%的 A33 模型,其 压缩性能为最优模型。

关键词:多孔陶瓷;氧化铝;陶瓷支架;有限元分析

中图分类号: R318.08; TB383 文献标识码: A 文章编号: 1000-8365(2019)06-0620-05

Finite Element Analysis of Compressive Properties of Porous Alumina Bioceramic Scaffold

CHENG Zhe, ZHANG Mu, LIU Zhenhua

(School of Materials Engineering, Shaanxi Polytechnic Institute, Xianyang 712100, China)

Abstract: The biomechanical analysis of human femur was carried out, and the compressive properties of porous alumina ceramic scaffolds were analyzed by finite element method. The results show that the static stress of femur is 7.2 MPa when the body weight is 65 kg. Taking 7.2 MPa as the external load of femur implantation, finite element analysis is carried out. The A33 model with 69.7% porosity and 620 microns diameter is obtained through the comparison and analysis of the compression performance with the single-hole configuration model with different pore diameters and porosity.

Key words: porous ceramic; alumina; bioceramic scaffold; finite element analysis

三维多孔氧化铝(Al₂O₃)陶瓷材料医学支架不 仅能促进新骨的形成,其Al₂O₃基体材料在体内化 学性能稳定,强度高等特点,已获得临床广泛的使 用^[14]。陶瓷支架材料中孔洞的出现必然会对支架的 力学性能产生影响,有限元方法可便捷地对不同设 计的多孔支架模型进行仿真分析,从而获得支架的 机械强度^[5]。因此,近年来,各国学者都致力于研究 不同假设条件下,多孔陶瓷的抗压性能^[6,7]。但这些 研究多集中于研究不同假设条件下的数学分析,而 临床医师迫切的需要了解多孔支架在体内的抗压 性能,为多孔材料的使用做出合理的力学分析,因 此多孔支架在体内的抗压性能,已成为临床工作者 刻不容缓需要解决的问题^[8-10]。

本文以人体股骨为例,在对人体股骨进行生物

电话:13689203728, E-mail: subrinaing@126.com

力学分析基础上,采用有限元分析多孔氧化铝陶瓷 支架的抗压性能,以期为多孔支架在体内的抗压性 能分析提供理论参考。

1 人体股骨生物力学分析

1.1 人体股骨生物力学简析

由人体骨骼受力情况研究数据可知,人体在站 立时,承受压力最大的骨骼是股骨^[1]。股骨的生物力 学性能是研究人体骨的生物力学的代表,因而本文 主要分析股骨的生物力学性能,进而为研究股骨的 多孔氧化铝替代材料模型的仿真分析提供力学相关 数据。

股骨位于人体大腿部位,是人体最长最粗壮的 长管状骨,可分为一体两端:上端、体和下端。股骨上 端有球形的股骨头与髋臼相关联;股骨体为圆柱形, 全体微向前凸;股骨下端的内侧髁和外侧髁为两个 膨大的隆起,分别与髌骨和胫骨相关联,如图1所 示。研究人体股骨生物力学特性,主要对于髋关节的 受力情况进行分析,以体重为60~70kg为例,即重 力约为600~700N,记体重力大小为W。则该关节

收稿日期: 2018-12-10

基金项目:陕西省教育厅科学研究计划资助项目(17JK0058);陕 西工业职业技术学院院级科研基金资助项目(ZK16-07)

作者简介:程 喆(1985-),女,陕西西安人,博士,讲师.研究方向:多孔陶瓷的制备及其性能研究.



的第一、第二峰值平均为 3.29 W 和 3.88 W^[11]。髋关 节的静力学研究主要分为双足站立相分析和单足 站立相分析。人体处于正常双足站立相时,髋关节 受力约为 1/3 W。但是此姿态下,假若重心偏移,则 会产生不平衡的力矩,往往会使关节发生畸形,此 种情况下关节受力可达到约 3 W^[12]。然而,通常情况 下单足站立相的髋关节受力较双足站立相更大一 些,且单足站立相姿态的髋关节受力大小更接近于 人体正常行走时的关节受力大小,一般来说缓步行 走时,一条腿上承受的载荷计算就可以看作为静止 状态,所以单足站立相更符合股骨常规受力状况, 且较易分析。因此,为便于后期双孔氧化铝人体股 骨替代材料的应力仿真分析计算,以人体股骨处于 单足站立进行力学计算分析。

1.2 人体股骨静力学计算

人体单足站立时,由于盆骨的倾斜导致重心的 偏离,以该单足站立的这条腿为研究对象,人体重 W,在髋关节上作用有关节力 K 和肌肉拉力(简称 肌力)J',以及地面支持力(大小与人体重 W 相等, 方向相反)。据测算,一般人体单足站立时的单条腿 重约占人体总重的 1/6,即为 1/6 W,则其余人体上 身部分重 5/6 W。如图 2 所示。由图 2(a)可知,人体单 足站立时为了保持平衡,绕髋关节点 O 处的力矩需 保持平衡,由于单条腿重力和地面支持力对 O 点产 生的力矩贡献较小、且可近似相互抵消,则 O 点处 仅剩肌力 J'和人体上半部分重力 5/6 W 相互作用保 持力矩平衡,即:

$$\Sigma M_0 = 0: \frac{5}{6} W l_1 - J' l_2 = 0$$
 (1)

式中, l_1 为人体上半身重力距髋关节点 O 的距离; l_2 为髋关节点处肌力距髋关节点 O 的距离;—般经测算,可近似得 $l_1/l_2 \approx 12/5$,则得到:肌力 $J' = \frac{5}{6} W \times \frac{l_1}{l_2} \approx 2 W$

由图 2(b)所示,隔离出单足站立的单条腿进行 受力分析,髋关节力 K 作用于髋关节点 O 处,且由 牛顿第三定律可知,此 O₁时点处作用力为肌力的反 力 J,大小为: J=J'=2W,此时受力保持平衡,即:

$$\Sigma F_x = 0: \quad J_x - K_x = 0 \tag{2}$$

$$\Sigma F_{y}=0: J_{y}-K_{y}-\frac{1}{6}W+W=0$$
 (3)

上面两式中, J_x 和 J_y 分别为肌力反力 J的水平分力 和垂直分力, 一般单足站立时, 肌力与垂直方向夹角 $\beta \approx 30^\circ$,则: $J_x = J\sin 30^\circ = \frac{1}{2} J = W$, $J_y = J\cos 30^\circ = \frac{\sqrt{3}}{2}$ J = 1.7W;因此,可以计算出: $K_x = W$, $K_y \approx 2.5W$, 即髋关 节力大小为: $K = \sqrt{K_x^2 + K_y^2} = 2.7W_\circ$

求解出人体单足站立时髋关节力 K 之后,就可 方便求出股骨干部(股骨体)所受应力大小。如图 3 所示为股骨受力简图。





(a)股骨受力图 (b)股骨干部等效受力简图 图 3 人体股骨受力简图

Fig.3 The force brief diagram of femur of the human body

图 3(a)为股骨受力分析图,股骨主要受髋关节 力 K 和胫骨对股骨的支承力 N 作用, 二力分别施加 在股骨的上端和下端部位。将髋关节力K和支承力 N分别向沿股骨干延伸方向(切向力)和垂直于股骨 干延伸方向(法向力)进行分解。髋关节力K分解为 切向力 K_1 和法向力 K_2 ,支承力N分解为切向力 N_1 和法向力 N_2 ,根据受力平衡,可得: $K_1=N_1$; $K_2=N_2$ 。因 而,股骨上受压力和弯矩的共同作用,即股骨内部 的应力为压弯组合状态作用。图中,关节力K与股 骨延伸方向的夹角 φ 一般取值为 15°~45°, 本文取 $\phi=30^{\circ}$,则股骨延伸方向的压力 K_1 对股骨的应力贡 献起主要作用,弯矩产生的正应力和负应力较小。 为了简化问题,忽略股骨上所受弯矩产生的应力作 用, 仅研究股骨干部受压力 K, 作用而产生的应力, 如图 3(b)所示。人体股骨干中含有骨髓腔,则股骨干 的受力部分为股骨外层皮质,即将股骨干看作一根 圆管,截面近似为圆环。文献[13]平均计算得出股骨 干部骨髓腔(圆环内侧圆)直径 D₁=13.3 mm,圆环厚 度为 t=3.9 mm,则圆环外侧圆直径 D₂=D₁+2t=21.1 mm。因此根据如图 3(b)所示,将股骨体等效为二力 构件,得到股骨干部应力计算公式为:

$$\sigma = \frac{F}{A} = \frac{K_1}{A} = \frac{2.7W\cos\phi}{\pi \left[\left(\frac{D_2}{2}\right)^2 - \left(\frac{D_1}{2}\right)^2 \right]} = \frac{10.8W\cos\phi}{\pi (D_2^2 - D_1^2)}$$

(4)

式中,取人体重为65 Kg,即人体受重力大小为 W=650 N,再将 D₁=13.3 mm、D₂=21.1mm 和 φ=30° 的值一并代入上式,计算出人体单足站立时股骨干 部受到静应力大小为:σ=7.2 MPa。由文献[11]可知, 人体股骨的压缩强度极限约为:[σ]=170 MPa,即人 体股骨静压缩应力远小于股骨压缩强度极限。本文 将以 σ=7.2 MPa 的压力作为外载荷来分析模型在 作为股骨替代材料时,多孔 Al₂O₃支架模型在以人 体股骨为代表的生物力学作用实际条件下的应力应 变压缩性能关系。为多孔化人体骨骼替代材料的有 限元仿真分析提供生物力学分析基础。

2 多孔 Al₂O₃ 陶瓷模型的抗压性能分析

2.1 多孔 Al₂O₃ 陶瓷三维模型的建立

多孔支架孔隙结构的排布是材料性能的重要评 价标准,其中孔径的分布情况、孔隙率是孔隙结构重 要的分析指标,临床研究表明,用作骨填充修补材料 的孔隙直径应取在 200~600 μm 范围,这样最有利 于各种软组织沿孔隙自然长入和纵深生长^Π。此 外,在研究骨组织工程支架材料时,通常都会追求支 架具有三维多孔结构且保持较高的孔隙率,然而孔 隙率太高、孔径太大、将会导致多孔支架的强度不 足。基于临床要求,本文将分析孔隙率 P 在 50% ~80%的支架模型压缩性能。因此,选用 Pro/E 三维 建模软件,建立外形尺寸为 10 mm×10 mm 的 3D 模型、为简化分析,多孔支架模型的孔型为方 直通孔,孔径 D(分别为 200、400、600 μm),孔隙 率为 50%~80%。图 4 为用 Pro/E 软件建立的 3D 模 型图。



图 4 直孔 3D 模型图 Fig.4 3D model of straight pore

采用 Pro/E 三维建模软件建立模型后,利用软件中的模块——Workbench 平台,将三维模型加载 至有限元分析软件 Ansys 中,进行模型的静力结构 有限元压缩性能分析。为保证多孔支架在大孔径下, 拥有高孔隙率,其孔型的排布方式将按照式(5)进行 排布,结果如表1所示。

$$P_{a} = \frac{2\left(\frac{\sqrt{2}}{2}D\right)^{2}n^{2}A - \left(\frac{\sqrt{2}}{2}D\right)^{3}n^{3}}{A^{3}}$$
(5)

式中,A 表示支架的边长;D 表示方孔外接圆直径大小;n 表示单方向(横向或纵向)截面上排列的孔数目。

表 1 为在不同孔径 D(200~600 μm)、单轴向孔 数目 n 和孔隙率 P(分别为 50%~80%)情况下所建 立的 3D 模型几何参数值。表中,孔隙率值后面注有

表 1 不同模型参数表 Tab.1 The parameter table of the pore arranged in different ways							
孔排布方式	代号	孔径 D/µm	单轴向数目n	孔隙率 P(%)			
	A31	650	13	50.1			
	A32	630	15	59.5			

	A33	620	17	69.7
完全直孔 排布 3D 模型	A34	610	19	79.3
	A21	440	19	49.2
	A22	450	21	59.5
	A23	460	23	70.1
	A24	470	25	80.7
	A11	210	40	49.6
	A12	226	42	59.9
	A13	240	44	69.9
	A14	250	46	78.5(最大值)

"最大值"表示该类型孔的孔隙率已经达到结构参数变换范围内的近似极限值。

根据文献[8]及相关资料提供的 Al₂O₃ 材料物理 特性数值,如表 2 所示,在 Ansys/Workbench 中建立 Al₂O₃ 双孔排布支架模型的工程数据,从而完成分析 模型的有限元几何模型加载。

表2 Al₂O₃材料物理特性参数表 Tab.2 The physical parameters of Al₂O₃

物理特性	密度 /(kg/m³)	杨氏模量 /GPa	泊松比	压缩强度 /MPa
数值	3.68×10 ³	293	0.24	2.5×10 ³

2.2 模型静结构分析

实验模型主要采用自动网格划分方式进行网 格划分。对于多孔材料而言,当压缩方向与孔的排 列方向相垂直时,由于在孔的边缘处存在应力集 中,该方向的力学性能是最低的^[14,15]。为了消除各向 异性引起的仿真结果差异,本文选取与横、纵向孔 Pressure: 7.2 MPa

图 5 模型外载荷加载示意图 Fig.5 The schematic diagram of the mould with loading mode

的排布方向均垂直的方向为压缩方向,即模型在压 缩方向不建立孔特征,仅在与压缩方向均垂直的横 向和纵向建立孔特征,对模型进行约束添加,如图 5 所示。

以人体单足站立股骨替代材料受静力 P₂=7.2 MPa 作为外载荷压力,探讨材料受静力 P₂=7.2 MPa 作用时的最大危险点的应力应变关系。结果如图 6 所示。

图 6 中,最危险节点应力最大值和曲线的斜率 共同决定模型线弹性段的压缩性能优劣程度,即:最 危险节点应力值越小且曲线斜率越小,压缩性能越 好;若最危险节点应力值相近时,曲线斜率越小,压 缩性能越好。同时,为了达到支架模型高孔隙率,孔 隙率在 60%~70%范围内的多孔支架模型的压缩性 能较为理想。因此,基于上文的分析结合表 1 列出的 孔排布模型,以 P₂=7.2 MPa 作为 Al₂O₃ 支架替代材 料植入人体股骨所承受人体生物静力的代表性外载 荷进行有限元分析,通过与同类型单孔排布模型的 压缩性能对比分析,最终得到 A33 模型中孔隙率容 量和压缩性能最优的模型。





3 结论

(1)对于体重为 65 kg 的人体而言,其单足站立 时股骨干部受到静应力大小为 7.2 MPa。

(2)以 P₂=7.2 MPa 作为 Al₂O₃ 支架替代材料

植入人体股骨所承受人体生物静力的代表性外载荷进行有限元分析,通过与同类型单孔排布模型的压缩性能对比分析,最终得到A33模型中孔隙率容量和压缩性能最优的模型。

参考文献:

- [1] 李世普, 医学. 生物医用材料导论 [M]. 武汉工业大学出版社. 2000.
- [2] 卢志华,李呈顺,马育栋.多孔氧化铝陶瓷制备技术研究进展[J].
 中国陶瓷,2018,54(2):1-7.
- [3] 王佳宁.氧化锆氧化铝陶瓷复合材料对人牙周膜细胞增殖、凋 亡和骨诱导活性的影响 [J].中国组织工程研究,2017,21(26): 4155-4159.
- [4] 刘路路, 万辉, 楚雪梅. 生物陶瓷材料的应用及发展前景[J]. 中 国战略新兴产业, 2018(40):60.
- [5] Edwards J, Brunski J, Higuchi H. Mechanical and morphologic investigation of the tensile strength of a bone - hydroxyapatite interface [J]. Journal of biomedical materials research, 1997, 36 (4): 454-468.
- [6] 廖明顺.多孔材料力学性能数值模拟[J].硕士学位论文[D]. 昆明:昆明理工大学,2006.
- [7] 袁义云,宋迎东,孙志刚. 孔隙率对多孔陶瓷材料失效强度的影

响[J]. 航空动力学报,2008,23(9):1623-1627.

- [8] 杨福生,洪波.独立分量分析及其在生物医学工程中的应用[J]. 国外医学:生物医学工程分册,2000,23(3):129-134.
- [9] 姚康德,王向辉,侯信.组织工程相关生物材料[J].天津理工学 院学报,2005,16(4):1-5.
- [10] 龚明明,谭丽丽,耿芳,等. 新型多孔镁压缩性能的有限元分析[J]. 金属学报,2008,44(2):237-242.
- [11] 王以进, 王介麟. 骨科生物力学 [M]. 北京: 人民军医出版社. 1989.
- [12] 胡江,陶祖莱.组织工程研究进展 [J].生物医学工程学杂志, 2000,17(1):41-42.
- [13] 曾机灿,齐伟力.股骨生物力学的有限元研究 [J]. 医学综述, 2008,14(20):3101-3103
- [14] 李英雷,胡时胜,李英华. A95 陶瓷材料的动态压缩测试研究[J]. 爆炸与冲击,2004(3):233-239.
- [15] 顾其胜,候春林,徐政.实用生物医用材料学[M].上海:上海科 学技术出版社. 2005:20-79.

(上接第 612 页)

10⁶降低到(10~12)×10⁶,钢的洁净度得到了大幅提升。

5 结论

(1)通过对 RH 脱碳机理以及国内 IF 钢 RH 深 脱碳方式的研究,结合攀钢实际情况,建立了新的 RH 强制脱碳工艺制度。该技术应用后,IF 钢 VCD 后[C]由之前的 14~23×10⁴%降低到 8~18×10⁴%,RH 深脱碳效果得到明显提升。

(2)通过对无碳钢包的研制与应用, IF 钢 RH 出 站-成品增碳量由之前的 6~15×10⁴%(平均 9× 10⁴%)降低到 1~6×10⁴%(平均 3.5×10⁴%)。无碳钢 包的应用,对于超低碳钢成品碳的稳定控制具有重 要作用。

(3)研究成果综合应用后,IF钢成品[C]≤0.002 0%的比例由之前的 51.28%提高到 86.35%,[C]≤

0.002 5%的比例由 63.61%提高到 94.51%, [C] ≤0.003 0%的比例由 80.20%提高到 100%,为高品质IF钢的开发提供了重要的技术支撑。

参考文献:

- [1] 赵文涛. 超低碳 IF 钢的生产工艺优化[D]. 鞍山:辽宁科技大学, 2016.
- [2] 刘仁东,郭金宇,王福. 鞍钢高强汽车用钢研发进展[J]. 上海金属,2013,35(4):47-42.
- [3] 杨丽,宋进英.超低碳 IF 钢碳含量生产控制[J]. 铸造技术, 2018, 39(8): 1795-1798.
- [4] 孙群,林洋,李伟东. RH 精炼脱碳与夹杂物控制[J]. 北京科技大 学学报, 2011, 33 (S1):142-146.
- [5] 周彦召,邹长东,赵家七,等. RH 真空深脱碳工艺的优化[J]. 炼 钢,2014, 30(3):24-28.
- [6] 张锦刚,李德刚,于功力,等. IF 钢生产过程中 RH-TB 真空脱碳 效果的工艺研究[J]. 钢铁,2006,41(6):32-35.

《铸件均衡凝固技术及应用实例》

《铸件均衡凝固技术及应用实例》由西安理工大学魏兵教授编著。共8章:1、铸铁件均衡凝固与 有限补缩;2、铸铁件冒口补缩设计及应用;3、压边浇冒口系统;4、浇注系统大孔出流理论与设 计;5、铸件均衡凝固工艺;6、铸钢、白口铸铁、铝、铜合金铸件的均衡凝固工艺;7、浇注系统当冒口补 缩设计方法;8、铸件填充与补缩工艺定量设计实例。全书 320页,特快专递邮购价 226元。 邮购咨询:李巧凤 029-83222071,技术咨询:13609155628