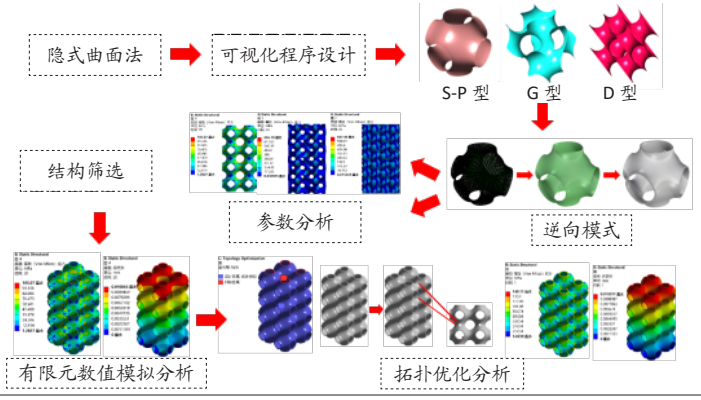
基于三周期极小曲面骨小梁结构的设计及优化

刘佳辛[1, 2]，贾 鹏[3]，门玉涛[1, 2]，刘 璐[4]，王烨明[3]，叶金铎[1, 2]

https://doi.org/10.12307/2023.076
投稿日期：2021-11-27
采用日期：2022-02-12
修回日期：2022-05-06
在线日期：2022-05-30
中图分类号：
R459.9；R318；Q811
文章编号：
2095-4344(2023)07-00992-06
文献标识码：A

文章快速阅读： 隐式曲面法构建骨小梁结构有限元数值模拟方法及拓扑优化技术对其的优化



文题释义：

三周期极小曲面： 在空间中3个方向呈周期性变化的平均曲率为零的曲面，具有高比表面积、全连通性和可控性等特点，是骨组织支架设计新选择。

骨小梁： 作为皮质骨在松质骨内的延伸部分，表面覆有骨原细胞或成骨细胞。骨小梁的形状呈不规则空间网状结构，或为杆状结构，或为板状结构，具有支持造血组织作用。

摘要

背景： 近年来骨组织工程支架结构应用广泛，但其稳定性、可控性较差并易产生应力集中。三周期极小曲面具有多孔性、光滑性、连通性、多样性及可控性等诸多优点，为骨组织支架设计及应用提供了新思路。

目的： 基于隐式曲面法构建骨小梁结构，应用有限元数值模拟方法及拓扑优化技术对其进行结构优化。

方法： ①基于隐式曲面法参数化构建三周期极小曲面结构，构建三周期极小曲面S-P型、D型和G型骨小梁结构；②采用有限元数值模拟方法对构建的骨小梁结构进行压缩仿真；③利用变密度法和固体各向同性材料惩罚模型建立S-P骨小梁结构拓扑优化数学模型，进行结构优化。

结果与结论： ①应力云图显示，3种骨小梁结构在单元结构相交处呈现较大应力值，S-P型出现在单元径向连接处，G型出现在轴向连接处，D型在轴向和径向连接处均有，S-P、G、D型骨小梁结构的等效应力分别为105.07，694.78，637.36 MPa；②位移云图显示，3种骨小梁结构接近施加位移面的部分位移最大，沿轴向递减，S-P型的总形变小于G、D型；③3种骨小梁结构的孔隙率均高于50%，其中S-P型孔隙率最高，达到90.7%，孔径为0.63 mm，骨长入性能优于G、D型；④经拓扑优化后，S-P型骨小梁结构的等效应力为149.11 MPa，质量减少13.9%，符合骨组织支架设计要求；⑤结果显示，基于三周期极小曲面参数化建模结合有限元数值模拟及拓扑优化方法对骨小梁结构进行设计优化，为骨植入物表面结构设计提供了新思路。

关键词： 参数化建模；骨小梁；三周期极小曲面；拓扑优化；力学性能仿真分析；生物力学

Design and optimization of bone trabecular structure with triply periodic minimal surfaces

Liu Jiaxin[1, 2], Jia Peng[3], Men Yutao[1, 2], Liu Lu[4], Wang Yeming[3], Ye Jinduo[1, 2]

[1]Tianjin Key Laboratory for Advanced Mechatronic System Design and Intelligent Control, School of Mechanical Engineering, [2]National Demonstration Center for Experimental Mechanical and Electrical Engineering Education, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China; [3]Tianjin Hospital, Tianjin 300350, China; [4]Tianjin Key Laboratory of Bone Implants Interface Functionalization and Personalization, Just Huajian Medical Device (Tianjin) Co., Ltd., Tianjin 300190, China
Liu Jiaxin, Master candidate, Tianjin Key Laboratory for Advanced Mechatronic System Design and Intelligent Control, School of Mechanical Engineering, and National Demonstration Center for Experimental Mechanical and Electrical Engineering Education, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China
Jia Peng, Master, Attending physician, Tianjin Hospital, Tianjin 300350, China
Liu Jiaxin and Jia Peng contributed equally to this article.

天津理工大学，[1] 天津市先进机电系统设计与智能控制重点实验室，[2] 机电工程国家级实验教学示范中心，天津市 300384；[3] 天津市天津医院，天津市 300350；[4] 天津市骨植入物界面功能化与个性研究企业重点实验室，嘉思特华剑医疗器材 (天津) 有限公司，天津市 300190
第一作者： 刘佳辛，男，1994 年生，河北省衡水市人，汉族，天津理工大学在读硕士，主要从事假体骨小梁结构设计及力学性能研究。
共同第一作者： 贾鹏，男，1979 年生，天津市人，汉族，硕士，主治医师，主要从事创伤骨科研究。
通讯作者： 门玉涛，博士，副教授，硕士生导师，天津理工大学，天津市先进机电系统设计与智能控制重点实验室，机电工程国家级实验教学示范中心，天津市 300384
https://orcid.org/0000-0002-2573-6263(刘佳辛)

基金资助： 天津市自然科学基金 (18JCYBJC95200)，项目负责人：门玉涛；天津市科技支撑重点项目 (18YFZCS00890)，项目负责人：刘璐；天津市科技计划项目生物医学工程科技重大专项 (18ZXSGSY00010)，项目参与人：刘璐；天津市重点实验室开放基金 (SY-04-201902-003)，项目参与人：贾鹏；天津市重点实验室开放基金 (SY-04-201901-003)，项目负责人：贾鹏
引用本文： 刘佳辛，贾鹏，门玉涛，刘璐，王烨明，叶金铎 . 基于三周期极小曲面骨小梁结构的设计及优化 [J]. 中国组织工程研究，2023，27(7):992-997.

Corresponding author: Men Yutao, MD, Associate professor, Master's supervisor, Tianjin Key Laboratory for Advanced Mechatronic System Design and Intelligent Control, School of Mechanical Engineering, and National Demonstration Center for Experimental Mechanical and Electrical Engineering Education, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China

Abstract

BACKGROUND: Bone tissue engineering scaffolds have been widely used in recent years, but their stability and controllability are poor, which may produce stress concentration easily. Triply periodic minimal surfaces have many advantages, such as porosity, smoothness, connectivity, diversity and controllability, which provide a new idea for the design and application of bone tissue scaffolds.

OBJECTIVE: To construct bone trabecular structure based on implicit surface method and optimize the structure by using finite element numerical simulation and topology optimization technology.

METHODS: (1) Based on the parameterization of implicit surface method and modeling S-P, D and G trabecular structures of triply periodic minimal surface were constructed. (2) Compression simulation of the constructed trabecular bone structure was carried out using finite element numerical simulation method. (3) The structure optimization of S-P bone trabecular structure was carried out by using variable density method and Solid Isotropic Material with Penalization interpolation model.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) The stress nephogram showed that the three trabecular structures exhibited larger stress values at the intersection of the unit structures. The S-P type appeared at the radial connection of the unit. The G type appeared at the axial connection. The D type appeared at the axial and radial connection. The equivalent stresses of S-P, G and D structures were 105.07, 694.78 and 637.36 MPa, respectively. (2) The displacement nephogram showed that the displacement of the three trabecular structures close to the displacement surface was the largest and decreased along the axial direction. The total deformation of the S-P type was smaller than that of the G and D types. (3) The porosity of the three trabecular bone structures was higher than 50%, with the highest porosity of the S-P type (90.7%) and an aperture of 0.63 mm. Bone ingrowth performance was better than G and D types. (4) After topology optimization, the equivalent stress of S-P structure was 149.11 MPa, the mass of which was reduced by 13.9%, which met the design requirements of bone tissue scaffold. (5) Therefore, the method of the design of bone trabecular structure that combines triply periodic minimal surface parametric modeling with finite element numerical simulation and topology optimization provides a new idea for the surface structure design of bone implants.

Key words: parametric modeling; trabecular bone; triply periodic minimal surface; topology optimization; simulation analysis of mechanical properties; biomechanics

Funding: *Natural Science Foundation of Tianjin, No. 18JCYBJC95200 (to MYT); Key Science and Technology Support Project of Tianjin, No. 18YFZCS00890 (to LL); Major Biomedical Engineering Science and Technology Project of Tianjin Science and Technology Program Project, No. 18ZXSGSY00010 (to LL); Tianjin Key Laboratory Open Fund, No. SY-04-201902-003 (to JP); Tianjin Key Laboratory Open Fund, No. SY-04-201901-003 (to JP)*

How to cite this article: *LIU JX, JIA P, MEN YT, LIU L, WANG YM, YE JD. Design and optimization of bone trabecular structure with triply periodic minimal surfaces. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2023;27(7):992-997.*

0 引言 Introduction

3D 打印技术凭借其独特的增材制造方式，实现对结构复杂、形状各异的骨科植入物假体的精准制造 [1]，推动了骨组织工程学的发展 [2]。金属假体表面的骨小梁多孔结构周期性分布且连通性好，为骨细胞附着、分化及增殖提供了空间 [3-4]；同时多孔结构能降低假体结构的刚度，使其力学特性与人体适配，减少甚至避免应力遮挡 [5]。与传统骨水泥金属植入物假体相比，具有模拟松质骨结构的骨小梁结构的金属假体极大提高了生物活性，促进骨组织在骨小梁结构金属假体的骨长入，提高了植入假体的长期稳定性 [6-7]。

骨小梁结构金属假体在人工关节置换中得到了广泛应用[8]，且临床效果良好 [9-10]。胡如印 [11] 发现 3D 打印金属骨小梁结构臼杯能够降低应力遮挡且具有良好的系统稳定性，短期临床效果优良。EL-HAJJE 等 [12] 发现 3D 打印金属多孔结构拉伸模量和压缩模量与人体松质骨相近，抗断强度高于人体骨组织。因此，3D 打印金属假体表面多孔结构设计已成为骨科植入物领域的研究热点。在骨小梁设计和应用中存在的主要问题是，采用晶体结构的分区骨小梁可以基本满足胫骨平台假体骨长入和长期稳定性的需要，但是不能满足股骨柄和臼杯假体骨长入和长期稳定性的需要，因此开发能够满足股骨柄和臼杯骨生长和长期稳定性需要的新型骨小梁结构是十分必要的。

目前骨小梁结构设计方法主要包括构造几何法、拓扑优化法、隐式曲面法、Voronoi 镶嵌法、医学图像法和成型体外处理法 [13]。CHUA 等 [14-15] 基于构造几何法提出组织支架计算机辅助系统模型库，借助选择性激光烧结技术制备的聚酰胺支架力学性能和渗透性较差，难以满足骨生长要求。HOLLISTER[16] 基于实体自由曲面技术和计算机拓扑技术提出多孔支架定制化想法，并制备了聚己内酯支架，但此方法计算变量多、运算量大且未考虑支架尺寸效应。Voronoi 镶嵌法可实现参数化设计接近天然骨结构的模型，但在制备钛合金骨小梁方面存在一定难度 [17-18]。医学图像法可较准确地重建骨三维模型，但图像噪声、数据集维度和分辨率等因素制约了其应用，没有在金属骨小梁假体制备方面应用的报道。隐式曲面法通过数学函数设计多孔结构单元，如三周期极小曲面。三周期极小曲面是一种在三维空间 3 个独立方向均呈周期性、光滑性、连续性及高比面积的极小曲面，具有几何形状多样、可通过改变函数参数调整骨小梁结构孔径及孔隙率的特点 [19]。隐式曲面法构建骨小梁结构实现了孔径、丝径和比表面积等重要设计因素的参数化控制，为研究人员设计与人体高度适配的新型骨小梁假体提供了方法指导，未来发展潜力巨大。基于上述优点，实验应用三周期极小曲面方法构建 3 种曲面结构，就 3 种曲面 (S-P 型、D 型、G 型) 进行骨小梁结构构建并进行力学仿真分析和优化，此工作对进一步研究骨长入效果好和能够提高长期稳定性骨小梁生物型假体具有重要意义。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 三周期极小曲面骨小梁结构设计及力学性能有限元仿真优化。

1.2 时间及地点 实验于 2021 年 8−12 月在天津理工大学完成。

1.3 材料 Ansys(ANSYS 公司，美国)；Rhino(Robert M & A 公司，美国)。

1.4 实验方法

1.4.1 三周期极小曲面数学模型 极小曲面是某特定情况下面积最小的曲面，数学中将其定义为曲面上任意一点平均曲率为 0(满足 H=(k1+k2)/2=0，k1 和 k2 是 2 个相互正交平面上的主曲率) 的曲面。三周期极小曲面参数化模型 (Weierstrass 公式) 可表示为[20]：

$$\begin{cases} x = Re\int_{\omega_0}^{\omega_1} e^{i\vartheta}\left(1-\omega^2\right)R(\omega)d\omega \\ y = Re\int_{\omega_0}^{\omega_1} e^{i\vartheta}\left(1+\omega^2\right)R(\omega)d\omega \\ z = -Re\int_{\omega_0}^{\omega_1} e^{i\vartheta}2\omega R(\omega)d\omega \end{cases} \quad (1)$$

式中：θ 为 Bonnet 角度；$R(\omega)$ 为复数变量；为随不同曲面而变化的函数。但 Weierstrass 的值难以确定，通常三周期极小曲面采用隐式曲面近似表达 (Periodic surface，PS)[21]：

$$\varphi(r)=\sum_{k=1}^{k} A_k \cos\left[\frac{2\pi h_k r}{\lambda_k}+P_k\right]=C \quad (2)$$

式中：A_k 为幅度因子；λ_k 为周期波长；r 为欧式空间位置矢量；h_k 为倒数空间中第个栅格矢量；k 为相位偏移；P_k 为阈值常量，C 控制结构孔隙形状。式 (2) 中当 $\varphi(r)=0$ 时曲面为三周期极小曲面。**表 1** 为 3 种三周期极小曲面表达式。

表 1 | 三周期极小曲面表达式
Table 1 | Triply periodic minimal surface expression

三周期极小曲面类型	三周期极小曲面表达式
S-P 型	$\varphi(r)=cos(x)+cos(y)+cos(z)=0$
D 型	$\varphi(r)=sin(x)sin(y)sin(z)+sin(x)cos(y)cos(z)+cos(x)sin(y)cos(z)+cos(x)cos(y)sin(z)=0$
G 型	$\varphi(r)=sin(x)cos(y)+sin(z)cos(x)+sin(y)cos(z)=0$

1.4.2 三周期极小曲面单元构建 基于 Rhino 软件进行三周期极小曲面构建，并配合可视化编程语言 Grasshopper 进行隐式曲面参数化控制。

三周期极小曲面结构单元程序基于表 1 中三周期极小曲面表达式，构建三周期极小曲面结构单元主程序，见**图 1** 所示。初始构建模型曲面精度低、模型粗糙，基于 Catmull-Clark 细分原理对初始模型优化细分，该程序进行 3 次迭代细分，见**图 2** 所示。随后对生成的三周期极小曲面单元进行 30 次拉普拉斯平滑迭代，将模型构建过程中因突变而无法确定法线方向的点进行优化处理，提高模型精度。经处理生成的三周期极小曲面单元，见**图 3** 所示，单元结构尺寸为 2.5 mm×2.5 mm×2.5 mm。

1.4.3 三周期极小曲面骨小梁结构单元构建 骨小梁结构单元构建流程见**图 4** 所示。基于三周期极小曲面参数化建模程序，采用逆向建模技术构建模型。根据表 1 中公式，采用参数化建模程序正向获得三周期极小曲面的网格模型，应用逆向建模技术，将得到的零厚度三周期极小曲面 (如) 进行空间等距偏移加厚。为保证曲面内部空间，采用向外偏移加厚命令，构建骨小梁结构。

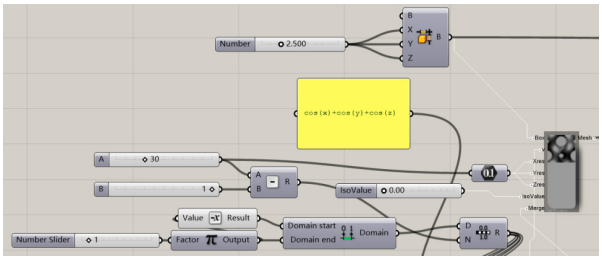


图 1 | 三周期极小曲面结构单元主程序
Figure 1 | Structure unit main program of triply periodic minimal surfaces

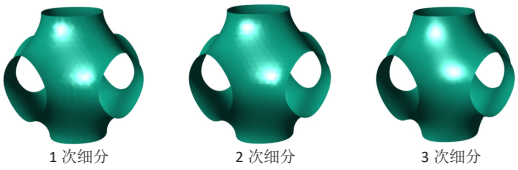


图 2 | 初始模型细分过程
Figure 2 | Initial model subdivision process

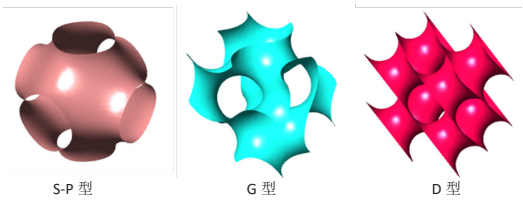


图 3 | 三周期极小曲面单元
Figure 3 | Triply periodic minimal surface elements

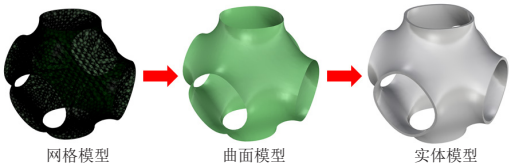


图 4 | S-P 型骨小梁结构单元构建示意图
Figure 4 | Schematic diagram of element construction for S-P bone trabecular structure

1.4.4 有限元分析

模型前处理：将上述构建完成的骨小梁结构单元模型通过阵列和布尔运算，得到尺寸为 5 mm×5 mm×10 mm 骨小梁多孔结构模型，并导入到 ANSYS 中进行有限元分析。考虑到钛合金具有优良的生物相容性、抗腐蚀性、抗疲劳性及低密度、高强度等特点，且与人体不会发生排异、过敏反应[22]，目前被广泛应用于医疗领域，因此，实验赋予骨小梁结构模型钛合金材料属性。钛合金材料密度为 4 620 kg/m^3，弹性模量为 110 GPa，泊松比 0.34[19]，屈服强度为 950 MPa[23]。

边界条件与网格划分：将骨小梁多孔结构一端端面施加固定约束，另一端施加沿轴向压缩位移 0.01 mm。网格划分采用四面体网格，大小为 0.3 mm。各结构模型网格单元数如**表 2** 所示。随后对模拟仿真结果进行了收敛性检验，误差在 1% 以内，仿真结果真实有效。

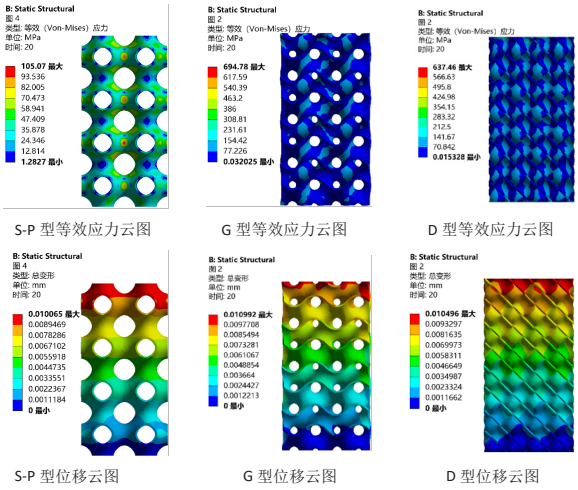
1.5 主要观察指标 各组模型数值模拟结果，骨小梁结构筛选，以及 S-P 型骨小梁结构拓扑优化结果。

表 2 | 各结构网格单元和节点数目
Table 2 | Numbers of elements and nodes of each structure

项目	S-P 型骨小梁结构	G 型骨小梁结构	D 型骨小梁结构
网格	141 481	445 926	631 280
节点	272 199	795 825	1 119 929

2 结果 Results

2.1 各组模型数值模拟结果 图 5 为 3 种骨小梁结构等效应力和总形变云图。S-P、G、D 型 3 种骨小梁结构等效应力分别为 105.07，694.78，637.46 MPa。通过应力云图发现，G 和 D 型在边界处出现小面积应力集中，模型整体应力分布较均匀，远低于钛合金屈服强度。3 种极小曲面骨小梁结构在单元结构相交处呈现较大应力值，S-P 型出现在单元径向连接处，G 型出现在轴向连接处，D 型在轴向和径向连接处均有。通过位移云图发现，模型接近施加位移面的部分位移最大，沿轴向递减，S-P 型总形变小于 G、D 型。



图注：应力云图显示，3 种骨小梁结构在单元结构相交处呈现较大应力值，S-P 型出现在单元径向连接处，G 型出现在轴向连接处，D 型在轴向和径向连接处均有，S-P、G、D 型骨小梁结构的等效应力分别为 105.07，694.78，637.36 MPa。位移云图显示，3 种骨小梁结构接近施加位移面的部分位移最大，沿轴向递减，S-P 型的总形变小于 G、D 型

图 5 | 3 种骨小梁结构等效应力云图和总形变云图
Figure 5 | Nephograms of equivalent stress and total deformation of three types of trabecular structures

2.2 骨小梁结构筛选结果 经分析计算，3 种骨小梁结构几何特性如表 3 所示。骨组织工程多孔支架设计主要包括材料选择、孔隙结构设计及孔隙率、比表面积等参数选择。孔隙率是支架孔隙部分占结构总体积的百分比，较高的孔隙率为细胞生长繁殖提供了足够的空间，其表达式为：

$$P=\frac{V_0-V}{V_0}\times 100\% \tag{3}$$

式中为 P 多孔支架结构理论孔隙率；V_0 为支架结构总体积；V 为三周期极小曲面骨小梁结构体积。KAPLAN 等 [24] 和 WANG 等 [25] 研究表明，松质骨的孔隙率为 50%–90%。LI 等 [26] 研究表明，高孔隙率多孔支架细胞长入能力明显优于低孔隙率结构。NOVER 等 [27] 通过动物实验证明，80% 孔隙率多孔支架内骨组织占比明显高于 75% 孔隙率支架。经计算，

表 3 | 骨小梁结构几何特性
Table 3 | Geometrical characteristics of bone trabecular structures

骨小梁结构	丝径 (mm)	孔径 (mm)	体积 (mm^3)	表面积 (mm^2)	比表面积 (mm^{-1})	孔隙率 (%)
S-P 型	0.1	0.63	23.117	722.9	31.27	90.7
G 型	0.1	0.94	30.224	946.1	31.30	87.9
D 型	0.1	0.72	37.308	1 171.3	31.39	85.1

3 种结构孔隙率均高于 50%，符合设计要求，经计算 3 种结构孔隙率均高于 50%，符合设计要求，S-P 型孔隙率最高，达到 90.7%，骨长入性能优于 G、D 型 [26-29]。比表面积代表了骨小梁结构活性和吸附能力，比表面积越大骨小梁结构吸附能力越强，越能为细胞增殖分化提供更大的接触表面，从而提高其生物活性。3 种结构比表面积接近，但较传统晶格结构有明显提高 [23]。王中汉等 [4, 29] 研究表明孔径尺寸与细胞增殖也密切相关，孔径较小不利于营养物质运输，显著影响细胞附着。TANIGUCHI 等 [30] 实验验证 600 μm 孔径的骨小梁结构骨长入情况优于 300 μm 和 900 μm。胡如印 [11] 也通过动物实验验证 640 μm 孔径骨小梁结构成骨性能好于 1 200 μm 结构。此次实验设计的 3 种骨小梁结构，S-P 型孔径小于 G、D 型，更接近文献记载有利于骨长入的孔径 600 μm。因此，经过有限元结果和参数分析比较，S-P 型的性能优于 G、D 型。

2.3 S-P 型骨小梁结构拓扑优化 拓扑优化是一种根据给定的负载情况、约束条件和性能指标，在特定的设计空间内对材料分布进行优化的数学方法。目前拓扑优化主要有均匀化法、变密度法 [31-32]、渐进结构优化法和水平集法等。由于 S-P 型骨小梁结构侧壁由封闭曲面连接，不利于营养物质及其他养分传递，该文基于变密度法对 S-P 型骨小梁结构进行拓扑优化，降低骨小梁结构质量，提高结构连通性，提高骨长入能力。变密度法采用固体各向同性材料惩罚模型，通过人为假定的密度函数关系来表示材料的弹性模量和单元相对密度之间的函数关系，将设计空间的单元密度作为设计变量，应用假定函数关系进行优化。固体各向同性材料惩罚模型引入惩罚因子对设计空间单元密度进行惩罚，使中间密度向 0–1 两端趋近，优化结果能更好的呈现实体与镂空分明 [33]。固体各向同性材料惩罚模型惩罚函数为：

$$E_i(x)=x^pE_0, 0\le x_{min}\le x\prec 1 \tag{4}$$

式中：x 为单元相对密度；E_i 为第 i 个单元的密度；E_0 为实体材料弹性模量；P 为惩罚因子。

对骨小梁结构拓扑优化时，设定骨小梁结构刚度最大为目标函数，取设计空间单元材料密度为设计变量，体积分数为约束条件，数学模型为：

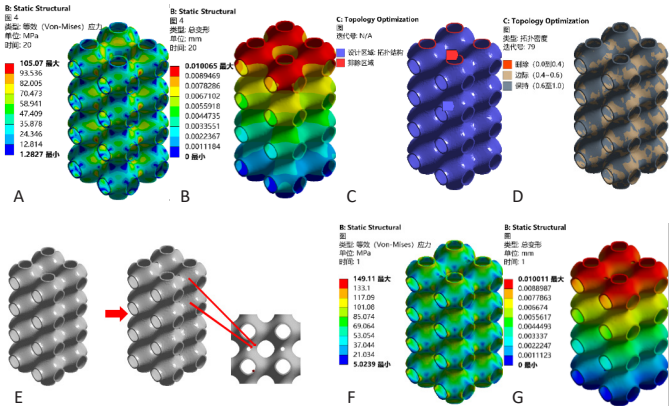
$$\begin{cases} min\, C=U^TKU \\ s.t.\ \ KU=P \\ f=\dfrac{v-v_1}{v_0} \\ 0\le x_{min}\le x_e\le x_{max} \end{cases} \tag{5}$$

式中：C 为结构柔顺度；P 为载荷矢量；U 为位移矢量；

K 为结构总刚度；v_0 为设计空间体积；v 为结构总体积；v_1 密度小于 1 的体积；f 为体积约束参数；x_e 为单元的相对密度。

2.4 S-P 型骨小梁结构拓扑优化结果 基于 ANSYS-Workbench 静力学模块对 S-P 型骨小梁结构进行分析，材料参数设定及载荷边界条件同前，其应力总形变模型见**图 6A、B** 所示。依据静力学分析结果，对骨小梁结构进行拓扑优化，设置优化目标为 85%，为保证单元结构完整性，选取骨小梁结构单元表面为设计区域，边界为排除区域，见**图 6C** 所示；优化结果见**图 6D** 所示。图 6D 中单元密度为 0–0.4，表示设计空间材料可去除区域；单元密度趋近于 1，表示材料保留区域。由优化分析云图可知，S-P 型骨小梁结构保留部分为排除区域和轴向受力较大区域，横向连接部位为边际区域或可删除部分。根据拓扑优化结果，对单元密度趋近于 0 的部位进行处理，在骨小梁单元横向过渡区域增加孔隙，见**图 6E** 所示。并对优化后模型进行验证，见**图 6F、G** 所示。

图 6F 所示，骨小梁结构最大应力为 149.11 MPa，增大 44.04 MPa，远小于钛合金屈服强度 950 MPa。经拓扑优化，骨小梁结构单元质量变为 0.000 089 g，减少达 13.9%，符合优化设计要求。骨小梁结构单元连接处增加孔隙，骨小梁结构体积减少 3.214 mm^3，有利于营养物质的吸收及代谢废物的排出，为组织生长提供空间和环境 [34]。



图注：A–G 分别为等效应力图、位移云图、优化区域选择、优化分析云图、模型优化、优化后等效应力云图与优化后位移云图。经拓扑优化后，S-P 型骨小梁结构的等效应力为 149.11 MPa，较优化前增大 44.04 MPa，质量减少 13.9%

图 6 | S-P 型骨小梁结构拓扑优化过程图

Figure 6 | Topology optimization process diagram of S-P trabecular structure

3 讨论 Discussion

3.1 骨小梁结构建模分析 三周期极小曲面骨小梁结构在空间中呈现周期性变化且具有光滑全连通等特点，结构内部呈弯曲孔道，有利于骨细胞附着与迁移，提高细胞种植率。基于三周期极小曲面方法构建骨小梁单元曲面，可实现骨小梁结构样式和孔径大小等重要因素参数化控制，为设计适应不同部位的个性化分区及功能梯度骨小梁多孔结构提供了基础，并且曲面结构骨小梁抗旋能力增强，提高植入假体稳定性 [35]。采用逆向建模技术构建骨小梁结构，克服了骨小梁结构丝径限制，可实现结构成型后丝径任意变化，从而通过控制骨小梁结构孔隙率来改变植入假体弹性模量，缩小植入假体与人体骨刚度差异，降低应力遮挡效应，减少术后并发症，提高假体长期稳定性。该建模方法为下一步设计更加适配人体骨的新型骨小梁结构提供了基础。

3.2 骨小梁优化分析 骨小梁结构性能指标主要包括孔隙率、孔径大小和比表面积等 [36]。利用有限元分析构建的 3 种骨小梁多孔结构，G 型和 D 型结构最大等效应力在 600–700 MPa 之间，S-P 型结构最大等效应力 105.07 MPa，S-P 型结构等效应力最小，约为其他两种结构的 17%，远小于钛合金材料屈服极限 [23]，具有良好的力学性能，满足骨组织对骨小梁支架结构力学性能的要求；3 种结构的理论孔隙率 S-P 型最高，达到 90.7%，G 型为 87.9%，D 型为 85.1%，其中 S-P 型孔隙率已经接近晶体结构骨小梁的理论孔隙率。考虑到经 3D 打印后会降低实际骨小梁结构的孔隙率，具有较高的理论孔隙率的骨小梁，用 3D 打印获得的实际骨小梁结构的孔隙率也较高，对骨长入有一定促进作用 [26-29]；S-P 型骨小梁结构具有较高的比表面积，孔径为 630 μm，仅为 G、D 型骨小梁结构孔径的 67% 和 87.5%，更接近文献记载的 600 μm，有利于骨长入 [11, 30]。因此，此次研究构建的 3 种骨小梁结构中，S-P 结构更适合作为骨植入物的表面结构。利用变密度法和 SIMP 插值模型对 S-P 骨小梁结构构进行结构优化，并依据优化结果对结构进行改进，使得质量减少 13.9%，体积减少 3.214 mm^3，仅局部应力增加了 44.04 MPa，但远小于材料屈服强度，优化效果好。与文献 [25] 中孔径大小接近的晶格结构骨小梁几何特性进行比较分析，S-P 型优化结构孔隙率较传统结构高 19.7%，比表面积高 53.9%，满足骨长入需求。

3.3 研究不足之处 基于三周期极小曲面方法参数化构建了骨小梁单元曲面，应用逆向建模技术构建骨小梁多孔结构，利用有限元模拟了试件压缩时的力学性能，进行了几何特性分析和拓扑优化，但是没有就设计优化模型进行实验验证，下一步的研究计划通过 3D 打印技术制备不同类型骨小梁多孔结构试件，并进行压缩实验，对比验证数值模拟结果。因为骨小梁多孔结构的理论模型与 3D 打印后真实试件在结构尺寸包括孔径与壁厚存在明显差异。作者的前期研究工作还显示，用同一棒料制备的同一尺寸的拉压试件均具有屈服的特点，但是不仅弹性模量不同且屈服应力也不同。为了降低数值模拟和实验结果的误差还需要研究的工作包括：准确给定骨小梁试件的材料参数和依据 3D 打印的实体模型重建接近实际试件的计算模型。

随着人工关节置换数量的逐年增加，医疗领域对于具有与人体骨适配的植入物假体需求越来越大。基于三周期极小曲面参数化建模结合有限元数值模拟及拓扑优化方法，对骨小梁结构进行设计优化研究，为降低植入物刚度，增加植入物周边骨组织应力刺激、促进细胞增殖分化、缓解应力遮挡效应、提高置换手术成功率提供新思路，为寻求骨植入物与人体骨长期稳定最优解提供可能。因此，骨小梁结构的设计

优化对进一步研究骨长入效果好和能够提高长期稳定性骨小梁生物型假体具有重要意义。

作者贡献：刘佳辛、贾鹏负责骨小梁结构构建、仿真分析和论文撰写，叶金铎、刘璐负责行文构思，王烨明负责骨小梁医学知识支持，门玉涛负责方法指导和结果审核。

利益冲突：文章的全部作者声明，在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

出版规范：该研究遵守国际医学期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。文章经小同行外审专家双盲外审，同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

4 参考文献 References

[1] 周梦 , 成艳 , 周晓晨 , 等 . 基于增材制造技术的钛合金医用植入物 [J]. 中国科学 : 技术科学 ,2016,46(11):1097-1115.
[2] 秦嘉伟 , 熊胤泽 , 高芮宁 , 等 . 杆状和片状三周期极小曲面模型孔隙特征与力学性能对比 [J]. 医用生物力学 ,2021,36(4):576-581.
[3] 于杰 , 朱明康 , 闻明 , 等 . 新型医用钛合金材料的研究进展 [J]. 昆明理工大学学报 (自然科学版),2017,42(3):16-22.
[4] 王中汉 , 王辰宇 , 刘贺 , 等 .3D 打印钛合金孔隙支架骨长入影响因素的分析 [J]. 中国组织工程研究 ,2016,20(52):7821-7828.
[5] 贾建刚 , 井勇智 , 高昌琦 , 等 . 骨移植多孔钛材料制备方法与发展概况 [J]. 中国有色金属学报 ,2019,29(6):1187-1197.
[6] 张玲 , 李凯 , 潘庆 , 等 . 仿真“骨小梁”牙种植体的生物力学特征 [J]. 中国组织工程研究 ,2017,21(26):4137-4142.
[7] 贾建刚 , 井勇智 , 高昌琦 , 等 . 骨移植多孔钛材料制备方法与发展概况 [J]. 中国有色金属学报 ,2019,29(6):1187-1197.
[8] MARTELLI N, SERRANO C, VAN DEN BRINK H, et al. Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: Asystematic review. Surgery. 2016;159(6):1485-1500.
[9] SILLESEN NH, GREENE ME, NEBERGALL AK, et al. Three Year RSA Evaluation of Vitamin E Diffused Highly Cross-linked Polyethylene Liners and Cup Stability. J Arthroplasty. 2015;30(7):1260-1264.
[10] BANERJEE S, ISSA K, KAPADIA BH, et al. Systematic review on outcomes of acetabular revisions with highly-porous metals. Int Orthop. 2014; 38(4):689-702.
[11] 胡如印 .3D 打印多孔钛金属骨小梁髋臼杯的临床应用、体内基础研究与生物力学研究 [D]. 南宁 : 广西医科大学 ,2018.
[12] EL-HAJJE A, KOLOS EC, WANG JK, et al. Physical and mechanical characterisation of 3D-printed porous titanium for biomedical applications. J Mater Sci Mater Med. 2014;25(11):2471-2480.
[13] 屈华伟 , 韩振宇 , 卓越 , 等 . 骨组织工程多孔生物支架设计研究进展 [J]. 机械工程学报 ,2019,55(15):71-80.
[14] CHEAH CM, CHUA CK, LEONG KF, et al. Development of a Tissue Engineering Scaffold Structure Library for Rapid Prototyping. Part 1: Investigation and Classification. Int J Adv Manuf Tech. 2003;21(4):291-301.
[15] CHEAH CM, CHUA CK, LEONG KF, et al. Development of a Tissue Engineering Scaffold Structure Library for Rapid Prototyping. Part 2: Parametric Library and Assembly Program. Int J Adv Manuf Tech. 2003;21(4):302-312.
[16] HOLLISTER SJ. Porous scaffold design for tissue engineering. Nat Mater. 2005;4(7):518-524.
[17] GOMEZ S, VLAD MD, LOPEZ J, et al. Design and properties of 3D scaffolds for bone tissue engineering. Acta Biomater. 2016;42(2016): 341-350.
[18] WANG GJ, SHEN LD , ZHAO JF, et al. Design and Compressive behavior of controllable irregular porous scaffolds: Based on voronoi-tessellation and for additive manufacturing. ACS Biomater Sci Eng. 2018;4(2): 719-727.
[19] 石张傲 , 周鑫 . 基于 TPMS 建模方法进行仿生骨支架结构设计 [J]. 机械 ,2020,47(3):1-6.
[20] WANG Y. Periodic surface modeling for computer aided nano design. Computer-Aided Design. 2007;39(3):179-189.
[21] 雷鸿源 , 李静蓉 , 徐志佳 , 等 . 孔隙表征参数驱动的 TPMS 多孔结构建模 [J]. 计算机辅助设计与图形学学报 ,2020,32(1):156-163+172.
[22] 郭佳乐 , 许建霞 , 刘斌 , 等 .3D 打印骨科钛合金医疗器械的性能研究进展 [J]. 中国药事 ,2021,35(4):471-478.
[23] 张兰 , 王翔 , 刘军 , 等 .3D 打印钛合金骨小梁多孔结构的拉伸性能 [J]. 中国组织工程研究 ,2020,24(22):3498-3503.
[24] KAPLAN F, HAYES W, KEAVENY T, et al. Form and function of bone. In: Simon, SS. editor. Orthopaedic basic science. Rosemont (IL): Amercan Academy of Orthopaedic Surgeons,1994:128-184.
[25] WANG X, XU S, ZHOU S, et al. Topological Design and Additive Manufacturing of Porous Metals for Bone Scaffolds and Orthopaedic Implants: A Review. Biomaterials. 2016;83(6):127-141.
[26] LI JP, HABIBOVIC P, VAN DEN DOEL M, et al. Bone ingrowth in porous titanium implants produced by 3D fiber deposition. Biomaterials. 2007;28(18):2810-2820.
[27] NOVER AB, LEE SL, GEORGESCU MS, et al. Porous titanium bases for osteochondral tissue engineering. Acta Biomater. 2015;27:286-293.
[28] 陈宇 . 基于激光三维打印的类骨小梁多孔钛种植体的设计及其体内成骨效应研究 [D]. 重庆 : 重庆医科大学 ,2017.
[29] 王中汉 .3D 打印钛合金微孔支架 / 可注射性水凝胶复合体系对骨缺损修复机制的研究 [D]. 长春 : 吉林大学 ,2018.
[30] TANIGUCHI N, FUJIBAYASHI S, TAKEMOTO M, et al. Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: An in vivo experiment-ScienceDirect. Mat Sci Eng C. 2016;59:690-701.
[31] QU HOY, WANG L, WANG YHI, et al. Design of the Superconducting Main Magnet Based on Variable Density Method in Cylindrical MRI Scanner. IEEE T Appl Supercon. 2020;30(4):1-5.
[32] LI WD, LI XR, GUO BHG, et al. Topology optimization of truncated cone insulator with graded permittivity using variable density method. IEEE T Dielect El In. 2019;26(1):1-9.
[33] 周围 , 李群明 , 高志伟 , 等 . 基于变密度法的送杆机构的运送支架拓扑优化设计 [J]. 制造业自动化 ,2021(4):113-117.
[34] 姚亚洲 , 谢劲松 , 范树迁 . 骨组织支架的计算机辅助设计方法综述 [J]. 图学学报 ,2016,37(3):367-376.
[35] 刘庆波 , 苏知杨 , 王恒峰 , 等 . 三周期极小化曲面单元结构骨小梁假体的生物力学性能 [J]. 中国组织工程研究 ,2022,26(15): 2297-2301.
[36] 李祥 , 高芮宁 , 熊胤泽 , 等 . 基于 TPMS 结构的多孔钛制备与表征 [J]. 稀有金属材料与工程 ,2020,49(1):325-330.

(责任编辑：GW，ZN，ZJP)