

基于并行拓扑优化的假体股骨柄设计*

DESIGN OF PROSTHETIC FEMORAL STALK BASED ON PARALLEL TOPOLOGY OPTIMIZATION

朱大昌** 吴龙飞 萧仲敏*** 黄鹏程 徐汉斌

(广州大学机械与电气工程学院, 广州 510006)

ZHU DaChang WU LongFei XIAO ZhongMin HUANG PengCheng XU HanBin

(School of Mechanical and Electrical Engineering, Guangzhou University, Guangzhou 510006, China)

摘要 与股骨接触的假体柄是人工髋关节的主要部件,在全髋置换手术中起着重要作用。采用变密度固体各向同性材料惩罚(Solid Isotropic Material with Penalization, SIMP)拓扑优化方法和多尺度的并行拓扑优化方法,分别得到A型和B型两种股骨柄结构,并将股骨柄结构柔度变化幅度作为对比指标,比较了两种股骨柄对载荷方向变化的敏感度。利用有限元方法对A型股骨柄和B型股骨柄进行多工况下所对应股骨的应力分析。研究表明,在3种工况下,A型股骨柄和B型股骨柄对股骨的平均应力分别为14.80、22.55、16.94 MPa和10.89、20.92、16.50 MPa。对B型股骨柄进行压力加载试验,试验结果表明,在内侧测点,试验的应变值与仿真值的平均误差为 $-1\ 682\ \mu\varepsilon$,平均相对误差为20.3%;在外侧测点,试验的应变值与仿真值的平均误差为 $1\ 281\ \mu\varepsilon$,平均相对误差为19.5%。该方法为股骨假体柄结构的可靠性设计提供了有效参考。

关键词 拓扑优化 股骨柄结构 有限元分析 可靠性

中图分类号 TH789 TP291.9

Abstract The prosthetic stalk contacting with the femur is the main component of the artificial hip joint and plays an important role in total hip replacement surgery. The topology optimization method of solid isotropic material with penalization (SIMP) and the multi-scale parallel topology optimization method were used to obtain the two femoral-stalk structures of type A and type B, and the sensitivity of the two femoral stalks to the change of load direction was compared with the amplitude of the flexibility of the femoral stalk structure as a comparison index. The finite element method was used to analyze the stress of the corresponding femur under multiple conditions of type A femoral stalk and type B femoral stalk. The results show that under the three working conditions, the average stress of type A femoral stalk and type B femoral stalk to the femur is 14.80, 22.55, 16.94 MPa and 10.89, 20.92, 16.50 MPa. The pressure loading experiment was performed on a type B femoral stalk. The experimental results show that for the inner measurement point, the average error between the strain values and simulated values of this experiment is $-1\ 682\ \mu\varepsilon$, and the average relative error is 20.3%. For the outer measurement point, the average error between the strain values and the simulated values is $1\ 281\ \mu\varepsilon$, and the average relative error is 19.5%. This method provides an effective reference for the reliability design of the femoral prosthesis stalk structure.

Key words Topological optimization; Femoral stalk structure; Finite element analysis; Reliability

Corresponding author: XIAO ZhongMin, E-mail: xzhmin@gzhu.edu.cn

The project supported by the Provincial Key Platform and Major Scientific Research Project of Higher Education of Guangdong Province of China (No. 2017KZDXM060), the Innovation Team Building Project of Guangdong Province (No. 2018KCXTD023), and the Municipal School (Institute) Joint Funding Project of Guangzhou City (No. SL2023A03J00681).

Manuscript received 20221130, in revised form 20230106.

* 20221130 收到初稿, 20230106 收到修改稿。广东省高校基础研究重大项目及应用研究重大项目(自然科学类)(2017KZDXM060), 广东省创新团队建设项目(自然科学类)(2018KCXTD023), 广州市市校(院)联合资助项目(SL2023A03J00681)资助。

** 朱大昌, 男, 1973年生, 江西抚州人, 汉族, 广州大学机械与电气工程学院教授, 博士, 主要研究方向为柔顺、并联机构空间构型综合及智能控制。

*** 萧仲敏(通信作者), 男, 1975年生, 广东广州人, 汉族, 广州大学机械与电气工程学院高级实验师, 硕士, 主要研究方向为结构拓扑优化。

0 引言

人体髌关节病变、事故致使关节功能受损或丧失,会给人们工作和生活带来极大的痛苦和不便,而髌关节置换手术是现在治疗髌关节疾病最广泛的一种骨外科手术之一^[1]。在髌关节置换手术中,髌关节假体起到了关键作用。而人工关节假体新材料的出现和手术技术的不断发展使得患者术后康复加快,但是,在临床医学和放射学上都发现术后患者的股骨侧存在骨质流失现象,特别是在股骨近端发生了严重的骨质流失。根据 Wolff 法则^[2],假体在植入股骨后,股骨近端的载荷状态和生物力学环境发生变化,使假体在股骨近端发生应力遮蔽现象,而应力遮蔽现象的出现会导致股骨区域的骨量流失,并伴有严重的并发症,如假体周围骨折,也会使患者出现大腿疼痛的状况。对此,莫帅等^[3]基于应变能准则建立了机器人关节传动系统优化模型,为骨骼重建的机制研究提供了一种有效数值计算方法。蔡坤等^[4-5]将待优化的连续体结构看作是一块满足 Wolff 法则的“骨骼”,把寻找最优化拓扑的过程比拟为骨骼的重建/生长过程。采用骨骼的重建/生长规律作为准则更新材料分布,直至达到一个平衡状态并由此获得结构的最优拓扑。

许多学者在人工股骨假体的组成结构、生物力学性能和材料选择等方面开展了研究。连婷婷等^[6]考虑人工骨与宿主骨的机械相容性,使人工骨的弹性模量与宿主骨相匹配,选用响应面法建立近似模型,为人工骨的结构设计提供了新方法。ZHAO Z 等^[7]提出了一种基于多材料密度的拓扑优化框架设计梯度多孔结构的方法。张婷婷等^[8]用变密度的拓扑优化方法,对股骨假体进行了结构优化,分析了不同体积对优化假体力学性能的影响,以及对股骨应力遮蔽现象的影响。王沫楠等^[9]将股骨头与定制的股骨假体柄分体设计,并进行了股骨假体结构的优化,提出了多目标优化方法优选材料匹配方案,利用模糊物元法实现了股骨假体多目标优选。目前,基于拓扑优化的假体股骨柄设计主要采用宏观拓扑设计,较少研究在考虑宏观拓扑和微观拓扑^[10]下的假体股骨柄的结构拓扑优化。

拓扑优化是一种在给定空间区域内,依据已知的边界条件,并满足结构刚度或体积约束等要求,从而给出最优的形状和材料分布的结构设计方法。其优点在于能在不知道结构拓扑形状的前提下,根据已知边界条件给出最佳的结构形式。常用的拓扑优化方法有基结构法^[11]、变密度法^[12]、水平集法^[13]等。本文介绍了一种多尺度的并行拓扑优化方法,采用该方法对假体股骨柄进行拓扑优化设计,设计了一种新型股骨柄结构,并展开了生物力学方面的研究。通过有限元分析

方法对该新型股骨柄结构和由固体各向同性材料惩罚 (Solid Isotropic Material with Penalization, SIMP) 方法^[14]得到的假体股骨柄结构分析在不同载荷状态下产生的应力分布情况,将两种类型的股骨柄对股骨的生物力学的影响与健康股骨进行对比,为假体股骨柄的结构设计提供了一种新方法。

1 拓扑优化模型建立

变密度法是人为假定单元的密度和材料物理属性之间的某种对应关系,以连续变量的密度函数形式表达这种对应关系。假定单元材料弹性模量和密度之间关系满足:

$$E_i = E_{\min} + l_i^p (E_0 - E_{\min}) \quad (1)$$

式中, E_i 为第 i 个单元插值后的弹性模量; E_0 为固体部分材料弹性模量; E_{\min} 为空洞部分材料弹性模量; l_i 为第 i 个单元的相对密度; p 为惩罚参数。

以最小柔度为目标,以优化区间单元密度为设计变量,以体积分数为约束条件进行拓扑优化,应用式 (1),SIMP 插值的数学模型为

$$\begin{cases} \min C(L) = \mathbf{F}\mathbf{U} \\ \text{s. t. } \mathbf{K}\mathbf{U} = \mathbf{F} \\ \frac{V}{V_0} - f_0 = \sum_i^N (l_i v_i) / V_0 - f_0 \leq 0 \\ 0 < l_{\min} \leq l_i \leq 1 \end{cases} \quad (2)$$

式中, C 为结构柔度; L 为单元相对密度; \mathbf{F} 为载荷向量; \mathbf{U} 为位移向量; \mathbf{K} 为总刚度矩阵; V_0 为初始结构体积; V 为优化后结构体积; v_i 为单元体积; f_0 为体积分数; l_{\min} 为设计变量最小值 (取为 0.001); N 为设计区域离散单元总数。

在多尺度结构的并行拓扑优化设计中,宏观拓扑和微观拓扑都被考虑在内,以提高结构性能。前者决定宏观有效性质,后者决定优化微观结构在宏观结构中的空间排列。相应的数学模型如下:

$$\begin{cases} \text{Find: } \rho_M^i, \rho_m^j (i = 1, 2, \dots, N_M; j = 1, 2, \dots, N_m) \\ \min C = \frac{1}{2} \int_{\Omega_M} D_M(\rho_M^i, \rho_m^j) \varepsilon(u_M) \varepsilon(u_m) d\Omega_M \\ \text{s. t. } \alpha(u_M, v_M, D_M) = l(v_M) \\ \alpha(u_m, v_m, D_m) = l(v_m) \\ G_M(\rho_M) = \int_{\Omega_M} v_0 \rho_M d\Omega_M - V_M \leq 0 \\ G_m(\rho_m) = \int_{\Omega_m} v_0 \rho_m d\Omega_m - V_m \leq 0 \\ 0 < \rho_M^{\min} \leq \rho_M^i \leq 1 \\ 0 < \rho_m^{\min} \leq \rho_m^j \leq 1 \end{cases} \quad (3)$$

式中, C 为目标函数,即结构平均柔度; ρ_M, ρ_m 分别为宏观和微观尺度上的设计变量; N_M, N_m 分别为宏观结

构和微观结构的单元个数； Ω_M 为宏观结构设计域； Ω_m 为微观结构设计域； G_M 为宏观体积约束； G_m 为微观体积约束； V_M 为材料宏观结构的最大体积分数； V_m 为材料微观结构的最大体积分数； \mathbf{u}_M 为宏观位移场； \mathbf{u}_m 为微观位移场； v_0 为初始虚位移场； v_M 为宏观结构的虚位移场； v_m 为微观结构的虚位移场； α 为双线性能量函数； l 为线性负载函数。

在宏观尺度上,平衡状态方程由虚功原理建立,定义如下:

$$\begin{cases} \alpha(\mathbf{u}_M, v_M, \mathbf{D}_M) = \int_{\Omega_M} \mathbf{D}_M(\rho_M, \rho_m) \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}_M) \boldsymbol{\varepsilon}(v_M) d\Omega_M \\ l(v_M) = \int_{\Omega_M} f v_M d\Omega_M + \int_{\Gamma_M} h v_M d\tau_M \\ \alpha(\mathbf{u}_m, v_m, \mathbf{D}_m) = \int_{\Omega_m} \mathbf{D}_m(\rho_m) \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}_m) \boldsymbol{\varepsilon}(v_m) d\Omega_m \\ l(v_m) = \int_{\Omega_m} \mathbf{D}_m(\rho_m) \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}_m^0) \boldsymbol{\varepsilon}(v_m) d\Omega_m \end{cases} \quad (4)$$

式中, f 为宏观结构中的体力; h 为宏观结构第二边界 τ_M 上的边界牵引力; \mathbf{D}_M 和 \mathbf{D}_m 分别为宏观结构和微观结构的刚度张量。

应用式(1) SIMP 插值方案定义如下:

$$\begin{cases} \mathbf{D}_M = [E_{\min} + \rho_M^p (E_0 - E_{\min})] \mathbf{D}^H \\ \mathbf{D}_m = [E_{\min} + \rho_m^p (E_0 - E_{\min})] \mathbf{D}^0 \end{cases} \quad (5)$$

式中, \mathbf{D}^0 为材料的本构弹性张量; \mathbf{D}^H 为均匀化刚度张量。

均匀化刚度张量 \mathbf{D}^H 根据微观结构的拓扑结构计算:

$$\mathbf{D}^H = \frac{1}{|\Omega_m|} \int_{\Omega_m} \mathbf{D}_m(\rho_m) [\boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}_m^0) - \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}_m)]^2 d\Omega_m \quad (6)$$

使用最优性准则 (Optimality Criteria, OC) 法^[15] 求解并行拓扑优化公式。因此,需要目标函数和约束函数对设计变量的灵敏度。而目标函数和宏观体积约束对设计变量的灵敏度如下:

$$\begin{cases} \frac{\partial C}{\partial \rho_M} = -\frac{1}{2} \int_{\Omega_M} p(\rho_M)^{p-1} \mathbf{D}^H(\rho_m) \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}_M) \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}_m) d\Omega_M \\ \frac{\partial G_M}{\partial \rho_M} = \int_{\Omega_M} v_0 d\Omega_M \end{cases} \quad (7)$$

对于微观设计,目标函数和微观体积约束对设计变量的灵敏度如下:

$$\begin{cases} \frac{\partial C}{\partial \rho_m} = -\frac{1}{2} \int_{\Omega_m} \rho_m^p \frac{\partial \mathbf{D}^H(\rho_m)}{\partial \rho_m} \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}_M) \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}_m) d\Omega_m \\ \frac{\partial G_m}{\partial \rho_m} = \int_{\Omega_m} v_0 d\Omega_m \end{cases} \quad (8)$$

均匀弹性张量 \mathbf{D}^H 相对于微观单元密度的 1 阶导数如下:

$$\frac{\partial \mathbf{D}^H(\rho_m)}{\partial \rho_m} = \frac{1}{|\Omega_m|} \int_{\Omega_m} p(\rho_m)^{p-1} \mathbf{D}^0 [\boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}_m^0) - \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}_m)]^2 d\Omega_m \quad (9)$$

2 假体股骨柄的设计

假体股骨柄一般由股骨头和股骨柄体两部分组成。其中,股骨头的材料多为非金属复合材料,表面坚硬、耐划伤,形状多为球形或椭球形。股骨颈的表面光滑且为实心,其通常与股骨柄主体为一体,如图 1(a) 所示。考虑到股骨柄的末端较为细长,即图 1(b) 中的 C 区域,本文主要研究对象为假体股骨柄中部的结构设计,即图 1(b) 中的 B 区域。

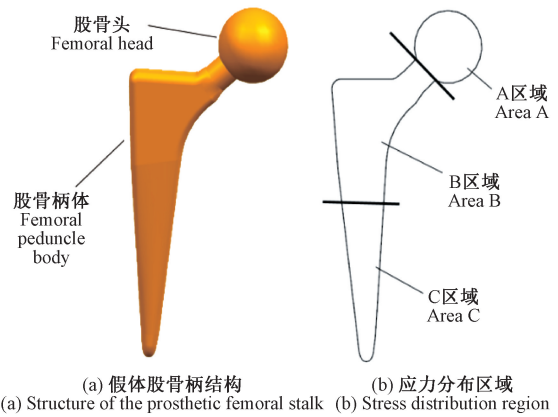


图 1 股骨柄结构简图

Fig. 1 Schematic diagram of the femoral stalk structure

将股骨柄的 B 区域作为设计区域,在二维空间采用四节点单元离散结构,设计域离散为 2 928 个单元,单元边长取 1,材料的泊松比 $\mu = 0.3$,材料的弹性模量 $E = 1$,惩罚参数 $p = 3$,过滤半径 $r_{\min} = 1.5$,约束末端节点的 X、Y 方向自由度,在股骨颈端面中点处施加沿 Y 轴方向的集中载荷,如图 2 所示。

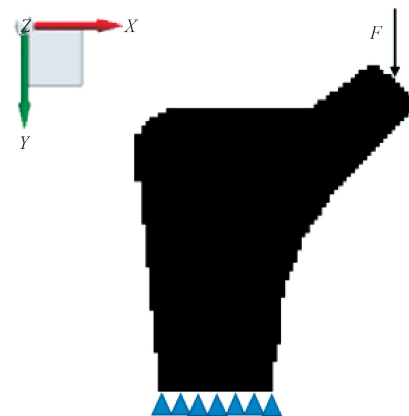


图 2 设计域与边界条件

Fig. 2 Design domain and boundary conditions

结合上述初始参数和边界条件,对股骨柄结构分别使用 SIMP 方法和并行拓扑方法进行结构优化。其中, SIMP 方法的设计域的体积分数 $f_0 = 0.6$, 并行拓扑方法中宏观设计域体积分数 $G_M = 0.6$, 微观设计域体积 $G_m = 0.6$, 假设微观结构为单一类型多孔结构且宏观设计域内周期性分布。

在 Matlab 2016b 软件中, 使用 SIMP 方法进行拓扑优化, 经过 57 次迭代, 得到目标函数为 951.7, 其宏观拓扑结果如图 3(a) 所示, 微观结构如图 3(c) 所示; 使用并行拓扑方法进行优化, 经过 87 次迭代, 得到目标函数为 1 004.1, 其宏观拓扑结果如图 3(b) 所示, 微观结构如图 3(d) 所示。

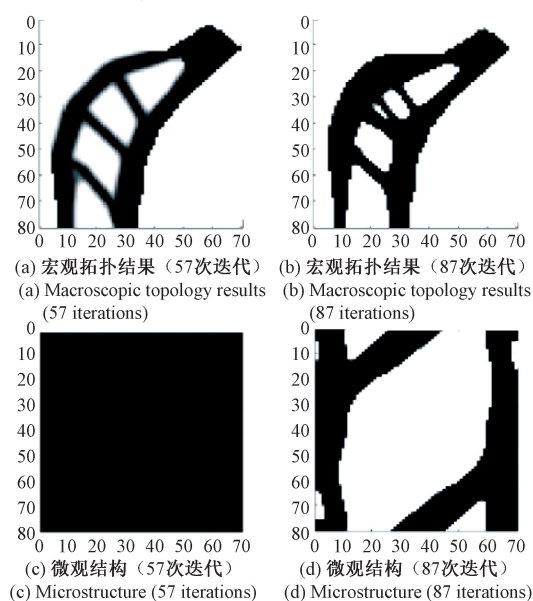


图 3 两种方法的拓扑结果

Fig. 3 Topology results of two methods

根据两种不同方法得到的宏观拓扑优化结构, 结合原型股骨柄结构(图 1), 使用 UG 三维软件进行重建, 得到两种新型股骨柄(以下分别称为 A 型股骨柄和 B 型股骨柄), 如图 4 所示。

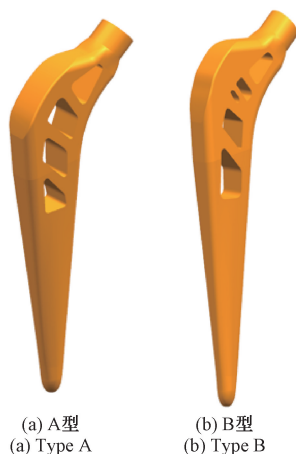


图 4 两种股骨柄

Fig. 4 Two types of femoral stalks

3 仿真分析及结果

3.1 载荷方向变化对结构的影响

在日常生活中, 股骨受力的方向是经常变化的。因此, 需要考虑载荷力方向变化对结构柔度和整体应力的影响。由于股骨近端会同时受到载荷力与肌肉力的作用, 且载荷力为主要力, 为了便于说明问题, 将载荷力作为股骨柄的受力。

由两种方法得到的拓扑结构如图 3 所示, 都在底部施加固定约束, 载荷由 F_1 (大小为 1 N、方向沿 Y 轴) 变为 F_2 (大小为 1 N、方向与 Y 轴成 45°) 时, 如图 5 所示, A 型股骨柄结构的柔度 C 由 951.7 变为 1 601.5, B 型股骨柄结构的柔度 C 由 1 004.1 变为 1 243.1。

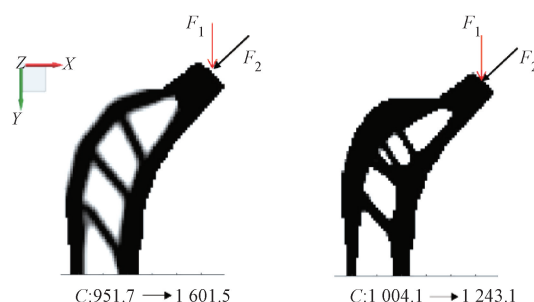


图 5 载荷方向变化时结构柔度的变化

Fig. 5 Change of structural flexibility when the load direction changes

虽然 A 型股骨柄结构的初始柔度小于 B 型股骨柄结构, 但是当载荷方向变化时, 后者的柔度变化量小于前者。这表明 B 型股骨柄结构对载荷方向变化的敏感性低于 A 型股骨柄结构。

当假体股骨柄植入股骨内部后, 由于股骨柄下半部分(图 1 中的 C 区域)较为细长且不容易发生松动, 所以, 将股骨柄从底端起至 70 mm 截面间的部分设置固定约束, 如图 6 所示。分别分析两种股骨柄结构在三种载荷(F_1 大小为 2 300 N, 方向沿 Y 轴; F_2 大小为 2 300 N, 方向与 Y 轴成 45° ; F_3 大小为 2 300 N, 方向与 Y 轴成 -45°) 下的应力分布情况, 得到三种载荷下两种股骨柄的应力云图, 如图 7 所示。

由图 7 可知, 对于 A 型股骨柄, 当载荷为 F_1 、 F_2 、 F_3 时, 其最大应力分别为 187.98、649.97、319.76 MPa; 对于 B 型股骨柄, 当载荷为 F_1 、 F_2 、 F_3 时, 其最大应力分别为 178.40、608.53、303.59 MPa。可见, B 型股骨柄在载荷方向变化时产生的最大应力均小于 A 型股骨柄。这进一步表明 B 型股骨柄对载荷方向的变化有更好的稳定性与可靠性。

3.2 多工况下的应力分析

股骨在人类日常生活中的实际受载荷情况比较复杂。一般情况下, 股骨近端会受到髌关节接触力、外展肌力、近端阔筋膜力、远端阔筋膜力、外侧肌力。在受力分析时, 取对股骨影响较大的髌关节接触力和外展

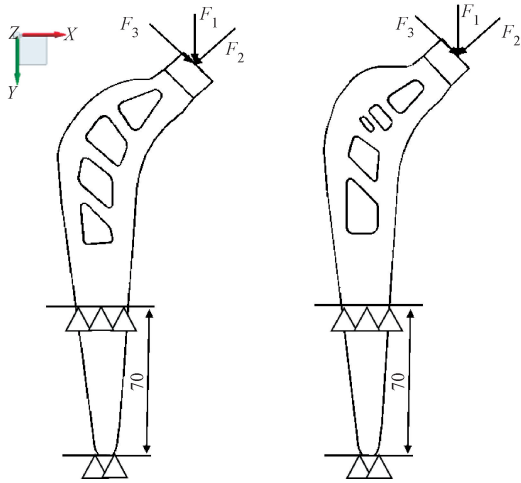


图 6 约束与载荷示意图

Fig. 6 Schematic diagram of constraints and loads

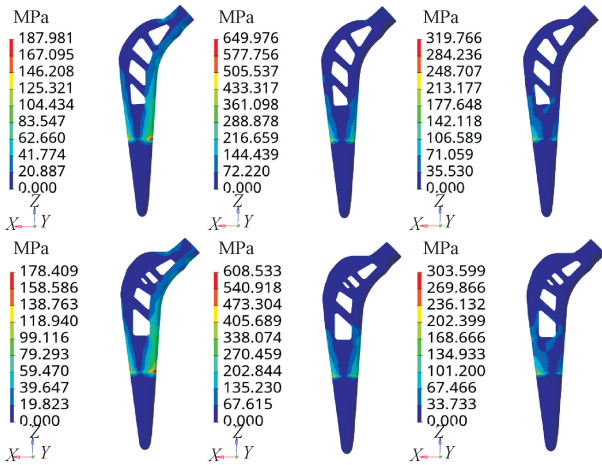


图 7 3 种载荷下的应力云图

Fig. 7 Stress nephogram under three loads

肌力作为主要受力。同时,取股骨近端单腿站立、外展和內收 3 种典型的动作作为工况,3 种工况产生载荷的大小和方向如表 1 所示。

表 1 3 种工况下股骨近端所受载荷

Tab. 1 Loads on the proximal femur under three working conditions

状态 Condition	关节接触力 Joint contact force		外展肌力 Abductor muscles force	
	方向 Direction/(°)	大小 Size/ N	方向 Direction/(°)	大小 Size/ N
单腿站立 Stand on single leg	24	2 317	28	703
外展 Outreach	-15	1 158	-8	351
內收 Adduction	56	1 548	35	468

在不考虑置换手术后股骨位置发生微小偏移的情况下,股骨和假体股骨柄在 3 种工况下的受力情况如图 8 所示。 F_A 代表关节接触力, F_B 代表外展肌力。

为了研究多种工况下不同类型股骨柄对股骨的应力、应变影响,使用 Hypermesh 2020 软件对股骨柄和股骨近端 330 mm 部分的装配体结构进行有限元静力

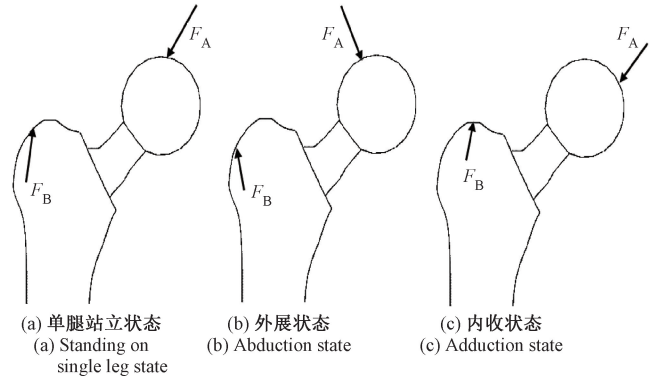


图 8 3 种工况下受力图

Fig. 8 Force diagram of three working conditions

学分析,将股骨材料的密度设置为 1.2 kg/m^3 ,弹性模量为 16.9 GPa ,泊松比为 0.26 ;股骨柄材料选为碳纤维,弹性模量为 23 GPa ,泊松比为 0.3 。通过有限元分析,得到在 3 种工况下装配原型股骨柄、A 型股骨柄和 B 型股骨柄的股骨及正常股骨的等效力云图,分别如图 9(a) ~ 图 9(d) 所示,工况从左到右依次为单腿站立、外展、內收。

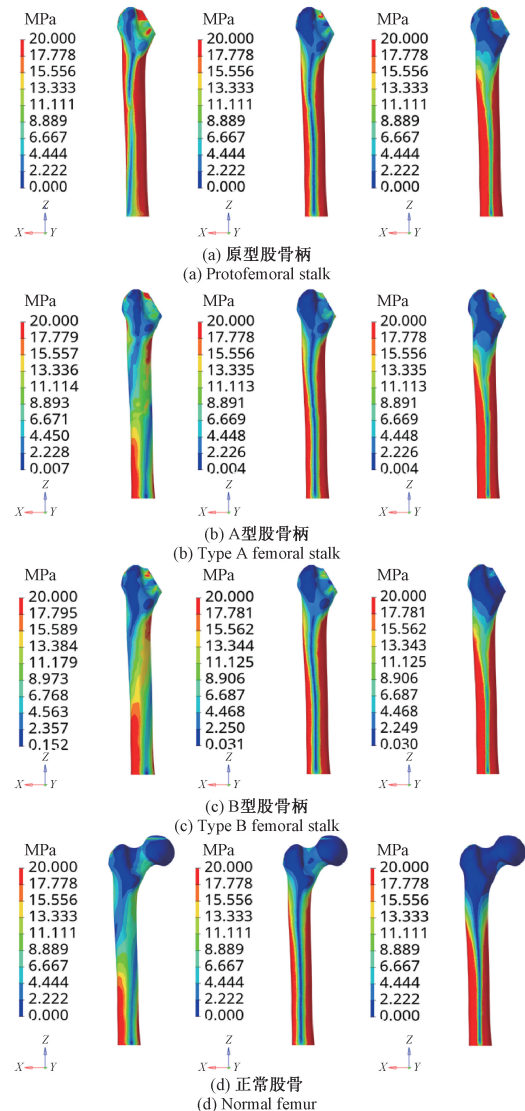


图 9 3 种工况下股骨的应力云图

Fig. 9 Stress nephogram of the femur under three working conditions

为了便于观察应力分布情况,将应力云图的上限值设为 20 MPa,由图 9 可看出,原型股骨柄对应的股骨在股骨近端有少量应力集中现象出现,而 A 型股骨柄和 B 型股骨柄对股骨产生的应力分布较为均匀,较少产生应力集中现象。在单腿站立状态下,健康股骨的应力的高应力区位于股骨底端靠左区域、中应力区位于股骨中间部分、低应力区位于股骨近端,而装配原型股骨柄的股骨的高应力区主要分布在股骨的两侧,装配 A 型股骨柄和 B 型股骨柄的股骨的应力分布呈由远端到近端逐步降低的趋势,与健康股骨的应力分布情况更为相似;在外展和内收情况下,装配原型股骨柄的股骨在近端的应力均高于装配 A 型和 B 型股骨柄的股骨,而装配 A 型和 B 型股骨柄的股骨的应力分布较为相似。

由此可见,在 3 种工况下,拓扑优化后的股骨柄结构对股骨产生更均匀的应力分布且与健康股骨的应力分布情况更为相似,但 A 型和 B 型股骨柄在此方面差异较小,因而还需要对两者的性能做进一步分析。

为了验证 B 型股骨柄较原型股骨柄和 A 型股骨

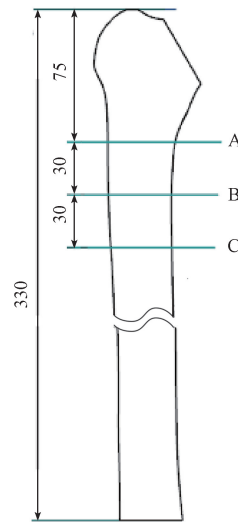


图 10 3 个截面的位置

Fig. 10 Three-section locations

柄有较好的生物相容性,将 3 种股骨柄在 3 种工况下对股骨的 3 个截面(图 10)的应力大小和分布与在相同边界条件下人体健康股骨的 3 个截面的应力进行对比。其中,原型股骨柄、A 型股骨柄、B 型股骨柄在 3

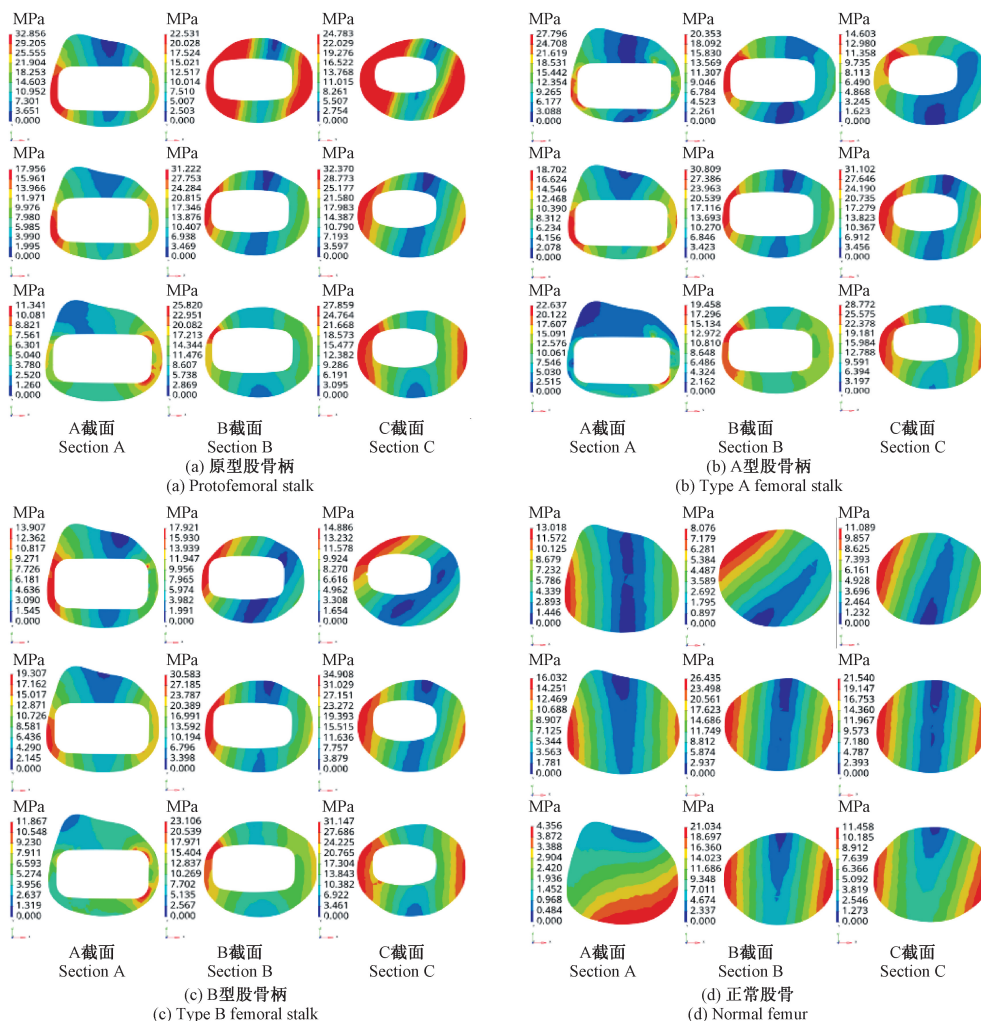


图 11 原型、A 型、B 型股骨柄及健康股骨对应股骨截面的应力云图

Fig. 11 Stress nephogram of the corresponding femoral cross-section of the prototype, type A, type B and healthy femur

种工况下对应的股骨 3 个截面的应力云图,如图 11(a)~图 11(c)所示(工况从上到下依次为单腿站立、外展、内收)。健康股骨在 3 种工况下的 3 个截面的应力云图,如图 11(d)所示。

由上述仿真分析结果,得到在不同工况下的 A、B、C 截面的平均应力,如表 2 所示,取同一状态下的 3 个不同截面的平均应力值再平均,从而得到在 3 种不同载荷状态下 3 种股骨柄所对应股骨的平均应力值,也可得到 3 种工况下健康股骨的截面平均应力值,如图 12 所示。

表 2 不同工况下的截面平均应力值

Tab. 2 Cross-section average stress values under different working conditions MPa

	截面 Section	单腿站立	外展	内收
		Stand on single leg	Outreach	Adduction
原型 Prototype	A	21.78	15.24	7.98
	B	18.53	25.61	17.36
	C	17.22	28.93	25.84
B 型 Type B	A	10.33	16.19	7.23
	B	12.54	22.13	16.57
	C	9.82	24.46	25.71
A 型 Type A	A	20.68	15.78	8.92
	B	15.42	24.56	15.56
	C	8.32	27.31	26.34
健康股骨 Healthy femur	A	10.61	13.76	3.24
	B	6.21	20.52	16.23
	C	9.95	19.13	8.83

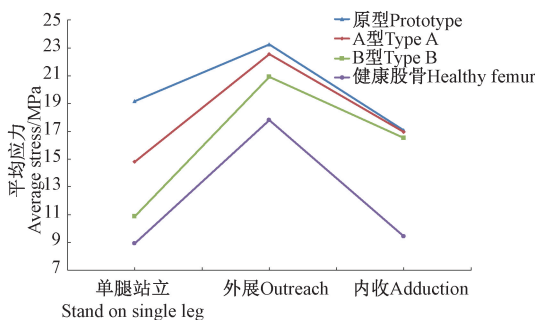


图 12 3 种工况下不同类型股骨柄对股骨产生的平均应力(含健康股骨)

Fig. 12 Average stress on the femur from different types of femoral stalks under three working conditions (including healthy femurs)

由图 12 可知,在单腿站立的状态下,原型股骨柄和 A 型股骨柄对股骨的平均应力分别为 19.18、14.81 MPa, B 型股骨柄对股骨的平均应力(10.89 MPa)最接近健康股骨在此状态下的平均应力;在外展状态下,原型股骨柄和 A 型股骨柄对股骨的平均应力分别为 23.26、22.55 MPa, B 型股骨柄对股骨的平均应力(20.92 MPa)为三者中最低;在内收状态下,原型股骨柄和 A 型股骨柄对股骨的平均应力相差不大,分别为 17.06、16.94 MPa, B 型股骨柄对股骨的平均应力为 16.50 MPa,三者整体上相差不大。

可见, B 型股骨柄比其他两种类型的股骨柄可以更好防止股骨产生较大的内应力,降低术后骨折的发生概率。而且在 3 种工况下 B 型股骨柄对股骨的平均应力与健康股骨的平均应力值最为接近,可见其在力学特性方面与健康股骨较为相似,表明 B 型股骨柄有更好的生物相容性,更有利于术后患者的康复治愈。

4 试验与数值模拟

4.1 试验过程与结果

根据 ISO 7206-4 标准对股骨柄部件进行疲劳性能试验。采用的股骨柄材料为白色树脂,其弹性模量为 2 650 MPa,泊松比为 0.40。同时按照 ISO 7206-4 要求,所用股骨柄的包埋介质选为填充型环氧树脂,其弹性模量为 4 000 MPa,泊松比为 0.39。

利用 3D 打印技术对固定容器加工制造,在封装前,将固定容器与假体股骨柄清洗干净。通过固定装置夹持股骨柄头部放入固定容器中并调整股骨柄的前倾角 α 与偏转角 β ,根据标准可知,前倾角 α 应为 10° ,偏转角 β 应为 9° 。根据 ISO 7206-4 标准,股骨柄的 CT 值(股骨头球心到股骨柄最远端点的距离)在 120~250 mm,包埋介质固化后其上表面到股骨头球心的距离应为 80 mm。再将包埋介质缓慢注入容器中,待包埋介质固化后,将股骨柄颈部内外侧作为测点位置,把应变片贴于测点处,如图 13 所示。将股骨柄容器固定于万能拉力压力试验机的平台上,同时将应变片与应变仪相连接。试验装置与设备如图 14 所示。

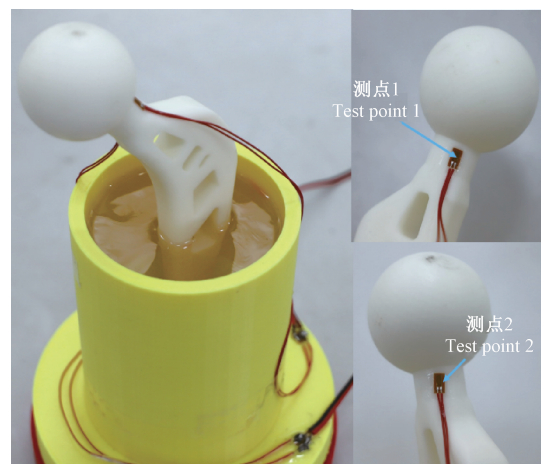


图 13 应变片贴片位置

Fig. 13 Positions of the strain gauge patch

为模拟正常人单腿站立时的受力状态,在平台上进行压力试验,考虑股骨柄材料为白色树脂,其弹性模量和抗压能力远低于合金材料,因此将最大载荷设定为 400 N。当试验机加载完成后,利用应变仪可得到应变片的应变值数据,采集得到股骨柄颈部内侧测点 1 和外侧测点 2 的应变值。为确保试验数据的准确

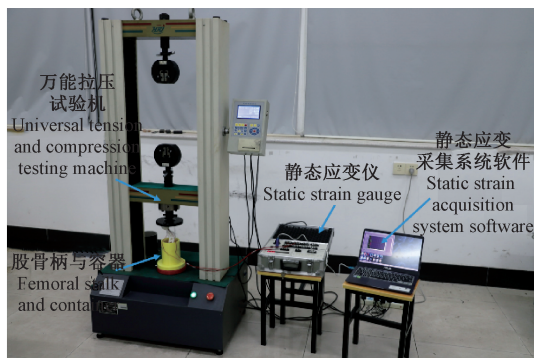


图 14 试验装置与设备

Fig. 14 Test device and equipment

性,进行了多次试验并记录数据,并对多组试验数据进行对比,以除去由于偶然因素导致偏差较大的数据。

由于应变片的连接导线较长,并且在加载试验中应变片的工作时间较长,所以还需考虑电阻应变片导线在温度变化时产生的附加应变值对应变数据的影响。因此,采用导线温度补偿公式对应变值数据进行修正:

$$\varepsilon_{r1} = \frac{r_e}{R_g + r_e} \frac{\alpha}{K_s} \quad (10)$$

式中, ε_{r1} 为由导线温度引起的附加应变值; R_g 为应变片的电阻值; r_e 为导线的电阻值; α 为导线的电阻温度系数; K_s 为应变测量仪器的设定应变率。

通过式(10)对试验数据进行修正,得到两测点的应变值数据如表 3 所示。

表 3 不同载荷下两测点的应变值

Tab.3 Strain values of two test points under different loads

载荷 Load/N	应变值 Strain value/ $\mu\varepsilon$	
	测点 1 Test point 1	测点 2 Test point 2
0	0	0
50	-1 268	958
100	-2 521	1 972
150	-3 846	3 138
200	-5 275	4 402
250	-6 907	5 906
300	-8 553	7 379
350	-10 422	8 371
400	-14 041	10 097

4.2 仿真模拟与结果对比

利用 Hypermesh 软件进行有限元分析,将封装容器的底部设为固定,各个部件间的接触设置为刚性接触,在股骨柄球头上施加 1 个 400 N 竖直向下的均布载荷,得到的整体应变云图如图 15 所示。

分别选取两测点处的应变值数据,但考虑到仿真模拟的应变值数据不能直接与试验数据进行对比,需要先求出仿真模拟结果的线应变分量,再确定测点处的线应变值。通过下述计算公式计算出应变值:

$$\varepsilon_r = \varepsilon_x l_x^2 + \varepsilon_y l_y^2 + \varepsilon_z l_z^2 + \varepsilon_{xy} l_x l_y + \varepsilon_{yz} l_y l_z + \varepsilon_{zx} l_z l_x \quad (11)$$

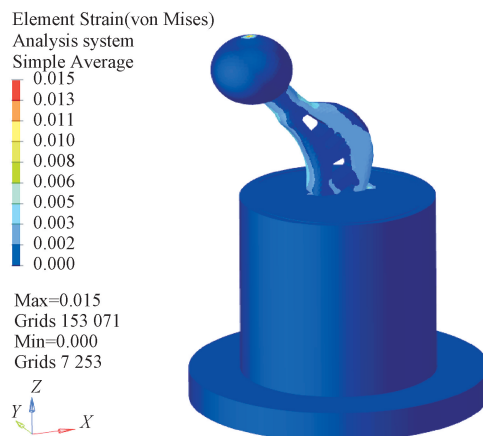


图 15 整体应变云图

Fig. 15 Nephogram of the overall strain

式中, l_x, l_y, l_z 分别为测点在 X、Y、Z 方向上的方向余弦。

依次对载荷为 50、100、150、200、250、300、350 N 的工况进行有限元分析,通过式(11)算出数值模拟的测点处的线应变值,并与试验结果进行对比,如图 16 所示。

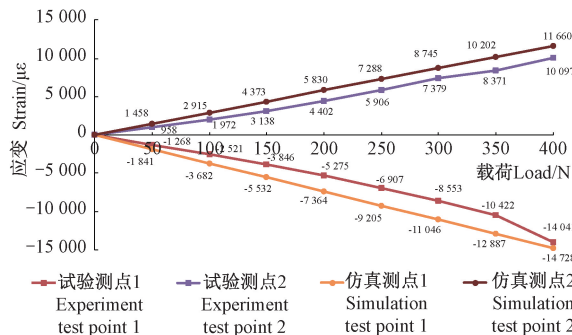


图 16 试验与仿真应变数据值对比

Fig. 16 Comparison of experimental and simulated strain value's data

由图 16 可知,测点 1 处为压应变,测点 2 处为拉应变。对测点 1 处的数据进行分析,当载荷为 300 N 时,试验结果的应变值与仿真值的误差最大为 -2 493 $\mu\varepsilon$,相对误差为 22.5%。其中,平均误差为 -1 682 $\mu\varepsilon$,平均相对误差为 20.3%。对测点 2 处的数据进行分析,当载荷为 350 N 时,试验结果的应变值与仿真值的误差最大为 1 831 $\mu\varepsilon$,相对误差为 17.9%。其中平均误差为 1 281 $\mu\varepsilon$,平均相对误差为 19.5%。而试验结果的应变值都低于仿真模拟的应变值,其主要原因有:①在测量时产生的误差;②在填充型环氧树脂固化过程中有气泡附着于股骨柄表面;③固定容器与万能拉压力试验机平台装配存在间隙;④有限元分析时划分网格精度的影响。

5 结论

提出了并行拓扑优化技术与假体股骨柄结构设计相结合的方法,得到了一种新型股骨柄,即 B 型股骨

柄,利用 SIMP 方法得到 A 型股骨柄,并对两者进行了多工况应力分析,为多孔股骨柄设计提供了参考。得到的主要结论如下:

1)分析了原型、A 型、B 型 3 种股骨柄结构在单腿站立、外展以及内收工况下对应的股骨应力与应变分布情况,其中 B 型股骨柄对应的股骨的应力分布情况与健康股骨的应力分布更为相似,且在 3 种工况下,B 型股骨柄对应的股骨的平均应力与健康股骨最为接近,分别相差 1.97、3.11、7.08 MPa。

2)将 B 型股骨柄结构进行加载模拟试验,并与仿真分析结果进行对比。研究表明,对于内测点,试验结果的应变值与仿真值的平均误差为 $-1\ 682\ \mu\epsilon$,平均相对误差为 20.3%;对于外测点,试验结果的应变值与仿真值的平均误差为 $1\ 281\ \mu\epsilon$,平均相对误差为 19.5%。

参考文献 (References)

- [1] 刘乐乐,戴 宁,丁龙伟,等. 髋关节假体多孔结构优化设计研究[J]. 机械设计与制造工程,2020,49(6):12-16.
LIU LeLe, DAI Ning, DING LongWei, et al. Sstudy on optimal design of the porous structure of hip prosthesis[J]. Machine Design and Manufacturing Engineering, 2020,49(6):12-16(In Chinese).
- [2] ZHANG J W, LI H R, CHEN S H, et al. An analysis of trabecular bone structure based on principal stress trajectory [J]. Bioengineering-Basel, 2023, 10(10):1224.
- [3] 莫 帅,胡效松,杨振宁,等. 机器人关节传动系统固有特性分析[J]. 机械传动,2022,46(10):77-85.
MO Shuai, HU XiaoSong, YANG ZhenNing, et al. Analysis of inherent characteristics of robot joint transmission system[J]. Journal of Mechanical Transmission,2022,46(10):77-85(In Chinese).
- [4] 蔡 坤,张洪武,陈颀松. 基于 Wolff 法则的连续体结构拓扑优化方法[J]. 力学学报,2006,38(4):514-521.
CAI Kun, ZHANG HongWu, CHEN BiaoSong. Wolff's law based topology optimization for continuum structure [J]. Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics, 2006, 38(4): 514-521 (In Chinese).
- [5] CAI K, CHEN B S, ZHANG H W, et al. Stiffness design of continuum structures by a bionics topology optimization method[J]. Journal of Applied Mechanics,2008,75(5):051006.
- [6] 连婷婷,陈学文,张 博,等. 基于响应面法的人工股骨单元结构设计及优化[J]. 中国组织工程研究,2022,26(28):4429-4434.
LIAN TingTing, CHEN XueWen, ZHANG Bo, et al. Design and optimization of artificial femoral unit cell structure based on response surface methodology [J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2022,26(28):4429-4434(In Chinese).
- [7] ZHAO Z, ZHANG J S. Design of graded porous bone-like structures via a multi-material topology optimization approach[J]. Structural and Multidisciplinary Optimization,2021,64(2):677-698.
- [8] 张婷婷,程云章. 基于拓扑优化的股骨柄假体生物力学的研究[J]. 生物医学工程研究,2022,41(1):20-25.
ZHANG TingTing, CHENG YunZhang. Biomechanical study of femoral stem prosthesis based on topology optimization[J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2022,41(1):20-25(In Chinese).
- [9] 王沐楠,李鹏程,付宜利. 股骨假体结构与材料性能分析及多目标优化[J]. 哈尔滨工业大学学报,2016,48(7):20-26.
WANG MoNan, LI PengCheng, FU YiLi. Multi-objective optimization of femoral prosthesis based on analysis of structure and material properties[J]. Journal of Harbin Institute of Technology, 2016, 48(7):20-26(In Chinese).
- [10] GAO J, LUO Z, LI H, et al. Topology optimization for multiscale design of porous composites with multi-domain microstructures[J]. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering,2019,344:451-476.
- [11] FAIRCLOUGH H E, HE L W, ASFAHA T B, et al. Adaptive topology optimization of fail-safe truss structures[J]. Structural and Multidisciplinary Optimization, 2023, 66(7):148.
- [12] POLLINI N, AMIR O. Mixed projection-and density-based topology optimization with applications to structural assemblies[J]. Structural and Multidisciplinary Optimization, 2020,61(2):687-710.
- [13] AMINZADEH M, TAVAKKOLI S M. A parameter space approach for isogeometrical level set topology optimization[J]. International Journal for Numerical Methods in Engineering, 2022, 123(15): 3485-3506.
- [14] RIETZ A. Sufficiency of a finite exponent in SIMP (power law) methods[J]. Structural & Multidisciplinary Optimization, 2001, 21(2):159-163.
- [15] BENDSE M P, SIGMUND O. Topology, optimization: theory, methods and applications [M]. Berlin: Springer, 2003:71-218.