http://pmse.scu.edu.cn

生物医用聚醚醚酮的激光加工表面仿真与实验验证

赵建祥[1], 桑顺恒[2], 闫续中[1], 高冬芳[3], 赵洋洋[4], 乔 阳[1]

(1. 济南大学 机械工程学院, 山东 济南 250022; 2. 华电国际莱城发电厂, 山东 莱芜 271100;
3. 山东大学齐鲁第二医院 基础医学研究所, 山东 济南 250033; 4. 山东大学齐鲁第二医院 创伤骨科, 山东 济南 250031)

摘要: 为实现对聚醚醚酮(PEEK)材料表面的精准加工,文中以天然牛股骨表面占比最大的微沟槽尺寸为参考基准,开展激光参数优化。通过在 COMSOL 软件中将固体传热与变形几何深度耦合,探究不同激光输出功率与扫描速度下,激光烧蚀尺寸形貌的演变规律。结合烧蚀模型表面热影响程度及温度场分布特性,对激光输出功率和扫描速度的参数区间进行优化,有效降低了后续激光加工实验的探索成本与工作量。结合烧蚀形貌,最终确定采用输出功率 1.4 W、扫描速度 80 mm/s、扫描频率 90 kHz 的激光参数加工 PEEK 材料微织构,成功制备出深度约 40 μm、宽度约 60 μm 的微织构,与目标尺寸高度契合,为后续深入开展激光表面改性技术研究、提升 PEEK 材料表面性能提供了重要的理论依据与技术支撑。

关键词: 激光加工;聚醚醚酮;烧蚀形貌;微织构;表面性能
中图分类号: TN249 **文献识别码:** A **文章编号:** 1000-7555(2026)05-0083-11

聚醚醚酮是一种芳香族半结晶型高分子材料,分子主链由 2 个醚键和 1 个酮键组成的重复单元构成,PEEK 自身具有稳定的共振结构,决定了其具有良好的化学稳定性、耐高温性和优异的力学性能[1],且 PEEK 具有磁共振和放射成像的相容性,使其非常适合作为生物医用材料。尽管 PEEK 材料在医学研究领域具有诸多优势,但 PEEK 材料自身的生物惰性[2],导致其表面自由能较低,润湿性较差,限制了其表面细胞的黏附增殖及成骨活性,因此,PEEK 材料亟需合理的表面改性方法来提升其表面性能。

激光表面处理是通过激光与基材之间的相互作用,使辐照到材料表面的激光能量沉积到基体中,最终实现材料去除。相较于磺化、涂层等改性方式而言,激光改性具有诸多优势,可以根据需求不同,在材料表面定向处理,优化扫描速度、功率等激光参数以获得不同刻蚀程度的表面,还可以选择不同类型的激光器来处理不同材料,具有灵活可控性[3]。

米哈尔贾尼奇科娃等[4]在研究中利用 KrF 准分子激光处理 PEEK 表面,测试了激光处理后其表面的化学变化,研究表明,激光处理为 PEEK 表面引入了含氧官能团,改善了 PEEK 表面的润湿性,使细胞能够适应激光加工在 PEEK 表面构建的微纳结构,增强了其生物相容性。李卫杰等[5]研究了激光处理对 PEEK 制件的表面结构、粗糙度、润湿性及胶接强度的影响,结果表明,经激光加工的制件粗糙度增加,表面由亲水变为疏水,胶接强度提升 188%。任雯清[6]分析了在 1064 nm,532 nm 和 355 nm 3 种不同激光波长下,激光烧蚀对 PEEK 表面造成热影响的严重程度,研究表明,波长为 1064 nm 的红外激光辐照会使得 PEEK 表面产生燃烧现象,波长为 532 nm 的可见光辐照会导致 PEEK 表面产生热损伤,而波长为 355 nm 的紫外激光辐照仅对 PEEK 表面造成

doi: 10.16865/j.cnki.1000-7555.2026.0072
收稿日期: 2025-05-21
基金项目: 山东省自然科学基金资助项目(ZR2023ME077, ZR2023MC140); 济南大学 2024 年学科交叉会聚建设项目(XKJC-202406)
通讯联系人: 乔阳, 主要从事高温合金高效切削加工机理及技术、生物医用材料的制备及切削加工、金属切削加工过程的有限元建模与仿真等研究, E-mail: me_qiaoy@ujn.edu.cn

轻微的热影响,由此可见,波长为 355 nm 的紫外激光是在 PEEK 表面构建微织构的最佳选择,所以,本文在激光烧蚀实验中选择波长为 355 nm 的紫外激光。

诸多试验结果表明[7~9],在植入物表面构建多尺度微纳结构可以诱导细胞发生与光滑表面完全不同的生物反应,具有引导细胞定向生长的作用,有利于提升植入物的骨整合性能。激光表面织构技术既保证了 PEEK 材料整体力学性能不变[10,11],又能够在其表面合理构建不同尺度、形状的微织构,是一种具有灵活可控性的表面改性技术。但是不同激光参数对 PEEK 材料微织构加工影响巨大,所以,本文借助 COMSOL Mutiphysics 多物理场分析软件对激光烧蚀的过程进行模拟分析,结合天然牛股骨表面微沟槽占比,将微沟槽的深宽度尺寸作为微织构的尺寸设计的仿生依据以此来确定合适的激光加工参数。

1 实验部分

1.1 天然牛股骨取样

从仿生学的角度出发,由于牛骨在结构组成上与人骨相似,且两者的力学性能较为接近[12],同时考虑到牛骨的整体尺寸较大,获取途径较广,取样方便,综合伦理道德及获取难度等多方面考虑,采用动物骨骼代替人体骨骼进行研究,本文最终选取牛股骨进行表面微观结构表征,依照天然骨表面的自身结构进行仿生织构设计。

预先准备表面结构完好的新鲜牛股骨,剔除表面较大面积的附着物,保留贴骨的小部分骨膜和肉,避免损伤其表面,将牛股骨浸泡到蒸馏水中,采用水腐法去除表面残留,每天早晚各更换 1 次蒸馏水,该过程持续 10 d,等待牛股骨表面的肉水腐后,撕下残留的杂质,随后将取样好的牛股骨放置到盛有无水乙醇的烧杯中超声清洗 20 min,去除影响表面观测的杂质,选取平整且便于表征的不同表面部位,将其分割为多个约 10 mm×10 mm×5 mm 的小块,置于通风干燥处自然干燥,待其完全干燥后借助超景深显微镜(VHX-2000,日本基恩士)、激光共聚焦显微镜(KC-X3000,南京凯视迈科技有限公司)和扫描电子显微镜(QUANTA250FEG,美国 FEI 公司)对牛股骨表面微观结构进行表征。

1.2 激光加工实验条件和步骤

采用紫外纳秒脉冲激光器,先将 PEEK 试样(江苏君华特塑,PEEK5600G,Ø24 mm×8.5 mm)试样依次用 100#,240#,400#,600#,800#,1200#,1500#和 2000#研磨砂纸逐级打磨,打磨后的试样需进行抛光处理,抛光完成后将试样超声清洗 10 min,去除 PEEK 试样表面残留的杂质粒子,最终获得材料表面粗糙度(R_a)小于 0.1 μm 的 PEEK 试样,干燥后备用。

进行激光加工试验之前,首先需将被加工试样放于置物台合适位置,通过调整扫描仪与样品之间的距离来确定合理的聚焦高度,使水平偏振高斯激光束光斑直径稳定在 30 μm,避免因调焦不准确带来的试验误差,最终确定 z 轴的聚焦高度为 148 mm,通过控制电脑中的 Ezcad2 软件调控激光加工参数。

2 激光烧蚀 PEEK 材料仿真

2.1 有限元仿真模型建立

激光加工表面微织构的过程主要涉及 2 个方面,一方面是材料模型的固定,另一方面是激光热源的移动。激光烧蚀的过程本质是能量传递的过程,其中包含多种形式的热能传递现象:热传导、对流辐射换热和相变潜热等。其中热传导是占比最大的热量传递形式,热传导符合傅里叶定律,激光烧蚀采用高斯热源模型,热流密度的分布可近似用高斯函数表示[13,14]。

在 COMSOL Multiphysics 多物理场仿真软件中建立尺寸为 40 mm×40 mm×8 mm 的三维激光烧蚀模型,借助固体传热与变形几何两物理场进行耦合,在保证计算精度的前提下,为尽量降低模拟仿真的计算时间,对模型进行网格划分时,手动定义网格细化,对远离熔池的网格进行相对粗化处理,对激光烧蚀区域采用精细的网格划分,由于激光光斑直径为 30 μm,最终设置最小网格大小为 2 μm,三维模型的网格划分如 Fig.1 所示。将 PEEK 5600G 材料的性能参数,密度 1300 kg/m^3、导热系数 0.29 W/(m·K)、熔点 343 ℃、比热容 2.2 kJ/(kg·℃)、光斑直径 30 μm、光斑位置−20 mm、激光总功率 5 W 和初始温度 293.15 K 等主要激光热源参数导入到 COMSOL 中。

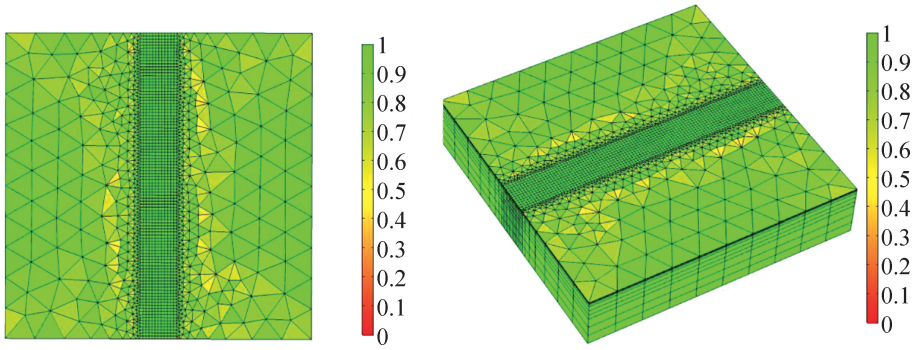


Fig. 1　Finite element meshing model

由于在实际的激光加工过程中,材料基体的比热容、导热率等热物性参数会随温度发生改变,为更好地建立激光烧蚀过程中非稳态、非线性的传热模型,得到可靠的仿真模拟数据,预先对仿真模型作如下假设:(1)材料基体连续且具有各向同性;(2)忽略熔池流动;(3)忽略相变潜热的影响;(4)忽略温度对基材密度的影响。

边界条件设置:(1)激光烧蚀之前,设定材料基体的温度分布均匀,初始温度(T_0)设为 20 ℃,对称面采用绝热条件;(2)激光加工表面微织构的过程,是在极短的时间内使基材迅速熔融后迅速凝固的过程,基材底部几乎不受激光加工的热影响,温度变化微小,忽略材料底部与环境的热传导。

2.2　不同激光输出功率下激光烧蚀仿真

激光输出功率是对烧蚀程度影响最显著的激光参数。为了探究激光输出功率对 PEEK 材料烧蚀程度的影响,设定激光扫描速度为 80 mm/s,扫描频率为 90 kHz,光斑直径为 30 μm,对激光输出功率在 0.5~3.0 W 的范围内,设置 0.5 W,1.0 W,1.5 W,2.0 W,2.5 W 和 3.0 W 6 组不同功率进行模拟计算。

2.3　不同激光扫描速度下激光烧蚀仿真

激光扫描速度是影响烧蚀程度的重要参数,它决定了激光热源停留在 PEEK 表面的作用时间[15]。为了探究不同激光扫描速度对 PEEK 基材烧蚀程度的影响,通过上述不同激光输出功率下的激光烧蚀仿真暂定激光输出功率为 1.4 W,扫描频率为 90 kHz,设定激光光斑直径为 30 μm,对激光扫描速度在 30~130 mm/s 的范围内,设置 30 mm/s,50 mm/s,70 mm/s,90 mm/s,110 mm/s 和 130 mm/s 6 组不同扫描速度进行模拟计算,分析不同激光扫描速度下的材料去除及温度场分布情况。

3　结果与讨论

3.1　仿真结果与分析

3.1.1　*激光加工输出功率仿真结果*:Fig.2 为不同功率下三维模型上的激光烧蚀温度云图。从图中可以发现,随着激光输出功率增大,激光烧蚀的沟槽形貌更加明显,烧蚀沟槽的深、宽度均随功率的增大而增大。在激光输出功率低于 1.0 W 时,基材表面呈现欠烧蚀状态,尽管此时激光对材料基体构成了一定热影响,但较低的激光功率导致基体温度并未达到熔点 343 ℃,不足以在 PEEK 基体表面实现材料去除。当激光输出功率到达 1.0 W 后,在三维模型表面能够形成较为明显的烧蚀沟槽,随着激光功率的进一步增加,烧蚀沟槽的深度与宽度均出现不同程度的增大,但从温度云图上来看,功率超过 1.5 W 后激光烧蚀所形成的沟槽形貌差异并不明显,需根据热影响区大小和温度场分布情况作进一步分析。

Fig.3 为激光沿 x 轴正方向扫描一条完整的路径后,不同功率下 PEEK 三维模型上表面等温线的分布情况。对比不同功率下激光束扫描后所形成的等温线差异,可以发现,激光热源扫描完成的瞬间,烧蚀区域依旧残留较高的温度,等温线表现为尾部拉长的特征,随着激光输出功率的增加,高温区域等温线变的更长更宽,反映出此时激光烧蚀所造成的热影响区更大,功率的增加会使材料的热影响程度加重,激光输出功率的改变对熔池大小存在显著影响。

为了对激光烧蚀程度进行定量分析,对不同功

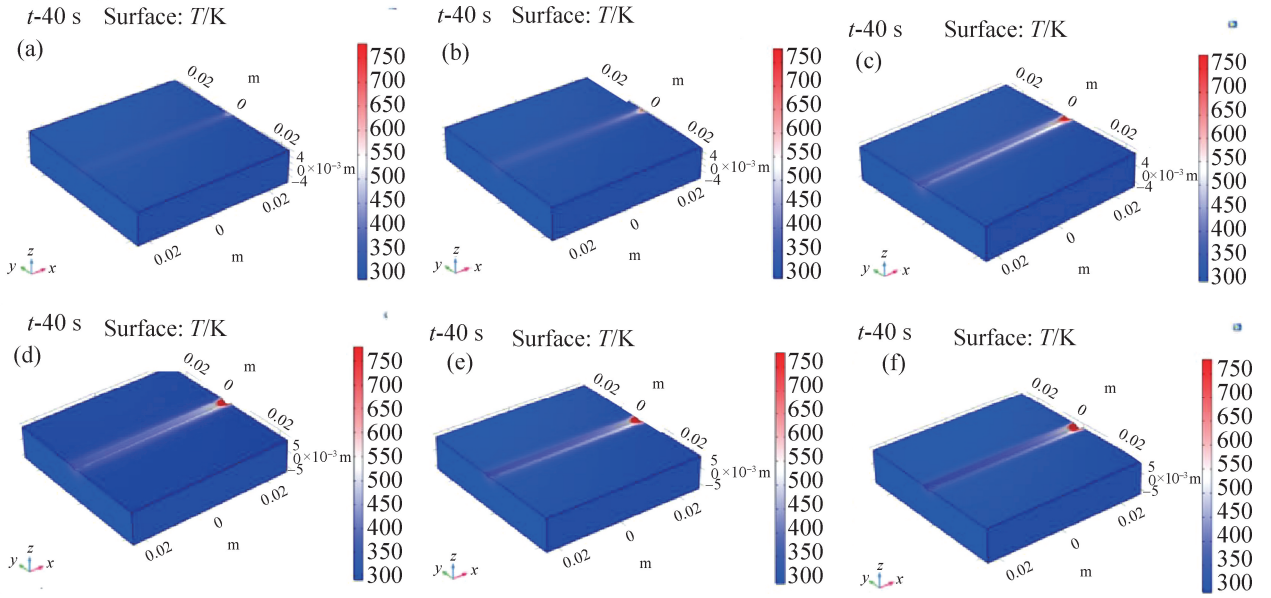


Fig. 2 Temperature contour maps of laser ablation at different powers: (a) 0.5 W; (b) 1.0 W; (c) 1.5 W; (d) 2.0 W; (e) 2.5 W; (f) 3.0 W

率下形成的温度场的大小及烧蚀沟槽深宽度进行了评估,Fig.4 为不同功率下激光烧蚀所形成的温度场分布情况,Fig.5(b)为不同功率下激光烧蚀仿真所得微沟槽尺寸。从功率为 0.5 W 的烧蚀模型所形成的热影响区来看,较低的激光输出功率产生了十分微弱的热影响,未在材料模型表面形成熔融区,无法实现 PEEK 材料的去除,难以达到应用要求;当功率达到 1.0 W 时,模型表面开始产生熔融现象,此时所形成的微沟槽深度约 21 μm,宽度约 39 μm;当功率达到 1.5 W 时,此时所形成的微沟槽形貌如 Fig.4(a)所示,沟槽深度约 45 μm,宽度约 64 μm,与天然骨表面占比最大的微沟槽尺寸(深度约 40 μm,宽度约 60 μm)较为相近;随着功率的进一步增加,当功率达到 2.5 W 时,烧蚀模型表面最高温度达到 960 K,沟槽深度约 80 μm,宽度约 96 μm,此时会在 PEEK 基体表面产生严重热影响,还原到真实激光加工过程中

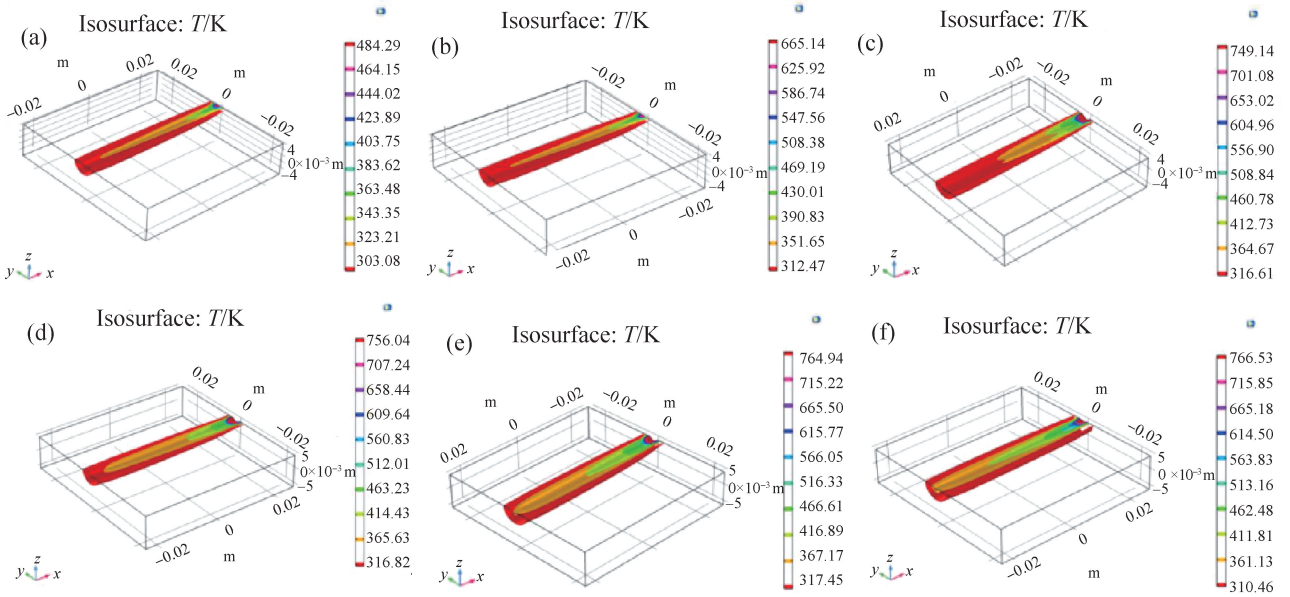


Fig. 3 Isotherm distributions formed by laser ablation at different powers: (a) 0.5 W; (b) 1.0 W; (c) 1.5 W; (d) 2.0 W; (e) 2.5 W; (f) 3.0 W

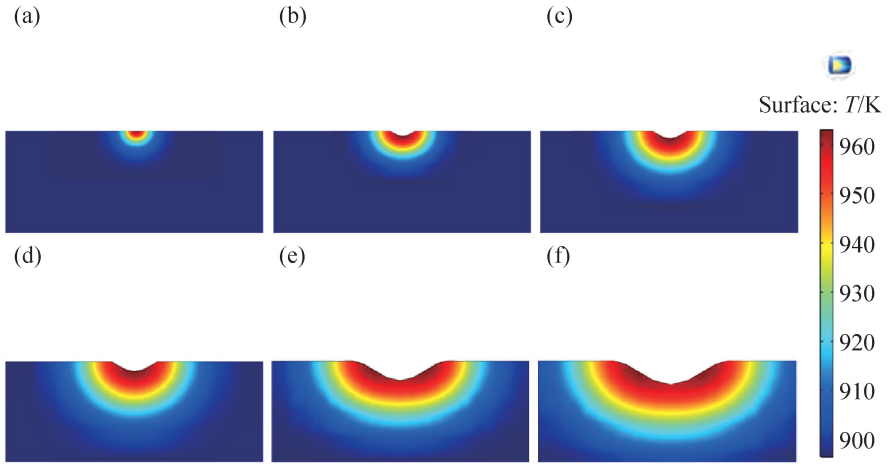


Fig. 4　Surface temperature field distributions of the laser ablation model at different powers: (a) 0.5 W; (b) 1.0 W; (c) 1.5 W; (d) 2.0 W; (e) 2.5 W; (f) 3.0 W

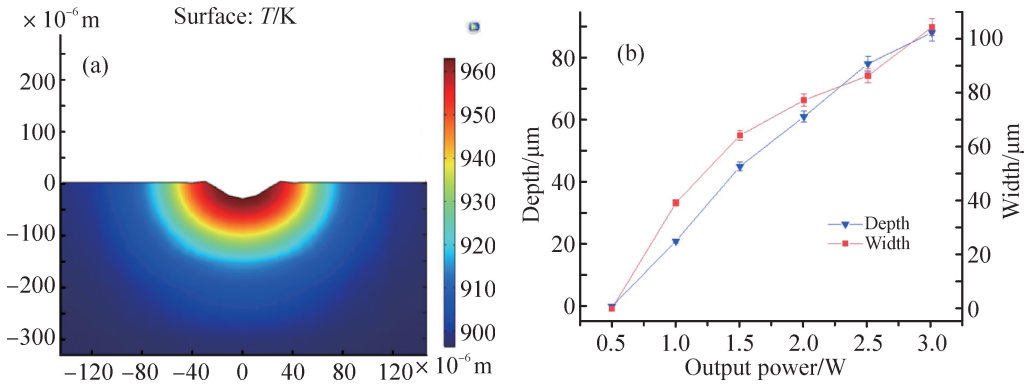


Fig. 5　PEEK ablation model: (a) ablation morphology with the power of 1.5 W; (b) sizes of the laser ablation grooves at different powers

PEEK 基体已产生过烧蚀现象。过高的功率会对基材造成不可逆的热损伤,不宜在超过 2 W 的功率下进行激光加工试验,功率处于 1.5 W 左右时激光烧蚀模型热影响程度适中,既能够实现 PEEK 材料的有效去除,又能够尽量避免过烧蚀带来的材料损伤。通过观察 Fig.4(b)可以发现,与沟槽深度相比,沟槽宽度受功率影响程度更大,烧蚀沟槽宽度通常大于沟槽深度。

从仿真结果来看,如 Fig.5(a)所示,当功率为 1.5 W 时最接近所需要求,但由于仿真计算与试验加工的结果可能存在一定偏差,后续需结合激光加工试验结果,共同确定激光加工表面微织构最合理的激光输出功率。通过分析对不同激光输出功率下 PEEK 表面激光烧蚀过程中的欠烧蚀与过烧蚀,并结合(Fig.5(b))不同功率下的激光烧蚀沟槽尺寸,可以将功率范围从 0.5~3.0 W 优化为更为合理的 1.0~2.0 W,减少后续通过试验加工探索输出功率的工作量。

3.1.2　*激光加工扫描速度仿真结果*:Fig.6 为不同扫描速度下激光烧蚀所形成的温度场分布情况。从整体趋势上看,随着扫描速度的加快,PEEK 基材上表面的熔池区域明显缩小,即热影响程度与扫描速度成反比。

当激光扫描速度为 30 mm/s 时所形成的微沟槽形貌如 Fig.7(a)所示,烧蚀沟槽深度约 71 μm,沟槽宽度约 80 μm,烧蚀模型表面的最高温度达到 830 K,PEEK 基材表面热影响程度较为严重,过烧蚀会对材料造成热损伤;当激光扫描速度高于 110 mm/s 时,激光烧蚀在 PEEK 基体表面产生的热影响十分微弱,烧蚀沟槽的连续性较差,达不到工况要求;当激光扫描速度达到 130 mm/s 时,无法实现 PEEK 材料的有效去除。

通过对不同激光扫描速度下 PEEK 表面激光烧蚀过程进行仿真分析并结合 Fig.7(b),将扫描速度范围从 30~130 mm/s 优化为更为合理的 70~90 mm/s,此时能够有效去除材料且热影响程度适中,由于仿真计算与试验加工的结果可能存在一定偏差,后续需结合激光加工试验结果,共同确定表面微织构加工的合理激光扫描速度。

3.2 实验结果与分析

3.2.1 *天然牛股骨表面微观结构分析*:研究表明,微纳米尺度的表面结构可以诱导成骨细胞发生与光滑表面完全不同的生物反应,微纳米结构的存在具有引导细胞定向生长的作用。采用超景深显微镜观察牛股骨表面微观结构,如 Fig.8(a)所示,在对天然骨表面多处微沟槽深宽度尺寸测量后,发现天然骨表面微沟槽的深度约在 20~60 μm 范围内,宽度约在 30~120 μm 范围内。为了对骨表面进行更精细的观察,采用扫描电子显微镜对骨表面进行表征,Fig.8(b)为牛股骨表面的 SEM 图像。

随后对微沟槽尺寸进行统计学分析,绘制如 Fig.9 所示的饼图。从图中可以看出,微沟槽深度在 40 μm 左右时占比最大,质量分数接近 40%,微沟槽宽度在 60 μm 左右时占比最大,约 29%,同时,根据天然牛股骨表面的共聚焦显微镜图与扫描电子显微镜图设计出一种间距为 300 μm,宽度为 60 μm,深度为 40 μm 的单线织构。

3.2.2 *输出功率对 PEEK 材料表面微沟槽形貌的影响*:前期通过 COMSOL 对不同激光输出功率进行仿真分析,将功率范围从 0.5~3.0 W 优化为更合理的 1.0~2.0 W。与在 COMSOL 中设定的初始参数保持一致,在光斑直径为 30 μm,扫描速度为 80 mm/s,扫描频率为 90 kHz 的条件下,通过激光加工试验探索激光输出功率在 1.0~2.0 W 范围内的烧蚀情况,由

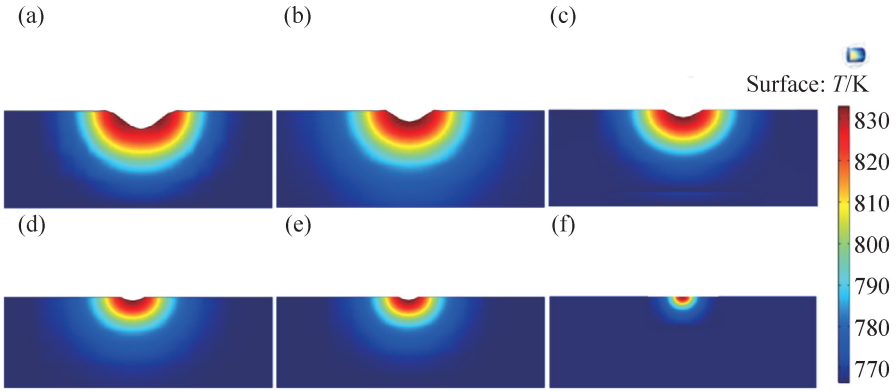


Fig. 6 Surface temperature field distributions of the laser ablation model at different scanning speeds: (a) 30 mm/s; (b) 50 mm/s; (c) 70 mm/s; (d) 90 mm/s; (e) 110 mm/s; (f) 130 mm/s

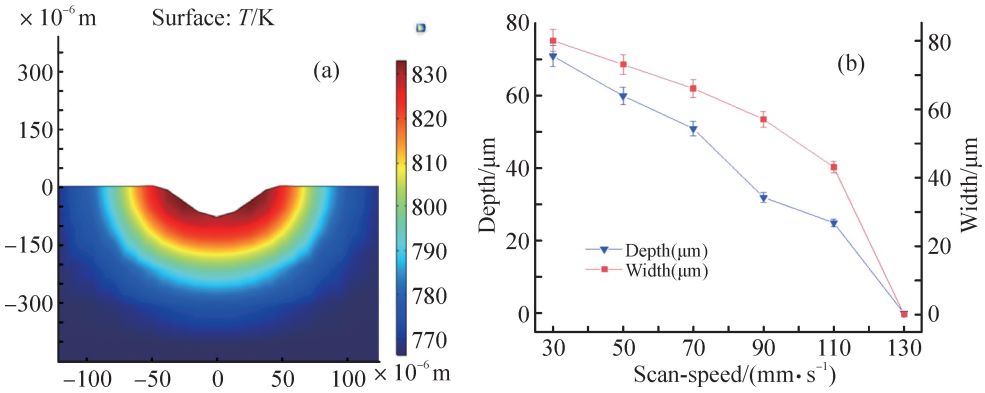


Fig. 7 PEEK ablation model: (a) ablation morphology with the scanning speed of 30 mm/s; (b) sizes of the laser ablation grooves at different scanning speeds

于全部激光参数中功率的变化对烧蚀程度的影响最为显著,故每间隔 0.1 W 烧蚀一条微沟槽,控制其他激光参数不变。不同功率下烧蚀沟槽的形貌如 Fig.10 所示。

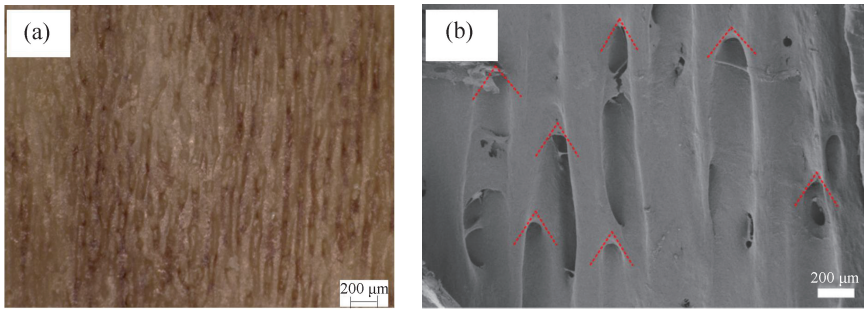


Fig. 8　Surface characterization of bovine femur: (a) microscopic morphology of bovine femur surface; (b) SEM image of micro-grooves on bovine femur surface

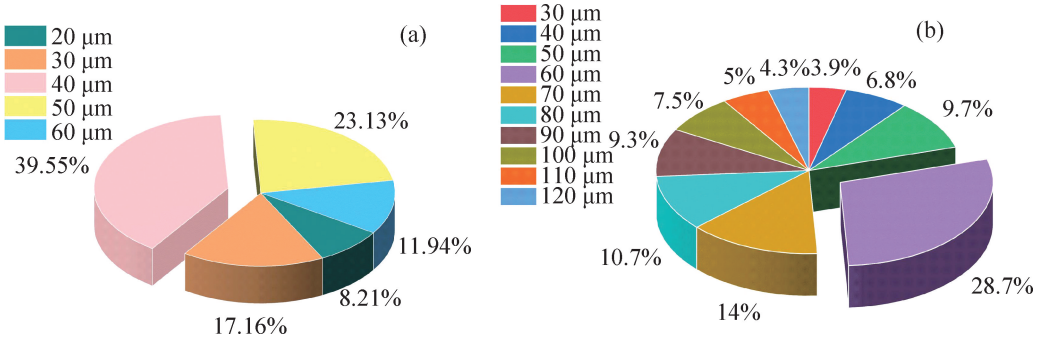


Fig. 9　Proportions of different micro-groove dimensions on the surface of natural bone: (a) proportions of different depths; (b) proportions of different widths

观察激光烧蚀表面形貌可以发现,随着输出功率增加,激光能量密度逐渐增强,导致微沟槽的烧蚀程度加剧,热影响区逐渐变大。激光功率小于 1.2 W 时,烧蚀沟槽的连续性较差,未能形成具有一定深宽度的连续沟槽;当激光功率大于 1.5 W 时,从 Fig.10 中可以明显观察到过烧蚀现象,熔池中烧焦的黑色杂质粒子被蒸汽带到 PEEK 基体表面,冷凝后在激光路径边界上形成了疏松多孔的材料堆积层。对激光输出功率进行试验探索发现,烧蚀沟槽的深宽度与激光输出功率成正比,功率不断增强会导致烧蚀区域的 PEEK 基体发生剧烈熔融和气化现象。

通过激光共聚焦显微镜观察烧蚀微沟槽,并绘制出烧蚀沟槽宽度、深度随激光输出功率变化(Fig.11)。从 Fig.11 中可以获得,与天然骨表面占比最大的微沟槽尺寸(深度约 40 μm,宽度约 60 μm)最为接近的烧蚀沟槽出现在输出功率为 1.4 W 时,观察 Fig.11 可以发现,此时 PEEK 表面烧蚀质量较好,热影响程度适中,因此,选定 PEEK 表面微织构加工的激光输出功率为 1.4 W。

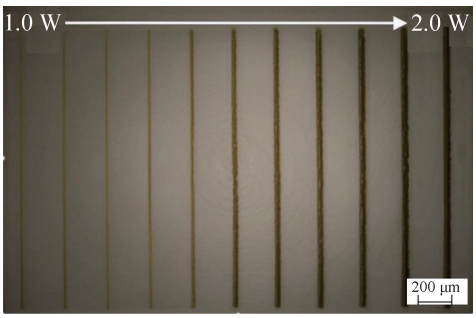


Fig. 10　PEEK surface ablation morphology at output powers of 1.0~2.0 W

3.2.3　扫描速度对 PEEK 材料表面微沟槽形貌的影响:通过 COMSOL 对不同激光扫描速度进行仿真分析,将扫描速度范围从 30~130 mm/s 优化为更合理的 70~90 mm/s。与在 COMSOL 中设定的初始参数

保持一致,在输出功率为 1.4 W,扫描频率为 90 kHz 的条件下,通过激光加工试验探索扫描速度在 70~90 mm/s 范围内的烧蚀情况,每间隔 2 mm/s 烧蚀一条微沟槽,控制其他激光参数不变。不同扫描速度下 PEEK 表面烧蚀形貌如 Fig.12 所示。从图中可以发现,扫描速度为 70 mm/s 时,PEEK 表面过烧蚀现象严重,对 PEEK 基体造成热损伤,不宜在此扫描速度下进行激光加工;随着扫描速度增加,PEEK 材料表面烧蚀区域的热影响区逐渐变小,这是由于相同能量密度的激光热源在 PEEK 表面停留时间越短,剧烈熔融和热蒸发程度越小。

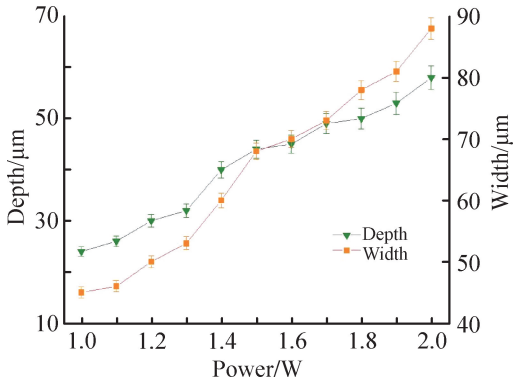


Fig. 11 PEEK surface ablation groove depth and width at output powers of 1.0~2.0 W

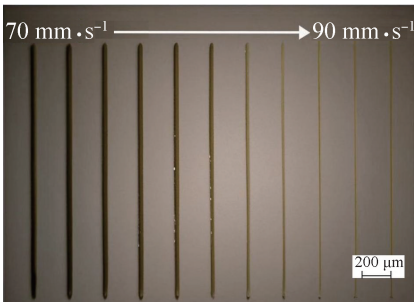


Fig. 12 PEEK surface ablation morphology at scanning speeds of 70~90 mm/s

Fig.13 为扫描速度为 70~90 mm/s 时 PEEK 表面烧蚀沟槽深宽度图。发现随着扫描速度增加,PEEK 表面烧蚀沟槽尺寸逐渐减小,与天然骨表面占比最大的微沟槽尺寸(深度约 40 μm,宽度约 60 μm)最为接近的烧蚀沟槽出现在扫描速度为 80 mm/s 时,此时 PEEK 表面激光加工质量良好,热影响程度适中,因此,选定 PEEK 表面微织构加工的激光扫描速度为 80 mm/s。

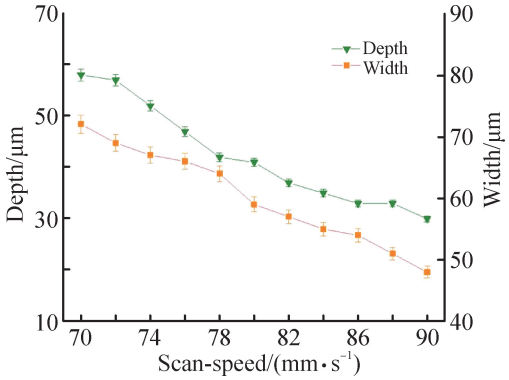


Fig. 13 PEEK surface ablation groove depth and width at scanning speeds of 70~90 mm/s

3.2.4 *扫描频率对 PEEK 材料表面微沟槽形貌的影响*:在对 PEEK 材料进行激光加工试验研究时,为了研究不同激光扫描频率对 PEEK 材料烧蚀程度的影响,结合激光器自身的性能参数,探索了激光扫描频率在 50~120 kHz 范围内 PEEK 材料的烧蚀情况,每间隔 10 kHz 烧蚀一条微沟槽,控制其他激光参数不变,保持激光输出功率为 1.4 W,扫描速度为 80 mm/s,对比不同扫描频率下激光烧蚀形貌之间的差异,结果如 Fig.14 所示。观察激光烧蚀后的表面形貌可以发现,随着扫描频率增加,PEEK 表面的烧蚀程度加剧,热影响区逐渐变大,扫描频率超过 100 kHz 后会出现明显的过烧蚀现象,这是由于扫描频率增大会造成激光光斑重叠率增大,PEEK 基材表面单位面积内所接收到的能量增加。

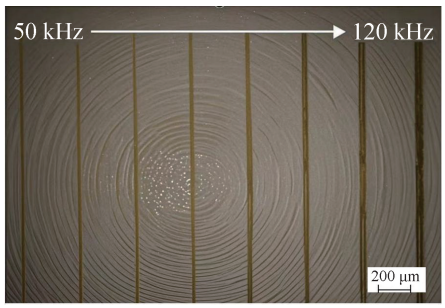


Fig. 14 Presents the ablation morphology on the surface of PEEK with the scanning frequency in the range of 50~120 kHz

Fig.15 为扫描频率为 50~120 kHz 时 PEEK 表面烧蚀沟槽深宽度图。通过观察 Fig.15 可以获得与天

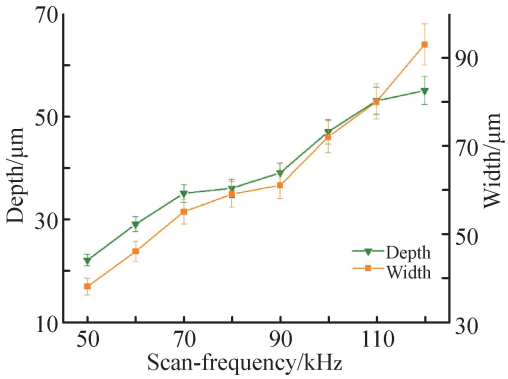


Fig. 15　PEEK surface ablation groove depth and width at scanning frequencies of 50~120 kHz

然骨表面占比最大的微沟槽尺寸(深度约 40 μm,宽度约 60 μm)最为接近的烧蚀沟槽出现在扫描频率为 90 kHz 时,此时具有良好的表面加工质量,因此,选定 PEEK 表面微织构加工的激光扫描频率为 90 kHz。

3.2.5　表面微织构形貌:使用优化后的激光加工参数(输出功率为 1.4 W,扫描频率为 90 kHz,扫描速度为 80 mm/s)在 PEEK 表面构建上述单线织构,通过激光共聚焦显微镜对激光加工后的 PEEK 表面微织构形貌进行表征,Fig.16 为单线织构 PEEK 表面三维形貌,从整体效果来看,微织构质地均匀,激光加工质量良好。

Fig.17 为 PEEK 表面多处微织构沟槽的横截面轮廓及尺寸。从图中观测到,微织构沟槽的深度约为 40 μm,宽度约为 60 μm,均符合设计的织构尺寸,但由于激光加工所形成的上表面不可避免的存在一定数量的材料堆积,即使在相同激光参数下进行加工,也无法保证材料堆积量完全相等,因此,在对微织构的深宽度进行表征时,不同位置存在细微偏差。

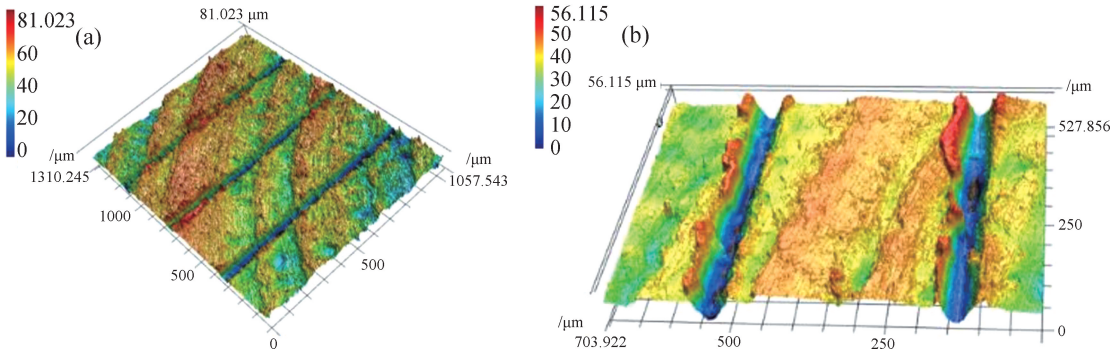


Fig. 16　Three-dimensional morphologies of PEEK surfaces at different magnifications:(a) 10 magnification; (b) 50 magnification

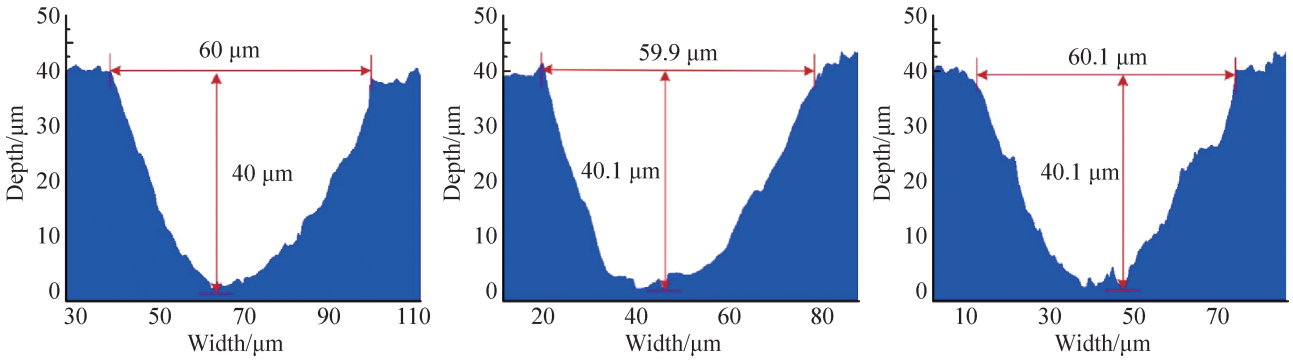


Fig. 17　Cross-sectional profiles and dimensions of multiple micro-textured grooves on the PEEK surface

4 结论

本文通过多维度交叉验证,构建了一套高效的医用材料表面加工参数优化体系。

(1)基于天然牛股骨表面微结构的定量分析,精准锚定优势微沟槽尺寸(深度(40±0.1)μm,宽度(60±0.1)μm)。

(2)采用高斯热源模型复现激光能量梯度分布特征,通过固体传热与动网格耦合仿真,将激光功率范围从 0.5~3.0 W 压缩至 1.0~2.0 W,扫描速度范围从 30~130 mm/s 缩窄至 70~90 mm/s,显著降低了实验试错成本。

(3)采用仿真与实验相互结合的方式,最终选定激光波长为 355 nm,功率为 1.4 W,扫描速度为 80 mm/s,扫描频率为 90 kHz 时,制备的微沟槽深度(40±0.1)μm,宽度(60±0.1)μm,与天然骨优势微沟槽尺寸极其吻合,其形貌尺寸满足 ISO 13779—2 对骨植入物表面拓扑特征要求,为生物医用材料表面改性技术的标准化开发提供了可复用的研究范式。

参考文献:

[1] Liu S, Zhu Y, Gao H, *et al*. One-step Fabrication of functionalized poly (etheretherketone) surfaces with enhanced biocompatibility and osteogenic activity[J]. Materials Science and Engineering: C, 2018, 88: 70-78.

[2] Ge Y, Zhao T, Fan S, *et al*. Effects of surface treatments on the adhesion strengths between polyether ether ketone and both composite resins and poly (methyl methacrylate)[J]. BMC Oral Health, 2025, 25: 940.

[3] Saran R, Ginjupalli K, George S D, *et al*. Laser as a tool for surface modification of dental biomaterials: a review[J]. Heliyon, 2023, 9: e17457.

[4] Michaljaničová I, Slepička P, Rimpelová S, *et al*. Regular pattern formation on surface of aromatic polymers and its cytocompatibility[J]. Applied Surface Science, 2016, 370: 131-141.

[5] 李卫杰, 张伟, 李元成, 等. 激光处理对 3D 打印聚醚酰亚胺, 聚醚醚酮和聚醚醚酮/碳纤维制件胶接性能的影响[J]. 高分子材料科学与工程, 2021, 37(12): 75-82.
Li W J, Zhang W, Li Y C, *et al*. Effect of laser treatment on shear bond strength of 3D-printed polyetherimide, polyether ether ketone and polyether ether ketone/carbon fiber[J]. Polymer Materials Science & Engineering, 2021, 37(12): 75-82.

[6] 任雯清. 聚醚醚酮(PEEK)合成研究[D]. 上海: 复旦大学, 2011.
Ren W Q. The synthesis and property investigation of polyetheretherketone[D]. Shanghai: Fudan University, 2011.

[7] Zhang J, Hu J, Su C, *et al*. Bone-like microtextures of HA coatings prepared by nanosecond laser and their properties[J]. Ceramics International, 2024, 50: 22094-22108.

[8] Zheng Q, Mao L, Shi Y, *et al*. Biocompatibility of Ti-6Al-4V titanium alloy implants with laser microgrooved surfaces[J]. Materials Technology, 2022, 37: 2039-2048.

[9] Chen Y S, Lin J H C, Wu Y R, *et al*. Characterizing the differentiation of osteoprogenitor cells on surface modified polyether-ether-ketone[J]. Surface and Coatings Technology, 2018, 350: 904-912.

[10] Zhao J, Li C, Xue X, *et al*. Experiment and simulation of femtosecond laser processing of peek materials: one-step laser optimization of friction performance and wettability[J]. Optics & Laser Technology, 2025, 183: 112320.

[11] Zhang S, Tang H, Tang D, *et al*. Effect of fabrication process on the microstructure and mechanical performance of carbon fiber reinforced PEEK composites via selective laser sintering[J]. Composites Science and Technology, 2024, 246: 110396.

[12] 顾红跃. 长骨力学特性沿轴向和周向的变化研究[D]. 长沙: 湖南大学, 2021.
Gu H Y. Study on axial and circumferential variations of mechanical properties of long bone[D]. Changsha: Hunan University, 2021: 7-13.

[13] 张镨丹. Inconel718 合金激光选区熔化温度场和流场的微观模拟与实验研究[D]. 北京: 北京工业大学, 2019.
Zhang P D. Microscopic experimental simulation study and temperature field and flow field of Inconel718 alloy by selective laser melting[D]. Beijing: Beijing University of Technology, 2019.

[14] 高佳丽, 李伟奇, 董琴, 等. 高性能聚醚醚酮熔融沉积成型及真空放气特性[J]. 高分子材料科学与工程, 2024, 40(12): 97-106.
Gao J L, Li W Q, Dong Q, *et al*. Fused deposition molding and vacuum outgassing properties for high-performance poly-ether-ether-ketone[J]. Polymer Materials Science & Engineering, 2024, 40(12): 97-106.

[15] 路政宽. 不同功率 Nd: YAG 激光对聚醚醚酮生物活性的影响[D]. 长春: 吉林大学, 2020.
Lu Z K. Influence of different power Nd: YAG laser on the biocompatibility of PEEK[D]. Changchun: Jilin University, 2020.

Laser Processing Surface Simulation and Experimental Verification of Biomedical Polyetheretherketone

Jianxiang Zhao[1], Shunheng Sang[2], Xuzhong Yan[1], Dongfang Gao[3], Yangyang Zhao[4], Yang Qiao[1]

(*1. School of Mechanical Engineering, University of Jinan, Jinan 250022, China;*

2. Huadian International Lai Cheng Power Plant, Laiwu 271100, China;

3. Institute of Medical Sciences, the Second Qilu Hospital of Shandong University, Jinan 250033, China;

4. Trauma Orthopedics, the Second Qilu Hospital of Shandong University, Jinan 250031, China)

ABSTRACT: To achieve precise surface processing of polyether ether ketone (PEEK) materials, this study took the micro-groove dimensions with the largest proportion on the surface of natural bovine femurs as a reference benchmark to optimize laser parameters. By deeply coupling solid heat transfer and deformation geometry in COMSOL software, the evolution laws of laser ablation dimensions and morphologies at different laser output powers and scanning speeds were explored. Combining the thermal influence degree on the ablation model surface and the distribution characteristics of the temperature field, the parameter ranges of laser output power and scanning speed were optimized, effectively reducing the exploration cost and workload of subsequent laser processing experiments. Meanwhile, based on specific ablation morphologies, laser parameters of 1.4 W output power, 80 mm/s scanning speed, and 90 kHz scanning frequency were finally determined for processing micro-textures on PEEK materials. Micro-textures with a depth of approximately 40 μm and a width of approximately 60 μm were successfully fabricated, showing high consistency with the target dimensions. This study provides important theoretical foundations and technical support for subsequent in-depth research on laser surface modification technologies and the improvement of PEEK material surface properties.

Keywords: laser processing; polyether ether ketone; ablation morphology; micro-textures; surface properties