

文章编号: 1001-3806(2013)06-0760-06

高分子材料与金属激光微焊接实验与仿真分析

陈玉娇, 郭钟宁*, 连海山

(广东工业大学 机电工程学院, 广州 510006)

摘要: 为了更好地理解高分子材料与金属材料的激光微焊接机理, 利用软件 ANSYS 建立高斯热源模型, 对生物高分子材料聚对苯二甲酸乙二酯 (PET) 与医用金属材料纯钛的激光微焊接温度场进行了动态模拟; 利用红外热像仪测定焊接过程瞬态最高温度变化, 用超景深数字显微镜测量实际焊接中焊缝宽度, 其测量结果与仿真结果基本吻合; 最后对温度场仿真结果进行了分析。结果表明, 移动热源前方的等温线分布密集且温度梯度大, 后方的等温线稀疏且温度梯度小; 在垂直于焊缝中心不同位置的节点都存在着快速升温及相对缓慢的降温过程, 同时, 节点越靠近焊缝中心, 温度变化越剧烈, 所能达到的最高温度就越大。该结果证明了所建立的移动高斯面热源模型在激光微焊接 PET/Ti 温度场模拟中的适用性。

关键词: 激光技术; 激光微焊接; 温度场; 有限元仿真与实验; 聚对苯二甲酸乙二酯; 医用纯钛

中图分类号: TG456.7 **文献标识码:** A **doi:** 10.7510/jgjs.issn.1001-3806.2013.06.012

Finite element simulation and experimental study about laser micro-joining between biopolymer and metal

CHEN Yu-jiao, GUO Zhong-ning, LIAN Hai-shan

(School of Electromechanical Engineering, Guangdong University of Technology, Guangzhou 510006, China)

Abstract: In order to understand the laser micro-joining mechanism better, based on the ANSYS, finite element simulation software, the Gaussian heat source model was adopted to simulate the dynamic temperature field in the process of welding polyethylene terephthalate (PET) and biomedical Ti. The transition highest peak temperature variation during the process of welding was recorded with a thermal infrared imager and the actual welding seam width was measured with a digital microscope in super depth of field. The simulation results are conforming to the experimental results. Simulation result suggests that the isotherm is as an ellipse. Meanwhile, there is intensive isotherm and larger temperature gradient in the front of the spot center, on the contrary, sparser isotherm and smaller temperature gradient at the back of the spot center, which verifies the applicability of the model established by moving heat source during the laser welding based on PET/Ti sheets applying to the temperature field simulation.

Key words: laser technique; laser micro-welding; temperature field; finite element simulation and experiment; polyethylene terephthalate; biomedical Ti

引 言

全球老龄化问题给医疗保健业带来了前所未有的压力, 世界各国对医疗保健的需求越来越大, 可植入医疗装置和元件已成为医疗器械行业的一个重要分支。由于植入物尺寸很小, 并且在人体内工作, 因

此原材料和装配工艺必须具有极高的质量和可靠性, 才能避免给患者带来任何风险^[1]。生物高分子材料聚对苯二甲酸乙二酯 (polyethylene terephthalate, PET) 具有良好的生物相容性, 已经被广泛地应用于人造心血管、心脏瓣膜和各种医疗电子产品^[2-3], 医用纯 Ti (体积分数为 0.99999) 因具有与人体骨头相当的弹性模量、优良的生物相容性和生物环境中的耐腐蚀性, 在医疗临床中得到广泛应用^[4]。而 PET 与医用纯 Ti 的结合, 既可以充分发挥 PET 优良的生物相容性, 又可以很好地利用医用纯钛的优良力学性能, 已在临床医学研究中得到初步应用^[5-6]。因此, 对 PET 和医用纯 Ti 连接过程的研

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (51175091)

作者简介: 陈玉娇 (1987-), 女, 硕士研究生, 研究领域为先进制造技术和激光加工技术。

* 通讯联系人。E-mail: znguo@gdut.edu.cn

收稿日期: 2013-02-18; 收到修改稿日期: 2013-04-28

究显得尤为重要。

目前, PET 和医用纯 Ti 的连接方法主要包括机械铰合、粘合和钎焊等,但存在着气密性差、粘合强度不足、防震效果差、热影响区大、产生焊接废渣等问题,这促进了新的连接工艺的出现与发展。激光微焊接以激光束作为加热源,焊接过程环保、高效,由于热影响区小可实现精密焊接,具有接头质量高及易实现自动化的优点,另外,这是一种非接触式焊接,不会引入细菌,可以形成非常洁净的焊缝,适合于医疗制品的焊接^[6-9]。而目前有关激光微焊接生物高分子材料与医用纯 Ti 的相关文献相对比较少^[2-3,6-7],这是一个非常复杂的非线性化学物理过程。采用 ANASY 数值模拟技术有利于认识其焊接过程温度场的分布情况,有助于掌握 PET/Ti 在激光微焊接过程中温度场的分布规律,深入理解焊接机理,这为焊接质量的控制提供了重要的理论基础,具有突出的实用意义^[10-12]。

作者在结合激光微焊接理论与实验的基础上,建立了一种移动高斯面热源模型,分析了在呈高斯分布的移动热源作用下 PET/Ti 激光微焊接的瞬态温度场。建立了薄板 PET/Ti 激光微焊接的模型,用 APDL 语言编制了相应的有限元程序,最后用 ANSYS 有限元进行温度场仿真。通过有限元理论仿真与实验进行对比,验证了所建立的移动高斯面热源模型在激光微焊接 PET/Ti 温度场模拟中的适用性。

1 激光微焊接实验

1.1 实验材料及准备

试验材料为生物高分子材料 PET 和医用纯 Ti (体积分数为 0.99999) 薄板,尺寸分别为 40mm × 20mm × 1mm 和 40mm × 20mm × 0.3mm。试验前用砂纸将 Ti 焊接表面打磨平整,把 PET 和医用纯钛放在超声清洗机中用酒精和丙酮清洗并风干,以去除氧化膜、毛刺及油污等杂物。

1.2 试验装置与工艺参量

焊接试验采用大族激光 WF300 激光光纤传输焊接机。不填充焊料,采用单次焊接,焊接工艺参量见表 1。焊接件采用专用手动夹紧装置进行夹持,保证焊接面受力均匀并能紧密接触,焊接示意图如图 1 所示,图中, F 表示夹紧力。为了防止焊接过程中 PET 塑料中气泡的大量形成及减小 Ti 板氧化,采用流量为 3L/min 的氩气作为焊接过程中的保护气体。

Table 1 Parameters of laser micro-joining process

number	power/W	pulse width/ms	rate/Hz	joining speed/(mm · s ⁻¹)
1	35	6	20	4
2	45	6	20	4
3	55	6	20	4
4	65	6	20	4
5	75	6	20	4

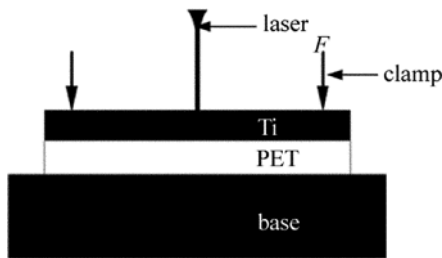


Fig. 1 Schematic diagram of joining process

1.3 焊接过程温度和焊缝宽度测量方法

用 NEC Advanced Thermo 的 TVS-500EX 型红外热像仪进行焊接过程的温度测定。所有焊缝使用 KEYENCE 公司的 VHX-600 型超景深数字显微镜进行宽度测量和扫描。

2 激光微焊接温度场模拟

2.1 数学模型

高分子材料与金属材料激光微焊接过程中温度随着时间和空间会发生急剧变化,是一个高度非线性瞬态的物理化学过程,包括极其复杂的加热和冷却的过程。材料热物理和机械性能都随着温度的变化而显著变化,本文中采用傅里叶分析的方法和能量守恒定律对非稳态热传导问题进行求解。建立如下热传导控制方程:

$$\rho_m c(T) \frac{\partial T}{\partial t} = \kappa(T) \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) + Q(x, y, z, t) \quad (1)$$

式中, ρ_m 为密度, c 为比热容, T 为温度, t 为时间, κ 为导热系数, Q 为体热源热流密度。

2.2 材料属性

生物高分子材料 PET 与医用纯 Ti 的性能见表 2。本文中医用纯 Ti 对 1064nm 波长的激光的吸收率是其激光微焊的重要影响因素,对温度场变化有着显著的影响。材料对激光的吸收率由下式决定^[13]:

$$\eta = 0.365 \left\{ \frac{\rho [1 + \beta(T - 20)]}{\lambda} \right\}^{1/2} \quad (2)$$

式中, ρ 为医用纯 Ti 在温度为 300K 时的直流电阻

Table 2 Properties of biopolymer material PET and medical pure Ti

parameters	PET	Ti
density $\rho_m / (\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	1455	4507
glass transition temperature/K	353	—
melting temperature/K	528	1941
specific heat capacity $c / (\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1})$	1000	520
thermal conductivity $\kappa / (\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1})$	0.24	1.08×10^{-5}

率, β 为电阻温度系数, λ 为激光束的波长。

2.3 热源模型

焊接时, 激光通过聚焦产生照射光斑入射到 0.3mm 厚的医用纯钛板材上, 在光斑照射位置的附近造成局部高温。然后通过一定的作用面积把能量传给 PET。而作用在焊件表面的总热量与焊接电弧的有效功相等, 根据参考文献 [14] 可推导出:

$$q_m = \frac{3\eta P_1}{\pi R^2} \quad (3)$$

式中, q_m 为光源中心位置的最大热流密度, η 为材料对激光的吸收率, P_1 是激光微焊接功率, R 为光斑半径。

研究人员为焊接数值仿真分析的研究提出了一系列热源的计算模式, 如半球状和椭球型热源模型、高斯函数分布的热源模型、ROSONTHAL 的解释模型等。考虑到本文中的生物高分子材料与医用纯钛激光微焊接的特点, 吸光层在表面且试验采用的材料为薄平板, 厚度方向的温度场分布可忽略, 故本文中仿真采用高斯表面热源, 其能量密度分布如图 2 所示。将加热斑点上任意一点的热流密度的分布近似地用高斯函数模型来描述 [15]:

$$q(r) = \begin{cases} q_m \exp\left(-\frac{3r^2}{R^2}\right), & (r \leq R) \\ 0, & (r > R) \end{cases} \quad (4)$$

式中, $q(r)$ 为离光源中心 r 处的热流密度。

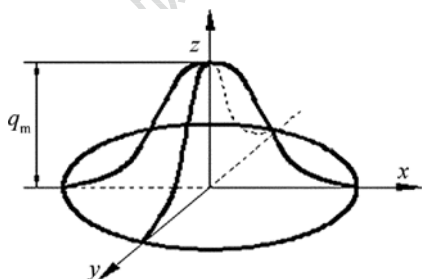


Fig. 2 Heat-flow density of Gaussian model

由于焊接的热源按一定速率定向移动(本文中设置热源随 x 轴移动), 由此建立了移动高斯面热源模型为:

$$q(x, y, t) = \begin{cases} \frac{3\eta P_1}{\pi R^2} \exp\left\{-\frac{3}{R^2}[y^2 + (x - v(t - \tau))^2]\right\}, & (r \leq R) \\ 0, & (r > R) \end{cases} \quad (5)$$

式中, τ 为焊接初始时间, v 是热源的移动速率, r 是工件上任一点到激光光斑中心的距离。

2.4 热源移动

通过 ANSYS 中的 APDL 汇编语言编写子程序, 实现高斯面热源的移动。首先取焊接区域中的某一节点作为高斯面热源中心。同时选择以此为中心时, 所要加载的全部节点。再采用 APDL 汇编语言的循环语句定义对应节点所要施加的载荷值, 随着热源中心的移动, 再次选取相应节点及计算相应载荷。计算结束后, 再次使用 * DO- * ENDDO 语句实现循环加载。

2.5 初始条件和边界条件

对于热分析, 样件的几何形状和材料属性已经知道, 为了得到确定的结果, 需要确定初始条件和边界条件。非线性瞬态热传导的初始条件是指给定初始时间的温度分布, 边界条件是指给定目标边界的温度和热传导条件。

在本文中, 初始条件是:

$$T(x, y, z) = T_0(x, y, z), \quad ((x, y, z) \in D) \quad (6)$$

式中, T_0 是环境温度, $T(x, y, z)$ 为工件表面温度, D 为模型的定义域。

边界条件是:

$$\kappa \frac{\partial T}{\partial n} - q + h(T - T_0) + \sigma \varepsilon (T^4 - T_0^4) = 0, \quad ((x, y, z) \in S, t > 0) \quad (7)$$

式中, h 是对流换热系数, σ 为斯蒂芬-玻尔兹曼常数, ε 为工件辐射率, S 为模型的边界。

3 ANSYS 仿真与实验结果分析

3.1 验证仿真模型

由于工件表面暴露于空气中, 它与空气存在着热交换, 在保护气体的作用下, 辐射换热相对与对流作用对温度场的影响较少, 故本文中只需考虑热传导和对流作用这两个主要因素的影响作用。同时假设焊件的初始温度分布均匀, 且室温为 300K, 在后续焊接过程中用红外热像仪测定温度的变化。

图 3 是焊接功率为 55W 时, 焊缝在焊接过程中实测与仿真的最高温度对比图。实测的温度曲线与

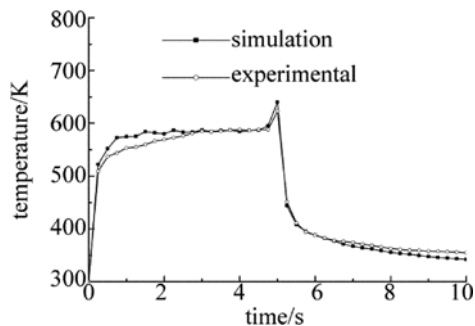


Fig. 3 The highest temperature in joining with the power of 55W
仿真温度曲线在趋势方向和温度值大小上相一致。整个焊接过程为 5s, 在前 2.5s 温度逐渐增大, 2.5s 后进入准稳态。仿真最高温度稳定在 588K 左右, 与测试结果的 586K 非常接近, 4.8s 后仿真和测试温度都突然增大, 超过 623K。由此可见, 激光微焊接最高温度和进入准稳态的时间的模拟结果与实际结果一致。

由图 3 可知, 2.5s 后, 温度场进入准稳态。图 4 中 5 条曲线是在 $t = 3s$ 、功率分别为 75W, 65W, 55W, 45W 和 35W 时, 与金属接触的塑料表面垂直焊缝方向上各点在焊接过程的最高温度曲线图, 可以看出, 各曲线的最高温度分别稳定在 654K, 608K, 562K, 534K 和 461K。而 $461K < PET$ 熔点 ($523K < 534K < 562K < 608K < 654K < PET$ 燃烧温度), 仿真结果表明, 当功率为 75W, 65W, 55W, 45W 时, 可以获得焊缝, 而功率为 35W 时, 高分子材料的最高温度低于其熔点, 不能形成焊缝, 与实验结果吻合, 进一步证明了仿真模型的正确性。

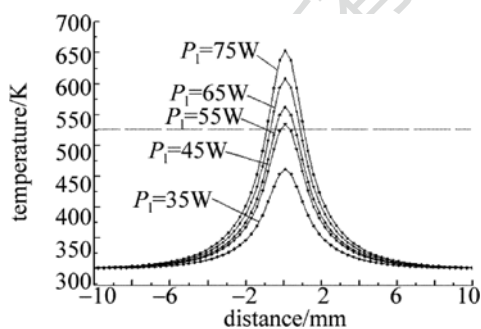


Fig. 4 The highest temperature variation curve of the interface perpendicular to weld direction in the process of joining ($t = 3s$)

图 5 是不同功率下仿真与实测焊缝宽度的对比图, 功率越高焊缝宽度越大。实测的焊缝宽度大小及变化趋势都与仿真结果相一致。

由图 3、图 4 和图 5 可见, 基于激光微焊接仿真模型的分析结果与实际结果一致。这表明 ANASYS 有限元仿真方法的准确性。

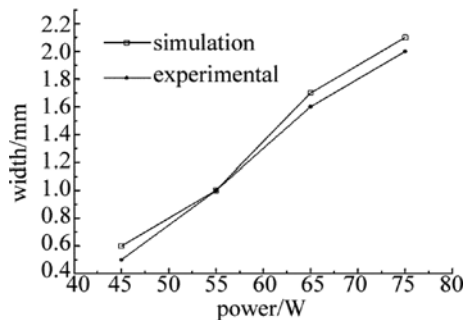


Fig. 5 Width of bonding zone by the simulation and experimental with different laser power

3.2 温度场分析

由于采用移动热源, 故焊件表面上温度的变化是时间的函数。图 6 是不同时刻的温度分布云图, 色条数值表示温度 (K)。从图中可见, 激光微焊接温度场在 $x-O-y$ 平面的等温线呈椭圆环状, 这可以清晰地观察到激光微焊接全过程的温度场动态变化情况。移动热源前方等温线的分布密集且温度梯度大, 后方等温线稀疏且温度梯度小, 符合实际焊接过程中温度的分布情况。

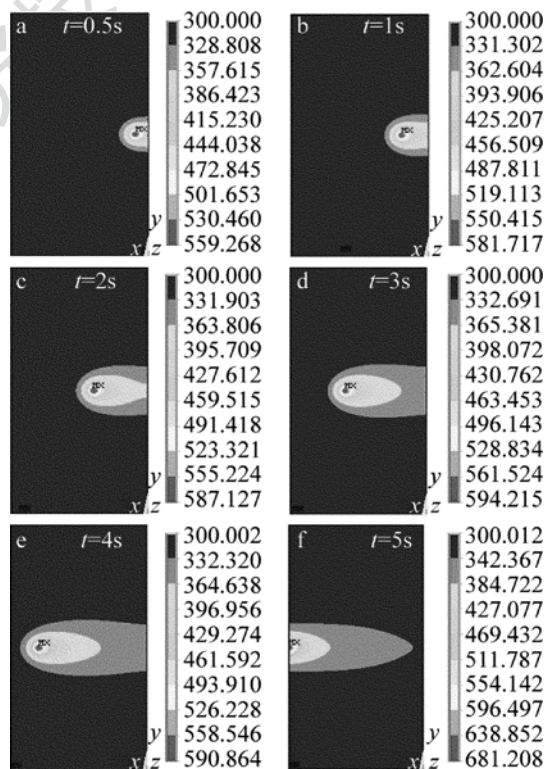


Fig. 6 Temperature field distribution at the interface between PET film and Ti sheet at different times

对比 0.5s, 1s 和 2s 时的温度场分布图, 最高温度逐渐增大; 由第 2s 到第 5s 的温度场分布图可以看出, 热源周围等温线的形状及数值大致相同, 这表明此时间段激光微焊接温度场分布已进入稳定状

态。随着激光热源移动,热源后位置的温度将会逐渐降低。

沿焊接方向上观测不同位置节点的温度变化情况,如图 7 所示。图 7a 为医用纯钛表面上沿焊接方向 4 个不同节点随时间变化的温度曲线,图 7b 是

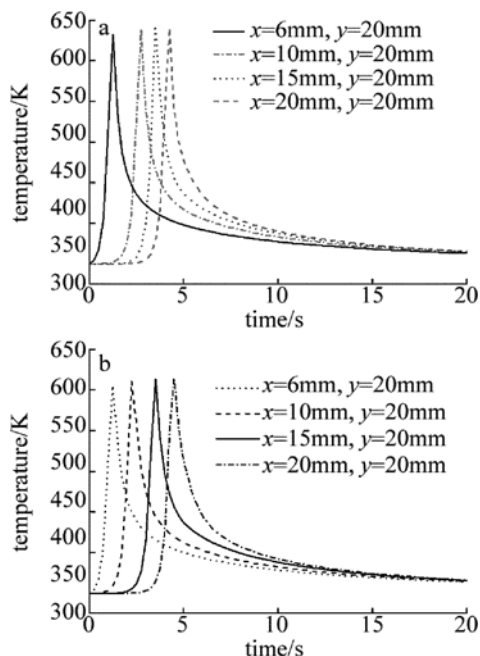


Fig. 7 Curves of temperature changes of four nodes along the centerline of the laser travel
a—the points are chosen from biomedical Ti b—the points are chosen from PET

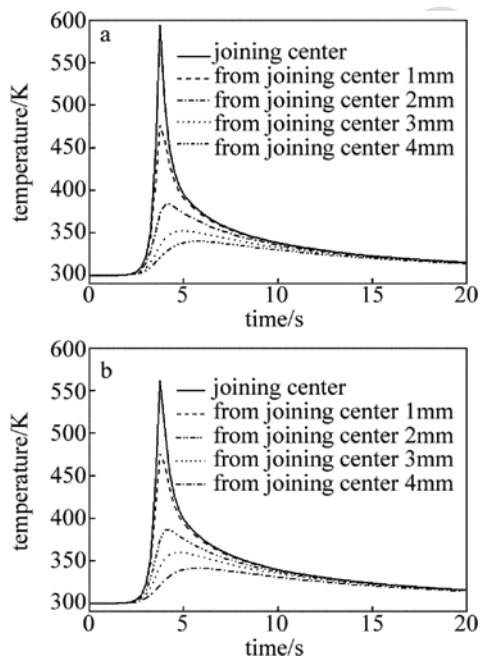


Fig. 8 Variation curves of temperature of four nodes perpendicular to weld direction
a—the points are chosen from biomedical Ti b—the points are chosen from PET

医用纯钛接触的 PET 表面上沿焊接方向 4 个不同节点随时间变化的温度曲线。可见,各个节点温度变化曲线的形状一致,呈指数函数变化,且图 7a 中各点都由室温瞬时升至 588K 左右,而图 7b 中各点也都由室温瞬时升至 562K 左右,接着温度缓慢降低。升温过程速度明显比降温过程快,这些都符合实际焊接情况。

图 8a 和图 8b 分别是医用纯钛和 PET 表面垂直于焊缝方向上 4 个与焊缝中心不同距离(分别为 6mm,10mm,15mm,20mm)的节点温度随时间变化的曲线。可见,各个不同节点都有快速升温 and 相对缓慢的降温过程。并且节点越靠近焊缝中心,温度变化就越剧烈,所能达到的最高温度值越大,这些都符合实际的焊接情况。

4 结 论

本文中建立的 PET/Ti 激光微焊接的数学模型能预测焊接过程瞬态的温度场分布,并和试验数据相互验证,证明了所建立的移动高斯面热源模型在激光微焊接 PET/Ti 温度场模拟中具有一定的适用性,在一定程度上揭示了 PET/Ti 激光微焊接的成型机理。

利用 ANSYS 软件仿真分析了激光微焊接过程的温度场分布,可以看出:等温线呈椭圆形;移动热源前方等温线分布密集且温度梯度大,后方等温线稀疏且温度梯度小;邻近焊缝中心的节点温度相对远离焊缝中心的变化剧烈,且升温速度的变化明显比降温速度明显。

参 考 文 献

- [1] ZHOU Y. Microjoining and nanojoining[M]. Beijing: China Machine Press, 2010; 2-6 (in Chinese).
- [2] FARAZILA Y, MIYASHITA Y, HUA W, et al. YAG laser spot welding of pet and metallic materials[J]. Laser Micro/Nanoengineering, 2011,6(1): 69-74.
- [3] AUDRONIS M, HINDER S J. A comparison of reactive plasma pre-treatments on PET substrates by Cu and Ti pulsed-DC and HIPIMS discharges[J]. Thin Solid Films, 2011,520(5): 1564-1570.
- [4] WU Y D, GUO A H. The development and research status of biomedical Ti alloys[J]. Development and Application of Materials, 2010, 25(2):81-85 (in Chinese).
- [5] GOWER H L, PIETERS R G M. Pulse laser welding of metal-polymer sandwich materials using pulse shaping[J]. Laser Applications, 2006,18(1):35-41.
- [6] WANG X P. Laser transmission joint between PET and titanium

- for biomedical application [J]. *Materials Processing Technology*, 2010, 210(13):1761-1771.
- [7] WANG X, SONG X, JIANG M, *et al.* Modeling and optimization of laser transmission joining process between PET and 316L stainless steel using response surface methodology [J]. *Optics and Laser Technology*, 2012, 44(3): 656-663.
- [8] TILLMANN W, ELREFAEY A, WOJARSKI L. Toward process optimization in laser welding of metal to polymer [J]. *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik*, 2010, 41(10):879-883.
- [9] WAHBA M, KAWAHITO Y, KATAYAMA S. Laser direct joining of AZ91D thixomolded Mg alloy and amorphous polyethylene terephthalate [J]. *Journal of Materials Processing Technology*, 2011, 211(6): 1166-1174.
- [10] LU Y, ZHANG J. Modeling and simulation of laser welding for aluminum alloy [J]. *Hot Working Technology*, 2012, 41(1): 130-133 (in Chinese).
- [11] CAO D D, WANG K Sh, YANG Y N. Finite element simulation of temperature field of thin tubes irradiated by ring lasers [J]. *Laser Technology*, 2010, 34(6): 753-756 (in Chinese).
- [12] QI L J, ZHU X, ZHU Ch H. Numerical simulation and experiment research of laser damage of porcelain insulator surface [J]. *Laser Technology*, 2011, 35(6):844-849 (in Chinese).
- [13] HU M Y, SHI J W. Effect of aluminum alloy surface absorptivity on weld shape [J]. *Hot Working Technology*, 2009, 38(21): 150-151 (in Chinese).
- [14] WU Ch S. *Welding thermal process and molten pool form* [M]. Beijing: China Machine Press, 2007: 56-68 (in Chinese).
- [15] CHEN Y B. *Modern laser welding technology* [M]. Beijing: China Science and Technology Press, 2005: 35-39 (in Chinese).

《激光技术》编辑部

版权所有 ©