

镀钛氧化铝陶瓷与PET激光透射连接的工艺研究

高阳阳¹ 刘会霞¹ 李品¹ 姜敏凤² 薛国春¹ 蒋涛¹ 严长¹ 王霄¹

(¹江苏大学机械工程学院, 江苏 镇江 212013
²无锡职业技术学院机械技术学院, 江苏 无锡 214121)

摘要 生物氧化铝陶瓷与聚合物材料的力学性能、化学性能和热学性能差异很大,因而要实现生物陶瓷与聚合物的高强度连接是非常困难的。在生物氧化铝陶瓷上进行镀钛处理,利用半导体激光器对镀钛氧化铝陶瓷与聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)进行激光透射连接试验,解决了生物陶瓷与聚合物的连接问题。针对激光功率及扫描速度对激光透射连接的接头强度与焊缝宽度的影响进行了研究。通过拉伸试验得到镀钛氧化铝陶瓷与PET之间的连接强度,并使用体视显微镜观测连接接头形貌及焊缝宽度。采用单因素工艺分析法,得到了激光透射连接的工艺参数窗口,为激光透射连接过程提供合理的工艺参数范围。

关键词 激光技术;激光透射连接;氧化铝陶瓷;聚对苯二甲酸乙二醇酯;工艺参数

中图分类号 TG456.7 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL201340.0303001

Study of Laser Transmission Joining Characteristics for Ti Coated Alumina Ceramic and PET

Gao Yangyang¹ Liu Huixia¹ Li Pin¹ Jiang Minfeng² Xue Guochun¹
Jiang Tao¹ Yan Zhang¹ Wang Xiao¹

(¹School of Mechanical Engineering, Jiangsu University, Zhenjiang, Jiangsu 212013, China
²School of Mechanical Technology, Wuxi Institute of Technology, Wuxi, Jiangsu 214121, China)

Abstract There are significant differences between biological alumina ceramic and polymer in mechanical properties, chemical properties and thermal properties, so the performance differences set a challenge to achieve the high strength joint between them. A thin titanium film is deposited on the biological alumina ceramic, laser transmission joining experiments between Ti coated bio-ceramic and polyethylene terephthalate (PET) are conducted by using a near infrared continuous wave (CW) diode laser, which solves the connection problems of bio-ceramics and polymers. The joined samples are tested by lap-shear test to determine the joint strength, and examined by optical microscopy to obtain the joint morphology and joint width. The effects of the laser power and the scanning speed on joint strength and joint width in laser transmission joining process are also investigated. The parameters window for laser transmission joining process is obtained via the single factor process analysis, and a reasonable range of processing parameters is provided for laser transmission joining.

Key words laser technique; laser transmission joining; alumina ceramic; polyethylene terephthalate; process parameter

OCIS codes 140.2020; 140.3390; 140.3460; 140.3590; 350.3390

1 引言

近年来,陶瓷材料由于具有质量轻、高抗腐蚀

性、高抗氧化性、高抗磨损性,以及在高温下具有出色的机械强度与硬度等特点得到了广泛应用^[1,2]。

收稿日期: 2012-09-12; 收到修改稿日期: 2012-10-15

基金项目: 国家自然科学基金(51275219)和江苏省光子制造科学与技术重点实验室开放基金(GZ201105)资助课题。

作者简介: 高阳阳(1987—),女,硕士研究生,主要从事激光加工和数字化设计与制造技术等方面的研究。

E-mail: gyysjedu@163.com

导师简介: 刘会霞(1964—),女,博士,教授,主要从事激光加工和数字化设计与制造技术等方面的研究。

E-mail: lhx@ujs.edu.cn(通信联系人)

随着陶瓷加工技术的发展,生物陶瓷材料作为生物植入体和生物传感器在生物医疗和化学分析领域中的作用愈加显著^[3,4]。聚合物则具有强度高、容易制造成复杂形状的零件、低成本和易回收等特点,在生物医疗和化学分析领域中同样有着广泛的应用^[5,6]。药学和生物医学界的研究者正利用生物陶瓷分析传感系统尝试采用光学方式从外部实时监控内部情况。但是由于生物陶瓷不透光,所以可以在生物陶瓷传感系统中安装透明的聚合物窗口,这样便有利于进行光学分析^[7]。如果将生物陶瓷和聚合物这两种不同的材料进行连接就可以集两种材料的优异性能于一体,使得两种材料充分发挥各自的优越性能。然而生物陶瓷与聚合物所具有的力学性能、热物理性能以及化学性能存在着明显差别,因此要实现生物陶瓷与聚合物的高强度连接是非常困难的。工业制造通常采用不同技术来连接聚合物和陶瓷部件,传统的连接方法有机械连接和粘合剂粘接。机械连接一般用到螺钉、螺栓或铆钉等工具,该技术难以达到连接的密封要求和连接件的空间位置要求,并且会在不同程度上影响到连接表面的美观度;粘合剂粘合能够得到很好的密封连接口,但是这项技术的缺点是它不可避免地产生收缩从而会产生残余应力,而且额外采用了化学物质用作粘合剂,这对连接系统的最终性能带来了不利影响,比如生物相容性^[8,9]。所以传统的连接方法无法满足生物医疗和化学分析领域中生物陶瓷与聚合物材料的连接要求。

激光技术连接生物陶瓷与聚合物材料能够克服传统连接技术的不足,其应用前景和市场广阔,特别适用于生物医疗和化学分析等领域。Franke等^[10]介绍了一种新颖的激光熔接工艺方法,运用不同的短脉冲激光光源将聚合物局部熔化,然后将熔化部分直接推入到陶瓷材料表面的孔隙及凹凸不平的地方,其特点在于陶瓷材料的表面必须进行凹凸图案的造型,并且该种凹凸图案的表面造型类似于细颈花瓶,要求顶端的开口狭小,底面的部分粗大,以便聚合物的熔化部分流入到陶瓷凹凸表面造型后,经过冷却凝固过程能够起到牢固的卡紧作用。然而在陶瓷表面上制造这种表面造型对于现有的加工技术来说难度很大,而且实现起来成本过高。

现有研究表明,利用磁控溅射法在玻璃材料上镀钛膜可以得到良好的膜-基结合强度,并且使玻璃与聚合物之间的激光透射连接成为可能^[11]。Sultana等^[12,13]尝试了激光透射连接镀钛玻璃与聚

合物材料之间的研究,发现连接强度主要与连接界面的机械互锁特性和形成化学键的多少有关,同时与玻璃基片上钛膜的质量也有一定的关系。Liu等^[14~16]对具有生物相容性的镀钛高硼硅酸盐玻璃与聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)之间的激光透射连接做了相关研究,并且采用响应曲面法对其工艺参数进行了优化。受上述启发,本文对镀钛氧化铝陶瓷与PET的激光透射连接进行了研究,介绍了氧化铝陶瓷镀钛膜的制备过程,研究了激光透射连接主要工艺参数即激光功率和激光器扫描速度对连接质量的影响,通过单因素工艺分析得到了激光透射连接镀钛氧化铝陶瓷和PET薄膜之间的工艺参数窗口。

2 试验设计方案

2.1 试验材料

选用生物氧化铝陶瓷基片和具有较好的生物相容性的PET薄膜进行试验。其中氧化铝陶瓷基片和PET薄膜的试样尺寸分别为10 mm×20 mm×1 mm和10 mm×30 mm×0.1 mm。对氧化铝陶瓷和PET薄膜直接进行激光连接试验,发现两者之间无法连接。在氧化铝陶瓷上预先进行镀钛处理,进行激光连接试验,在这里钛作为能量吸收剂的原因是钛是一种出色的耦合剂^[17],同时能够在生物医学领域满足良好的生物相容性^[18,19]。

2.2 镀钛氧化铝陶瓷基片的制备

通过射频磁控溅射方法在氧化铝陶瓷基片上镀一层钛膜作为PET与陶瓷间连接的激光能量吸收剂。氧化铝陶瓷基片在镀膜前,用无水乙醇清洗,并干燥12 h,使用高真空多功能离子束溅射与磁控镀膜装置在氧化铝陶瓷基片表面镀钛膜。

磁控溅射镀膜时的工作气压与溅射功率对镀膜的沉积速率有着重要的影响。溅射镀膜沉积速率随工作气压的增大呈现先增大后减小的趋势,因此沉积速率会有一个最大值,与该值相对应的工作气压值即为最佳工作气压值。同时,镀膜沉积速率会随着溅射功率的增大而增加,二者具有较好的线性关系。但是靶材表面温度过高时会导致靶材熔化或者引起弧光放电等异常现象,所以靶材能够承受的溅射功率值是有限的。综上所述,在实际的镀膜过程中,应尽可能采用接近最大允许值的溅射功率,并通过大量实验找到最佳工作气压值,然后配合其他的最佳工作条件,即可得到最大的薄膜沉积速率,从而有效地提高工作效率。镀钛膜的磁控溅射试验参数如表1所示,其中sccm表示标准状态下的流速,即mL/min。

表 1 镀钛膜的磁控溅射参数

Table 1 Deposition parameters for Ti films

Deposition parameters	Results
Background pressure	3×10^{-4} Pa
Magnetron sputtering technology	RF
Working gas (argon) pressure	0.8 Pa
Argon gas mass flow rate	50 sccm
Power	200 W
Target	Ti(99.8%)
Sputtering time	20 min

2.3 激光透射连接镀钛氧化铝陶瓷与 PET 设备

在激光透射连接试验之前,所有试样再次进行超声清洗,并干燥12 h以上,以避免试样表面的水膜对连接质量产生影响。激光器采用 Dilas 公司的 Copmact130/140 型半导体连续激光器,并配合使用 DL.S20P 扫描振镜,如图 1 所示。其中激光器的最大输出功率为 130 W,输出波长为 (980 ± 10) nm,光斑直径为 2.8 mm。

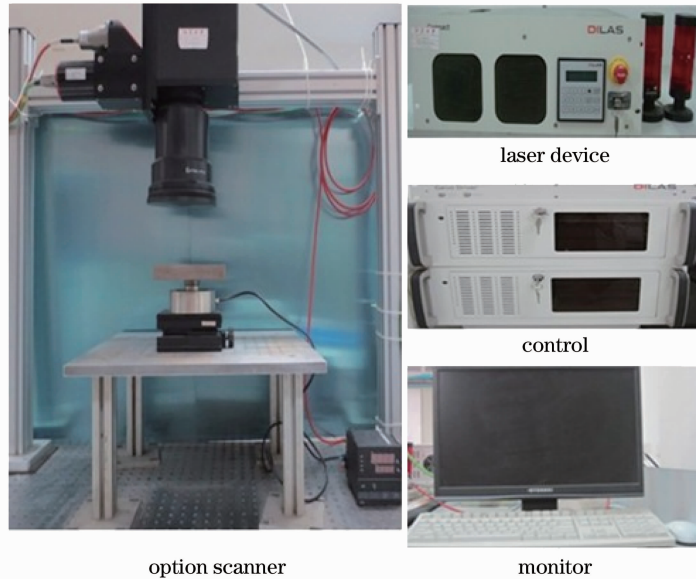


图 1 激光透射连接系统

Fig. 1 System of transmission laser joining

激光光束透过 PET 透光层材料后,在镀钛膜与 PET 材料的接触面处被吸收层的钛膜所吸收,使得激光能量直接作用于钛膜表面,进而通过热传导加热和熔化上层的 PET 材料。在凝固的过程中,已经熔化的 PET 材料在恒定压紧力的辅助作用下与镀钛氧化铝陶瓷基片之间形成连接区域,从而实现了两者之间的连接,如图 2 所示。

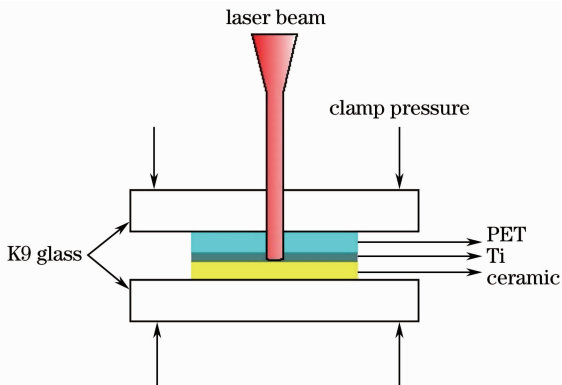


图 2 激光透射连接的原理示意图

Fig. 2 Schematic diagram of laser transmission joining

2.4 试验测试方法与设备

激光透射连接的接头质量评价方法主要有接头强度、焊缝宽度和美观度等。这里主要采用接头强度与焊缝宽度对连接质量进行评价。其中接头强度通过剪切应力来衡量,使用深圳三思纵横科技股份有限公司生产的型号为 UTM4140 的电子万能试验机进行拉伸试验。把拉伸试验得到的失效载荷除以连接长度和焊缝宽度就可以得到剪切应力,即接头强度。采用上海光学仪器厂生产的型号为 Axio Cam ERc 5s 的体视显微镜检测接头形貌和焊缝宽度。

3 结果与讨论

3.1 连接试验结果

图 3 为激光功率为 32.9 W,扫描速度为 3 mm/s 时所得的形貌图(激光设备功率的设置以额定功率的 1% 为一档,当功率设置为 24% 时,激光功率窗口显示的实时测量功率值为 32.9 W)。从宏观形貌中可以看出,此时的样品成形美观,连接接头均

匀平滑,表面无破损,无气泡及明显缺陷,实现了PET薄膜与镀钛氧化铝陶瓷基片之间的激光透射连接。

图4为激光扫描速度为3 mm/s的情况下,激光功率 P 分别为28.2,32.9,35.9 W时连接接头的典型形貌。从图4中可以看出随着激光功率的增加,被连接件所吸收的激光热量不断增加,焊缝宽度不断变大。当激光功率为28.2 W时,连接接头未能充分作用,接头周围未出现明显的热影响区;当激光功率为32.9 W时,连接效果最佳,接头成形良好,未出现明显缺陷,形成了完整的热影响区;当激

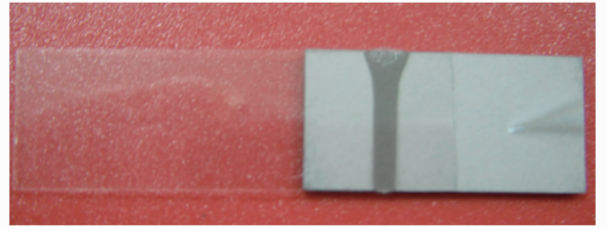


图3 样品宏观图片

光功率为35.9 W时,连接接头部分出现分解和烧蚀,并伴随产生分布不均的大气泡,连接效果差。

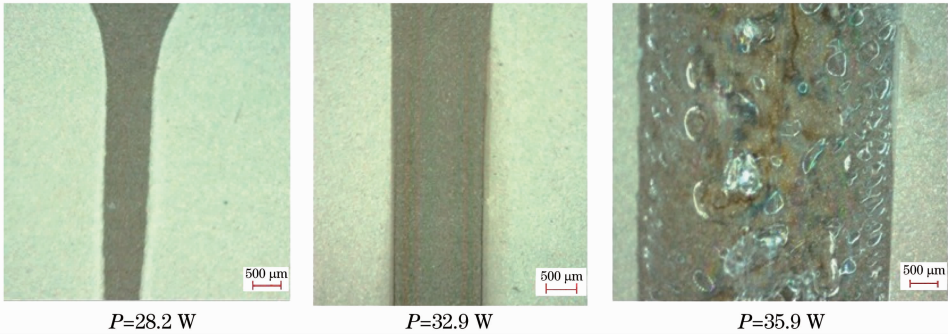


图4 连接接头的典型形貌

Fig. 4 Representative micrographs of the joint

3.2 工艺参数对连接质量的影响

3.2.1 激光功率对连接质量的影响分析

当扫描速度为3 mm/s时,激光功率与连接件的接头强度和焊缝宽度的关系如图5、6所示。

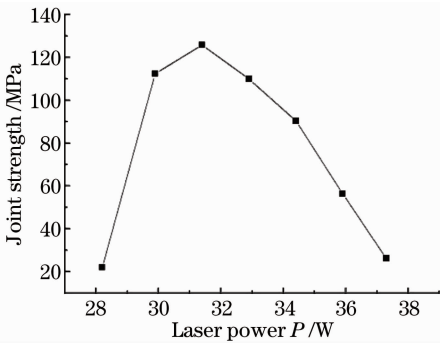


图5 激光功率对接头强度的影响

Fig. 5 Effect of laser power on joint strength

由图5可以看出,接头强度在激光功率为28.3~32.9 W时呈上升趋势,强度从21.87 MPa上升到125.82 MPa;而在激光功率为32.9~37.3 W时连接强度呈下降趋势,强度从125.82 MPa下降到26.125 MPa。这是因为,当功率较小时,激光的热输入量较小,PET薄膜与镀钛陶瓷基片之间未能充分混合并发生化学反应;随着激光功率的不断增

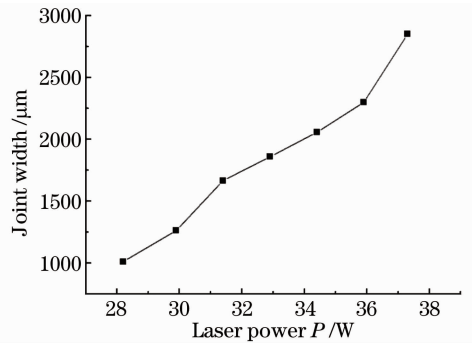


图6 激光功率对焊缝宽度的影响

Fig. 6 Effect of laser power on joint width

大,连接接头最终形成,达到了接头强度的最大值;而当激光功率再增加时,PET薄膜由于过热而发生了局部的分解和烧蚀,导致了接头强度呈现不断下降的趋势。

由图6可知,焊缝宽度随着激光功率的增大而变宽,由最小值1010.82 μm上升到最大值2849.01 μm。这是因为连接件焊缝宽度的大小主要取决于连接材料在加工过程中所吸收热量的多少。随着激光功率的增大,同一时间内激光的热输入量增大,导致焊缝不断变宽。

3.2.2 激光扫描速度对连接质量的影响分析

激光功率为 31.4 W 时,扫描速度与接头强度和焊缝宽度的关系如图 7、8 所示。

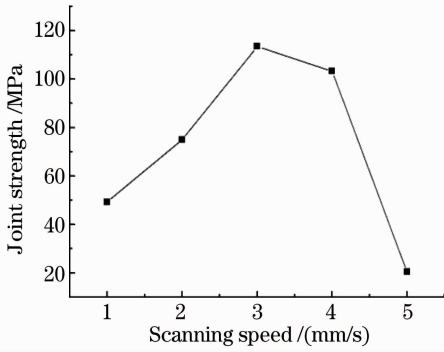


图 7 扫描速度对接头强度的影响

Fig. 7 Effect of scanning speed on joint strength

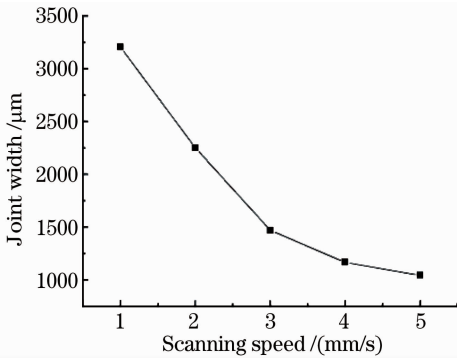


图 8 激光扫描速度对焊缝宽度的影响

Fig. 8 Effect of scanning speed on joint width

由图 7 可知,连接接头强度随着扫描速度的不断增大出现先增大后减小的趋势。在扫描速度在 1~3 mm/s 之间时,接头强度从 49.26 MPa 上升到 113.47 MPa,这是由于扫描速度较小时,在相同的时间内激光的热输入量很大,PET 薄膜过热而发生了部分分解和烧蚀,导致接头强度较低,随着扫描速度的增加,同一时间内激光的热输入量不断减少,PET 薄膜发生部分分解和烧蚀的情况逐渐改善,连接接头最终形成,达到了接头强度的最大值;而在扫描速度为 3~5 mm/s 时,接头强度从 113.47 MPa 下降到 20.42 MPa,这是因为当扫描速度继续增大时,在相同的时间内,激光的热输入量持续减少,PET 薄膜与镀钛玻璃基片之间无法充分融合并发生化学反应,导致了连接强度呈现不断下降的趋势。

由图 8 可知,焊缝宽度随着扫描速度的不断增大而变窄,从 3205.42 μm 下降到 1049.75 μm 。这是因为随着扫描速度的增加,同一时间内激光的热输入量不断减少,导致焊缝宽度不断变窄。

3.2.3 激光透射连接镀钛氧化铝陶瓷与 PET 薄膜的工艺参数窗口

接头强度和接头外观都是影响连接质量的重要指标。通过对连接试样外观的观测和对接头强度的测量,可以得到 PET 薄膜与镀钛氧化铝陶瓷基片之间激光透射连接试验的工艺参数窗口,如图 9 所示。

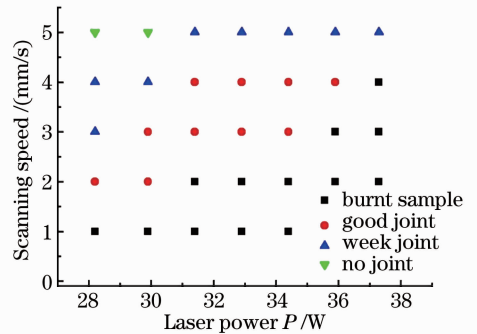


图 9 激光透射连接工艺参数窗口

Fig. 9 Parameter window for transmission laser joint samples

3.3 连接界面的 X 射线光电子能谱分析及焊缝断裂失效分析

3.3.1 X 射线光电子能谱分析

使用 X 射线光电子能谱(XPS)对镀钛氧化铝陶瓷与 PET 的连接界面进行研究,测试试样接合面处的化学键形成信息。采用上海计量测试中心理化分析室 Kratos Axis Ultra DLD 型号的 X 射线光电子能谱仪,使用单色化 Al 靶 X 射线源。全谱通能为 160 eV,元素谱通能为 40 eV。

在进行搭接剪切试验后,收集了试样剥离后的钛膜表面不同深度处的图。图 10 为溅射时间为 0 时镀钛氧化铝陶瓷与 PET 剥离后钛薄膜表面的 XPS 全谱通能图。从光谱图曲线可以看出:试样钛膜表面含有 C、O 和 Ti 元素。图 11 为剥离后连接

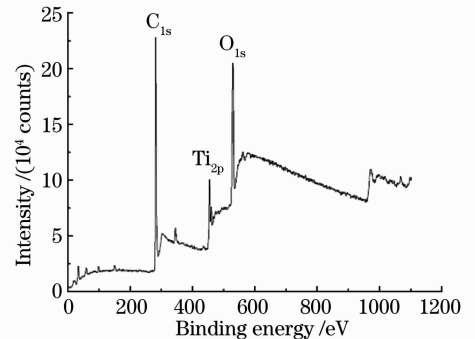


图 10 镀钛氧化铝陶瓷与 PET 试验样品剥离后钛表面的 XPS 全谱通能图

Fig. 10 Full spectrum of XPS taken from the Ti surface coated Al_2O_3 ceramic/PET specimen with PET peeled off

件钛膜一侧的示意图。

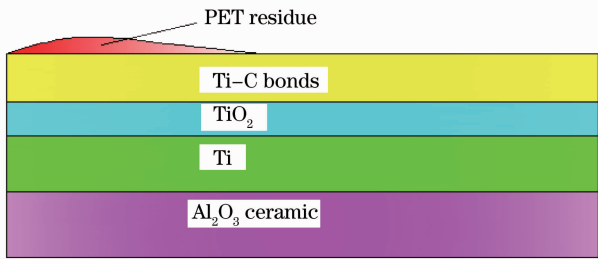


图 11 PET 与氧化铝陶瓷镀钛试验样品的钛镀膜一侧的示意图

Fig. 11 Schematic diagram of the Ti side for Ti coated Al_2O_3 ceramic/PET specimer

图 12(a)和(b)为失效样品钛膜表面在不同溅射时间的元素能谱图。其中,图12(a)为失效钛膜

表面的 C 在 1s 能级时的能谱图:峰值 286 eV 应是 Ti 薄板上 PET 残留物对应的 C 基功能团;随着溅射时间的增加,由 C 基功能团作用而产生的峰值逐渐消失;新出现的峰值 281.2 eV 很接近 1969 年 Ramqvist 等^[20,21]所报道的 Ti—C 化学键,因此可以证明在 PET 与镀钛膜接触面上有 Ti—C 化学键的形成。图 12(b)显示为失效钛膜表面的 Ti 在 2p 能级时的能谱图,溅射时间为 0 时,由于钛具有高度的化学活性而在钛表面生成一种 TiO_2 薄膜,其产生的两个主要峰值对应的结合能分别为 455.1 eV 和 460.8 eV。溅射时间在 0~480 s 之间时,其化学组合成分应为钛的氧化物与纯金属钛的混合状态。随着溅射时间的增加,失效表面的组成由 TiO_2 薄膜逐渐变成纯金属钛。

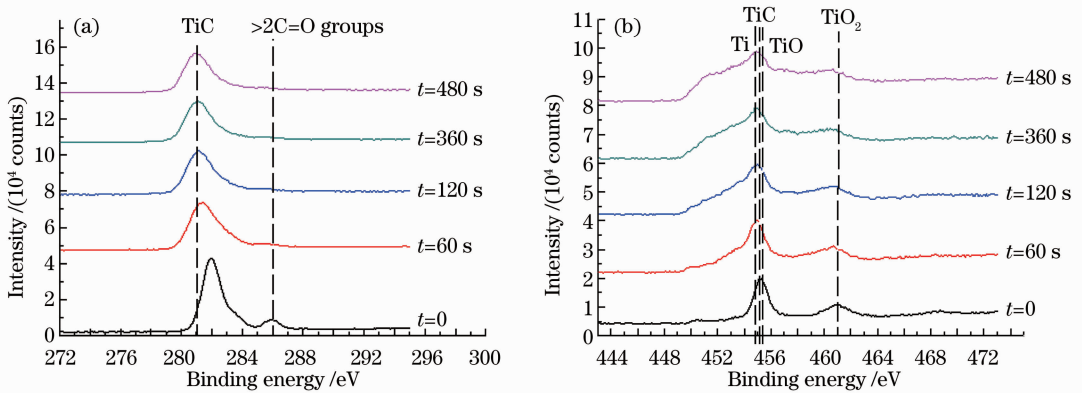


图 12 镀钛氧化铝陶瓷与 PET 试验样品的钛表面的 XPS 元素能谱图。(a)C 在 1s 能级时的光谱;
(b) Ti 在 2p 能级时的光谱

Fig. 12 Element spectra of XPS taken on the Ti side for Ti coated Al_2O_3 ceramic/PET.
(a) C spectra of 1s energy level; (b) Ti spectra of 2p energy level

从图 10~12 可以得出 PET 与钛镀膜之间已经形成了 Ti—C 和 Ti—O 化学键,且其中的 C 元素只可能来自于 PET 薄膜,这说明 PET 与氧化铝陶瓷之间的连接与这些化学键的形成有关,而这种化学机理也是形成较高连接强度的原因。

3.3.2 焊缝断裂失效分析

从拉伸试验来看,拉伸断件的失效处大部分位于焊缝位置或者焊缝周围。试验结果表明:激光透射连接氧化铝陶瓷与 PET 的接头失效类型是混合失效,即钛与 PET 连接界面的连接失效、焊缝边缘处的 PET 失效、焊缝处的陶瓷失效。图 13 显示了试验样品拉伸后的最常见的三种失效类型。

大量试验表明在进行激光透射连接加工时,不同的工艺参数对应着不同的激光能量大小。当激光热输入量较小时,PET 薄膜与陶瓷镀钛薄膜之间未

能充分混合并发生化学反应,在拉伸剪切力的作用下,经反应生成的小分子产物将粘附在其中一侧材料的表面并被剥离下来,该种情况即为钛与 PET 连接界面的连接失效;由于钛膜、PET 和氧化铝陶瓷基片材料的热膨胀系数的不同,随着激光热输入量的不断增大,氧化铝陶瓷基片在实际连接区域中的热残余应力会随之增大,当激光热输入量过大时,在拉伸剪切力的作用下,氧化铝陶瓷基片内的热残余应力一旦超过了其抗拉强度,则会导致焊缝处的陶瓷失效;此外,在激光连接冷却过程中 PET 材料将在焊缝边缘处产生应力集中,当激光热输入量使 PET 薄膜与陶瓷镀钛薄膜得以进行充分的化学反应后,试样的连接强度将远远高于 PET 材料在焊缝边缘处的残余应力,在拉伸剪切力的作用下将可能引起焊缝边缘处的 PET 失效。

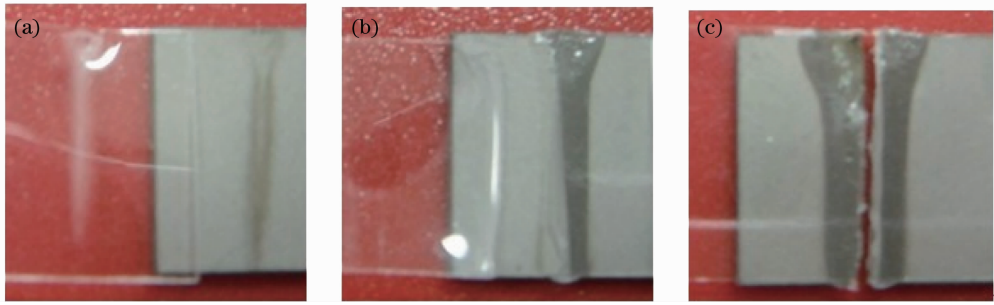


图 13 镀钛氧化铝陶瓷与 PET 激光透射连接样品拉伸试验中常见的失效类型图片。(a) 钛与 PET 连接界面的连接失效；
(b) 焊缝边缘处的 PET 失效；(c) 焊缝处的陶瓷失效

Fig. 13 Pictures of general failure type of laser transmission joining between Ti coated ceramic and PET in tensile tests.

(a) Failure between Ti and PET connection interface; (b) PET failure at joint edge; (c) ceramic failure in joint

为了防止上述三种失效情况的发生,应该合理选择激光加工的工艺参数范围,有效地控制激光能量大小,以此获得连接质量良好的焊接试样。

4 结 论

提出了在生物氧化铝陶瓷上采用高真空多功能离子束磁控溅射装置镀钛,然后利用激光透射连接的方法,较好地解决了氧化铝陶瓷与聚合物之间的连接问题。

采用单因素工艺分析了激光功率和扫描速度对连接质量的影响,得出当激光功率为 28.2 ~ 35.9 W,扫描速度为 2~4 mm/s 时,镀钛氧化铝陶瓷与聚合物间的连接质量最好,同时得到了激光透射连接的工艺参数窗口,为激光透射连接提供了合理的工艺参数范围。

XPS 试验分析得到了氧化铝陶瓷钛镀与 PET 接触面处形成的 Ti-C, Ti-O 化学键,这说明 PET 与氧化铝陶瓷之间的连接与这些化学键的形成有关,而这种化学机理也是形成较高连接强度的原因。

参 考 文 献

- 1 Yu Juan, Yang Qinde. Overview the development of ceramic material[J]. *Private Technology*, 2009, **8**(1): 21
于娟, 杨钦德. 简述陶瓷材料发展[J]. *民营科技*, 2009, **8**(1): 21
- 2 Yan Yinzhou, Ji Lingfei, Bao Yong *et al.*. Researches and developments of laser processing ceramics technique[J]. *Laser Journal*, 2008, **29**(6): 5~8
闫胤洲, 季凌飞, 鲍勇等. 高硬脆陶瓷激光加工技术的研究及进展[J]. *激光杂志*, 2008, **29**(6): 5~8
- 3 Tan Guoqiang, He Zhongliang, Liu Jian. Research in bioceramic materials[J]. *Ceramic*, 2008, **9**: 10~12
谈国强, 贺中亮, 刘剑. 生物陶瓷的应用和研究现状[J]. *陶瓷*, 2008, **9**: 10~12
- 4 Chen Demin. Bioceramic materials [J]. *Journal of Dental Materials and Devices*, 2005, **14**(3): 157~158
陈德敏. 生物陶瓷材料[J]. *口腔材料器械杂志*, 2005, **14**(3): 157~158

- 5 Y. Farazila, Y. Miyashita, H. Wang *et al.*. YAG laser spot welding of PET and metallic materials[J]. *JLMN-Journal of Laser Micro/Nanoengineering*, 2011, **6**(1): 69~74
- 6 Seiji Katayama, Yousuke Kawahito. Laser direct joining of metal and plastic[J]. *Scripta Material*, 2008, **59**(12): 1247~1250
- 7 Volker Franke, Frank Sonntag, Georg Richter *et al.*. New technology for joining of LTCC and polymer assemblies [C]. *Electronics Systemintegration Technology Conference*, 2006, **2**: 896~902
- 8 H. J. Herfurth, R. Witte, S. Heinemann. Microjoining of dissimilar materials for life science application[C]. *SPIE*, 2003, **5063**: 292~296
- 9 H. J. Herfurth, R. Witte, S. Heinemann. Joining challenges in the packaging of BIOMEMS [C]. *Proceedings of the 23rd International congress on Application of lasers and Electro-Optics*, 2004, **54**: 1782~1788
- 10 Klotzbach, U. Franke, V. Sonntag *et al.*. Requirements and potentialities of packaging for bioreactors with LTCC and polymer [C]. *SPIE*, 2007, **6459**: 645902
- 11 T. Sultana, G. Newaz, G. L. Georgiev *et al.*. A study of titanium thin film in transmission laser micro-joining of titanium-coated glass to polyimide[J]. *Thin Solid Films*, 2010, **518**(10): 2632~2636
- 12 T. Sultana, G. L. Georgiev, R. J. Baird *et al.*. Study of two different thin film coating methods in transmission laser micro-joining of thin Ti-film coated glass and polyimide for biomedical applications[J]. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, 2009, **2**(3): 237~242
- 13 N. Lubna, G. Newaz. Analysis of titanium-coated glass and imidex (PI) laser bonded samples [J]. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 2012, **21**(2): 266~270
- 14 Huixia Liu, Kai Wang, Pin Li *et al.*. Modeling and prediction of transmission laser bonding process between titanium coated glass and PET based on response surface methodology[J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2012, **50**(3): 440~448
- 15 Huixia Liu, Kai Wang, Cheng Zhang *et al.*. Influence of film thickness of Ti coating on bonding quality [J]. *Surface Engineering*, 2012, **28**(9): 705~709
- 16 Liu Huixia, Wang Kai, Li Pin *et al.*. Transmission laser bonding characteristics of Ti coated glass and PET[J]. *Chinese J. Laser*, 2012, **39**(9): 0902008
刘会霞, 王凯, 李品等. 镀钛玻璃与 PET 之间的激光透射连接及其性能研究[J]. *中国激光*, 2012, **39**(9): 0902008
- 17 Nusrat J. Lubna. Laser Bonding Characteristics of Sputtered Titanium on Glass With Polymeric Films[D]. Michigan: Wayne State University, 2009. 27~33
- 18 Ani Grigorian. Metalworking: making the cuts of tomorrow, today [J]. *Medical Device and Diagnostic Industry*, 2002,

- 24**(7): 40~49
- 19 R. Christopher de Charms, David T. Blake, Michael M. Merzenich. A multielectrode implant device for the cerebral cortex[J]. *Journal of Neuroscience Methods*, 1999, **93**(1): 27~35
- 20 L. Ramqvist, K. Hamrin, G. Johansson *et al.*. Charge transfer in transition metal carbides and related compounds studied by ESCA[J]. *Journal of Physics and Chemistry of Solids*, 1969, **30**(7): 1835~1847
- 21 L. Ramqvist, B. Ekstig, E. Kallne *et al.*. X-ray study of inner level shifts and band structure of TiC and related compounds[J]. *Journal of Physics and Chemistry of Solids*, 1969, **30**(7): 1849~1860

栏目编辑:宋梅梅