

激光焊接新型钴铬合金的力学性能*★

梁锐英, 赵艳萍, 温黎明, 白宇宏, 吴文慧, 徐艳丽, 孟 贺

Mechanical study of laser welded new Co-Cr alloy

Liang Rui-ying, Zhao Yan-ping, Wen Li-ming, Bai Yu-hong, Wu Wen-hui, Xu Yan-li, Meng He

Abstract

BACKGROUND: There are no reports on laser welding about a kind of Co-Cr alloys, which do not include Ni and Be nowadays. **OBJECTIVE:** To apply laser welding technique to prepare a new Co-Cr alloy in order to provide welding parameters for clinic application.

METHODS: Sixty plastic plate patterns (0.5 mm×6 mm×30 mm) were casted from new Co-Cr alloy. All the plates were randomly divided into 6 groups, one as control group, and the others as examination group. The plates of examination group were perpendicularly cut at the center of the plates. After the cut halves were fixed in a jig, they were laser welded using a NG:YAG laser at a several level output energy in increments of 30 V from 220 to 340 V. The spot diameter and pulse duration employed was 0.6 mm and 10 ms. Uncut specimens served as the non-welded control specimens. Tensile testing was conducted and the breaking force was recorded and the data was statistically analyzed.

RESULTS AND CONCLUSION: The tensile strength of laser welding New Co-Cr alloys increased with the electric voltage. The elongation increased with the electric voltage at the electric voltage lower than 280 V, but showed contrary trend when the electric voltage higher than 280 V. The tensile strength and elongation was (679.94±46.87) MPa and (5.91±0.38)% respectively at the optimized welding parameters. The tensile strength and elongation of laser welded New Co-Cr alloy under the optimized parameters (280 V, 10 ms, spot diameter 0.6 mm) can be satisfied with the clinical requirement.

Liang RY, Zhao YP, Wen LM, Bai YH, Wu WH, Xu YL, Meng H. Mechanical study of laser welded new Co-Cr alloy. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2011;15(38): 7135-7138. [http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

摘要

背景: 新型钴铬合金为一种不含镍和铍等有害成分的齿科合金材料, 但关于其激光焊接的研究尚未见报道。

目的: 分析新型钴铬合金的激光焊接参数, 优选激光焊接电压条件。

方法: 铸造 0.5 mm×6 mm×30 mm 的新型钴铬合金试件 60 个, 将试件分成 6 组。1 组作为对照组; 5 组试件从中间断开, 进行激光焊接, 光斑直径设定为 0.6 mm, 脉冲持续时间 10 ms, 电压分别为 220, 250, 280, 310, 340 V, 焊后进行拉伸强度测试, 记录拉伸强度和延伸率。

结果与结论: 激光焊接新型钴铬合金拉伸强度随电压升高而增加。延伸率在电压低于 280 V 时, 随电压增大而增加; 高于 280 V 时, 随电压增大而降低。电压为 280 V 时, 激光焊接新型钴铬合金的拉伸强度为(679.94±46.87) MPa, 延伸率为(5.91±0.38)%。提示电压 280 V, 脉冲持续时间 10 ms, 光斑直径 0.6 mm 条件下激光焊接新型钴铬合金的拉伸强度和延伸率均能满足临床要求。

关键词: 新型钴铬合金; 激光焊接; 力学性能; 拉伸强度; 延伸率; 口腔生物材料

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2011.38.024

梁锐英, 赵艳萍, 温黎明, 白宇宏, 吴文慧, 徐艳丽, 孟贺. 激光焊接新型钴铬合金的力学性能[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(38):7135-7138. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

Stomatology
Department of North
China Coal Medical
University, Tangshan
063000, Hebei
Province, China

Liang Rui-ying★,
Master, Lecturer,
Stomatology
Department of North
China Coal Medical
University, Tangshan
063000, Hebei
Province, China
lry110@126.com

Correspondence to:
Zhao Yan-ping,
Associate professor,
Stomatology
Department of North
China Coal Medical
University, Tangshan
063000, Hebei
Province, China
hbmyzyp@sina.com

Supported by: the
Science and
Technology Research
and Development
Program of Tangshan
City, No.
09130202A3-11*

Received: 2011-03-09
Accepted: 2011-05-13

河北联合大学口腔
医学院, 河北省
唐山市
063000

梁锐英★, 女,
1974 年生, 河北
省唐山市人, 汉
族。2006 年天津
医科大学毕业, 硕
士, 讲师, 主要从
事口腔材料研究。
lry110@126.com

通讯作者: 赵艳
萍, 副教授, 河北
联合大学口腔医
学院, 河北省唐山
市 063000
hbmyzyp@
sina.com

中图分类号:R318
文献标识码:B
文章编号:1673-8225
(2011)38-07135-04

收稿日期: 2011-03-09
修回日期: 2011-05-13
(20110214006/G·W)

0 引言

激光焊接由于精度高、强度大、热影响区小, 适合牙科金属材料的连接^[1]。近年来的临床应用表明齿科激光焊接在提高义齿修复质量、简化义齿制作工艺等方面起着重要作用, 并在逐渐扩大应用范围^[2]。新型钴铬合金为一种不含镍和铍的新型钴铬合金, 被认为既适合烤瓷也适合支架用, 目前关于其激光焊接性能尚未见报道。本课题选用烤瓷支架用新型钴铬合金, 利用脉冲Nd-YAG激光器在不同电压条件下进行焊接, 进行力学性能测试, 优选激光焊接电压条件, 为临床应用提供理论依据。

1 材料和方法

设计: 对比观察实验。

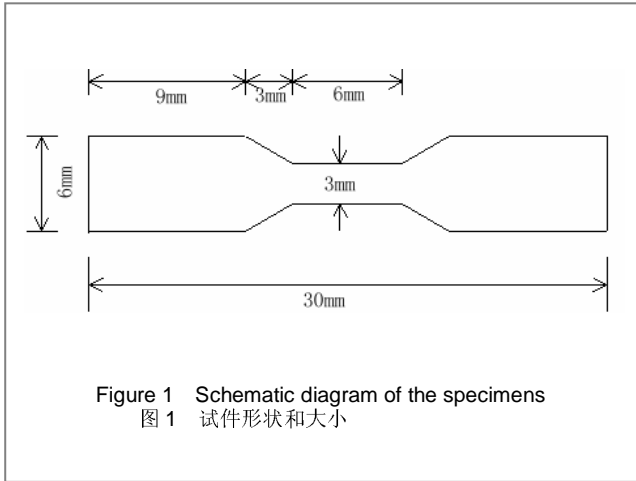
时间及地点: 于2010-06/12在在华北煤炭医学院口腔实验中心及河北理工大学实验中心和机械学院完成。

材料:

材料及仪器	来源
Nd-YAG 激光焊接机	Dentaurum, Germany
Instron 万能材料测试机	Instron Co, England
新型钴铬合金	Girbach Co, Germany
扫描电子显微镜	Philips Co, Germany

实验方法:

试件制备: 铸造规格为1 mm×50 mm×10 mm的新型钴铬合金试件60个, 用车床车成0.5 mm×6 mm×30 mm, 中间0.5 mm×3 mm×6 mm的哑铃型, 试件形状见图1。



激光焊接: 将试件随机分成1, 2, 3, 4, 5, 6六组, 每组10个, 1组作为对照组不做任何处理, 2, 3, 4, 5, 6分别为220, 250, 280, 310, 340 V电压组, 金刚砂片中间断开, 断端均用砂纸打磨, 超声波清洗, 夹持于自制的不锈钢夹具上, 要求同轴, 无缝对接, 焊接时在双喷头、5 Pa压力、纯度为99.9%的氩气保护下进行, 光斑呈鱼鳞状覆盖。两两进行激光焊接。焊接光斑直径固定为0.6 mm, 脉冲持续时间10 ms, 5组电压分别为220, 250, 280, 310, 340 V。

拉伸强度测试: 6组试件分别用英国产的M350-20KN型万能拉伸实验机作抗拉强度测试, 采用单轴向加载速度为2 mm/min, 记录断裂值和部位。

主要观察指标: 拉伸强度和延伸率、断裂位置、断口情况。

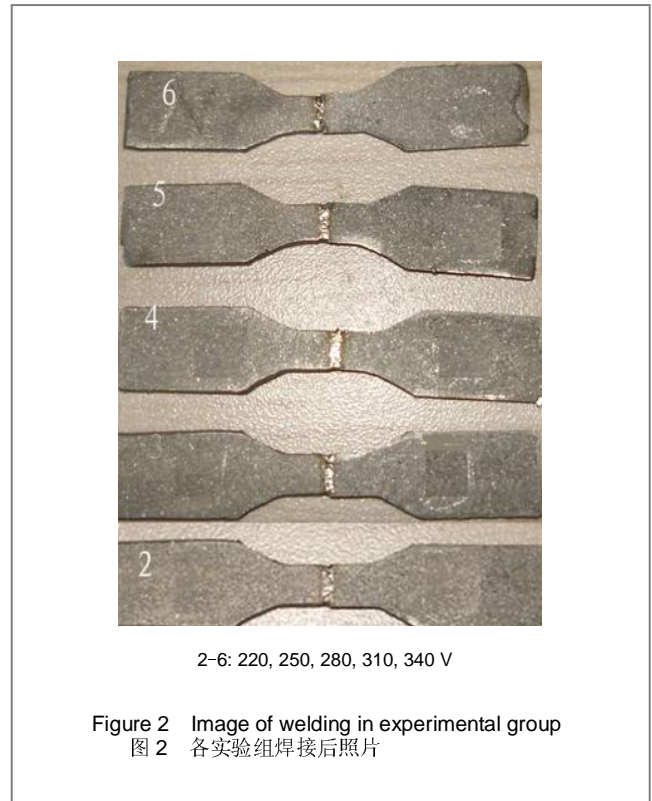
统计学分析: 由吴文慧用SPSS13.0统计软件进行统计分析, 实验数据用 $\bar{x} \pm s$ 表示。

组间数据比较用单因素方差分析, 两两比较采用LSD检验。

2 结果

2.1 试件大体观察结果 各试样焊缝呈银白色, 220, 250, 280, 310, 340 V电压组表面光滑一致, 焊斑光亮, 呈鱼鳞状覆盖, 见图2。

6组焊区中央略凹陷, 试件发生少量变形。拉伸后各焊接组试件断裂处均在焊接区, 其中2和3组断面可见未完全焊透, 中间留有少量未熔区, 其余组焊缝均完全焊透。



2.2 试件拉伸强度结果 见表1。

表1 不同焊接参数条件下试件的拉伸强度及延伸率比较
Table 1 Comparison of tensile strength and elongation rate in different parameter condition (x±s, n=10)

Group	Tensile strength (MPa)	Elongation rate (%)
Control	758.17±109.32	6.17±0.45
220 V	312.56±29.17	3.26±0.33
250 V	493.69±39.28	3.56±0.25
280 V	679.94±46.87	5.91±0.38
310 V	698.45±52.74	4.61±0.33
340 V	729.49±60.23	3.68±0.25

表1结果显示, 各实验组的拉伸强度随电压增加而逐渐增大, 但均小于对照组。实验组间比较结果显示, 280, 310, 340 V电压组的拉伸强度明显大于220, 250 V电压组($P < 0.05$), 280, 310, 340 V电压组间差异无显著性意义($P > 0.05$)。延伸率的统计结果显示, 只有280 V电压组的延伸率与对照组比较差异无显著性意义($P > 0.05$), 其他各组的延伸率均小于对照组, 组间比较差异有显著性意义($P < 0.05$)。

3 讨论

激光焊接技术因其具有光束热源穿透大气时损耗小、热输入低, 熔焊区和热影响区小, 无须包埋, 污染少和精度高等诸多优点^[3-5], 非常适合口腔修复体精密部

件的连接。许多学者将激光焊接技术应用在同种牙科合金焊接中,证实激光焊接齿科CoCr、NiCr合金,纯钛及钛合金均能取得良好效果,焊接强度接近或达到母材强度^[6-9]。

新型钴铬合金具有不含镍和铍等有害元素,前期实验已经证实其具有很好的边缘适合性和金瓷结合性能,但关于其激光焊接方面的研究尚未见报道。

本实验采用的是德国Dentaurum公司生产的comlaser4型激光焊接机,焊接参数包括激光输出电压、脉冲持续时间、激光光斑直径。光斑直径主要是控制激光光束聚焦范围,对激光输出总能量无影响,其能量输出的大小是通过调节电压及脉冲持续时间来实现的,本实验所选用的激光焊接机建议使用的光斑直径为0.6 mm, 0.5 mm厚度的齿科合金通常选择的脉冲持续时间10 ms,而电压相对不固定,选择合适的电压,可获得良好的焊接效果^[6, 10]。

本实验通过选择不同的电压来调节激光输出能量,以获得合适的焊接参数。实验结果显示,随电压增加,焊件的拉伸强度逐渐增加,但电压为340 V时,焊接区出现了凹陷并且焊件略有变形。电压小于280 V时,拉伸断口出现了未熔区。一般来说,电压增加,单脉冲能量增加,峰值功率增大,造成熔金深度增加,机械强度相应增加。若功率过高,材料表面金属飞溅,气化而形成气孔,焊件收缩明显,裂纹严重。而功率过低则造成材料表面熔化不够充分,熔深不够,熔不透全层,使焊件强度显著下降^[11-12]。

实验结果显示,电压为250 V和260 V时,试件未完全焊透,拉伸强度也较低;其他几组均完全焊透,且随着电压的增大,抗拉强度随之增加,显示出在一定电压范围内焊接强度与电压呈正相关关系。说明在前两种电压下,未能提供足够的能量使两侧金属融化。选择合适的焊接参数,拉伸强度可以接近母材,可能是金属两端直接熔接,两者都不会混入其他金属成分,焊接接头的化学成分改变非常小,所以选择合适的焊接参数,其焊接后的拉伸强度与母材相近^[13-17]。

从实验结果中还可以看出,在电压低于280 V时,延伸率随电压升高而升高,而电压高于280 V时,延伸率却出现了随电压增高而降低的趋势。可能是由于电压较低时,未能提供足够的能量使两侧金属融化,致使强度和延伸率均较低;而电压高于280 V时,延伸率却出现了降低的趋势,可能因焊接热的作用,焊缝和基体金属容易过热,造成晶粒粗大,使接头的塑性和韧性下降^[18-19],这需要通过金相观察进一步证实。

通常齿科修复金属材料的拉伸强度大于350 MPa (DIN EN 29333-1992)即能满足临床要求^[20]。但由于口腔修复体在行使功能时,不止是受到一种静态力,而是不断受到垂直向殆力,侧向殆力,撕咬力,剪切力等综

合力的作用过程^[21]。因此,口腔修复材料除具备一定的强度之外,还应具有良好的韧性。

合金延伸率是判断合金脆性或延展性的一个重要指标,齿科修复金属材料延伸率大于5%时才能满足口腔内复杂的受力情况^[22]。

本实验结果提示,在电压为280 V,脉冲时间10 ms,光斑直径0.6 mm焊接时,焊接强度和延伸率均能满足临床要求。

4 参考文献

- [1] Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent.* 1998; 79(4):477-483.
- [2] NaBaDlung DP, Nicholls JI. Laser welding of a cobalt-chromium removable partial denture alloy. *J Prosthet Dent.* 1998;79(3): 285-290.
- [3] Li H, Zhu S, Wang JY, et al. *Kouqiang Yixue Yanjiu.* 2002;18(5): 301-303.
黎红,朱松,王景云,等. 激光焊、钎焊焊接镍铬合金的比较研究[J]. 口腔医学研究, 2002, 18(5): 301-303.
- [4] Iwasaki K, Rosca OS, Akasaka T, et al. Distortion of laser welded titanium plates. *Dent Mater J.* 2004;23(4):593-596.
- [5] Salvatore L, Matteo S. A simplified method to reduce prosthetic misfit for a screw-retained implant-supported complete denture using a luting technique and laser welding. *J Prosthet Dent.* 2004;91:595-598.
- [6] Baba N, Liu WJ, Atsuta M, et al. Mechanical strength of laser-welded cobalt-chromium alloy. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004;69(2):121-124.
- [7] Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent.* 1998;79: 477-483.
- [8] Anselm Wiskott HW, Doumas T, Scherrer SS, et al. Mechanical and structural characteristics of commercially pure grade 2 Ti welds and solder joints. *J Mater Sci Mater Med.* 2001;12(8): 719-725.
- [9] Berg E, Wangner WC, Davik G, et al. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent.* 1995;74: 250-257.
- [10] Watanabe I, Liu J, Baba N, et al. Optimizing mechanical properties of laser-welded gold alloy through heat treatment. *Dent Mater.* 2004;20:630-634.
- [11] Bardin F. Process control of laser conduction welding by thermal imaging measurement with a color camera. *Appl Opt.* 2005;44(32): 6841-6848.
- [12] Watanabe I, Liu J, Miura E, et al. Penetration depth of cast titanium and gold alloy by laser. *J Dent Res.* 2000;79:187.
- [13] Srimaneepong V, Yoneyama T, Kobayashi E, et al. Mechanical strength and microstructure of laser-welded Ti-6Al-7Nb alloy castings. *Dent Mater J.* 2005;24(4):541-549.
- [14] Watanabe I, Liu J, Atsuta M, et al. Effect of welding method on joint strength of laser-welded gold alloy. *Am J Dent.* 2003;16: 231-234.
- [15] Bardin F, Cobo A, Lopez-Higuera JM, et al. Optical techniques for real-time penetration monitoring for laser welding. *Appl Opt.* 2005; 44(19):3869-3876.
- [16] Tzeng YF. Effects of operating parameters on surface quality for the pulsed laser welding of zinc-coated steel. *J Mater Process Technol.* 2000;100:163-173.
- [17] Zhang LY, Li CY, Li YX, et al. *Zhongguo Jiguang Yixue Zazhi.* 2002;11(3):171-173.
张连云,李长义,李迎新,等. 不同参数设置对钴铬合金激光焊接强度的影响[J]. 中国激光医学杂志, 2002, 11(3): 171-173.
- [18] Liu JS, Li X, Luo ZH, et al. *Hanjie.* 2003;47(3):26-29.
刘建书,李湘,罗展慧,等. Monel400与16MnR异种金属的焊接[J]. 焊接, 2003, 47(3): 26-29.
- [19] Kell J, Higginson RL, Thomson RC, et al. Microstructural characterization of autogenous laser welds on 316L stainless steel using EBSD and EDS. *J Microsc.* 2005;217(Pt2):167-173.
- [20] Strietzel R, Hosch A, Kalbfleisch H, et al. Tensile strength of laser-welded CoCr alloys dependence on welding method. *Biomaterials.* 1998;19:1495.
- [21] Li H, Zhao YF, Li MY, et al. *Zhonghua Kouqiang Yixue Zazhi.* 2000; 35(2):102-104.
黎红,赵云凤,李满园,等. 激光焊接不同间距烤瓷合金的质量比较[J]. 中华口腔医学杂志, 2000, 35(2): 102-104.
- [22] Chen ZQ. Beijing: People's Medical Publishing House. 2003:167.
陈治清. 口腔材料学[M]. 北京:人民卫生出版社, 2003:167.

来自本文课题的更多信息一

基金资助: 唐山市科学技术研究与发展计划项目(09130202A3-11)。

作者贡献: 第二作者进行实验设计, 实验实施为第一作者, 资料收集为第三作者, 第一、二作者对文章负责。由于赵艳萍为课题负责人, 为通讯作者。

利益冲突: 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

伦理批准: 无涉及伦理冲突的内容。

本文创新性: 以“新型钴铬合金, 激光焊接, 机械性能, New CoCr alloy, laser welding, mechanical”为关键词检索 CNKI、PubMed 数据库 2001-01/2009-07 的相关文章, 结果显示关于新型钴铬合金激光焊接性能的研究, 国内外均未见报道, 实验首次分析其激光焊接技术指标, 为临床应用提供了理论基础。



如何向 SCI 收录的优秀期刊投稿: 如何让你的结果部分更出色 (本刊发展部)

“结果”可能是论文最重要的部分。在这部分你要叙述主要的研究结果, 读者想知道的也就是这些。而且, 研究结果还影响到“引言”和“讨论”部分的编排, 目标期刊的选择和以及后续研究的方向。

在开始撰写“结果”之前, 你应全盘考虑你的试验发现, 并审视他们到底意味/提示什么。此时你应该已经完成了数据分析, 并已制作了几幅图表以便简单明了地展示结果。后文将有一些图表制作和统计分析方面的注意事项, 所以这里就暂不赘述。不过, 一定要记得: 图是“结果”的重要组成部分, 所以图、表、正文之间不能有重复的叙述。简而言之, 如果用图表比用文字表达得更清楚, 就用图表来表达, 然后在正文中简单提及; 如果用文字就可以简单阐明, 就无需再用图表来表达。

一旦确定要把哪些结果纳入正文以及这些结果的意义, 你就可以把它们按一个符合逻辑的顺序组合成一个“故事”。在“引言”部分已经说明了假设或拟研究的问题; 现在, 在“结果”部分展示你收集的全部证据, 用于支持你

的假设或排除其他各解释。用现在时态的子标题把每种不同的结果分成单独的小节。这些子标题应该与“方法”部分的子标题以及图表的标题相互对应。与“方法”部分一样, 叙述“结果”时应使用过去时。你用于支持假设的证据种类越多(以及越不含混), 你的结论就越无可置疑。这里暂时不要去讨论你结果的影响或大谈其意义—那是“讨论”部分的任务。这里只用展示你的证据, 然后留待读者自行去下结论。

“结果”部分经常需要比较样本和对照, 或者比较某个时间点前后的结果, 所以有必要了解陈述比较时一些常犯错误。其中一些也包括在“克服语言障碍”一章的注意事项中。最重要的是“同类事物间才能做比较”。例如, 有这样一个句子: “Expression levels of p53 in smokers were compared with non-smokers” 就应该改成 “Expression levels of p53 in smokers were compared with those in non-smokers”。这里的一个关键是 “were compared” 这个短语(其他句子中也可能是 “compared with”)的位置。如果这个短语位

于被比较双方(如此例中: 吸烟者的 p53 levels 和不吸烟者的 p53 levels)之间, 那么比较的双方都必须要有足够的信息来清楚界定到底比较的是什么。也可以把这个短语放在被比较双方之前或之后。例如: “Expression levels of p53 in smokers and non-smokers were compared”。叙述比较的另一个问题是, 比较性的词语如 “more”, “higher” 和 “faster” 等, 后面需要跟一个 “than” 开始的从句来解释是比谁多、高或者快。比如, “transgenic mice showed higher levels of cortisol” 这个句子中是比谁高就不明确, 因此应该加上 “than control mice”。

核对清单:

1. 你的数据如果用图表更容易表达就用图表; 反之用文字。
2. 使用过去时叙述结果。
3. 同类事物才能做比较。
4. 图、表、正文内容不能重复。
5. 正文中说明统计分析结果, 如P值。

文献来源:

<http://blog.sciencenet.cn/home.php?mod=space&uid=288924&do=blog&id=475892>