评审编号：

华北理工大学

**大学生创新训练计划项目**

**申报书**

**项目名称 基于SLM技术的智能高氮钢义齿性能研究**

**项目负责人 董树诚**

**所在学院 以升创新教育基地**

**专业年级 22级新能源科学与工程专业碳中和实验班**

**学 号 202214680507**

**联系电话 15192860703**

**电子信箱 3400639399@qq.com**

**项目起止年限 2023.05-2024.05**

**项目参与学生人数 3**

填写说明

1. 凡申报大学生创新训练计划项目必须填写本申报书。
2. 向学校报送本申报书时，一式三份，并报送申报书电子文档。
3. 本书应该填写完整、内容详实、表达准确，数字一律填写阿拉伯数字。
4. 项目开展支撑平台指支撑本项目开展的校、院级教学实验中心、科研实验室等，表中填写有关实验室名称，可以多个。
5. 打印格式与装订

（1）纸张为A4大小，双面打印；

（2）文中小标题为四号、仿宋、加黑；

（3）栏内正文为小四号、仿宋；

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| 项目名称 | 基于SLM技术的智能高氮钢义齿性能研究 | | | | | | | |
| 申请经费 | 2900元 | | | 起止时间 | | 2023年 5月至 2024年 5月 | | |
| 项目所属一级学科 | | 动 | | | | | | |
| 项目 | | ☑硬件 □软硬结合 □软件 □理论分析 | | | | | | |
| 项目负责人基本信息 | | | | | | | | |
| 姓名 | 学号 | | | 专业年级 | | | 所在学院 | |
| 董树诚 | 202214680507 | | | 22级新能专业碳中和实验班 | | | 以升创新教育基地 | |
| 性别 | 联系电话 | | | 电子邮件 | | | 身份证号 | |
| 男 | 15192860703 | | | 3400639399@qq.com | | | 371302200402241211 | |
| 项目组成员基本信息（不含项目负责人） | | | | | | | | |
| 序号 | 1 | | 2 | | 3 | | | 4 |
| 姓名 | 陈飞扬 | | 李晓璐 | |  | | |  |
| 性别 | 男 | | 女 | |  | | |  |
| 学号 | 202214690614 | | 202215390312 | |  | | |  |
| 专业年级 | 22材料类 | | 22口腔医学 | |  | | |  |
| 所在学院 | 冶金与能源学院 | | 口腔医学院 | |  | | |  |
| 联系电话 | 13197129721 | | 15031739098 | |  | | |  |
| 电子邮件 | 2675004798@qq.com | | 1739891540@qq.com | |  | | |  |
| 身份证号 | 420804208310080813 | | 130982200402154328 | |  | | |  |

|  |  |
| --- | --- |
| **研究内容概述(限200字以内)** | |
| 高氮不锈钢凭借优秀的性能,在生物医用领域获得了广泛的应用。3D打印这种近净成形的工艺，可以直接生产得到高尺寸精度和低表面粗糙度的最终零件；义齿支架作为一种典型的小批量、个性化医用制品，若以现有的CBCT技术结合3D打印工艺应用于高氮不锈钢义齿支架打印加工将为医用高氮不锈钢临床提供一种新的临床应用。  本项目综合上述考虑，拟对医用高氮钢3D打印过程进行热态实验和模拟研究，对其微观组织和力学性能进行检测，并对其进行人工唾液耐腐蚀性进行验证。满足临床使用义齿支架的医用高氮不锈钢3D打印工艺。 | |
| **项目创新特色概述（50字以内）** | |
| 1. 目前临床上广泛使用的医用316L奥氏体不锈钢在长期的使用过程中仍然面临腐蚀或磨蚀问题。高氮不锈钢在满足医学标准所规定的耐腐蚀性和生物相容性的条件下综合性能更加优异。  2.进一步探索SLM探寻适合义齿支架成型的三维打印技术。获得了3D打印制备加工医用高氮不锈钢工艺参数，为进一步临床应用提供依据。 | |
| **项目组成员分工** | |
| **姓名** | **主要研究工作** |
| **董树诚** | **研究方案的设计与仿真模拟的实验** |
| **陈飞扬** | **3D打印技术与材料性能的研究** |
| **李晓璐** | **生物学相容性分析与细胞毒性实验检验** |
|  |  |
|  |  |

|  |
| --- |
| **一、项目简介（研究内容、目的意义、具体目标、国内外研究现状分析及评价等）** |
| * **研究内容：**   高氮不锈钢凭借其在多种腐蚀介质中具有的优秀耐蚀性能、良好的综合力学性能和优良的加工性能，在生物能源、航空航天、石油化工、海洋工程、生物医用等众多领域获得了广泛的应用。3D打印是一种近净成形的工艺，可以直接生产得到高尺寸精度和低表面粗糙度的最终零件；对于医用器件这种单个、小批量生产，3D打印是一种经济的工艺选择。义齿支架作为一种典型的小批量、个性化医用制品，若以3D打印工艺应用于高氮不锈钢义齿支架打印加工，不仅可以降低成本，更可以提高加工效率，将为医用高氮不锈钢临床提供一种新的临床应用。  本项目综合上述考虑，拟对医用高氮钢3D打印过程进行热态实验和模拟研究，对其微观组织和力学性能进行检测，并对其进行人工唾液耐腐蚀性进行验证。通过调控医用高氮不锈钢义齿支架3D打印过程中的激光功率、扫描速度、气氛压力等条件，分析不同能量密度、气氛压力对医用高氮不锈钢粉体3D打印过程中微熔池形成和凝固的影响，探究微熔池大小对打印制品质量的影响、快速冷却过程对制品氮偏析的抑制作用；通过数值模拟，建立微熔池融化、凝固模型，模拟不同因素对微熔池形成和凝固的影响；结合热态实验和模拟实验结果，明晰医用高氮不锈钢义齿支架3D打印微熔池形成与凝固机理，验证3D打印医用高氮不锈钢义齿支架微观组织、力学性能、耐腐蚀性和生物相容性，确定满足临床使用义齿支架的医用高氮不锈钢3D打印工艺。拟通过万能试验机和扫描电镜等方式检测高氮不锈钢义齿支架的微观组织结构和力学性能，通过人工唾液电化学腐蚀实验，验证高氮不锈钢义齿支架的耐腐蚀性；通过体外细胞毒性研究，确定高氮不锈钢义齿支架的生物相容性。   * **目的意义：**   目前临床上广泛使用的医用316L奥氏体不锈钢在长期的使用过程中仍然面临腐蚀或磨蚀问题，医用316L不锈钢中含有的铬、镍等金属元素，容易随其腐蚀产物富集于植入体附近的组织中，影响生物体的正常代谢。而其中的镍元素是一种致敏因子，且对生物体有致畸、致癌的危害性，关于镍过敏和致癌变的毒害作用很早就有报道。高氮不锈钢以氮原子代替镍，使其在多种腐蚀介质中具有的优秀耐蚀性能、良好的综合力学性能和优良的加工性能，在生物医用领域获得了广泛的应用。氮作为有益元素加入到不锈钢中，可以降低形成铁素体及发生形变诱导马氏体转变的趋势，在给定强度条件下可以降低沉淀析出，可显著提高钢的力学性能和耐腐蚀性能。目前，虽然进入市场销售的义齿材料种类多，但由于技术尚未成熟，义齿材料成本高，义齿价格较高，难以满足顾客的需求，寻求义齿新材料成为人们备受关注的焦点。不锈钢是应用最早的一类金属植入材料，常用来制作义齿模型。综合考虑高氮纲这种不锈钢材料的优点以及高氮纲材料成本较低，预计在未来更长一段时间，高氮纲义齿能够适应市场的发展，满足更多顾客的需求。  但高氮不锈钢在技术设计、设备制造、产品性能等诸多方面也存在一定的问题：生产成本较高、设备复杂、产品合格率较低且加工性能差、氮的偏析严重、难以生产结构复杂产品等。3D打印是一种近净成形的工艺，可以直接生产得到高尺寸精度和低表面粗糙度的最终零件；设备相对简单，无需真空环境，也无需考虑激光束对准的问题；对于单个和小批量生产，3D打印是一种经济的工艺选择。目前3D打印义齿专机设备的研制在国内属于初期发展阶段，需求主体主要为义齿厂和医院，市场正处于磨合到接受的阶段，潜在市场巨大。3D打印齿科正在经历快速的增长期, 3D打印义齿市场前景广阔。而3D打印义齿专机凭借其在人力成本、时间成本和高精确度的绝对优势在市场中胜出，发展趋势大好。若将3D打印应用于高氮不锈钢医用器件加工制作，将有很大的应用前景。  针对以上问题，同时结合课题组在高压冶金方面多年的研究，提出了将3D打印应用于医用高氮不锈钢义齿支架制作，并对其工艺参数、力学性能、耐腐蚀性进行实验研究。旨在探究适用于医用高氮不锈钢义齿支架成型工艺，对比常规医用不锈钢力学性能和耐腐蚀性，得到力学性能优良、耐腐蚀性好的医用高氮不锈钢及其3D打印工艺。   * **具体目标**   （1）现有的研究在一定程度上为SLM的临床应用提供了相应的实验依据，但是仍存在一些局限和不足。应用快速成型制作义齿支架的材料多为钛合金，缺乏医用高氮无镍不锈钢成型义齿支架的研究。  基于选区激光熔化高氮钢粉体试验基础上，提出一种在环境压力下SLM制备医用高氮钢的方法。利用SLM的高冷却速率和合金快速凝固从而抑制氮的逸出，获得高质量高氮钢。利用SLM制备医用高氮无镍不锈钢可摘局部义齿支架。优化SLM的工艺参数以及材料体系设计，从而获得高质量的医用高氮无镍钢。  （2）获得力学性能、耐腐蚀性、生物相容性良好的医用高氮不锈钢义齿支架；  （3）确定医用高氮不锈钢义齿支架的3D打印工艺。   * **国内外研究现状：**   **医用不锈钢及金属材料发展现状**  在生物医用材料中，医用金属与合金材料应用最早，已有数百年的历史。由于金属材料具有良好的强韧性及优异的加工成型性能，因而得到了广泛应用，适用于硬组织修复和替换。在不锈钢、钻铬合金、钦及其合金等医用金属材料中，不锈钢尤其是奥氏体不锈钢，具有良好的综合力学性能和耐腐蚀性能，且易加工，价格低廉，因而应用最多、最广[1-4]。  不锈钢是应用最早的一类金属植入材料，虽然已经有半个多世纪的历史，但是其用作生物材料却经历了漫长的过程。随着矫形外科手术的出现，人们就开始了医用金属材料的研究开发。目前，医用不锈钢主要用作矫形外科植入材料，如骨科的人工关节骨棒（柄），骨折固定用骨钉、骨板牙科的义齿种植体及矫形丝等以及管腔内植入物如心脏外科介入治疗用心血管支架等[2]。此外还可用于制作医疗仪器和手术器械。  生物医金属材料易磨损和腐蚀，因此利用表面改性技术来提高医用材料的生物相容性，近些年国内外的学者对此已经开展了较多的研究[5-9]，尤其对骨、齿等硬组织植入物以及心血管金属支架的表面改性，以提高植入物的抗腐蚀性和血液相容性。对采用钦合金或钻基合金以及不锈钢加工的人工关节，通过离子注入或电化学方法进行表面改性，可提高其耐磨和抗腐蚀性能，减少植入体在使用过程中产生的磨屑，降低由于磨蚀产物离子析出对植入体周围组织产生的不良反应，提高植入体的使用寿命和降低二次手术率。  医用不锈钢成本较低，因此研究开发高耐蚀性、高强韧性医用无镍不锈钢显然具有优势。由于对高氮不锈钢的深入研究，一些研究者提出把高氮含量的一一奥氏体不锈钢应用于生物医学 [10,11]，他们指出这种不锈钢具有良好的抗腐蚀能力，特别是抗点蚀和晶间腐蚀，而且具有较高的耐磨性，重要的是钢中没有镍元素的存在，从而可避免镍元素在人体内析出造成的致敏性及其他组织反应。  高氮奥氏体不锈钢是氮部分或全部取代镍的一种单相组织结构，“以氮代镍”生产奥氏体不锈钢，不仅可以节约镍资源、降低成本、提高强度和耐腐蚀性，还可以提高奥氏体相稳定性，降低导磁率等[7-11]。不锈钢中氮元素起到的作用：  （1）固溶体强化  高氮不锈钢的强度与氮的含量有关，尤其是屈服强度受不锈钢中氮含量的影响较大。相比于低氮或无氮不锈钢，奥氏体不锈钢中氮的质量分数高于1%时，其屈服强度可提高三倍，抗拉强度提高大约两倍。  （2）氮对奥氏体区域的扩大以及奥氏体的稳定作用方面，约是镍的25倍。  （3）氮化物能够改善钢的表面性能。在热处理过程中，氮化物阻止奥氏体长大和促进不锈钢的表面渗碳、碳氮共渗等。  （4）不锈钢抗蚀性能与氮含量成正相关。  （5）高氮奥氏体相在氮元素的作用下耐孔蚀能力提高，与高铬、钼铁素体相之间达到平衡，同时氮元素均衡铬、镍等元素在两相中的分布，从而提高整体结构的耐孔蚀能力。  高氮奥氏体不锈钢的优异性能特点，为其在许多工业及工程领域提供了良好的应用前景[12]。  由于镍元素会使人体过敏，生物相容性差，同时医学用的材料必须耐腐蚀性能好、对人体没有伤害。因此，开发无镍、韧性高、耐磨与耐腐蚀性能好的骨骼替代材料具有非常重要的现实意义。一些专家将高氮奥氏体不锈钢用于制成牙架[12]，日本研制的无镍高锰氮不锈钢能够直接接触人体并且不磨伤人体。  **3D打印制备加工高氮不锈钢**  目前用于增材制造技术（3D打印）的材料覆盖面很广，有常见的金属粉末、类橡胶材料、工程塑料、光敏树脂、ABS、尼龙、陶瓷粉末甚至混凝土[13]等。理论上，能够熔融并相互粘结的粉末材料都可以成为3D打印工艺的原料。但是陶瓷粉末一般熔点较高，很难通过激光直接熔融混合，因此常用在SLS工艺中。所以在实际应用中，3D打印技术的原料大多为常见的金属类粉末，包括钢[14]、钛[15]、铝[16]和镍[17]。按照成分可分为金属单质粉、合金粉和机械混合粉末。3D打印工艺对粉体原料的质量有一定的要求，一般从粒径分布、松装密度和球形度等参数进行衡量。一般来说，粉末粒径较大时，熔融过程中需要更大的能量输入，功率较大的激光会引起较大的飞溅，使成形过程更难控制。小粒径粉末的比表面积较大，熔融所需的能量密度比较小，熔融过程容易进行，小颗粒可以填补在大颗粒的缝隙中，使松装密度增大。但是，粒径小的粉末含量较多，3D打印过程中容易产生“球化现象”，影响铺粉质量，从而使孔隙增多甚至导致成形失败。  研究人员对3D打印工艺及成形过程中的现象对成形质量的影响进行了大量的研究。Vasinont A等人[18]发现，改变激光的扫描速度和功率最多可以降低20%残余应力。此外，Edward等人[19]发现，提高成型腔内温度可以进一步降低局部熔融和凝固时的温度梯度。这样就无需后期的热处理消除应力。Tsopanos等人[20]研究结果表明，低的激光功率会导致孔洞的产生，并由此导致不锈钢316L单轴载荷下的材料强度降低大约50%。Kruth.J等人[21]认为，激光扫描速率越高，熔池的长径比越大，熔池长径比大于π的情况下，将会出现球化作用。球化作用可以描述为熔池破裂成球，最终降低零件表面的完整度。因此，为了达到最佳的表面完整度，最佳扫描速度范围需要用球化作用的发生与否来限制。Yadroitsev等人[22]的研究表明，更高的激光功率可以扩大最佳扫描速度的范围。Badrossamay和Childs等人[23]研究发现，当其他工艺参数一定时，随着激光扫描速率的增大，成形件的质量出现降低—增加—再降低这样的变化过程；而扫描间距的增大会导致成形件质量的降低。  Childs等人[24]认为，3D打印加工需要充分的能量密度，不但要保证粉末熔融，而且为了避免弱结合的发生，需要与下方的基板熔合在一起。Exner等人[25]进一步支持了这个观点，他们认为层间的弱结合是零件开裂的根源所在。在熔融的过程中，随着熔融的金属渗入孔隙并沉降在基板顶部，粉末层的体积发生收缩。体积收缩的量与初始粉末孔隙相同。Schleifenbaum等人[26]研究表明，当激光光斑直径和激光扫描速率不变时，提高激光功率会提高材料的汽化率和溅射的发生率。通过确定一组合适的工艺参数可以避免在3D打印过程中出现上述现象。  房菲[27]等通过冶炼实验研究Mn、Cr和Ni对不锈钢凝固模式及铸锭氮含量的影响，探讨影响氮含量的关键因素，并分析合金元素对钢液与铸锭中氮含量影响的相互作用系数的区别。实验结果表明，影响氮含量的因素主要为钢液中氮的溶解度和不锈钢的凝固模式。  王育飞[28]等通过50 kg真空感应炉冶炼含氮不锈钢试验，研究了熔炼气氛、熔炼压力、氮化合金类型对钢液中氮收得率的影响。结果表明：熔炼气氛、氮化合金相同时，熔炼压力越大，氮的收得率越高，且当熔炼压力相同时，氮气保护条件下氮的收得率明显提高。东北大学姜周华[29]等通过热力学计算和实测数据分析了温度和氮分压对不锈钢熔体中氮溶解度的影响，理论分析了不锈钢熔体吸氮和脱氮的动力学，指出了真空和高压分别是生产超低氮和高氮钢的主要方法。  加压技术在高品质特殊钢冶炼和凝固方面的研究主要集中在含氮不锈钢，尤其是高氮钢的冶炼制备技术，王书桓[30,31]等阐述了Cr18Mn18N和Cr12N高氮钢的冶炼过程，分析了熔炼压力与凝固压力对高氮钢中氮含量及分布的影响规律。实验结果表明，提高冶炼压力显著地提高钢中氮含量，可冶炼出合格的高氮钢铸锭；对于冶炼Cr18Mn18N高氮钢，在0.6 MPa<P<2.0 MPa范围内，氮含量随着精炼压力的升高而增加，凝固过程氮无明显的偏析；对于冶炼Cr12N高氮钢，在1600℃时，精炼压力越高，氮饱和溶解度越大；凝固压力大于1.2 MPa后，氮的宏观偏析基本消除。  基于激光熔化不锈钢粉体试验基础上，以及高压制备含氮钢的研究基础，使高压选区熔化制备含氮钢成为可能，提出一种“高压选择区激光熔化”法制备含氮不锈钢工艺。在高压气氛下，激光照射不锈钢粉体形成高温液态微熔池，氮气经微熔池表面渗入并在微熔池中迁移溶解，微熔池底部形成厚度梯度凝壳（糊状区），激光扫描后熔体快速凝固成型。  该方法通过高压气氛促进氮在微熔池形成过程中的融入，促进微熔池中氮的传质，又因微熔池的快速凝固从而抑制氮的偏析。使得通过3D打印的方式制备加工医用高氮不锈钢成为可能。  **将3D打印技术应用于义齿支架加工**  传统口腔修复体加工模式对医师和技师的理论水平、技术操作和临床经验有较高的依赖性，不同修复体的修复效果受外界不稳定因素影响多，一些精巧复杂的设计往往难以实现。随着数字化技术在口腔医学的迅速发展，20 世纪 70 年代法国的 Francois Duret 教授[32]将 CAD/CAM 概念引入口腔修复学领域，并得到越来越广泛的应用。单纯手工制作修复体的时代正逐步远去，依靠人机交互设计、采用先进制造技术，均质化精密制作高质量修复体成为了口腔医学领域的一个重要趋势。目前主流的 CAD/CAM 技术主要是数控切削成型法，这种方法现在广泛应用于全瓷修复体的制作[33]，然而，口腔修复体当中，金属修复体仍然占据一大部分。对于金属修复体的制作来说，目前仍然主要采用传统的失蜡铸造法[34]。  在此同时，三维打印快速成型技术（Rapid Prototyping， RP）是近 20 年发展起来的一种新型数字化成型技术。其中，精密金属部件快速成型技术是 RP技术的研究热点之一。目前，真正能够制造精密金属零件的快速成型技术可分为3 类（1）使用激光照射预先铺展好的金属粉末，即金属零件成型完毕后将完全被粉末覆盖。包括选择性激光烧结(Selective Laser Sintering, SLS)、直接金属激光烧结成型（Direct Metal Laser Sintering, DMLS）、选区激光熔化、选择性激光熔积（Selective Laser Melting，SLM）技术[35-37]等。（2）使用激光照射喷嘴输送的粉末流，激光与输送粉末同时工作，也称为激光净成型（Laser Engineered Net Shaping，LENS）。该方法主要运用于大规模零件的加工成型，如西北工业大学研究的激光立体成型、北京航空航天大学采用此方法成型大型钛合金件。（3）电子束选区熔化成型技术（Electron Beam Melting, EBM），此法运用电子束为能量源，熔融预先铺展好的金属粉末，进行加工成型。因采用热源不同，可分为高功率激光和电子束。  临床上 RP 技术在金属全冠及内冠上的应用已经相对成熟，其结构稳定，边缘适合性相比传统铸造法更有优势[38-40]。然而，RP 技术应用于较大的可摘活动义齿支架甚至上颌全口义齿支架时，仍然存在变形和精密度的疑问。Williams 等[41,42]利用 SLM 技术对金属粉末直接进行成型，成功制作了局部可摘义齿的金属基托。Wu J 等[43,44]在激光快速成型系统上，对钛粉直接烧结成型制造了全口义齿上颌钛基托，成型后的全口义齿上颌钛基托外形良好。尽管，现有的研究在一定程度上为 SLM 的临床应用提供了相应的实验依据，但是仍存在一些局限。一方面，应用快速成型制作义齿支架的材料多为钛合金，缺乏钴铬合金成型义齿支架的研究。另一方面，目前的研究多注重于某一方面的性能检测与评价[45]，缺乏全面的系统性研究。  材料的微观结构会直接影响合金修复体的质量及性能、影响修复体的表面形貌及美观性。微观结构甚至通过影响修复体的相对密度影响其疲劳特性、强度及硬度。在三维打印成形工艺中，不同的成型方法对钴铬合金、钛合金的成型质量起了至关重要的作用。Takaichi等[46]对SLM 成形Co-29Cr-6Mo 合金成形件微观组织结构及其力学性能进行分析，当激光能量密度高于400 J/mm3 时，可得到致密的钴铬合金件。刘治等[47]对于三维打印成型的钴铬合金的微观组织观察也证明了，较之传统铸造钴铬合金， 三维打印成型的钴铬合金晶粒细小， 组织更为细密、均匀。EBM成型的Ti-6Al-4V 合金内部存在更加细小的致密的亚组织结构，正是由于如此细小的亚结构，使之表现出超越传统铸造材料、与锻件相当的力学性能[48]，本研究以可摘局部义齿支架最常见的修复材料，钴铬和钛为研究对象，将三维打印快速成型技术应用于上颌全口义齿金属基托的制作。选择两种较为成熟三维打印金属成型技术（SLM 与 EBM），对成型的上颌全口义齿金属基板进行适合性比较，并在上述研究基础上，进一步探索 SLM、EBM 成形钴铬合金、钛合金全口义齿支架的工艺，研究其与手工铸造基托微观组织结构的差异。拟在对比不同三维金属直接打印成型技术运用于活动修复体的优缺点，探寻适合义齿支架成型的三维打印技术，探讨其可行性与可靠性，为进一步临床应用提供实验依据。  **参考文献**   1. 俞耀庭, 张兴栋.生物医用材料[M].天津：天津大学出版社, 2000. 2. 顾汉卿, 徐国风.生物医学材料学[M].天津：天津科技翻译出版公司, 1993. 3. J. Black, G. Hastings. Handbook of biomaterial properties[M]. London: Chapman＆Hall, 1998. 4. 材料科学技术百科全书编辑委员会.编材料科学技术百科全书[M]北京：中国大百科全书出版社,1995. 5. 王昌祥, 成治清.生物材料的离子束表面改性[J].功能材料, 1999, 30(3):36-39. 6. J. Beddoes, K. Bucci. The Influence Of Surface Condition On The Localized Corrosion Of 316L Stainless Steel Orthopaedic Implants[J]. Journal of Materials Science: Materials in Medicine. 1999, 42(10): 389-394. 7. 王红卫, 魏永前.Ti-6Al-4V-TiN和Ti-6Al-4V-TiN-TiC生物梯度材料的血液相容性[J].功能材料, 2000, 28(18):24-27. 8. Chun-Che Shih, Chun-Ming Shih, Yea-Yang Su, Lin Hui Julie Su, Mau-Song Chang, Shing-Jong Lin. Effect Of Surface Oxide Properties On Corrosion Resistance Of 316L Stainless Steel For Biomedical Applications [J]. Corrosion Science, 2004, 34(46): 427-441. 9. M.M. Morshed, B. P. McmNamara, D.C. Cameron， M.S.J. Hashmi， Effect of surface treatment on the adhesion of DLC film on 316L stainless steel[J]. Surface and Coatings Technology, 2003, 121(163): 541-545. 10. Joachim Menzel, walter kirschner and Gerald stein. High nitrogen containing Ni-free Austenitic Steel for medical applications[J]. ISIJ Internation, 1996, 36(7): 893-900. 11. Peter J. Uggowitzer, Ruth Magdowski and Markus O. Speidel. Nivckel free high nitrogen austenitic steels[J]. ISIL international, 1996, 36(7): 901-908. 12. 周本正. 医学技术实用全书[M]. 北京科学技术文献出版社出版, 1995。 13. Shahrubudin N , Chuan L T , Ramlan R . An Overview on 3D Printing Technology: Technological, Materials, and Applications[J]. Procedia Manufacturing, 2019, 35((2019)):1286-1296. 14. Zhang B, Coddet C. Selective Laser Melting of Iron Powder: Observation of Melting Mechanism and Densification Behavior Via Point-Track-Surface-Part Research[J]. Journal of Manufacturing ence and Engineering, 2016, 138(5):051001. 15. Thijs L, Verhaeghe F, Craeghs T, et al. A study of the microstructural evolution during selective laser melting of Ti–6Al–4V[J]. Acta Materialia, 2010, 58(9):3303-3312. 16. Louvis E, Fox P, Sutcliffe C J . Selective laser melting of aluminium components[J]. Journal of Materials Processing Tech, 2011, 211(2):275-284. 17. Wang Z , Guan K , Gao M , et al. The microstructure and mechanical properties of deposited-IN718 by selective laser melting[J]. Journal of Alloys and Compounds, 2012, 513(none):518-523. 18. Vasinonta A , Beuth J L , Griffith M . Process Maps for Predicting Residual Stress and Melt Pool Size in the Laser-Based Fabrication of Thin-Walled Structures[J]. Journal of Manufacturing ence & Engineering, 2007, 129(1):101-109. 19. Edwards P, O"Conner A, Ramulu M. Electron Beam Additive Manufacturing of Titanium Components: Properties and Performance[J]. Journal of Manufacturing ence & Engineering, 2013, 135(6):61016-61011. 20. Tsopanos S, Mines R A W, Mckown S, et al. The Influence of Processing Parameters on the Mechanical Properties of Selectively Laser Melted Stainless Steel Microlattice Structures[J]. Journal of Manufacturing ence & Engineering, 2010, 132(4):575-590. 21. Kruth J P, Levy G, Klocke F, et al. Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing[J]. CIRP Annals - Manufacturing Technology, 2007, 56(2):730-759. 22. Yadroitsev I , Gusarov A, Yadroitsava I, et al. Single track formation in selective laser melting of metal powders[J]. J.mater.process.technol, 2010, 210(12):1624-1631. 23. Badrossamay M, Childs T H C. Further studies in selective laser melting of stainless and tool steel powders[J]. International Journal of Machine Tools and Manufacture, 2007, 47(5):779-784. 24. Childs T H C, Hauser C, Badrossamay M. Selective laser sintering (melting) of stainless and tool steel powders: Experiments and modelling[J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part B Journal of Engineering Manufacture, 2005, 219(4):339-357. 25. Exner H, Horn M, Streek A, et al. Laser micro sintering: A new method to generate metal and ceramic parts of high resolution with sub-micrometer powder[J]. Virtual & Physical Prototyping, 2008, 3(1):3-11. 26. Schleifenbaum H, Meiners W, Wissenbach K, et al. Individualized production by means of high power Selective Laser Melting[J]. CIRP Journal of Manufacturing ence and Technology, 2010, 2(3):161–169. 27. 房菲, 李静媛, 王一德. 合金元素及凝固模式对含氮不锈钢氮含量的影响[J]. 北京科技大学学报, 2014, 36(08):1052-1059. 28. 王育飞, 徐于斌, 张福利等.真空感应炉冶炼含氮不锈钢的控氮工艺研究[J]. 上海金属, 2020, 42(05):78-81+88. 29. 姜周华, 陈兆平, 黄宗泽. 不锈钢冶炼及凝固过程氮的控制[J]. 钢铁, 2005 (03):32-35+39. 30. 王书桓, 赵定国, 张彩军. 高压在特殊钢生产中的应用研究[J]. 河南冶金, 2013, 21(05):1-4. 31. 王书桓, 赵定国. 高压冶金技术在高氮不锈钢冶炼中的应用[C]// 2013. 32. 马轩祥.口腔修复学.第五版.北京.人民卫生出版社.2007.497 33. Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, et al. The failure load of CAD/CAM generated zirconia and glass-ceramic laminate veneers with different preparation designs[J].J Prosthet Dent,2012, 108 (6): 386-393. 34. 杨雷雷, 高一国.可摘局部义齿支架的计算机辅助设计与制作[J].生物医学工程学杂志. 2010(27).170-173 35. Xu H, Han D, Dong JS, et a1. Rapid prototyped PGA/PLA scaffolds in the reconstruction of mandibular condyle bone defects[J]. Int J Med Robot, 2010, 6(1)： 66-72 36. 曾光, 韩志宇, 梁书锦.金属零件3D打印技术的应用研究,中国材料进展. 2014(6):376-382 37. Ashly S. Rapid Prototyping is Coming of Age[J]. Mechan Eng, 1995, 117(7): 63-68 38. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology[J]. Dent Mater 2008;24:1311-5 39. Zeng L, Zhang Y, Liu Z, Wei B, Effects of repeated firing on the marginal accuracy of Co-Cr copings fabricated by selective laser melting[J]. J Prosthet Dent. 2015;113:135-139 40. Xiang Nan, Xin Xian-Zhen, Chen Jie, Wei Bin. Metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting[J].Journal of dentistry,2012,40(6): 453 -457 41. Williams R J, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying[J]. J Prosthet Dent,2004,91 (1):85-88 42. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, et al. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework[J]. J Prosthet Dent,2006,96(2):96-99 43. Wu J, Gao B, Tan H, et al. A feasibility study on laser rapid forming of a complete titanium denture base plate[J]. Lasers Med Sci,2010,25(3):309-315. 44. 吴江,高勃,谭华等.激光快速成形技术制造全口义齿钛基托[J]. 中国激光,2006,33(8): 1139-1142. 45. A Gebhardt, FM Schmidt, JS Hotter,et al. Additive manufacturing by seltctive laser melting the realizer desktop machine and its application for the dental industry[J]. Physics Procedia, 2010,5:543~549. 46. Atsushi Takaichi, Suyalatu, Takayuki Nakamoto, et al. Microstructures and mechanical properties of Co-29Cr-6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications[J]. J Mech Beha Biomed Mater, 2013, 21: 67-76. 47. 刘治, 吕晓卫, 张春宝, 高勃.激光快速成形钴铬合金机械性能研究[J]，实用口腔医学杂志. 2010.26(4).433~436   Oak Ridge National Laboratory． EBM Development on Inconel 718 for Use in Aerospace Components [C]．Lysekil: EBM User Group Meeting, 2014． |

|  |
| --- |
| **二、研究技术路线及可行性** |
| **技术路线**：  为了完成本项目的研究内容并实现研究目标，采用理论分析和实验测量相结合的方法开展研究，总体研究方案和技术路线如图1所示。  Product Execution Plan  图1 拟采取的总体研究路线方案  **对高氮不锈钢3D打印参数进行研究的实验方法：**调控激光功率、扫描速度、气氛压力等参数，进行高氮不锈钢3D打印。  **对高氮不锈钢3D打印进行仿真模拟的实验方法：**采用Fluent软件模拟、神经网络等方法，模拟不同参数对高氮不锈钢3D打印过程微熔池熔化、凝固的影响。  对3D打印医用高氮不锈钢义齿支架的组织和力学性能进行研究的实验方法：采用XRD、SEM等分析方法和实验技术对医用高氮不锈钢义齿支架进行观察定性分析；采用万能试验机测量其弹性模量和强度。  **对3D打印医用高氮不锈钢义齿支架的耐腐蚀性研究方法**：采用人工唾液电化学腐蚀实验，模拟真实口腔环境，检测验证医用高氮不锈钢义齿支架的耐腐蚀性。  **对3D打印医用高氮不锈钢义齿支架的生物相容性研究方法：**采用体外细胞毒性实验，对比医用高氮不锈钢和316L不锈钢对细胞增殖和细胞周期的影响，检测医用高氮不锈钢生物相容性。 |

|  |
| --- |
| **三、已有的知识积累或实践基础** |
| 1. **知识积累** 2. 指导老师所在唐山市特种冶金及材料制备实验室，具有多年高氮钢制备研究经验，且该实验室具有高氮钢3D打印机，具备高氮钢3D打印实验条件。团队成员来自新能、口腔医学、材料类专业，各个专业学科进行优势互补，提升了小组的整体能力。 3. 团队成员已熟练掌握python、Fluent、SPSS、COMSOL 等软件，具有较强的实验与操作能力。 4. 指导老师主要从事含氮高压选取选区激光融化和氮钢制备研究,会定期对团队成员进行知识分享和技术讨论，使团队成员在高氮钢的理解与应用方面有显著的提高。 5. **经验积累** 6. 团队成员参加过挑战杯、节能减排大赛等科技类等比赛，具有丰富的参赛和实践经验。 7. 团队定期组织讨论3D打印技术与材料，并积极与老师进行讨论交流。从课题的确立到材料技术的改进都得到了老师的支持与帮助。 |
| |  |  | | --- | --- | | **时间段** | **研究计划** | | 2023.04-2023.05 | 查阅相关文献，整理资料 | | 2023.05-2023.09 | 建立模型对高氮钢工艺研究  采用仿真模拟对数据进行分析 | | 2023.09-2024.01 | 高氮钢线下实验，建立实物数据模型 | | 2024.02-2024.03 | 对实验数据进行整理分析 | | 2024.04-2024.05 | 撰写结题论文 |   **四、研究计划和进度（可就文献查询、社会调查、方案设计、实验研究、数据处理、研制开发、撰写论文或研究报告、结题和答辩、成果推广、论文发表、专利申请等工作逐项进行安排）** |

|  |
| --- |
| **五、项目研究支撑条件** |
| 1. 学校研究项目的资金补助 2. 该项目依托于节能减排实验室，支撑我们开展一系列实验活动。 3. 指导老师主要研究含氮钢高压选区激光熔化和氮钢制备具有丰富的理论知识与实践经验，能够给予我们一定的帮助。 4. 小组成员来自新能源科学与工程、材料类、口腔医学专业，学习成绩名列前茅，都具有一定的竞赛经验及奖项，能够灵活地运用专业知识解决各类问题，创新意识强，促进项目的进程。小组成员均具有科研精神，具备较强的实验能力，不断创新，敢于迎接挑战，不惧困难，在科研的道路上始终不断努力。 |
| **六、预期提供的成果及形式** |
| 1. 发表学术论文1篇 2. 高氮无镍钢的义齿模型1件 3. 实验报告1份 |
| **七、项目经费概算(包括调研、耗材、资料、发表论文、印刷等费用)** |
| |  |  | | --- | --- | | 项目经费预算（单位：元） | | | 调研 | 200 | | 耗材 | 1000 | | 资料 | 500 | | 发表论文 | 1000 | | 印刷 | 200 | | 总计 | 2900 | |

|  |
| --- |
| **八、评审情况** |
| **学院专家组评审意见：** |
|  |
| **组长签字： 年 月 日** |
| **学院推荐意见：** |
|  |
| **主管教学院长签字： （公章） 年 月 日** |
| **学校专家组评审意见：** |
|  |
| **组长签名： 年 月 日** |
| **学校意见：** |
|  |
| **负责人签名： 年 月 日** |