

基于增材制造的口腔正畸矫治器研发

马金龙

广州瑞通生物科技有限公司, 广东 广州 510000

摘要: 随着增材制造技术的快速发展, 口腔正畸矫治器的设计与制造迎来了新的变革。本文探讨了基于增材制造技术的口腔正畸矫治器的研发过程, 包括增材制造工艺的选择与参数优化、矫治器材料的选择与性能测试、矫治器结构设计及力学仿真等方面。通过综合考虑生物相容性、力学性能、加工性能和成本等因素, 选择合适的材料并进行性能测试。同时, 利用增材制造的优势, 实现矫治器的个性化定制和结构优化, 以提高矫治效果和患者舒适度。

关键词: 增材制造; 口腔正畸; 矫治器; 材料选择; 力学仿真

口腔正畸矫治器是用于牙齿矫正的医疗器材, 其设计和制造的精确性直接关系到矫治效果和患者的舒适度。传统矫治器多采用减材制造工艺, 存在材料浪费、设计灵活性差等问题。增材制造技术, 也称为 3D 打印技术, 以其高度的设计自由度和材料利用率高等优势, 在口腔正畸领域展现出巨大的应用潜力。

1 增材制造工艺选择及参数优化

1.1 增材制造工艺选择:

增材制造技术, 也称为 3D 打印技术, 涵盖了多种工艺方法, 这些工艺在原理、材料和应用上各有特点。对于口腔正畸矫治器的制造, 选择合适的增材制造工艺尤为关键, 因为这直接影响到矫治器的精度、表面质量、力学性能以及生物相容性。以下列举几种常见的增材制造工艺及其在正畸矫治器制造中的适用性:

立体光固化 (Stereo lithography, SLA): SLA 工艺基于光聚合原理, 使用紫外激光选择性固化液态光敏树脂, 逐层构建三维结构^[1]。该工艺具有高精度、良好的表面光洁度等优点, 非常适合制造对尺寸精度和表面质量要求极高的树脂类矫治器, 例如透明牙套。SLA 工艺的层厚通常可控制在 25-100 微米之间, 精度可达到 0.05mm。

选择性激光熔化 (Selective Laser Melting, SLM): SLM 工艺利用高功率密度激光熔化金属粉末, 逐层构建出全密度的金属部件。该工艺适用于制造各种金属材料的矫治器, 如不锈钢、钴铬合金、钛合金等。SLM 工艺制造的金属矫治器具有优异的力学性能和生物相容性。

熔融沉积建模 (Fused Deposition Modeling, FDM): FDM 工

艺通过加热热塑性材料, 使其熔化并通过喷头挤出, 逐层堆积成型。该工艺适用于制造一些对精度和表面质量要求不高的矫治器部件, 例如模型和导板。FDM 工艺的成本相对较低, 但精度和表面质量不如 SLA 和 SLM 工艺。

1.2 增材制造参数优化

在增材制造过程中, 矫治器的质量会直接受到各种制造参数的影响。通过精心优化激光功率、扫描速度、层厚、温度、材料属性以及支撑结构等关键因素, 可以显著提升矫治器的精度和力学性能, 同时改善其表面质量。这样的优化措施有助于减少在制造过程中可能出现的缺陷, 确保矫治器的最终品质达到更高的标准。

激光功率的精确控制对于材料的熔化或固化过程至关重要, 因为功率过高会导致材料过度熔化, 而功率过低则可能导致材料固化不充分。因此, 必须仔细平衡激光功率, 以确保达到最佳的熔化或固化效果。扫描速度同样是一个关键因素, 它决定了激光与材料接触作用的时间长度。如果扫描速度过快, 可能会导致材料没有足够的时间熔化或固化; 而扫描速度过慢, 则可能会造成不必要的能量浪费和生产效率降低。因此, 选择一个适中的扫描速度是确保熔化或固化过程充分进行的关键。层厚的选择对于最终成型件的精度和表面质量有着直接的影响。根据不同的应用要求, 选择合适的层厚是至关重要的^[2]。预热温度的设定可以有效地减少在激光熔化过程中产生的热应力, 从而提高成型件的精度和质量。材料属性, 包括材料的种类、粒度以及热导率等, 都是影响激光熔化或固化过程的重要因素。根据矫治器的具体要求, 选择并优化这些材料属性是实现高质量矫治器的关键步

骤。支撑结构的设计对于悬空结构矫治器的稳定性具有决定性作用。优化支撑结构的设计,可以减少对矫治器表面质量的影响,并且便于在成型后去除支撑结构,从而确保矫治器的整体质量和功能。

2 矫治器材料的选择及性能测试

2.1 矫治器材料的选择

2.1.1 常用正畸矫治器材料及其性能

常用的正畸矫治器材料主要包括金属材料 and 树脂类材料。金属材料如不锈钢、钛合金、钴铬合金等,这些材料因其优异的力学性能而被广泛应用。例如,不锈钢的弹性模量约为 200 GPa,拉伸强度约为 500–1000 MPa,屈服强度约为 200–500 MPa,具有优良的耐腐蚀性和加工性能,常用于制造托槽和弓丝。钛合金的密度较低,约为 4.5 g/cm³,弹性模量约为 110 GPa,拉伸强度约为 900–1200 MPa,屈服强度约为 800–1100 MPa,且具有优异的耐腐蚀性和生物相容性,常用于制造对生物相容性要求较高的植入物^[3]。钴铬合金的弹性模量约为 230 GPa,拉伸强度约为 600–1000 MPa,屈服强度约为 450–900 MPa,具有更高的强度和硬度,可用于制造需要承受较大应力的部件。然而,这些金属材料可能存在潜在的生物相容性问题,如金属离子释放等。

树脂类材料如聚醚醚酮(PEEK)等则具有较好的生物相容性和加工性能。PEEK 的密度约为 1.32 g/cm³,拉伸强度约为 90–100 MPa,弯曲强度约为 170–200 MPa,弹性模量约为 3.6 GPa,且具有良好的耐辐射性和耐化学性,常用于制造对生物相容性要求较高的正畸矫治器部件。

2.1.2 增材制造专用正畸矫治器材料

随着增材制造技术的发展,新型生物相容性材料和可降解材料的研发为正畸矫治器的制造提供了更多选择。例如,生物活性玻璃具有良好的生物相容性和骨结合能力,其弹性模量与自然骨相似,约为 30–50 GPa,能够促进骨组织的再生和修复。聚乳酸(PLA)是一种可降解的聚合物材料,具有良好的生物相容性和生物可降解性,其拉伸强度约为 50–70 MPa,弯曲强度约为 80–100 MPa,弹性模量约为 2.7–3.5 GPa,在一定时间内可以被人体吸收代谢,减少二次手术的创伤^[4]。

2.1.3 材料选择的原则

在选择矫治器材料时,需要综合考虑多种因素,包括但不限于生物相容性、力学性能、加工性能和成本等。首先,生物相容性是选择矫治器材料的首要考虑因素,材料必须对

人体无毒、无刺激、无致敏性,并且不会引起免疫反应。其次,力学性能是保证矫治器功能的关键,材料必须具备足够的强度、硬度、韧性和弹性模量,以满足矫治力的施加和传递。第三,加工性能决定了矫治器的制造工艺和精度,材料必须易于加工成型,并且能够保证矫治器的尺寸精度和表面质量。最后,成本也是选择矫治器材料时需要考虑的因素之一,在满足上述性能要求的前提下,应尽可能选择成本较低的材料,以降低矫治器的总体费用。只有综合考虑这些因素,才能确保矫治器既安全又高效。

2.2 材料性能测试

2.2.1 生物相容性测试

通过一系列标准化的试验来评估材料的生物相容性,包括但不限于细胞毒性试验、皮肤刺激性试验、致敏试验等。细胞毒性试验通常采用 ISO 10993-5 标准进行,将材料提取物与细胞共同培养,观察材料对细胞生长和代谢的影响。皮肤刺激性试验通常采用 ISO 10993-10 标准进行,将材料与动物皮肤接触,观察材料对皮肤的刺激反应。致敏试验通常采用豚鼠最大剂量试验(GPMT)或局部淋巴结试验(LLNA),以评估材料的致敏性。

2.2.2 力学性能测试

为了确保矫治器在使用过程中具有足够的力学支持,需要进行一系列力学性能测试,包括但不限于拉伸强度、弯曲强度、硬度、弹性模量等。拉伸强度测试通常按照 ASTM D638 或 ISO 527 标准进行,测定材料在拉伸载荷下的最大承受能力。弯曲强度测试通常按照 ASTM D790 或 ISO 178 标准进行,测定材料在弯曲载荷下的最大承受能力^[5]。硬度测试通常采用洛氏硬度计或维氏硬度计进行,测定材料的硬度。弹性模量测试通常通过拉伸试验或弯曲试验进行,测定材料在弹性形变阶段的应力-应变关系。

2.2.3 其他性能测试

除了生物相容性和力学性能测试外,还需要对矫治器材料进行其他性能测试,以评估其长期使用的可靠性。例如,耐磨性测试通常采用 Taber 磨耗试验机或往复式磨耗试验机进行,测定材料在一定载荷和磨擦次数下的磨耗量。耐腐蚀性测试通常按照 ASTM G31 或 ISO 10271 标准进行,将材料浸泡在模拟体液中,观察材料的腐蚀情况。例如,不锈钢在模拟体液中的年腐蚀速率应小于 0.1 mm/year。这些测试能够帮助评估材料在实际使用环境中的稳定性和耐久性。

3 矫治器结构设计及力学仿真

3.1 矫治器结构设计

3.1.1 传统正畸矫治器结构分析

传统正畸矫治器通常由托槽、弓丝、带环等多个部件组成。托槽是固定在牙齿表面的装置，用于固定弓丝，其尺寸通常在几毫米到一厘米之间，例如，一种常见的金属托槽的尺寸约为 3mm x 3mm x 4mm。弓丝则穿过托槽，并提供施加在牙齿上的力量，弓丝的直径通常在 0.3mm 到 0.6mm 之间，例如，常用的镍钛弓丝直径为 0.46mm。带环通常用于 molars，环绕整个牙齿，并提供额外的支撑力，带环的厚度通常在 0.15mm 到 0.3mm 之间。这些部件的结构和功能对于矫治器的有效性至关重要，分析这些结构可以为新型矫治器的设计提供重要的参考。

3.1.2 基于增材制造的新型矫治器结构设计

增材制造技术，如选择性激光熔融 (SLM) 和立体光刻 (SLA)，可以用于制造具有复杂几何形状的矫治器。利用增材制造技术可以实现一体化结构设计，例如，将托槽和弓丝集成到一个部件中，减少部件数量，提高结构强度。还可以实现可调节结构设计，例如，设计带有可调节臂的矫治器，以适应牙齿移动过程中的变化。此外，多材料复合结构设计也成为可能，例如，在矫治器的不同部位使用不同材料，以优化力学性能和生物相容性。通过这些设计，可以使矫治器更加轻量化、舒适和高效。

3.1.3 个性化定制矫治器设计

基于患者的口腔数据进行三维建模，可以实现矫治器的个性化定制。首先，使用口内扫描仪或 CBCT 设备获取患者的口腔数据，精度通常达到 0.05mm 到 0.2mm。然后，利用 CAD 软件进行三维建模，设计出符合患者特定解剖结构的矫治器。这种个性化定制矫治器能够更好地适应患者的牙齿和口腔环境，提高矫治的舒适度和效率。

3.2 矫治器力学仿真

3.2.1 有限元分析模型的建立

有限元分析 (FEA) 是进行矫治器力学仿真的重要工具。首先，需要建立矫治器、牙齿、牙周组织的几何模型。矫治器的几何模型应精确反映其实际结构，牙齿的几何模型可以从患者的 CBCT 数据中提取，牙周组织的几何模型则需要根据解剖学知识进行构建。然后，需要定义各组成部分的材料属性，例如，牙齿的弹性模量约为 18GPa，泊松比约为 0.3，

牙周组织的弹性模量则根据具体部位而有所不同，牙龈组织的弹性模量约为 1-10MPa。

3.2.2 矫治过程的力学仿真

通过有限元分析软件，可以模拟矫治过程中矫治器对牙齿的作用力。例如，可以模拟弓丝施加在托槽上的力，以及牙齿在力的作用下发生的位移。通过分析牙齿的位移、应力分布等，可以预测矫治效果。例如，可以预测牙齿在特定矫治力作用下的移动轨迹和最终位置。

3.2.3 矫治器结构的优化

根据仿真结果，可以对矫治器结构进行优化设计。例如，可以调整托槽的形状和尺寸，以优化矫治力的传递。可以改变弓丝的直径和材料，以控制矫治力的大小和释放速率。通过这些优化设计，可以提高矫治力的精确控制和矫治效率，确保矫治过程的安全性和有效性。例如，通过优化设计，可以将矫治力控制在适宜范围内，避免对牙齿和牙周组织造成损伤。

4 结语

综上所述，基于增材制造技术研发口腔正畸矫治器是一个多方面综合考量的过程。从增材制造工艺的选择与参数优化，到矫治器材料的合理挑选及细致的性能测试，再到矫治器结构的精心设计和准确的力学仿真，每一个环节都紧密相连且至关重要。通过对这些环节的不断探索和改进，可以制造出更加个性化、安全高效的正畸矫治器，为患者提供更优质的治疗体验。未来，随着增材制造技术的不断发展以及相关材料和工艺的持续创新，相信口腔正畸矫治领域将迎来更多的突破和进步，为口腔健康事业做出更大的贡献。

参考文献：

- [1] 夏德庚, 张庆宇, 矫君君, 等. 熔融沉积制造技术在口腔医学领域中应用的研究进展 [J]. 吉林大学学报: 医学版, 2023, 49(2): 542-548.
- [2] 王倩, 王宏远. 牙科 3D 打印技术, 影响因素及其应用进展 [J]. 中国科技期刊数据库医药, 2023(4): 5.
- [3] 白光萍. 口腔正畸固定矫治器应用中牙釉质脱矿的临床分析 [J]. 中国药物与临床, 2020, 20(3): 3.
- [4] 王楠, 席锦. 3D 打印无托槽隐形矫治器与固定矫治器在口腔正畸治疗患者中的应用效果比较 [J]. 临床医学研究与实践, 2024, 9(1): 107-110.
- [5] 冷相英. 无托槽隐形矫治器与固定矫治器用于口腔正畸治疗的临床比较 [J]. 中华养生保健, 2020, 38(3): 2.