

文章编号: 1001-3806(2010)03-0289-05

基于 CT 数据反求快速制造牙颌技术研究

杨永强, 王迪, 何兴容

(华南理工大学 机械与汽车工程学院, 广州 510640)

摘要: 为了快速制造牙颌模型和用于正畸领域的转移托盘, 采用螺旋 CT 扫描数据、3 维反求和快速成型技术相结合, 分别用选择性激光烧结技术与光固化树脂成型制造牙颌, 重点提出用选区激光熔化技术快速制造金属牙颌与舌侧托槽组合体, 再由吸塑工艺制得正畸治疗所需的转移托盘方法。获得了牙颌模型具有高的尺寸精度, 所得的转移托盘能够与托槽吻合完好。结果表明, 此方法为正畸医生的诊断、治疗所需要的牙颌模型提供了较好的制作思路, 并为托槽安装定位提出了好的方法。

关键词: 激光技术; 牙颌; 计算机断层扫描反求; 选区激光熔化; 正畸

中图分类号: TN249; TG665 文献标识码: A doi: 10.3969/j.issn.1001-3806.2010.03.001

Investigation on manufacturing jaw by rapid prototyping based on reverse engineering of computer tomography data

YANG Yong-qiang, WANG Di, HE Xing-rong

(School of Mechanical and Automobile Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510640, China)

Abstract: In order to rapidly manufacture jaw models and transfer tray used in orthodontic field, computer tomography scanning data, three-dimension reverse engineering and rapid prototyping technology were combined. Jaw models were manufactured by means of selective laser sintering and stereo lithography apparatus respectively. The way fabricating jaw and brackets combination by selective laser melting, then suction plastic to acquire transfer tray was emphasized. Results indicate that jaw models have fine dimensional accuracy and transfer tray match well with brackets. This method provides a new idea for orthodontic doctors to diagnose and treat the sick, and a new strategy to mount and fix brackets.

Key words: laser technique; jaw; computed tomography reverse engineering; selective laser melting; orthodontic

引言

计算机断层扫描 (computed tomography, CT)、磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 等断层扫描的 2 维图片往往让外科医生不能很好地对病理进行分析, 不及将实体模型拿在手上进行分析得到的信息准确与直观, 临床医生可以很好的借助 3 维实体模型的帮助, 规避更多的手术风险, 手术的方案也会更加切合实际的需要。正畸前一般要制作牙颌石膏模型作为诊断的依据、治疗方案的确定以及治疗过程中的对照观察。整个过程中常常需要制取 3 副 ~ 4 副模型, 这些模型是正畸医师传统的保存个体牙颌资料和辅助诊

基金项目: 2007 粤港澳关键领域突破中标项目(广州市专项)资助项目(2007Z1-D6091); 广东省教育厅产学研结合项目资助项目(2007A090302004)

作者简介: 杨永强(1961-), 男, 博士生导师, 教授, 主要从事激光材料加工、加快成型制造等方面研究。

E-mail: meyqyang@scut.edu.cn

收稿日期: 2009-07-13; 收到修改稿日期: 2009-09-20

治的基本手段^[1]。但石膏模型需要手工取模, 精度受很多偶然因素影响, 制作环节多, 精度难以保证, 且个体资料多而繁杂, 难于保存等缺陷。另外, 牙齿正畸过程需要转移托盘将托槽黏贴到齿面, 特别是舌侧正畸过程中托槽需要黏贴到牙齿背面, 黏贴效果很大程度上取决于转移托盘的制作精度, 以及托盘与托槽的形状吻合程度, 而传统的方法制作个性化转移托盘的工序比较繁琐。国内外研究者对从 CT 数据到快速制造的整个流程做了较多说明^[1-2], 但针对正畸领域还很少报道过具体的应用。本文中由 CT 扫描病人牙颌数据后进行 3 维重建, 导出为三角面片格式 (stereolithography, STL) 文件, 针对用于前期诊断的牙颌模型与舌侧正畸所需托槽间接黏结转移托盘的不同制作需求, 分别用选择性激光烧结 (selective laser sintering, SLS) 工艺、液态光敏聚合物选择性固化 (stereo lithography apparatus, SLA) 制作牙颌模型, 由选区激光熔化 (selective laser melting, SLM) 工艺直接制造金属牙颌与舌侧托槽的组合体, 再由吸塑工艺制作个性化转移托盘。实现了医学图像处理、反求工程、快速制造与临床牙科

方向结合。

1 实验方法与过程

1.1 CT 数据反求得到 STL 数据

使用 MIMICS 软件导入患者 DICOM, BMP 格式的 CT 牙颌数据, 如图 1a 所示, 对图像进行阈值分割、区域增长、空隙填补、去除飞边等^[3,4]。为了得到清楚的牙齿模型数据, 在阈值设定时候, 要把牙齿与头骨、周围的软组织区分开来, 阈值不能设得太高, 容易把牙齿部分也去掉; 也不能设得太低, 容易提取出很多噪点。MIMICS 会将提取的像素存放在一个蒙罩里, 编辑好的蒙罩用来生成 3-D 模型, 实现了 2-D 断层扫描图片到 3 维实体的转换, 图 1b 为从 CT 扫描数据处理获得的上下颌 3 维模型。为了制造牙颌与舌侧托槽组合体, 需要在牙颌背面设计个性化托槽, 使用 pro/e 软件的曲面造型功能、在 STL 数据的牙齿背面的适当位置通过选区曲面、偏移、合并、实体化等操作设计个性化的舌侧托槽, 效果如图 1c 所示。

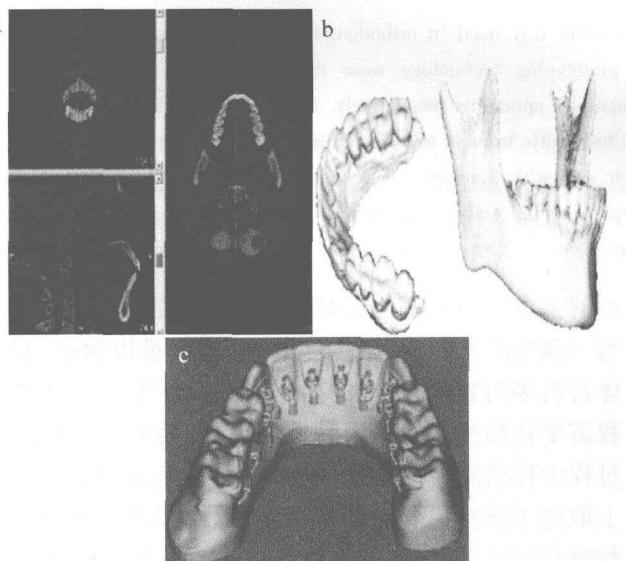


Fig. 1 a—import CT data to mimics software b—jaws required by reverse engineering c—design customized brackets on jaw

1.2 快速制造

图 2 描述了从 CT 数据到最终产品的制造过程。

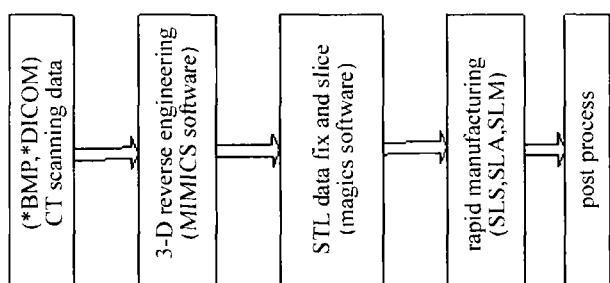


Fig. 2 The course from CT data to rapid manufactured entity

选择性激光烧结技术、光固化树脂快速成型技术、选区激光熔化技术被用于接下来的快速制造牙颌、牙颌与托槽组合体, 3 种工艺从 STL 数据处理到零件成型过程类似: 通过专业的切片软件按设定的层厚将 3 维模型切片, 由切片文件生成得到每层的激光扫描路径, 快速成型系统调入激光扫描路径文件, 总控软件协调控制激光器开关光、扫描振镜的 x/y 方向运动、辊子的转动速度、成型缸和盛粉缸上升降参量等。激光束开始扫描前, 辊子先把成型材料推到成型基板上, 激光束按第 1 层的轮廓信息选择性的照射到底板上材料, 加工出当前切片层的轮廓, 然后成型缸下降一个层片厚度距离, 盛粉缸相应上升一定距离, 辊子再在已加工好的当前层上铺上成型材料, 总控软件调入下一图层进行加工, 如此层层加工, 直到整个零件加工完毕。

3 种快速成型工艺的本质区别是激光与材料的作用机理不同, SLS 是激光烧结成型, 材料包括覆膜砂、石蜡、金属等。SLA 属于紫外激光与光敏树脂作用光固化成型, 一般成型材料比较贵。SLM 技术是在 SLS 基础上才发展的一种快速制造方法, 直接制成终端金属产品, 省掉中间过渡环节, 使用具有高功率密度的激光器, 以光斑很小的激光束加工金属, 使得加工出来的金属零件具有很高的尺寸精度(达 0.1mm)以及好的表面粗糙度(R_a 为 30 μm ~ 50 μm), 选区激光熔化制造的零件具有冶金结合的实体^[5], 致密度几乎能达到 100%。3 种工艺在激光光源、光路传输等方面各不一样。表 1 中总结了 3 种工艺典型加工参数。

Table 1 SLS/SLA/SLM process and classical fabrication variations

process	apparatus	laser type	materials	mechanism	other fabrication parameters
1	SLS	AFS-520	CO ₂ laser	paraffin wax nonmetallic material sintering	layer thickness 0.1 mm scan speed 4 m/s
2	SLA	GIET01-350	UV laser	photosensitive resin light cure	layer thickness 0.1 mm scan speed 7 m/s
3	SLM	Dimetal-280	fiber laser	316L stainless steel metal melting and resolidification	layer thickness 0.02 mm scan speed 0.3 m/s

1.3 测试方法

试样的致密度 $\eta = (\rho/\rho_0) \times 100\%$ 计算, 式中, ρ_0 为不锈钢的理论密度, 实际密度 ρ 用 Archimedes 法测定, 计算公式为 $\rho = \frac{W_{\text{air}} \times \rho_{\text{H}_2\text{O}}}{W_{\text{air}} - W_{\text{H}_2\text{O}} - W_{\text{Cu}}}$, $W_{\text{H}_2\text{O}}$ 为试样在水中的重力, W_{air} 为试样在空气中的重力, $\rho_{\text{H}_2\text{O}}$ 为水的密度, W_{Cu} 为铜丝的重力, 分析天平的称量精度为 0.01g。使用手持式表面粗糙度仪 TR101 测量成型后样件的表面粗糙 R_a , 在成型表面的 3 个地方分别测量 3 次粗糙度, 3 个位置各算出平均值取最大值作为此几何样品的表面粗糙度。使用游标卡尺测量样品尺寸, 精度为 0.02mm。分别在立体显微镜、LEICA DMIRM 金相显微镜上观察样品表面形貌(扫描线之间结合情况)、层间结合情况, 金相试样的制备沿扫描线方向切开, 然后对样品进行镶嵌、预磨、抛光、腐蚀和观测, 腐蚀液由 5g Fe₃Cl, 50mL HCl 及 100mL 去离子水组成。

2 结果与讨论

2.1 牙颌制造

SLS 方法制造牙颌模型采用北京隆源 AFS-520 快速成型设备制造, 设备参数主要包括: 射频 50W CO₂ 激光器, 波长 10.6 μm, 动态聚焦系统, 振镜典型扫描速率 4m/s, 以 0.1mm 层厚自动切片。使用如下成型工艺参数时能获得比较好的成型质量: 层厚 0.1mm, 扫描间距 0.2mm, 零件内部激光功率为 10W, 零件外部激光功率 7W, 扫描速率 4m/s, 预热温度 60℃。牙颌模型成型效果良好, 如图 3a 所示。实验中选用石蜡粉为成型材料原因是:(1)具备良好的烧结成型性能;(2)成型质量好, 成型蜡模精度较高, 便于后处理。全部烧结完成后, 对零件做一些后处理, 清除零件表面未烧结粉末, 进行打磨, 提高零件表面质量。

SLA 制作牙颌模型与 SLS 技术相比, 成型原理基本相似, 采用广州中科院电子所紫外光固化快速成型设备, 获得牙颌模型如图 3b 所示。牙颌模型的考查指标主要是形状精度与尺寸精度, 形状精度与 STL 三角面片的处理、加工层厚设置密切相关, 形状精度可以通过提高数据的处理精度, 减小加工层厚满足; 而尺寸精度主要受成型材料的收缩、激光光斑的补偿影响。通过重复 3 次~4 次的成型实验, 测量成型件的尺寸并与 STL 数据理论尺寸比较, 然后对误差进行补偿获得更高尺寸精度的牙颌模型。

分别对两种工艺制造牙颌模型的形状精度、尺寸精度、成型效率、制造成本进行对比。

(1) 形状精度: 主要受数据前处理与加工层厚的影响, SLS 与 SLA 工艺的形状精度相似, 形状精度

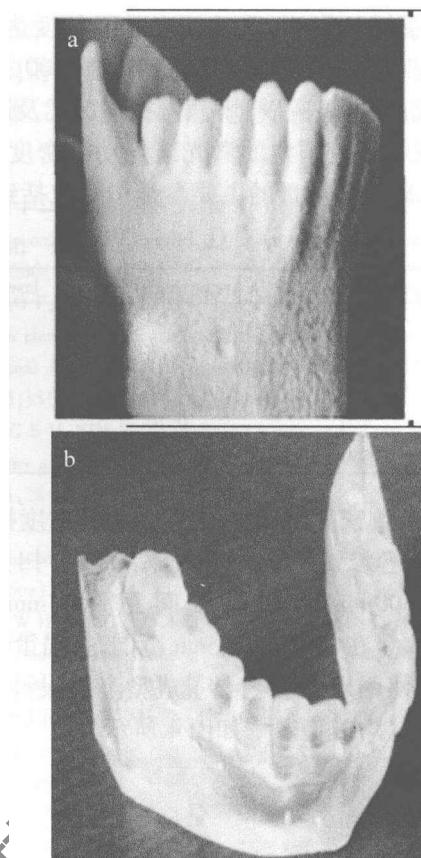


Fig. 3 a—jaw made by SLS process b—jaw made by SLA process
良好。

(2) 尺寸精度: 材料收缩、光斑补偿和热影响等因素影响尺寸精度, 两种工艺都有一定材料收缩, 但石蜡受激光热影响较大, 成型后牙颌表面还有较多的附着石蜡粉末, 一定程度上影响了模型的精度。

(3) 成型效率: 加工层厚、激光扫描速度、扫描线间距对成型效率影响较大, SLA 工艺激光扫描速率 7m/s, SLS 扫描速率 4m/s, 但是 SLS 光斑直径大, 扫描线间距较 SLA 大, 所以在牙颌成型实验中二者的成型效率基本相同, 试验中 SLS 制造上下牙颌需要 4h, SLA 制造下牙颌 3h。

(4) 制造成本: 主要是成型材料的成本, SLA 使用的光敏树脂材料成本要远远贵于 SLS 工艺的蜡粉。

综合考虑制作牙颌的形状精度、尺寸精度、成型效率、制造成本, SLS 工艺的尺寸精度比 SLA 工艺的尺寸精度稍微差一点, 形状精度与成型效率相当, 但成本比 SLA 低得多。

2.2 牙颌与个性化托槽组合体制造

选用华南理工大学与广州瑞通激光科技有限公司联合开发的 Dimetal-280 选区激光熔化快速成型设备, 成型材料为 -500 目 316L 气雾化不锈钢粉末。系统最大优势是使用 SPI 波长 1075nm 掺镱双包层连续式 200W 光纤激光器^[6]。成型缸及盛粉缸的升降精度对

成型质量有关键的影响,系统拥有升降精度达 $\pm 5\mu\text{m}$ 的精密电机驱动双缸系统,实现 $10\mu\text{m} \sim 100\mu\text{m}$ 的粉厚铺设;系统配备高速高精度振镜扫描单元及进口 $f\text{-}\theta$ 透镜,保证在扫描范围内的激光斑点功率密度几乎一致。决定SLM成型质量的主要参量指标包括致密度、

尺寸精度、表面粗糙度等。为了获得较理想的成型效果,在成型过程中需要克服关键的成型缺陷,如球化^[7]、翘曲、低致密度等、低表面粗糙度等。为了优化获得工艺参量,设计了6因素5水平正交实验进行工艺实验,如表2所示。

Table 2 Design of orthogonal table in SLM process

	scan speed/(mm·s ⁻¹)	scan space/mm	laser power/W	defocus amount/mm	layer thickness/mm	scan strategy
level 1	80	0.04	80	0	0.03	x -direction
level 2	160	0.06	110	1	0.04	x/y orthogonal
level 3	320	0.08	140	-1	0.05	x -direction with frame
level 4	480	0.10	170	2	0.06	sectional scan
level 5	640	0.12	200	-2	0.07	scan quickly first then slowly

综合考察致密度、表面粗糙度与尺寸精度指标,获得优化的工艺参量为:激光功率150W,扫描速率 $250\text{mm/s} \sim 300\text{mm/s}$,扫描线间距0.04mm,层厚0.03mm,离焦量在 $(0 \pm 0.05)\text{mm}$ 范围,扫描策略为 x/y 正交扫描,使用以上工艺参量成型上述设计好的牙颌与托槽组合体,成型效果如图4所示。

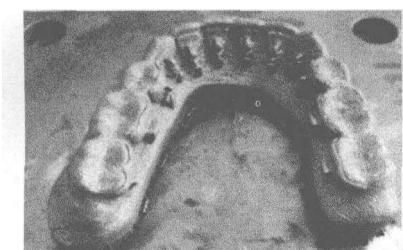


Fig. 4 Jaw and brackets combination manufactured by SLM process

对成型件的致密度、尺寸精度、表面粗糙度进行测量,分别达90%,0.05mm和 $R_a = 25\mu\text{m}$ (未经过后处理)。图5为SLM成型件在立体显微镜与金相显微镜

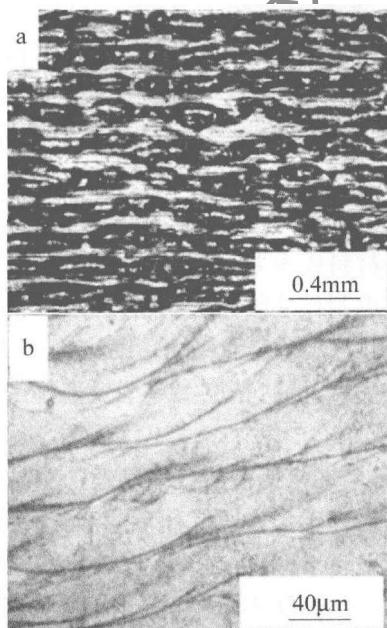


Fig. 5 a—surface profile of jaw manufactured by SLM process b—inter-layer joint effects of jaw manufactured by SLM process

下观察的表面形貌图与层间结合金相显微图,从图5a中可以看出扫描线连续均匀,扫描线之间结合紧密,但在线之间偶尔有一些空洞,原因可能是激光能量稍大,不锈钢粉末部分气化,以及粉末中存在的杂质而造成,存在的孔洞与部分未熔粉末是成型件致密度没有达到100%的根本原因。图5b为层间结合情况的显微图片,可以清楚看出层与层之间鱼纹状结合线,层与层之间具有明显的冶金结合,使得SLM成型件具有较高的机械力学性能。

在使用吸塑工艺获取转移托盘之前,为了获得较高压模精度,对牙颌表面进行喷砂处理以减小表面粗糙度。图6为吸塑工艺制作转移托盘并装上舌侧托槽

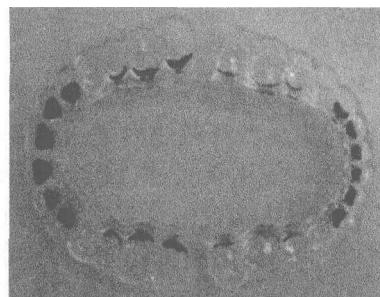


Fig. 6 Transfer tray and brackets cling to it

的效果,托槽与转移托盘完全吻合,将托槽粘贴到牙齿背面上的操作过程中,只需要一次扣紧即能够将舌侧托槽全部精确的粘贴到齿面上,大大提高了医生的临床操作效率、减少了病人的等待时间。

SLM成型牙颌与托槽组合体需要10h,效率比SLS/SLA低了许多,主要原因是SLM加工层厚低以保证零件的致密度、精度及成型过程稳定。但从应用角度分析,通过SLM方法获得的金属牙颌机械力学性能好,在使用过程中不易损坏。且牙颌与托槽一起成型,用于正畸领域转移托盘制作的“模具”,是一种新的思路。选区激光熔化直接制造金属零件,在关键性指标(特别是致密度和组织状态)满足要求后,应用领域将更加广泛,如医学植介入^[4]、截骨手术定制化的辅助导板、牙桥牙

冠与老年人义齿^[8]的快速制造,满足了目前病人对个性化的需求,代表了快速成型的发展方向。

3 结 论

(1) CT扫描数据到实体模型的快速成型制造拓宽了反求工程的领域,与传统的三坐标测量仪等得到模型数据点再快速制造相比较,3维CT扫描可以获得生物体的内部和外部几何形状特征。通过MIMICS软件反求的3维模型保存在计算机系统中,能为计算机综合分析提供较为全面方案。

(2)通过选择性激光烧结、光固化树脂成型技术快速制造牙颌,考虑制作牙颌的形状精度、尺寸精度、成型效率、制造成本,SLS工艺的尺寸精度比SLA工艺的尺寸精度稍微差一点,二者形状精度与尺寸精度相当,但SLS工艺成本比SLA工艺低得多,从实用的角度选择SLS工艺较好。

(3)重点介绍了选区激光熔化技术制造牙颌与舌侧托槽组合体,成型件的致密度、尺寸误差、表面粗糙度进行测量,分别达90%,0.05mm和 $R_a=25\mu m$,观察了成型表面形貌与层间结合情况,扫描线连续均匀,扫描线之间结合紧密,层与层之间鱼纹状结合线,层与层之间具有较好的冶金结合。再由吸塑工艺制得转移托盘,效果良好。

SLM快速制造金属零件属于未来的发展方向,该

工艺能够成型多种材料,包括钴铬合金、钛合金等生物相容性良好的医用材料,为下一步快速制造个性化医学植人体、手术模板的精确定位等奠定了基础。

参 考 文 献

- [1] ZHU F D,ZHAO Sh F,XIE Z J. The application of rapid prototyping in the orthognathic surgery[J]. Acta Anatomica Sinica,2006,37(5):563-566(in Chinese).
- [2] ZHAO F,CAO B,LIU Zh, et al. Establishment of a three-dimensional finite element model of mandible with dicom and mimics software[J]. Medical Journal of National Defending Forces in Southwest China, 2005,15(5):479-481(in Chinese).
- [3] JANG S H,KIM W Y. Defining a new annotation object for DICOM image: a practical approach[J]. Computer Medical Imaging Graph, 2004,28(7):371-375.
- [4] REN G Ch,WANG G Ch. The contour extraction and condensation of RP based CT image[J]. Journal of Shandong University(Engineering Science), 2004,34(3):5-8(in Chinese).
- [5] WU W H,YANG Y Q,LAI K X. Process analysis of papid prototyping with selective laser melting[J]. Journal of South China University of Technology,2007, 35(3):23-27(in Chinese).
- [6] LIAO J H, MENG H Y, WANG H W, et al. Investigation and application of fiber laser precision cutting system[J]. Chinese Journal of Lasers,2007,34(1):133-136(in Chinese).
- [7] NIKOLAY K, SERGEI E, IGOR A, et al. Balling processes during selective laser treatment of powders [J]. Rapid Prototyping Journal, 2004,10(2):78-87.
- [8] WU J,CAO B. Titanium base of complete denture fabricated with laser rapid forming[J]. Chinese Journal of Lasers, 2006, 33(8): 1139-1142 (in Chinese).