

颌面缺损结构光三维测量与螺旋CT扫描图像的配准**☆◆

邱憬^{1,2}, 孙健¹, 叶铭³, 熊耀阳¹, 顾晓宇¹, 张富强¹

The study of registration of structured-light 3D facial data with spiral CT images of the maxillofacial defect

Qiu Jing^{1,2}, Sun Jian¹, Ye Ming³, Xiong Yao-yang¹, Gu Xiao-yu¹, Zhang Fu-qiang¹

Abstract

BACKGROUND: No single technique can provide sufficient information to reconstruct a 3D model of a facial defect for clinical prosthetic treatment. Therefore, if it is possible to superimpose 3D optical soft-tissue image onto 3D CT scan data of a facial defect, this would provide enough information for diagnosis, planning, and treatment with high-resolution soft-tissue surface over the skull structure.

OBJECTIVE: To assess the feasibility of merging surface images obtained individually by spiral CT scan and the structured-light scanning to develop an accurate, as well as complete, 3D virtual patient model of maxillofacial defect combined with internal bone structures for prosthetic treatment.

METHODS: A patient with an extensive and complex maxillofacial defect was selected from Department of Prosthodontics, Ninth People's Hospital. A fast structured-light scanning of the face using TDOS system and a spiral CT scan of the head were performed respectively. 3D reconstructions were correspondingly accomplished by Geomagic studio and CAD-FacePros. Using CAD-FacePros, the structured-light surface was superimposed on the reconstructed CT soft-tissue surface using initial positioning based on corresponding landmarks and fine registration completed by the iterative closest point algorithm (ICP). Through the use of CAD-FacePros, the registration errors were measured by calculating the discrepancy between the transformed structured-light and CT soft-tissue surfaces.

RESULTS AND CONCLUSION: Using the registration method, an accurate and complete 3D virtual patient model of maxillofacial defect with underlying skeletal structure was acquired. The average registration error was 0.5 mm. The errors were within 1.0 mm in most parts of the aligned surfaces and were relatively large around the cheeks. A structured-light surface and spiral CT images can be superimposed to create an accurate and complete 3D virtual patient model of maxillofacial defect with underlying skeletal structure using the registration method.

Qiu J, Sun J, Ye M, Xiong YY, Gu XY, Zhang FQ. The study of registration of structured-light 3D facial data with spiral CT images of the maxillofacial defect. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu*. 2010;14(39): 7319-7322. [http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

摘要

背景:目前尚无一种数字化信息采集技术能完全满足颌面缺损修复的需要。因此,如能将光学三维测量与CT扫描数据的配准应用于颌面缺损,将为该疾病的诊断、治疗计划和修复提供足够的软硬组织形态信息。

目的:通过结构光三维测量与螺旋CT扫描重建模型的配准,构建一个高像素、复合内部骨结构的三维虚拟颌面缺损模型,并评估配准的精确度。

方法:对上海第九人民医院口腔颌面外科收治的1名大面积复杂颌面缺损患者,分别使用自主研发的结构光三维光学测量系统和螺旋CT进行颌面部扫描和信息采集。分别使用Geomagic studio与自主研发的CAD-FacePros软件重建三维模型。使用CAD-FacePros软件,先通过面部解剖标志进行初配定位,再经迭代近邻点算法进行精确配准,将结构光测量获得的面部三维模型与CT重建后的颌面软组织模型进行匹配。使用CAD-FacePros软件计算两个匹配后模型间的最近点间距,获得模型配准误差。

结果与结论:通过配准构建了一个高像素、复合内部骨结构的三维虚拟颌面缺损模型。平均配准误差为0.5 mm,颌面部大部分区域的配准误差在1.0 mm以内,颊部配准误差稍大。提示通过结构光三维测量与螺旋CT扫描重建模型的配准,构建高像素、复合内部骨结构的三维虚拟颌面缺损模型是可行的。

关键词:配准;三维;结构光;螺旋CT;颌面缺损

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2010.39.024

邱憬,孙健,叶铭,熊耀阳,顾晓宇,张富强.颌面缺损结构光三维测量与螺旋CT扫描图像的配准[J].中国组织工程研究与临床康复,2010,14(39):7319-7322. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

0 引言

口腔颌面部肿瘤手术治疗后,经常并发颌面部组织缺损和变形,并严重影响患者术后的生活和心理健康。因此,对该类颌面缺损患者进行合适的修复治疗将有效改善其生活质量^[1]。然而,传统修复治疗方法具有很多局限性,如制取印模

时的材料变形,修复体较长的制作周期,需要较高的临床技术和丰富经验的技师等^[2]。近年来,随着现代医学中计算机应用的不断发展,已可用数字化技术对颌面缺损患者进行信息采集与三维重建,主要包括计算机断层扫描(CT)、激光扫描、结构光测量、三维立体摄影等^[3-6]。这些三维信息采集技术有效取代了传统的印模制取过程,避免了颌面部取模的繁琐、材料的变

¹Department of Prosthodontics, Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai Key Laboratory of Stomatology, Shanghai 200011, China; ²Department of Prosthodontics, Stomatology Hospital of Jiangsu Province, Nanjing 210029, Jiangsu Province, China; ³School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China

Qiu Jing☆, Studying for doctorate, Attending physician, Lecturer, Department of Prosthodontics, Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai Key Laboratory of Stomatology, Shanghai 200011, China; Department of Prosthodontics, Stomatology Hospital of Jiangsu Province, Nanjing 210029, Jiangsu Province, China
shear.qiu@163.com

Correspondence to: Zhang Fu-qiang, Professor, Chief physician, Doctoral supervisor, Department of Prosthodontics, Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai Key Laboratory of Stomatology, Shanghai 200011, China
fredzc@online.sh.cn

Supported by:
Shanghai Municipal
Economic and
Informatization
Commission, No.
0801031*; the
National Natural
Science Foundation
of China, No.
30901694*

Received: 2010-03-02
Accepted: 2010-05-28

¹ 上海交通大学医学院附属第九人民医院口腔修复科, 上海市口腔医学重点实验室, 上海市 200011; ² 江苏省口腔医院口腔修复科, 江苏省南京市 210029; ³ 上海交通大学机械与动力工程学院, 上海市 200240

邱憬☆, 男, 1978年生, 江苏省镇江市人, 上海交通大学医学院附属第九人民医院在读博士, 主治医师, 讲师, 主要从事计算机辅助颌面部缺损修复研究。shear.qiu@163.com

通讯作者: 张富强, 教授, 主任医师, 博士生导师, 上海交通大学医学院附属第九人民医院(口腔医学院)口腔修复科, 上海市口腔医学重点实验室, 上海市口腔医学研究所, 上海市 200011 fredzc@online.sh.cn

中图分类号: R318
文献标识码: B
文章编号: 1673-8225
(2010)39-07319-04

收稿日期: 2010-03-02
修回日期: 2010-05-28
(20100302022/G·A)

形以及患者产生的不适。随后, 再使用计算机辅助设计和快速成型技术完成颌面赈复体的制作^[7-8]。然而, 这些三维信息采集技术均存在各自的不足。虽然激光、结构光、立体摄影等光学方法能够获取高象素的软组织信息, 但应用于颌面缺损时, 由于缺损腔内组织倒凹的存在, 难以取得完整的三维形态信息。而另一方面, 使用CT扫描进行三维重建时, 能够获得完整的软组织形态, 同时还可重建内部骨结构形态。但由于常规扫描层厚(0.5~1.5 mm)及成像原理的局限, CT重建获取的软组织三维模型的象素较低, 一定程度上限制了在颌面赈复方面的应用。由此可见, 目前尚无一种数字化信息采集技术能完全满足颌面缺损赈复的需要。因此, 不同采集数据之间的配准融合成为可能的解决途径。Khambay等^[9]首先利用表面覆盖硅胶面具的头骨, 尝试了三维立体摄影与CT扫描数据间的配准。之后, Ayoub等^[10]作进一步研究, 将正颌术前患者的三维立体摄影与CT扫描数据进行配准与评估, 配准精度达1.5 mm。因而, 如能将光学三维测量与CT扫描数据的配准应用于颌面缺损, 将为该疾病的诊断、治疗计划和赈复提供足够的软硬组织形态信息。目前, 国内外尚没有将配准技术应用于颌面缺损的报道, 其有效性亦未有评估。因此, 本文将通过结构光三维测量与螺旋CT扫描数据的配准, 构建一个高象素、复合内部骨结构的三维虚拟颌面缺损模型, 并评估其精确度。

1 对象和方法

设计: 三维重建临床应用试验。

时间及地点: 于2009-02/10在上海市第九人民医院口腔修复科完成。

对象: 女性患者, 41岁, 颌面部肿瘤术后右侧上颌骨、颧骨联合缺失, 于2009-02-27在上海第九人民医院口腔修复科就诊。实验方法告之患者, 患者签署知情同意书。

方法:

实验设备: ①结构光三维测量系统(TDOS, 上海交通大学附属第九人民医院与上海交通大学机械与动力工程学院联合开发), 扫描范围: 500 mm×400 mm, 行程 900 mm, 精度 0.04 mm, 点距离0.35 mm^[11-12]。②螺旋CT(GE Lightspeed 16, 120 kV, MAS 210, GE公司, 美国), 旋转时间20 s, 螺距1.375, 扫描层厚1.25 mm。③计算机: 奔腾双核处理器

(T2390), 内存2G, 硬盘80G。④软件: TDOS系统配套软件(TDOS-FacePros), Geomagic Studio (8.0, Raindrop Geomagic Inc., USA), 赈复设计软件(CAD-FacePros, 上海交通大学附属第九人民医院与上海交通大学机械与动力工程学院联合开发)。

结构光三维测量与重建: 患者端坐, 自然头位, 静止正对结构光三维测量系统, 根据其场景和行程, 调节焦距至患者面部在电脑显示器上观察清晰完整。扫描5 s, 扫描后的面部“印模”以点云形式呈现, 以.asc格式保存。之后, 在Geomagic Studio中打开, 进行去噪、平滑、三角化, 完成颌面部三维模型重建, 以.stl格式保存。模型由435 454个三角面片组成, 见图1。



Figure 1 Reconstructed 3D facial surface of structured-light scanning
图1 结构光测量重建颌面三维模型

螺旋CT扫描与重建: 采用螺旋CT对该患者进行扫描, 共获得112片断层数据, 以DICOM格式刻录光盘。在CAD-FacePros中, 导入数据, 进行三维重建。根据不同密度组织的灰度值, 以及域值的设定, 于空气-软组织界面重建获取颌面软组织三维模型, 于骨组织-软组织界面重建获取颌面骨组织三维模型, 见图2。两个模型均位于同一坐标系。

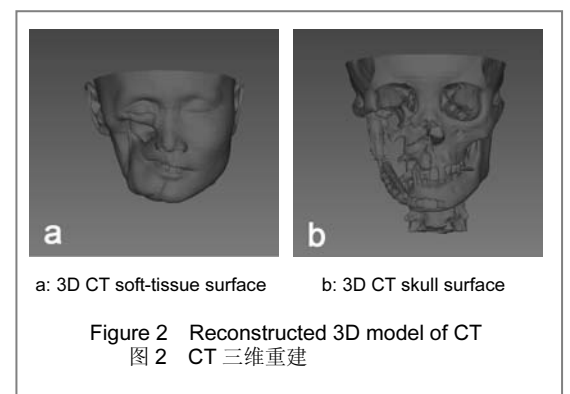


Figure 2 Reconstructed 3D model of CT
图2 CT三维重建

三维模型之间的配准: 在CAD-FacePros中, 进行三维模型之间的配准。由于CT软组织三维模型与骨组织三维模型位于同一坐标系, 故只

需将结构光模型与CT软组织模型进行匹配,即可实现结构光三维测量与螺旋CT扫描数据的配准。具体步骤如下:首先,分别在结构光模型与CT软组织模型上确定位置分散的4个相应标志点,即鼻根点、鼻尖点、左颊下点、右颊下点,见图3。通过这些相应标志点的匹配,进行矩阵转换,将两个三维模型定位于同一坐标系中,实现模型的初配,见图4。之后,采用迭代近邻点算法(ICP)对初配后的模型执行进一步精确配准,其过程是通过一系列迭代循环,将一个模型中的点拟合至另一个模型中的相邻最近对应点上^[13]。

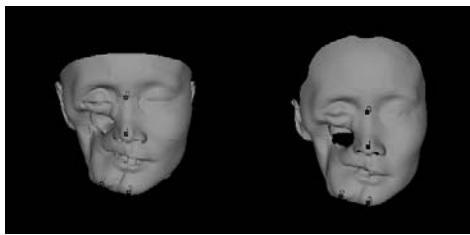


Figure 3 Identifying corresponding landmarks on the CT soft-tissue surface (left) and the structured-light surface (right)

图3 在CT软组织模型(左)与结构光模型(右)上设置标志点



Figure 4 Initial registration of the two surfaces by corresponding landmarks

图4 通过标志点进行模型初配

精确度评价:实现精确配准后,在CAD-FacePros中,测算结构光三维模型与CT软组织三维模型间的对应点距,计算平均配准误差,同时输出误差分布色斑图,以显示配准误差在颌面部的分布情况。所测数据集制作配准误差频数分布图。

主要观察指标:配准误差。

设计、实施、评估者:设计、实施、评估均为本文作者,均经过正规培训,采用盲法评估。

2 结果

通过配准构建了一个高像素、复合内部骨结构的三维虚拟颌面缺损模型。配准误差频数分布图见图5,经计算,平均配准误差为0.5 mm,最大误差略小于2 mm。误差色斑图见图6,其中,深蓝色表示误差位于0.2 mm

以内,深红色则表示误差为1.8~2.0 mm,由图可见,颌面大部分区域(约87.2%)的配准误差在1.0 mm以内,颊部配准误差稍大。

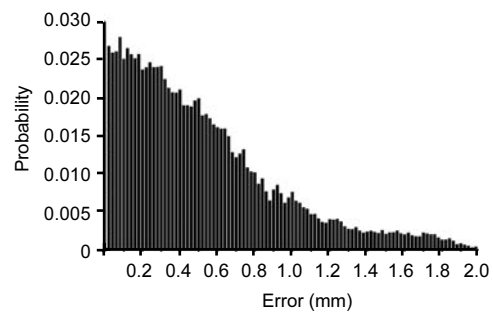


Figure 5 Distribution histogram of the registration errors
图5 配准误差频数分布图

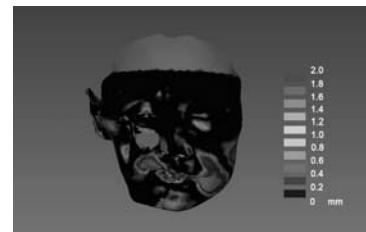


Figure 6 Error map of the registered soft-tissue surfaces after fine registration using the ICP algorithm

图6 迭代近邻点算法精确配准后的误差分布色斑图

3 讨论

近年来,计算机辅助设计与快速成型技术被引入颌面缺损修复领域,并已在一些修复体制作中得到应用,有效避免了传统修复治疗的一些弊端^[14-19]。然而,计算机技术的应用,均必须在CT、结构光测量等信息采集技术获取的颌面部三维模型的基础上得以实现。因此,三维虚拟模型的重建精度,在很大程度上影响着修复体制作后的临床效果。

对于复杂颌面缺损,由于较多组织的缺失,设计修复体时,种植固位体通常被考虑,以提供足够的固位力。因而,颌面缺损腔内的骨结构形态以及其表面的软组织深度需要精确的分析和评估。在众多三维信息采集技术中,CT扫描能同时获得完整的骨组织及表面软组织信息。然而,由于常规扫描层距为0.5~1.5 mm,且CT扫描对软组织的分辨能力较弱,故重建后软组织三维模型的像素较低,精度有限,较难满足修复体设计和制作的要求。相反,结构光测量能够获得极高像素的颌面软组织三维模型,本实验中,结构光三维模型由超过43万个三角面片组成,能够提供足够的高精度颌面软组织形态信息。但是,应用于复杂颌面缺损时,由于缺损腔内存

在组织倒凹, 遮挡了部分投射光线, 故很难获得完整的缺损腔三维信息。由此可见, 对于复杂颌面缺损, 有必要将多种信息采集技术获取的形态信息进行融合、互补。这一过程可通过配准来实现。本实验中将结构光三维模型与CT软组织三维模型配准后, 构建了一个高像素、完整、复合内部骨结构的颌面缺损虚拟三维模型。在此模型基础上, 可进行骨结构评估及缺损腔周围解剖结构的分析, 并进行赝复体设计, 如种植体设置、切割、镜像翻转等^[20]。此外, 该模型具有高像素的软组织三维信息, 有助于提高赝复体与周围组织的匹配度, 改善临床效果。

从本实验结果可见, 虽然CT软组织三维模型与结构光三维模型形态一致, 但仍然存在微小差异。分析其原因, 主要包括两方面: 第一, 成像的物理方式不同。CT仅采集颌面部软组织信息, 而结构光测量采集颌面部最外层信息, 包括毛发、眉毛、衣物等, 从而在眶周区和颈部易出现差异。第二, 表情变化。目前尚无法将CT扫描与结构光测量同时进行, 因此患者在分别接受CT扫描和结构光测量时, 面部表情的变化可导致两种三维模型几何形态的微小差异。

结构光模型与CT软组织模型的配准是通过初配定位和精确配准两步实现。初配是通过共有的对应标志点对两个模型进行矩阵转换, 以缩小模型间的平均距离。矩阵转换的精确度主要依赖于模型上标志点的定位。而实际上, 由于解剖标志点在结构光模型与CT模型上的形态存在差异, 故标志点的定位很难完全一致。因此, 必须通过迭代近邻点算法(ICP)对初配后的模型执行进一步精确配准, 即通过反复迭代, 使两个模型中的点实现最佳拟合, 从而有效降低标志点定位对配准精确度的影响。

精确配准后的结果显示, 较大的配准误差主要集中在颊部, 其原因除表情变化外, 可能主要由重力对颊部组织的作用引起。在进行结构光三维测量时, 患者端坐, 呈自然头位, 而螺旋CT扫描时, 患者呈仰卧位。因此, 两次测量时坐姿不同, 则重力对患者颊部组织的影响存在差异, 进而导致配准误差的产生。当然, 理论上, 患者应该保持同一姿势, 即坐或仰卧, 可将重力引起的颊部误差减至最小。该问题在以后的研究中应予以改进。

4 参考文献

[1] Beumer J, Curtis TA, Marunick MT. Maxillofacial rehabilitation: prosthetic and surgical consideration. St Louis: Medico Dental Media International. 1996: 18.
 [2] Hecker DM. Maxillofacial rehabilitation of a large facial defect resulting from an arteriovenous malformation utilizing a two-piece prosthesis. J Prosthet Dent. 2003; 89(2):109-113.
 [3] Kim KD, Ruprecht A, Wang G, et al. Accuracy of facial soft tissue thickness measurements in personal computer-based multiplanar reconstructed computed tomographic images. Forensic Sci Int. 2005; 155(1):28-34.
 [4] Hennessy RJ, Baldwin PA, Browne DJ, et al. Three-dimensional laser surface imaging and geometric morphometrics resolve frontonasal dysmorphism in schizophrenia. Biol Psychiatry. 2007; 61(10):1187-1194.

[5] Ma L, Xu T, Lin J. Validation of a three-dimensional facial scanning system based on structured light techniques. Comput Methods Programs Biomed. 2009; 94(3):290-298.
 [6] Winder RJ, Darvann TA, McKnight W, et al. Technical validation of the Di3D stereophotogrammetry surface imaging system. Br J Oral Maxillofac Surg. 2008; 46(1):33-37.
 [7] Tsuji M, Noguchi N, Ihara K, et al. Fabrication of a maxillofacial prosthesis using a computer-aided design and manufacturing system. J Prosthodont. 2004;13(3):179-183.
 [8] Subburaj K, Nair C, Rajesh S, et al. Rapid development of auricular prosthesis using CAD and rapid prototyping technologies. Int J Oral Maxillofac Surg. 2007; 36(10):938-943.
 [9] Khambay B, Nebel JC, Bowman J, et al. 3D stereophotogrammetric image superimposition onto 3D CT scan images: the future of orthognathic surgery. A pilot study. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 2002; 17(4): 331-341.
 [10] Ayoub AF, Xiao Y, Khambay B, et al. Towards building a photo-realistic virtual human face for craniomaxillofacial diagnosis and treatment planning. Int J Oral Maxillofac Surg. 2007; 36(5): 423-428.
 [11] 上海交通大学. 型面光学测量系统综合标定方法: 中国, CN200410018308.5[P/OL].Http://www.patent-cn.com/G01B/CN1570553.Shtml.
 [12] Xiong YY, Jiao T, Zhang FQ. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2008; 12(9):1705-1708.
 熊耀阳, 焦婷, 张富强. 结构光三维测量轮廓技术及快速成型技术在颌面赝复中的应用[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2008, 12(9): 1705-1708.
 [13] Besl PJ, McKay ND. A method for registration of 3D shapes. IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell. 1992; 14(2):239-256.
 [14] Ciocca L, Mingucci R, Gassino G, et al. CAD/CAM ear model and virtual construction of the mold. J Prosthet Dent. 2007; 98(5):339-343.
 [15] Ciocca L, Bacci G, Mingucci R, et al. CAD-CAM construction of a provisional nasal prosthesis after ablative tumour surgery of the nose: a pilot case report. Eur J Cancer Care (Engl). 2009; 18(1): 97-101.
 [16] Wu G, Zhou B, Bi Y, et al. Selective laser sintering technology for customized fabrication of facial prostheses. J Prosthet Dent. 2008; 100(1):56-60.
 [17] Runte C, Dirksen D, Deleré H, et al. Optical data acquisition for computer-assisted design of facial prostheses. Int J Prosthodont. 2002; 15(2):129-132.
 [18] Feng Z, Dong Y, Zhao Y, et al. Computer-assisted technique for the design and manufacture of realistic facial prostheses. Br J Oral Maxillofac Surg. 2010; 48(2):105-109.
 [19] Eggbeer D, Evans PL, Bibb R. A pilot study in the application of texture relief for digitally designed facial prostheses. Proc Inst Mech Eng H. 2006; 220(6):705-714.
 [20] Coward DTG, Scott BJJ, Watson RM, et al. Laser scanning of the ear in identifying the shape and the position of subject with normal facial asymmetry. Int J Oral Maxillofac Surg. 2000; 29(1):18-23.

来自本文课题的更多信息一

基金资助: 上海市经济和信息化委员会专项基金 (0801031) “颌面缺损赝复数字化诊疗系统的开发及远程医疗服务与教育体系的建立”; 国家自然科学基金青年项目 (30901694) “基于多数字化信息采集的颌面部缺损赝复体系的研究”。

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。

课题的创新点: 结构光三维测量与螺旋CT扫描数据间的配准在颌面缺损方面的应用为课题设计的创新之处。

课题评估的“金标准”: 三维模型间的配准误差为本课题主要结果的“金标准”。实验中对结构光三维模型与CT软组织三维模型之间的配准误差进行了测算, 并根据测算结果输出误差分布色斑图。

提供临床借鉴的价值: 通过结构光三维测量与螺旋CT扫描数据的配准, 构建一个高像素、复合内部骨结构的三维虚拟颌面缺损模型, 为该疾病的诊断、治疗计划和赝复提供足够的软硬组织形态信息。