

• 数字化专栏 •

基于3种不同数字化方法设计下颌第一磨牙
咬合面的精度比较研究单琬瑶¹ 秦庆钊² 李文博¹ 高梓翔² 温奥楠² 朱玉佳² 王勇² 赵一姣¹

1. 北京大学医学部医学技术研究院 北京 100191;

2. 北京大学口腔医学院·口腔医院 数字化研究中心/口腔修复教研室 国家口腔医学中心

国家口腔疾病临床医学研究中心 口腔生物材料和数字诊疗装备国家工程研究中心

国家卫生健康委员会口腔数字医学重点实验室 (中国医学科学院口腔数字医学重点实验室)

口腔数字医学北京市重点实验室 北京 100081

[摘要] **目的** 通过数字化设计修复体咬合面的模型实验, 比较基于轨迹的全可调骀架个性化参数、下颌运动轨迹和动态颌位关系指导设计下颌第一磨牙修复体咬合面的准确性。**方法** 招募符合纳入标准的12例志愿者(男性4例, 女性8例), 平均年龄29.5岁。使用3Shape Trios 3口内扫描仪获取受试者上下颌三维牙列模型, 并应用动态咬合记录功能采集其前伸、左右侧方运动的动态颌位关系, 以及使用Zebris JMA Optic和Modjaw™下颌运动分析系统同样采集受试者前伸、左右侧方运动的下颌运动轨迹, 并基于Zebris JMA Optic系统记录的下颌运动轨迹获取全可调骀架对应的个性化参数。使用逆向工程软件将原始模型中下颌第一磨牙按照贴面牙体预备标准进行虚拟预备, 获取下颌工作模型。在修复设计软件中分别借助全可调骀架参数(Articulator组)、下颌运动轨迹(JMA组、Modjaw组)、动态颌位关系(PSM组)数字化设计下颌第一磨牙贴面的咬合面。通过逆向工程软件对不同方法设计的修复体咬合面形态与受试者原始天然牙咬合面形态进行偏差分析, 采用多个测量学指标比较不同方法设计的修复体咬合面精度。**结果** Articulator组、JMA组、Modjaw组和PSM组的平均正偏差指标, 组间差异无统计学意义($P>0.05$); 而平均负偏差、平均偏差及均方根指标, 组间差异具有统计学意义($P<0.05$)。Articulator组的平均负偏差(-96.2 ± 15.8) μm 大于JMA组(-160.1 ± 44.4) μm 、Modjaw组(-141.6 ± 33.2) μm 和PSM组(-233.6 ± 28.5) μm ; Articulator组的平均偏差(172.5 ± 113.0) μm 大于JMA组(19.2 ± 132.6) μm 、Modjaw组(70.3 ± 121.3) μm 和PSM组(-66.8 ± 129.1) μm , 差异具有统计学意义($P<0.05$)。**结论** 基于轨迹的全可调骀架个性化参数、下颌运动轨迹和动态颌位关系指导设计下颌第一磨牙修复体咬合面形态与原始天然牙咬合面形态之间均存在一定差异。相较于利用全可调骀架参数, 利用下颌运动轨迹及动态颌位关系设计修复体咬合面能更有效去除咬合干扰。

[关键词] 全可调骀架; 下颌运动轨迹; 动态颌位关系; 计算机辅助设计; 咬合面

[中图分类号] R783 **[文献标志码]** A **[doi]** 10.7518/gjkq.2026216



本文链接

OSID码

Comparative study on the accuracy of designing the occlusal surface of mandibular first molar based on three different digital methods

Shan Shenyao¹, Qin Qingzhao², Li Wenbo¹, Gao Zixiang², Wen Aonan², Zhu Yujia², Wang Yong², Zhao Yijiao¹

[收稿日期] 2024-11-18; **[修回日期]** 2025-10-11

[基金项目] 国家重点研发计划(2022YFC2405401); 北京市自然科学基金(L232100, L242132); 国家自然科学基金(82271039, 820711-71)

[第一作者] 单琬瑶, 学士, Email: shenyaoshan@stu.pku.edu.cn

[通信作者] 赵一姣, 高级工程师, 硕士, Email: kqcads@bjmu.edu.cn

1. Institute of Medical Technology, Peking University Health Science Center, Beijing 100191, China; 2. Center of Digital Dentistry/Department of Prosthodontics/Central Laboratory, Peking University School and Hospital of Stomatology & National Center for Stomatology & National Clinical Research Center for Oral Diseases & National Engineering Research Center of Oral Bio-

materials and Digital Medical Devices & Beijing Key Laboratory of Digital Stomatology & NHC Key Laboratory of Digital Stomatology (Key Laboratory of Digital Stomatology, Chinese Academy of Medical Sciences) & NMPA Key Laboratory for Dental Materials, Beijing 100081, China

Supported by: National Key Research and Development Plan of China (2022YFC2405401); Beijing Natural Science Foundation (L232100, L242132); National Natural Science Foundation of China (82271039, 82071171)

Correspondence: Zhao Yijiao, Email: kqcads@bjmu.edu.cn

[Abstract] Objective This study aimed to compare the accuracy of trajectory-based personalized parameters from a fully adjustable articulator, mandibular movement trajectories, and dynamic jaw relationships. These components were evaluated to guide the design of a mandibular first molar prosthesis. The occlusal surface of the prosthesis was digitally designed through model experiments. **Methods** A total of 12 volunteers (4 males and 8 females) meeting the inclusion criteria were recruited, with a mean age of 29.5 years. The 3Shape Trios 3 intraoral scanner was used to obtain the maxillary and mandibular three-dimensional dental models of the subjects. It was also utilized to apply the patient-specific motion function for capturing the dynamic jaw relationships during protrusive, left lateral, and right lateral movements. The Zebris JMA Optic and Modjaw™ mandibular movement analysis systems were also used to similarly capture the mandibular movement trajectories during the protrusive, left lateral, and right lateral movements of the subjects. Personalized parameters corresponding to the fully adjustable articulator were obtained based on the mandibular movement trajectories recorded by the Zebris JMA Optic system. The mandibular first molar in the original model was virtually prepared following the occlusal veneer tooth preparation standard using reverse engineering software to obtain the mandibular working model. The occlusal surfaces of the occlusal veneers for the mandibular first molar were digitally designed with the help of fully adjustable articulator parameters (Articulator group), mandibular movement trajectories (JMA group, Modjaw group), and dynamic jaw relationships (PSM group) in the prosthetic design software. The occlusal surface morphology of the prosthesis designed by different methods was analyzed for deviation with the occlusal surface morphology of the original natural tooth of the subjects through reverse engineering software. The occlusal surface accuracy of the prosthesis designed by different methods was compared using several metrological indicators. **Results** The intergroup differences in average positive deviation among the Articulator, JMA, Modjaw, and PSM groups were not statistically significant ($P>0.05$). Meanwhile, the intergroup differences in average negative deviation, average deviation, and root mean square were statistically significant ($P<0.05$). The average negative deviation in the Articulator group (-96.2 ± 15.8) μm was greater than that in the JMA group (-160.1 ± 44.4) μm , the Modjaw group (-141.6 ± 33.2) μm , and the PSM group (-233.6 ± 28.5) μm . The average deviation in the Articulator group (172.5 ± 113.0) μm was greater than that in the JMA group (19.2 ± 132.6) μm , the Modjaw group (70.3 ± 121.3) μm , and the PSM group (-66.8 ± 129.1) μm . Notably, the difference was statistically significant ($P<0.05$). **Conclusion** The occlusal surface morphology of the mandibular first molar prosthesis designed with the trajectory-based personalized parameters from a fully adjustable articulator, mandibular movement trajectories, and dynamic jaw relationships differed from the occlusal surface morphology of the original natural tooth. Compared with the fully adjustable articulator parameters, the occlusal surface of the prosthesis designed with mandibular movement trajectories and dynamic jaw relationships were more effective in removing occlusal interference.

[Key words] fully adjustable articulator; mandibular movement trajectory; dynamic jaw relationship; computer-aided design; occlusal surface

后牙在口颌功能中起着至关重要的作用，由于在牙列中位置靠后且咬合面面积较大，后牙往往能够承受更大的咬合力，而咬合面复杂的窝沟、点隙形态能够增强对食物的粉碎和研磨效果，提

高咀嚼效率。同时，后牙与前牙的协同作用有助于维持咬合的平衡和口腔的整体稳定性。若后牙存在殆干扰，则可能引起天然牙或修复体的过度磨损，进一步可能会导致牙周炎症、咀嚼肌疼痛、

颞下颌关节紊乱等,影响口颌系统的健康^[1-2]。因此,当后牙需要行修复治疗时,修复体咬合面的精准设计不仅有利于恢复正常的口颌功能,更是预防潜在并发症、维持长期口腔健康的关键。

传统流程中通过机械骀架来模拟患者下颌运动,技师借助不同厚度和颜色的咬合纸获取正中和非正中咬合印记,再逐步调骀,确保修复体咬合面的精准设计。随着数字化技术的发展,三维扫描、计算机辅助设计(computer-aided design, CAD)与计算机辅助制造(computer-aided manufacturing, CAM)等技术已广泛应用于口腔领域^[3]。传统的印模材取模和蜡型雕刻已逐渐被口内扫描和数字化设计取代,有研究^[4]表明,数字化流程制作单冠不仅耗时更短,且其边缘密合度、咬合接触更优,减少了临床调骀量和调骀时间。数字化设计软件操作简便,降低了技术敏感性,能使经验不足的技师也能快速掌握修复体的精准设计。

无论是传统流程还是数字化流程,修复体咬合面的设计原则都是确保正中咬合时修复体与对颌牙有均匀稳定的咬合接触,同时避免非正中咬合时产生骀干扰。获取正中咬合需要记录患者的稳定牙尖交错位,而获取非正中咬合需要记录患者的下颌运动。机械骀架及其衍生出的虚拟骀架通过设置个性化参数可一定程度模拟患者的下颌运动,而近年来基于超声、光学等原理研发的下颌运动轨迹记录系统以及口内扫描新推出的动态咬合记录功能可以实时记录患者的下颌运动并在软件中真实模拟^[5]。目前在修复设计软件中,可以通过设置虚拟骀架个性化参数^[6]、导入下颌运动轨迹数据以及导入动态颌位关系数据^[7]3种方式,来指导修复体非正中咬合的精准设计。有研究^[8]表明,借助下颌运动轨迹指导修复体预调骀可减少阻碍下颌运动的骀干扰点,使下颌在上颌牙尖引导下的运动符合下颌运动轨迹的个性化特征。

上述方法在既往研究和临床病例中已有所应用,但关于下颌运动轨迹与动态颌位关系指导修复体咬合面设计的精度比较研究鲜见报道。因此,本研究拟通过数字化设计修复体咬合面的模型实验,初步评价3种数字化方法——即基于轨迹的虚拟骀架个性化参数、下颌运动轨迹和动态颌位关系指导下颌第一磨牙修复体咬合面设计的精度,以期为口腔临床提高数字化设计修复体的咬合精度提供参考。

1 材料和方法

1.1 研究对象

招募志愿者12例(男性4例,女性8例),平均年龄29.5岁。参与研究的受试者均对研究内容和目的充分了解,并签署知情同意书。

纳入标准:1)年龄 ≥ 18 岁;2)上下牙列骀面完整,无缺失牙(第三磨牙除外)、无修复体;3)咬合关系稳定,磨牙中性关系;4)前伸、侧方、开闭口等下颌功能运动流畅。

排除标准:1)有颞下颌关节疾病;2)有正畸颌治疗史;3)牙齿重度磨耗;4)深覆骀、深覆盖、开骀、反骀等明显错骀畸形;5)其他严重系统性疾病。

1.2 数据获取

1.2.1 获取三维牙列模型及动态颌位关系

使用TRIOS 3口内扫描仪(3Shape公司,丹麦)根据厂家建议的扫描策略分别扫描受试者的下颌牙列、上颌牙列及牙尖交错位时双侧后牙颊侧咬合区域,获得具有正中颌位关系的上下颌三维牙列模型,将牙列模型导出并保存为“.stl”格式文件。完成三维牙列模型扫描后,将扫描头放置于一侧后牙颊侧,利用口扫的动态咬合记录(patient-specific motion, PSM)功能采集受试者的动态颌位关系,包括前伸、左侧方、右侧方运动。在记录上述下颌运动前需要事先对每位受试者进行训练,使其能够保持恒定的轻咬合状态匀速、缓慢地进行各项下颌功能运动,并让其多次重复练习以确保记录时的可重复性。在记录过程中,引导受试者进行各项下颌运动并提示其注意运动过程中不要进行重咬合。前伸运动(图1A)要求受试者从牙尖交错位开始以切牙引导下颌匀速、缓慢前伸至上下切牙切端相对再退回牙尖交错位,左侧方运动(图1B)要求受试者从牙尖交错位开始以左侧尖牙(或后牙)引导下颌匀速、缓慢向左运动至尖牙尖对尖(或后牙颊尖相对)再退回牙尖交错位,右侧方运动(图1C)同理。动态颌位关系采集完毕后,将受试者的三维牙列模型及动态颌位关系数据一并导出并保存为“.3oxz”格式文件。

1.2.2 获取下颌运动轨迹及全可调骀架个性化参数

使用JMA Optic下颌运动分析系统(Zebris公

司，德国)，按照操作说明记录受试者下颌前伸、左右侧方的运动轨迹，运动幅度同1.2.1中描述。在记录受试者下颌运动前，需要借助带有咬合硅橡胶材料的上颌叉来获取受试者的颌位关系，使用DS-EX Pro牙颌模型三维扫描仪（先临三维科技股份有限公司，中国）扫描带有上颌牙列殆面印迹的上颌叉并保存为“.stl”格式数据。受试者

的下颌运动记录完成后，在该系统配套WinJaw软件（Zebris公司，德国）中导出“.xml”格式的下颌运动轨迹数据文件以及包含多种虚拟殆架对应参数设置的“.jawmotion”格式文件，并从“.jawmotion”格式文件中获取全可调殆架对应的个性化参数。



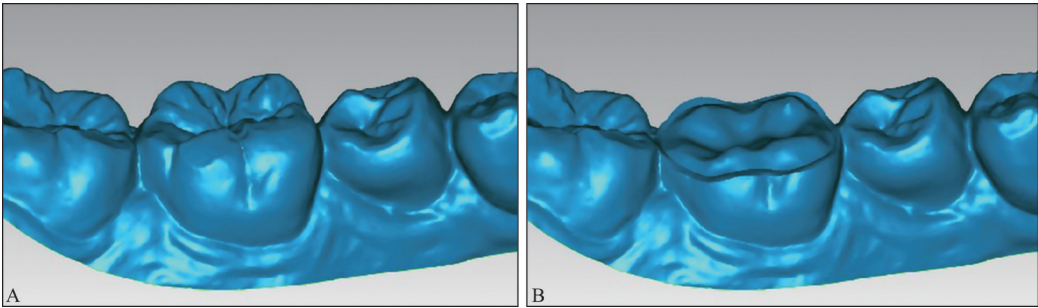
A: 前伸运动幅度；B: 左侧方运动幅度；C: 右侧方运动幅度。

图 1 PSM的下颌运动幅度

Fig 1 Range of mandibular movement of PSM

使用Modjaw™下颌运动分析系统（MODJAW公司，法国），按照操作说明记录受试者下颌前伸、左右侧方的运动轨迹，运动幅度同1.2.1中描述。提前在系统中导入受试者的三维牙列模型数据，并通过分别在三维牙列模型上选点和利用定位器附件在受试者口内指明所选点的方式，实现颌位关系的转移。受试者的下颌运动记录完成后，在该系统配套TWIM™软件（MODJAW公司，法国）中导出“.jawmotion”格式的下颌运动轨迹数

据文件。
1.3 下颌第一磨牙虚拟预备模型的构建
应用逆向工程软件Geomagic Wrap 2021（3D System公司，美国）分别在12例受试者的三维牙列模型上将右侧下颌第一磨牙按照殆贴面牙体预备标准进行虚拟预备，殆面均匀预备1.0~1.5 mm^[9]。虚拟预备后的下颌模型作为后续设计修复体的工作模型（图2），保存为“.stl”格式数据。



A: 原始天然牙列模型；B: 46牙虚拟预备后的工作模型。

图 2 下颌第一磨牙虚拟预备模型的构建

Fig 2 Construction of a virtual preparation model for mandibular first molar

1.4 修复体咬合面的数字化设计

分别基于轨迹所得全可调殆架个性化参数、下颌运动轨迹和动态颌位关系这3种数字化方法进行修复体咬合面的设计，其中基于下颌运动轨迹的方法中包括JMA Optic和Modjaw™2种设备获得的轨迹，设计过程中共涉及2个修复设计软件，Exocad DentalCAD 3.1（exocad GmbH公司，

德国）和3Shape Dental System（3Shape公司，丹麦）。设计流程（图3）大致为导入模型数据，选择软件库中合适的牙形生成46牙殆贴面初步形态，利用软件对应功能载入不同下颌运动数据，设置咬合接触距离后通过软件功能实现咬合干扰的自动去除。将上述流程获得的不干预任何人工调整的殆贴面修复体模型保存为“.stl”格式数据，

并分别命名为 Model_Articulator、Model_JMA、Model_Modjaw 及 Model_PSM。将同一方法完成的12例受试者殆贴面修复体模型分别命名为本研

究的 Articulator 组、JMA 组、Modjaw 组及 PSM 组数据。

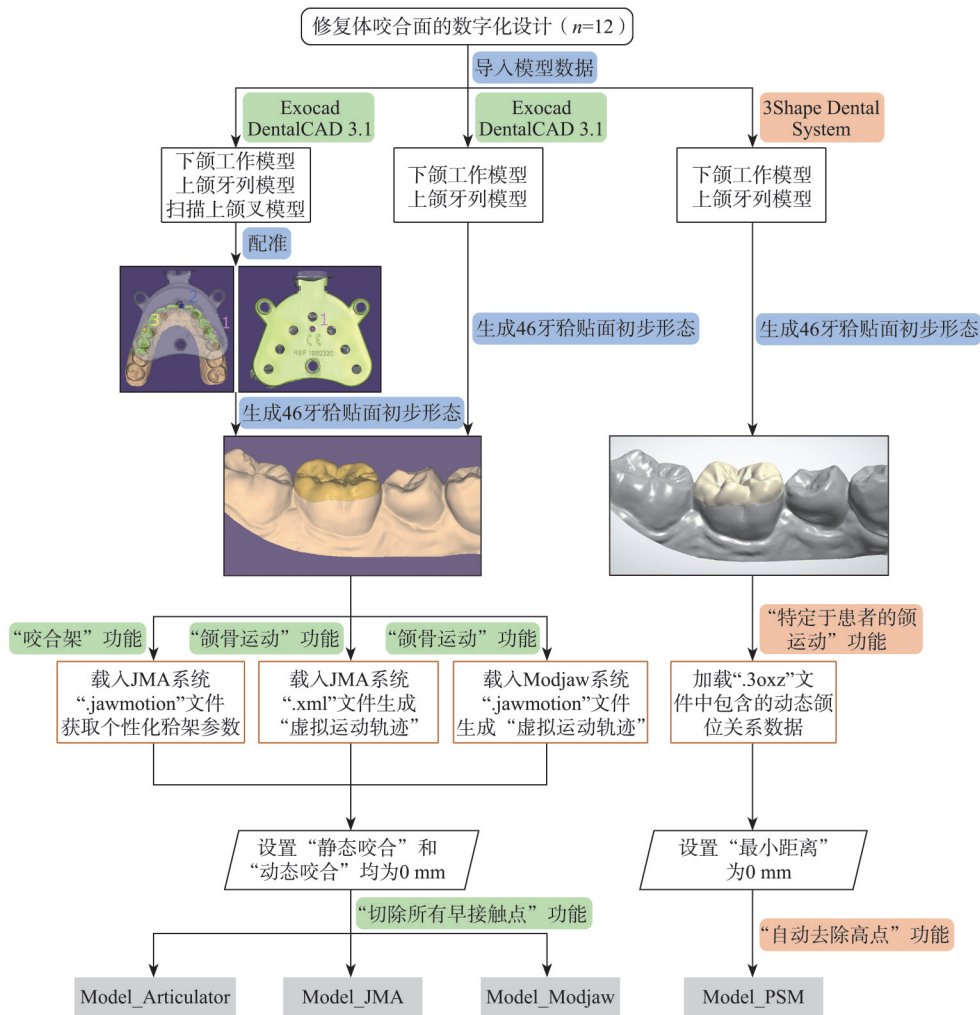


图 3 不同数字化方法设计46牙殆贴面修复体咬合面的流程

Fig 3 The process of designing the occlusal surfaces of tooth 46 occlusal veneer restorations by different digital methods

1.5 殆贴面修复体与原始天然牙咬合面形态的量化比较

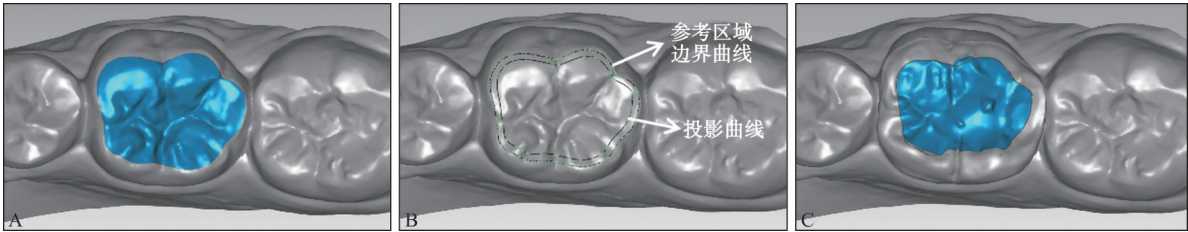
在 Geomagic Wrap 2021 软件中, 导入原始下颌模型、Model_Articulator 模型、Model_JMA 模型、Model_Modjaw 模型及 Model_PSM 模型, 所有模型坐标系一致。在原始下颌模型上选出46天然牙“参考区域”(图4A), 范围主要包括颊尖舌斜面、舌尖颊斜面及部分颊尖颊斜面, 即46天然牙在正中咬合和非正中咬合过程中可能存在咬合接触的区域。将“参考区域”的边界适当内延0.5 mm (图4B), 并分别投影到上述 Model_Articulator、Model_JMA、Model_Modjaw 和 Model_PSM 4个殆贴面修复体模型数据上, 获得各模型上的“测试区域”(图4C), 即殆贴面修复体在正

中咬合和非正中咬合过程中可能存在咬合接触的区域。

对“参考区域”和“测试区域”进行“3D比较”, 分析46牙殆贴面修复体与天然牙咬合面的三维形态偏差, 即“测试区域”上任意点到“参考区域”上最近点的距离, 生成色谱图进行可视化分析。同时, 纳入“3D比较”后获得的平均正偏差 (average positive deviation, +AVG)、平均负偏差 (average negative deviation, -AVG)、平均偏差 (average deviation, AVG) 和均方根 (root mean square, RMS) 作为定量评价指标。+AVG 代表测试区域在参考区域上方, 反映修复体咬合面高于天然牙咬合面, 修复体容易出现咬合高点和殆干扰; -AVG 代表测试区域在参考区域下方,

反映修复体咬合面低于天然牙咬合面，修复体容易出现较大的咬合间隙；AVG代表正负偏差的相对优势，反映多数测试区域位于参考区域的上/下

方；RMS反映测试区域与参考区域整体之间的三维形态偏差，RMS值越小说明修复体咬合面与天然牙咬合面形态上越接近，三维形态一致性越好。



A: 46天然牙参考区域；B: 提取参考区域的边界，向内均匀延伸0.5 mm，得到投影曲线；C: 投影到𬀮贴面上获得测试区域。

图 4 参考区域与测试区域的获取

Fig 4 Acquisition of reference area and test area

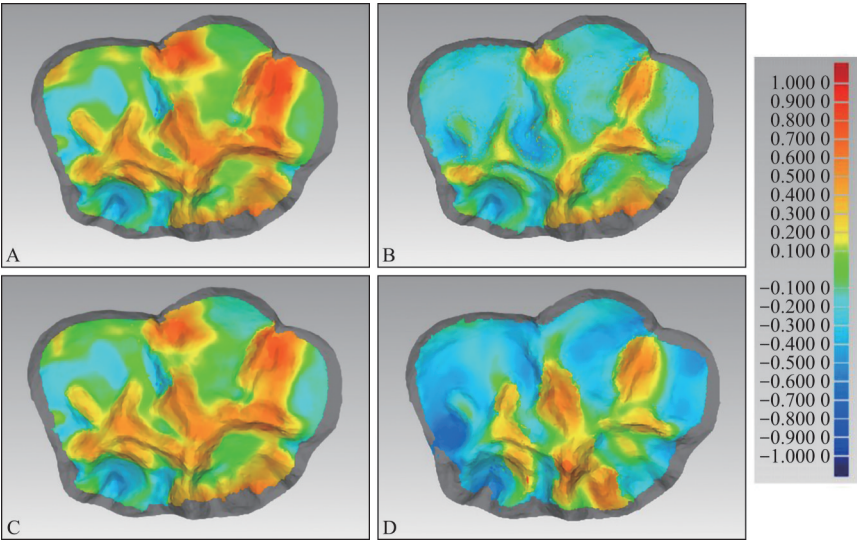
1.6 统计学分析

使用 SPSS 26.0 软件（IBM 公司，美国），以 +AVG 为例，通过 Shapiro-Wilk 检验和 Levene 检验判断 Articulator 组、JMA 组、Modjaw 组、PSM 组 4 组数据的正态性和方差齐性，若 4 组数据均服从正态且方差齐，则采用重复测量方差分析评价各组 +AVG 之间的差异；否则采用 Friedman 检验评价组间差异。若重复测量方差分析或 Friedman 检验结果显示组间有差异，采用 Bonferroni 法校正后进行后续两两比较。-AVG、AVG 和 RMS 指标同理。

检验水准均为双侧 $\alpha=0.05$ 。

2 结果

本研究 Articulator 组、JMA 组、Modjaw 组和 PSM 组 12 例受试者 46 牙的𬀮贴面设计中，4 组修复体咬合面形态均有所差异，与天然牙咬合面进行偏差分析，得到色谱图及定量评价的测量学指标结果（图 5、表 1）。



A: Articulator 组；B: JMA 组；C: Modjaw 组；D: PSM 组；色谱图显示不同方法设计的修复体与天然牙咬合面之间的偏差，绿色区域表示偏差在容许范围内（-100~100 μm ）；红色区域表示修复体高于天然牙咬合面 100 μm 以上，蓝色区域表示修复体低于天然牙咬合面 100 μm 以上。

图 5 4 种方法设计𬀮贴面与天然牙咬合面的三维形态偏差

Fig 5 Three-dimensional morphological deviation of occlusal veneers designed by 4 methods from the occlusal surface of natural tooth

统计学分析显示，4 组在 +AVG 指标上组间差异无统计学意义（ $Q=5.500$ ， $P=0.139$ ）；而在 -AVG、AVG 及 RMS 3 个指标上组间差异具有统计学意义（ $F=39.092$ ， $P<0.001$ ； $F=19.974$ ， $P<$

0.001 ； $Q=8.500$ ， $P=0.037$ ）。

4 组两两配对经 Bonferroni 法校正进行事后比较（图 6），结果显示：-AVG 指标除 JMA 组与 Modjaw 组差异无统计学意义，其余两两比较均有

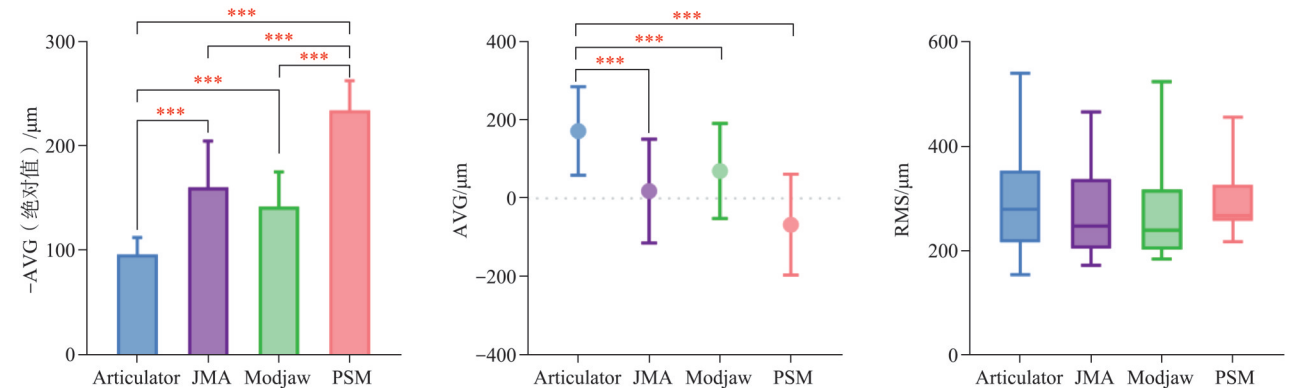
显著差异, -AVG的绝对值反映的是修复体与对颌牙的咬合间隙, 从绝对值数值上看, PSM组(233.6 ± 28.5) μm >JMA组(160.1 ± 44.4) μm 和Modjaw组(141.6 ± 33.2) μm >Articulator组(96.2 ± 15.8) μm , 说明基于下颌运动轨迹(JMA组、Modjaw组)和动态颌位关系(PSM组)设计的修复体咬合面低于参考咬合面的程度大于基于轨迹所得殆架参数(Articulator组)设计的修复体, 且前两者相比, 动态颌位关系调低修复体咬合面的程度更大; Articulator组的AVG(172.5 ± 113.0) μm 大于JMA组(19.2 ± 132.6) μm 、Modjaw组($70.3\pm$

121.3) μm 、PSM组(-66.8 ± 129.1) μm , 差异具有统计学意义, 从均值可以发现, Articulator组、JMA组、Modjaw组修复体咬合面相对高于参考咬合面, 出现咬合高点和殆干扰的可能性更高, 而PSM组修复体咬合面相对低于参考咬合面, 出现与对颌牙接触少或较大的咬合间隙的可能性更高; Friedman检验显示4组的RMS值间差异有统计学意义, 但4组两两比较后, 差异均无统计学意义, 4组修复体咬合面与天然牙咬合面形态上接近程度近似。

表 1 Articulator组、JMA组、Modjaw组和PSM组修复体与天然牙咬合面比较的测量学指标结果

Tab 1 Results of measurement indicators of prosthesis in Articulator, JMA, Modjaw and PSM groups compared to occlusal surface of natural tooth				
μm				
组别	+AVG	-AVG	AVG	RMS
Articulator	249.1 (117.2)	-96.2±15.8	172.5±113.0	279.2 (137.6)
JMA	210.4 (163.2)	-160.1±44.4	19.2±132.6	247.3 (132.3)
Modjaw	225.2 (137.2)	-141.6±33.2	70.3±121.3	239.7 (114.7)
PSM	199.1 (177.5)	-233.6±28.5	-66.8±129.1	267.6 (69.3)

注: 如果数据服从正态分布, 则用均值±标准差表示, 否则用中位数(四分位数间距)表示。



A: -AVG指标4组间两两比较; B: AVG指标4组间两两比较; C: RMS指标4组间两两比较; *** $P<0.001$, P 值经过Bonferroni法校正。

图 6 Articulator组、JMA组、Modjaw组和PSM组组间两两比较

Fig 6 Pairwise comparisons between Articulator, JMA, Modjaw and PSM groups

综合上述测量学指标, 可初步认为利用下颌运动轨迹及动态颌位关系设计修复体咬合面相较于利用全可调殆架参数能更有效去除咬合干扰。

3 讨论

3.1 本研究方法同类研究比较

修复体咬合面的准确性受到临床的广泛关注, 口腔系统能辨别最小12 μm 的咬合改变^[10]。而当口内咬合抬高100 μm 时, 颞下颌关节会发生改建^[11]。合适的咬合接触关系有利于保护颞下颌关节、肌

肉及牙周等组织的健康, 也是修复体治疗效果和使用寿命的关键影响因素。第一磨牙作为恒牙中最早萌出的牙, 对正常咬合的建立起到至关重要的作用, 并且承担主要的咀嚼功能。因此本研究选择下颌第一磨牙, 比较3种不同方法指导设计其咬合面的准确性。

本研究涉及3种数字化方法, 即分别利用基于轨迹的全可调殆架个性化参数(Articulator组)、下颌运动轨迹(JMA组、Modjaw组)和动态颌位关系(PSM组)指导修复体咬合面的设计, 其中下颌运动轨迹的获取借助2款市面上主流的下颌

运动分析系统。JMA Optic 系统基于红外光学原理, 带有红外 LED 图案的下颌传感器通过下颌叉与受试者下颌牙列相固定, 固定于头部的面弓中有红外感应摄像机来实时捕捉下颌运动, 本研究涉及的全可调骀架个性化参数也是基于该设备记录的下颌运动轨迹获取。Modjaw™ 系统基于立体摄影测量原理, 外部的双目相机在距离受试者约 80 cm 处同时记录分别固定于受试者头部和下颌牙列的 2 个追踪器的运动, 通过计算相对运动来反映受试者的下颌运动并可视化呈现在软件界面上。动态颌位关系的获取则是借助口内扫描仪连续记录受试者下颌运动时牙齿颊面信息, 将三维牙列模型拼接形成受试者的下颌运动数据集。较同类型研究, 本研究纳入的数字化方法及设备更为全面, 便于进行多方法、多设备之间的比较。

本研究将受试者天然牙咬合面作为参考来比较各组修复体咬合面设计的准确性, 这种利用天然牙形态作为真值的评价方法在既往研究中也有所报道^[12-13]。但既往研究中大多采用在修复设计软件中人为抬高牙齿骀面 0.3 mm 的方法来构建骀干扰, 以评价不同方法对修复体咬合面的调骀效果^[14]。本研究将三维牙列模型中天然牙形态虚拟预备为骀贴面基牙形态再进行修复体设计, 以此来模拟临床患者就诊时天然牙已具备良好的形态和咬合接触, 医生备牙后需要进行修复治疗的真实情况。由于修复设计软件牙冠数据库中固有的牙冠模型本身与患者原天然牙形态存在差异, 其中非咬合接触区域的差异在咬合面设计过程中大多不会受到影响, 因此本研究所得结果中的部分测量学指标在数值上较既往同类研究偏大。

3.2 3 种数字化方法设计修复体咬合面的精度比较

本研究发现利用基于轨迹的全可调骀架参数设计的修复体咬合面较其他方法更容易存在咬合高点, 且整体咬合面高于真值的相对程度最大。而利用动态颌位关系设计的修复体咬合面较其他方法, 修复体与对颌牙之间的咬合间隙最大, 且整体咬合面相对低于真值。此外, 本研究得到 Articulator 组、JMA 组、Modjaw 组和 PSM 组的 RMS 值整体上组间有差异, 但两两比较的差异却不具有统计学意义, 提示 4 组修复体咬合面与真值形态上都较为近似。本研究纳入的各项测量学指标能够更全面评价不同数字化方法设计的修复体咬合面与真值之间的差异, 结果表明 3 种数字化方法设计的修复体咬合面均存在一定程度的“咬合

错误点”, 无论是咬合高点还是咬合间隙。而综合多个指标来看, 相较于利用基于轨迹的骀架参数, 利用下颌运动轨迹及动态颌位关系设计修复体咬合面能够更有效去除咬合干扰。分析其原因, 可能是修复设计软件在利用下颌运动轨迹或动态颌位关系调整修复体咬合面时, 软件算法去除咬合高点的同时会对高点相邻区域做相应的自动调整, 非咬合接触区域也可能发生一定的形态变化而产生相对较低的咬合面, 一定程度上减少了咬合干扰^[15]。此外, 三维牙列模型是在静态下获取, 但患者实际咬合时, 牙周膜在功能状态下会受压变形, 牙齿及咬合状态会发生轻微变化, 修复体基于有咬合状态下的下颌运动轨迹或动态颌位关系设计更为合理, 反而是静态的天然牙真值存在咬合偏高的可能^[16]。

既往研究中, 马丽娅等^[14]研究发现, 在后牙单冠和三单位桥咬合面设计时, 使用下颌运动轨迹调骀比虚拟骀架运动参数更能有效去除修复体的咬合干扰; 徐欣蕊等^[12]研究发现, 基于下颌运动轨迹数据指导设计的数字化全冠与天然牙咬合面形态之间的偏差小于基于平均值虚拟骀架指导设计的数字化全冠; Li 等^[17]研究发现, 基于动态咬合记录法设计的后牙牙冠咬合面与虚拟定量回切法和半可调数字骀架法相比更接近牙齿的原始形态; 李穗等^[18]研究发现, 采用动态咬合记录法构建的上颌前牙种植固定修复体切导形态, 较平均值数字骀架法的正确度更高。上述研究均为数字模型实验研究, 同样也采取偏差分析中的相关指标来评价不同方法设计修复体咬合面的准确性, 本研究得到的结论与上述研究结论较为类似。但有学者^[19]指出, RMS 值等指标只能评价测试数据与参考数据之间的差异, 并不能衡量修复体实际的临床质量。实际临床中修复体咬合面的准确性还需通过医生椅旁调骀时间、咬合记录分析仪记录咬合时间和咬合分离时间以及患者满意度等临床指标来评价^[20-21]。

3.3 数字化技术流程已逐渐成为口腔领域的主流趋势

本研究比较的 3 种数字化方法, 是目前主流的用于精准设计修复体非正中咬合的方法。在修复体的传统设计制作中, 技师习惯于在机械骀架上借助咬合纸印迹调整修复体的咬合接触, 骀架能够在体外模拟患者口内的解剖关系并一定程度上再现患者的下颌运动。在此基础上技师结合自

己的工作经验制作出最终修复体,无论是简单还是复杂病例,这样的传统流程长期以来也被证实有效,由此可见殆架具有实用性^[22]。而随着数字化技术的普及,修复设计软件中的虚拟殆架实现了传统机械殆架的数字化模拟^[23],采用虚拟殆架进行修复体的咬合设计简化了技师的工作流程,提高了工作效率,软件能将咬合接触情况可视化呈现并“一键”去除咬合高点,其识别咬合高点的能力优于传统咬合纸获取咬合印迹^[24]。但由于虚拟殆架本质与机械殆架一样,都受到机械结构的限制,即便全可调殆架可调节的参数数量较平均值、半可调殆架已有所丰富,但对患者个性化下颌运动的模拟依然有限,难以实现完全的功能咬合,往往还要依赖医生临床调殆使修复体达到合适的咬合面形态。

进而,学者对下颌运动的真实记录和模拟展开了更为深入的研究,尝试摆脱殆架机械结构的限制,直接记录患者真实的下颌运动并应用于修复设计软件中^[8,25],于是出现了下颌运动轨迹记录和动态颌位关系记录2种新方法。下颌运动轨迹往往是借助单独的下颌运动跟踪记录设备,通过识别标志点运动的方式来获取的,其原理包括磁电、超声、光学等,精度在0.2~0.3 mm^[26]。此类设备能够将复杂的下颌运动以轨迹的形式可视化呈现,便于临床疾病的诊断以及疗效评估^[27-28]。但由于采集过程涉及标志点的固定、记录装置的摆放、患者正确下颌运动的引导等细节,增加了临床就诊时间,也存在一定的学习成本和技术敏感性^[29]。动态颌位关系记录是近年来新出现的无标志下颌运动记录方法,通过口内扫描仪连续记录患者小开口、前伸、左右侧方等小范围运动,即可形成患者的下颌运动数据集,与口扫牙列模型一同呈现下颌运动。动态颌位关系记录便捷了临床获取患者下颌运动的操作,不需要额外的下颌运动记录设备,在口扫上下颌牙列模型时就能完成下颌运动的记录。但实际使用时,发现该方法受到扫描头自身扫描区域的限制,以及患者咬合状况的影响,想要完整记录患者流畅的下颌运动,与专门的下颌运动记录设备相比仍有难度。

虽然上述方法都仍存在各自的局限性,但无论应用哪一种方法来指导修复体的设计,都能使设计流程更加数字化、精准化,使修复体的形态更依赖于客观记录的下颌运动数据,而不再过分依赖于技师的主观经验。数字化技术流程已逐渐

成为口腔领域的主流趋势,但目前主流的数字化设计软件(如3Shape、Exocad)均为国外研发产品,软件背后的算法原理并未完全公开,研究者也仅能从不同方法设计的修复体形态差异或设计效果来进行一些推测分析。期待在数字化时代背景下,未来能有更多的国产化修复设计软件,从原理上发挥各种下颌运动数据的特点,从而更加高效设计出符合临床需求的修复体,简化技师和临床医生的工作。

3.4 不足与展望

本研究仍存在一定的不足:本研究仅限于单个后牙修复体的咬合面精度比较,修复类型较局限,未来可开展多种类型修复体的研究,比较不同数字化方法应用于不同位置、不同跨度修复体咬合面的效果;在朱家奕等^[30]的研究中发现,受试者在下颌运动记录时的咬合状态对下颌运动轨迹有影响,进一步会对修复体咬合面形态产生影响,本研究后续也可纳入咬合状态这一因素,比较不同方法、不同咬合状态对修复体咬合面精度的影响;本研究作为比较多种数字化方法指导修复体咬合面设计的初步研究,样本量较小,研究结果代表性可能不足,但能为后续大样本研究提供一定基础,本研究未来将扩大样本量并根据年龄、性别、咬合生理特征等因素进行分组研究,以进一步验证现有研究结论的普适性。

利益冲突声明:作者声明本文无利益冲突。

4 参考文献

- [1] Walton TR, Layton DM. Mediotrusive occlusal contacts: best evidence consensus statement[J]. J Prosthodont, 2021, 30(S1): 43-51.
- [2] 朱锦怡, 龚衍吉, 郑芳杰, 等. 咬合异常与颞下颌关节紊乱症的关系再思考[J]. 口腔医学, 2024, 44(1): 24-30.
Zhu JY, Gong YJ, Zheng FJ, et al. Reevaluation of the association between the malocclusion and temporomandibular disorders[J]. Stomatology, 2024, 44(1): 24-30.
- [3] Di Fiore A, Meneghello R, Graiff L, et al. Full arch digital scanning systems performances for implant-supported fixed dental prostheses: a comparative study of 8 intraoral scanners[J]. J Prosthodont Res, 2019, 63(4): 396-403.

- [4] Cheng CW, Ye SY, Chien CH, et al. Randomized clinical trial of a conventional and a digital workflow for the fabrication of interim crowns: an evaluation of treatment efficiency, fit, and the effect of clinician experience[J]. *J Prosthet Dent*, 2021, 125(1): 73-81.
- [5] 沈颀飞. 口腔修复诊疗中构建虚拟患者的机遇与挑战[J]. *华西口腔医学杂志*, 2024, 42(1): 1-11.
Sheng JF. The chance and challenge of creating virtual patients in prosthodontics[J]. *West China J Stomatol*, 2024, 42(1): 1-11.
- [6] Lepidi L, Galli M, Mastrangelo F, et al. Virtual articulators and virtual mounting procedures: where do we stand[J]. *J Prosthodont*, 2021, 30(1): 24-35.
- [7] Valenti M, Schmitz JH. A reverse digital workflow by using an interim restoration scan and patient-specific motion with an intraoral scanner[J]. *J Prosthet Dent*, 2021, 126(1): 19-23.
- [8] Tian SK, Dai N, Cheng XS, et al. Relative trajectory-driven virtual dynamic occlusal adjustment for dental restorations[J]. *Med Biol Eng Comput*, 2019, 57(1): 59-70.
- [9] 刘晓强, 谭建国. 一步一步做好微创修复的贴面牙体预备[J]. *中华口腔医学杂志*, 2021, 56(3): 306-310.
Liu XQ, Tan JG. Tooth preparation of veneers in the minimally invasive restoration: step by step[J]. *Chin J Stomatol*, 2021, 56(3): 306-310.
- [10] Williams WN, Lapointe LL, Thornby JI. Interdental thickness discrimination by normal subjects[J]. *J Dent Res*, 1974, 53(6): 1404-1407.
- [11] Tamaki K, Ishigaki S, Ogawa T, et al. Japan Prosthodontic Society position paper on “occlusal discomfort syndrome”[J]. *J Prosthodont Res*, 2016, 60(3): 156-166.
- [12] 徐欣蕊, 余润平, 袁芸, 等. 基于下颌运动轨迹数据指导的数字化全冠咬合面精度评价[J]. *上海口腔医学*, 2023, 32(1): 58-62.
Xu XR, Yu RP, Yuan Y, et al. Assessment of the reproducibility of occlusal morphology for digital full crown designed by mandibular trajectory data[J]. *Shanghai J Stomatol*, 2023, 32(1): 58-62.
- [13] Kollmuss M, Jakob FM, Kirchner HG, et al. Comparison of biogenetically reconstructed and waxed-up complete occlusal surfaces with respect to the original tooth morphology[J]. *Clin Oral Investig*, 2013, 17(3): 851-857.
- [14] 马丽娅, 巢家瑞, 刘飞, 等. 基于下颌运动轨迹与虚拟髁架运动参数模拟调髁的对比研究[J]. *华西口腔医学杂志*, 2023, 41(3): 254-259.
Ma LY, Chao JR, Liu F, et al. A comparative study based on the mandibular movement track and the movement parameters of the virtual articulator in simulating occlusal adjustment[J]. *West China J Stomatol*, 2023, 41(3): 254-259.
- [15] Saini H, Wadell JN, Pullan AJ, et al. Automatically generating subject-specific functional tooth surfaces using virtual mastication[J]. *Ann Biomed Eng*, 2009, 37(8): 1646-1653.
- [16] 李琳琳, 陈虎, 李伟伟, 等. 正常髁力咬合状态下后牙移动的口腔内三维扫描测量和分析[J]. *中华口腔医学杂志*, 2020, 55(10): 743-749.
Li LL, Chen H, Li WW, et al. Investigation of posterior teeth displacement under normal bite force by an intraoral scanner[J]. *Chin J Stomatol*, 2020, 55(10): 743-749.
- [17] Li L, Chen H, Li WW, et al. Design of wear facets of mandibular first molar crowns by using patient-specific motion with an intraoral scanner: a clinical study[J]. *J Prosthet Dent*, 2023, 129(5): 710-717.
- [18] 李穗, 马雯洁, 王时敏, 等. 上前牙种植单冠修复体切导的数字化设计正确度[J]. *北京大学学报(医学版)*, 2024, 56(1): 81-87.
Li S, Ma WJ, Wang SM, et al. Trueness of different digital design methods for incisal guidance of maxillary anterior implant-supported single crowns[J]. *J Peking Univ (Health Sci)*, 2024, 56(1): 81-87.
- [19] Lee YC, Lee C, Shim JS, et al. Comparison between occlusal errors of single posterior crowns adjusted using patient specific motion or conventional methods[J]. *Appl Sci*, 2020, 10(24): 9140.
- [20] 谢培进, 刘伟才, 王灿, 等. 不同咬合记录方式制作后牙单冠的咬合适合性研究[J]. *口腔医学*, 2021, 41(9): 810-815.
Xie PJ, Liu WC, Wang C, et al. Study on the occlusal suitability of posterior single crowns made by different occlusal recording methods[J]. *Stomatology*, 2021, 41(9): 810-815.

- [21] Lin PT, Jiao Y, Zhao SJ, et al. Occlusion and disocclusion time changes in single unit crowns designed by functional generated path technique: a randomized clinical trial[J]. Sci Rep, 2017, 7(1): 388.
- [22] Pröschel P, Morneburg T, Hugger A, et al. Articulator-related registration: a simple concept for minimizing eccentric occlusal errors in the articulator[J]. Int J Prosthodont, 2002, 15(3): 289-294.
- [23] Hsu MR, Driscoll CF, Romberg E, et al. Accuracy of dynamic virtual articulation: trueness and precision[J]. J Prosthodont, 2019, 28(4): 436-443.
- [24] Altarakemah Y, Akbar J, Akthar S, et al. Evaluation of a technique for reducing chairside occlusal adjustment of crowns[J]. J Prosthodont, 2021, 30(2): 183-188.
- [25] 隋华欣, 孙玉春, 王勇, 等. 基于光学定位运动跟踪技术的数字化验架初步研究[J]. 口腔颌面修复学杂志, 2015, 16(1): 1-4.
- Sui HX, Sun YC, Wang Y, et al. Preliminary study of digital articulator based on optical location tracking technology[J]. Chin J Prosthodont, 2015, 16(1): 1-4.
- [26] Fang JJ, Kuo TH. Tracked motion-based dental occlusion surface estimation for crown restoration[J]. Comput Aided Des, 2009, 41(4): 315-323.
- [27] Kijak E, Lietz-Kijak D, Frączak B, et al. Assessment of the TMJ dysfunction using the computerized facebow analysis of selected parameters[J]. Biomed Res Int, 2015, 2015: 508069.
- [28] 徐心雨, 吴灵, 宋凤岐, 等. 基于下颌运动轨迹的正颌外科术中下颌髁突定位方法及初步精度验证[J]. 北京大学学报(医学版), 2024, 56(1): 57-65.
- Xu XY, Wu L, Song FQ, et al. Mandibular condyle localization in orthognathic surgery based on mandibular movement trajectory and its accuracy verification[J]. J Peking Univ (Health Sci), 2024, 56(1): 57-65.
- [29] Ahlers MO, Bernhardt O, Jakstat HA, et al. Motion analysis of the mandible: guidelines for standardized analysis of computer-assisted recording of condylar movements[J]. Int J Comput Dent, 2015, 18(3): 201-223.
- [30] 朱家奕, 王俊杰, 王宇轩, 等. 轻咬合和重咬合状态对下颌运动轨迹及虚拟预调验的影响[J]. 中华口腔医学杂志, 2023, 58(1): 50-56.
- Zhu JY, Wang JJ, Wang YX, et al. Study on mandibular movement trajectory and virtual occlusal pre-adjustment under light and heavy bite force[J]. Chin J Stomatol, 2023, 58(1): 50-56.

(本文编辑 张玉楠)

《口腔修复新进展》出版发行

书籍名称: 口腔修复新进展

主编: 万乾炳, 裴锡波

出版社: 人民卫生出版社

内容简介: 本书介绍了口腔修复临床上新的前沿进展, 特别是对口腔修复领域中微创美学、固定修复、数字化修复和种植修复的前沿进展进行了详尽的介绍。本书内容全面, 图文并茂, 既具有理论基础, 又具有临床实用价值, 可供口腔修复学专业同行、口腔医学研究生和口腔医学住院医师规范化培训医师等参考, 为口腔临床修复提供专业的指导。

