

下颌三维有限元建模与动态载荷下的应力分析

曾绍禹¹, 李珊¹, 杨向红², 张顺关¹, 汤克彬¹

1. 昆明理工大学机电工程学院, 云南 昆明 650500; 2. 昆明市延安医院口腔科, 云南 昆明 650051

【摘要】目的:研究并完善基于锥形束CT(CBCT)图像的牙列、颌骨和牙周膜的三维有限元建模方法,分析模拟咀嚼动态加载时的应力分布。**方法:**选择一名牙列整齐、无牙体缺失、牙周健康的女性志愿者,用CBCT扫描头骨,从图像中提取下牙列与下颌骨模型,修复缺陷并进行曲面优化,对牙周膜建模并装配各部分构成三维实体模型,接着定义材料属性、划分网格、设置约束、施加载荷,分析牙列与周围骨组织在动态载荷作用下的应力分布。**结果:**成功构建人体下牙列、牙周膜和下颌骨的三维有限元模型。在动态加载下,等效应力峰值(44.73 MPa)位于下颌第一磨牙牙根处,牙周膜与牙颌骨在斜向载荷下会出现应力集中现象。**结论:**利用CBCT扫描结合多种软件可建立仿真度良好的下颌三维有限元模型,适用于后续生物力学研究。在Mimics软件中用不同阈值提取模型可使结果更精细。减小颊尖倾斜度降低受到的剪切力可改善应力集中现象。

【关键词】下颌骨;下牙列;牙周膜;有限元建模;动态加载

【中图分类号】R318;R782.6

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2023)05-0647-06

Three-dimensional finite element modeling of the jaw and a stress analysis under dynamic loading

ZENG Shaoyu¹, LI Shan¹, YANG Xianghong², ZHANG Shunguan¹, TANG Kebin¹

1. Faculty of Mechanical and Electrical Engineering, Kunming University of Science and Technology, Kunming 650500, China; 2. Department of Stomatology, Kunming Yan'an Hospital, Kunming 650051, China

Abstract: Objective To explore and improve an efficient method for the three-dimensional finite element modeling of dentition, mandible and periodontal ligament using cone beam CT (CBCT) images, and analyze the stress distribution under dynamic loading. **Methods** The skull of a female with regular dentition, no missing teeth and healthy periodontium was scanned with CBCT. The lower dentition and mandible models which were extracted from the image were processed with defects repair and surface optimization; and the periodontal ligament was modeled and assembled with each part to form a three-dimensional solid model. After material property definition, mesh generation, constraint setting and loading, the stress distributions of dentition and surrounding bone tissues under dynamic loading were analyzed. **Results** The three-dimensional finite element models of lower dentition, periodontal ligament and mandible were successfully constructed. Under dynamic loading, the peak value of equivalent stress (44.73 MPa) was located at the root of mandibular first molar. Stress concentration occurred at periodontal ligament and mandible under oblique loading. **Conclusion** A three-dimensional finite element model of human jaw can be established using CBCT and a variety of software, and it is suitable for the subsequent biomechanical research. Extracting models with different thresholds in Mimics software can make the results more accurate. Lowering the shear force by decreasing the inclination of buccal cusp can reduce the stress concentration.

Keywords: mandible; lower dentition; periodontal ligament; finite element analysis; dynamic loading

前言

锥形束CT(Cone Beam CT, CBCT)扫描有辐射

量低、各向同性、高空间分辨率的优点,在临床中得到广泛应用^[1-3]。已有学者把三维有限元技术应用于口腔医学,利用CBCT数据对单颗牙齿进行建模与应力分析^[4];对牙列与牙周进行整体的建模^[5];还有基于CBCT图像对下颌骨与牙列进行建模^[6]。三维有限元建模和分析方法是一种把复杂几何体划分为小单元分析再整合起来的研究方法,该方法不需要与对象直接接触,可重复性高。通过模拟口腔内难以接触和测量的区域来预测口腔医学的临床实际情

【收稿日期】2022-12-26

【基金项目】云南省教育厅科学研究基金(2022Y206)

【作者简介】曾绍禹,硕士研究生,研究方向:医工结合, E-mail: 314034185@qq.com

【通信作者】李珊,研究生导师,副教授,研究方向:数字化设计与制造, E-mail: 624814911@qq.com

况,在一定程度上可以降低成本,避免部分伦理约束问题^[7-9]。本研究提出在不同灰度阈值范围中分别提取牙齿模型和牙槽骨模型的建模方法,与之前的建模思路相比,对原始数据的有损操作更少,从建模流程上减少了建模过程中内在的误差,并模拟了一个咀嚼周期中牙齿与骨组织的受力情况,进行有限元分析,为今后更深入的有限元分析和更复杂的模型建立打下基础。

1 材料与方法

1.1 材料

选择一名牙列整齐、无牙体缺失、牙周健康的女性志愿者,采用CBCT对其进行扫描,设备型号为KAVO i-CAT 17-19,重建容积大小为直径16 cm,高度13 cm,分辨率为2.51 p/mm,重建时间为14.7 s。采集头骨及牙齿三维信息获得DICOM格式数据。

1.2 下颌骨和下牙列模型提取

把DICOM格式数据导入Mimics 20.0软件,通过设置一个合适的灰度阈值先把头骨牙齿和其余无关图像区分开来,重建头骨和牙列的三维模型。有限元分析需要把牙齿和牙槽骨分离并赋予相应的物理

属性,因此在建模的同时要单独提取牙齿和牙槽骨。牙齿和牙槽骨的羟基磷灰石含量较接近,故牙槽骨和牙齿在灰度阈值上有较大的重叠。尽管如此,牙槽骨和牙齿的灰度阈值范围也有所差异,若牙齿的灰度阈值为 $[L_1, U_1]$,该牙齿所在牙槽骨位置的灰度阈值为 $[L_2, U_2]$,通常情况下, $L_2 < L_1$ 。把阈值设置为 $L_2 \sim U_2$ 时,牙齿的三维模型周围会出现许多噪点,但是此时牙槽骨模型十分完整;把阈值设置为 $L_1 \sim U_1$ 时,牙槽骨会出现缺失,但是牙齿模型情况良好,噪点较少(图1)。在这种条件下,可以在灰度阈值设置为 $L_1 \sim U_1$,即1 088~3 359的图层中提取出牙齿模型;在灰度阈值设置为 $L_2 \sim U_2$,即424~3 359的图层中提取出牙槽骨模型。在提取牙槽骨模型时,通过画检测线查看皮质骨与松质骨的灰度阈值差异(图2a),把检测线经过区域的灰度阈值绘制成曲线图(图2b),观察到检测线中段松质骨的灰度阈值低于皮质骨的灰度阈值,所以可以根据该特性进一步提取出松质骨模型与皮质骨模型。值得注意的是,通过此方法单独提取的牙槽骨上的坑洞需要使用多层编辑命令手动填补完整,以便在牙齿与牙槽骨装配完成后进行布尔减与布尔干涉运算。

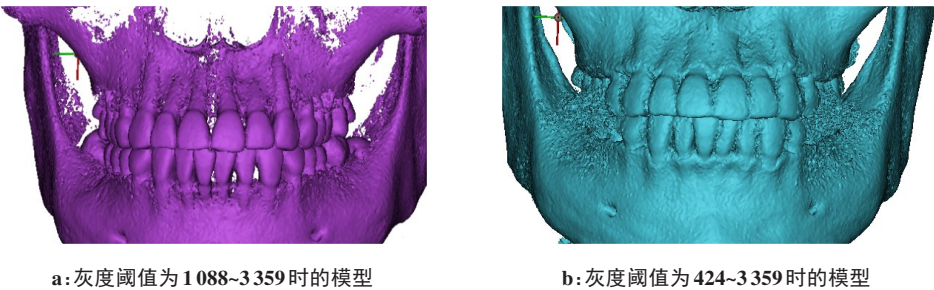


图1 不同灰度阈值设置下的模型对比
Figure 1 Comparison of models under different grayscale threshold settings

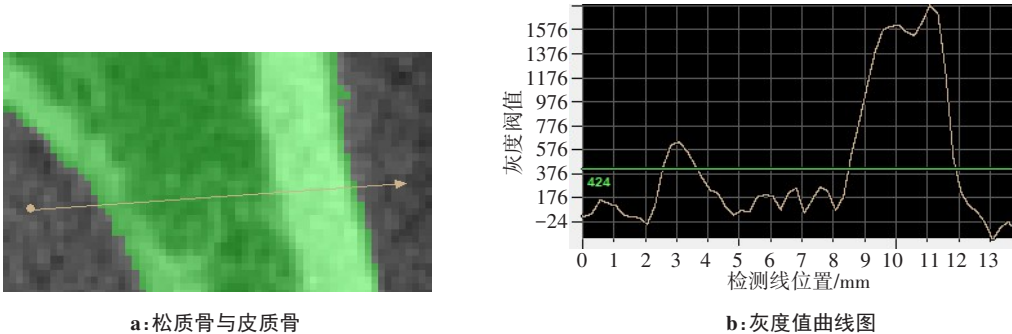
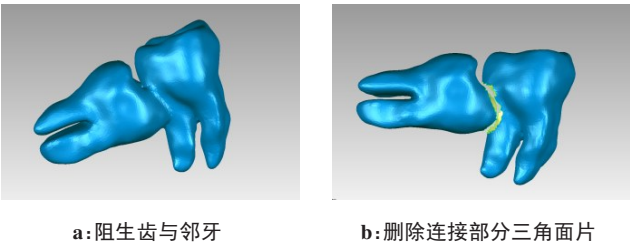


图2 松质骨与皮质骨的灰度值差异
Figure 2 Grayscale threshold difference between cancellous bone and cortical bone

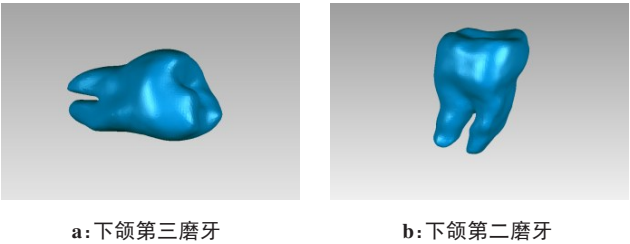
为了更好地比较传统方法与本文方法在提取牙列模型上的应用情况,额外选用一位含水平阻生智

齿的男性志愿者的数据,从Mimics中提取整体牙列模型而不作单颗牙齿分割,尝试用传统方法在

Geomagic 中对单颗牙齿进行提取。在切牙与尖牙处,牙列模型中的牙齿邻面相连,可以通过小范围删除三角面片再利用曲率进行轮廓修复的方法完成牙齿的单独提取,近似达到通过阈值分割的效果。在下颌第二磨牙与下颌第三磨牙的位置,也就是阻生齿所在处,使用传统方法分割两颗牙齿较难,此时牙齿的冠面与邻面相连,接触面积过大,删除三角面片后难以进行精准修复(图3),说明传统方法具有一定局限性。而在Mimics 中,牙齿间的接触面会有明显的灰度值分界线,接触面处的灰度阈值较高,可通过牙齿间接触面的高灰度阈值将每一颗牙齿视为独立的个体来提取单颗牙齿模型,利用灰度阈值分割阻生齿的效果如图4所示。



a: 阻生齿与邻牙
b: 删除连接部分三角面片
图3 传统方法分割阻生齿与其邻牙
Figure 3 Division of impacted tooth and its adjacent tooth using traditional method



a: 下颌第三磨牙
b: 下颌第二磨牙
图4 通过灰度阈值分割阻生齿与其邻牙
Figure 4 Division of impacted tooth and its adjacent tooth using grayscale threshold segmentation method

对于本研究所选取的牙列整齐的女性志愿者,由于每颗牙齿间的接触面较小且规整,使用传统方法与灰度阈值分割法都能顺利建模,此处选用阈值分割法来提取牙齿模型。完成上述操作后把模型导出为.stl格式。

1.3 下颌骨和下牙列模型的NURBS 曲面化

在把模型实体化之前,需要在Geomagic 里把模型进行曲面化。在Geomagic 中打开.stl 格式文件,重划网格后对模型的尖角与缺陷用去除特征修复,修复完缺陷后进行精确曲面操作,通过编辑轮廓线、构造曲面片、修理曲面片、构造格栅、拟合曲面操作完

成下颌骨与下牙列模型的NURBS 曲面化,导出为.igs 格式文件保存。由于牙周膜的厚度一般为0.15~0.38 mm^[10-11],所以此时再把每一个牙齿模型向外偏移0.20 mm,得到牙列偏移模型,以便牙周膜的建模。

1.4 下颌骨和下牙列模型的实体化与装配

在SolidWorks 2016 软件中打开.igs 格式文件进行实体化,各个模型拥有同等的原点坐标,在装配过程中将牙齿与牙槽骨原点重合就能还原各自的位置。将牙齿偏移模型与牙槽骨模型进行布尔干涉运算后再与牙齿模型进行布尔减运算即可得到牙周膜模型(图5)。把牙周膜、牙列模型与含牙槽窝的牙槽骨进行原点重合装配即可得到整体模型。



图5 牙周膜模型
Figure 5 Model of periodontal ligament

1.5 定义材料属性与划分网格

完成上述建模工作后,还需要对模型进行有限元分析。有研究提出牙周膜的本构模型应由超弹性或粘弹性表征^[12-13],而Rodriguez-Ferrer 等^[14]表明当研究目的不是分析牙周膜时,线性模型能充分表征牙周组织的行为,可大幅减少计算所需时间。假设模型中的各个部分材料是各向同性的、均匀的、线弹性的,牙齿、牙槽骨的材料力学属性参考过去的生物材料测试实验数据(表1)^[15-17]。在连接选项中定义牙齿、牙周膜与牙槽骨之间的接触类型为绑定。网格均划分为三维10 节点4 面体结构单元,牙周膜网格尺寸设置为0.2 mm,其余部分网格尺寸均为2 mm,模型节点总数为1 693 905,总单元数为873 486。

表1 下颌骨及下牙列的材料力学属性
Table 1 Material mechanical properties of mandible and lower dentition

结构	弹性模量/MPa	泊松比
牙齿	18 600	0.31
皮质骨	13 700	0.30
松质骨	1 370	0.30
牙周膜	0.25	0.45

1.6 设置边界约束和载荷

本研究模拟了在一个咀嚼周期期间的受力情况,对下颌骨的底部进行固定^[18]。模拟一个咀嚼周期期间的动态载荷的周期为0.875 s,这个周期又可分为5个阶段:预备阶段、咀嚼前期阶段、咀嚼中期阶段、咀嚼后期阶段和卸载阶段^[19]。预备阶段:上下颊尖相对,接触咬合,使得咬合力快速上升;咀嚼前期阶段:下颌第一磨牙颊尖沿着上颌牙齿滑动,下颌第一磨牙颊尖颊面咬合力缓慢上升;咀嚼中期阶段:上下颊尖回到相对位置,再次形成正中牙合位,咬合力再次上升达到峰值;咀嚼后期阶段:下颌第一磨牙的颊尖舌

斜面沿着上颌牙齿舌尖颊斜面滑动,此阶段咬合力缓慢下降;卸载阶段:上下牙列分离,咬合力迅速下降(图6)。咀嚼周期中这5个阶段各自的时间可划分为0~0.067 s、0.067~0.0.449 s、0.449~0.572 s、0.572~0.764 s、0.764~0.875 s^[20]。加载峰值根据中国青壮年的咬合力平均决定^[21],本研究拟定该峰值大小为250 N,假定牙合力的大小在动态变化时满足线性变化。咀嚼时牙齿受到的力的方向是不断变化的,但是总体上可以看作垂直于咬合面的轴向力和与牙长轴呈45°夹角的斜向力,作用面主要是对应阶段接触的颊尖上的面。动态加载具体情况如表2所示。



图6 咀嚼周期示意图
Figure 6 Schematic diagram of a chewing cycle

表2 咀嚼周期内动态加载方式
Table 2 Dynamic loading method during a chewing cycle

阶段	t/s	方向	加载部位	载荷大小/N
预备	0~0.067	垂直咬合面	颊尖	0~150
咀嚼前期	0.067~0.449	颊面斜向下45°	颊尖颊面	150~190
咀嚼中期	0.449~0.572	垂直咬合面	颊尖	190~250
咀嚼后期	0.572~0.764	舌面斜向下45°	颊尖舌面	250~200
卸载	0.764~0.875	-	-	200~0

2 结果

2.1 建模方法

本研究的建模流程见图7,该方法可以完成下颌各部分模型的建立,也适用于上颌模型建立。该方法在牙槽骨、牙齿与牙周膜的接触部分均是用布尔运算生成,可以保证接触处的合理性。

2.2 模型基本情况

本研究建立了下颌骨、下牙列与牙周膜的三维有限元模型,模型划分为4面体结构单元,每个单元10个节点,共生成873 486个单元,1 693 905个节点。图8为导入Ansys后的有限元模型。

2.3 模型应力分析结果

在动态载荷下,等效应力峰值出现在下颌第一磨牙牙根处,峰值为44.73 MPa(图9)。由于第五阶段为

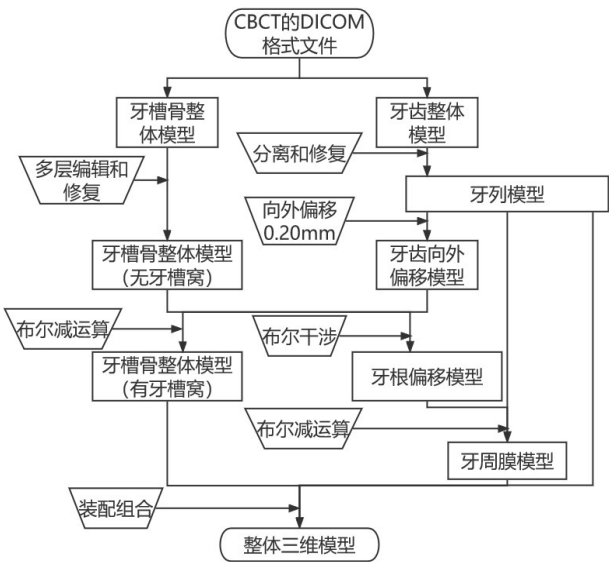


图7 建模流程图
Figure 7 Modeling procedure

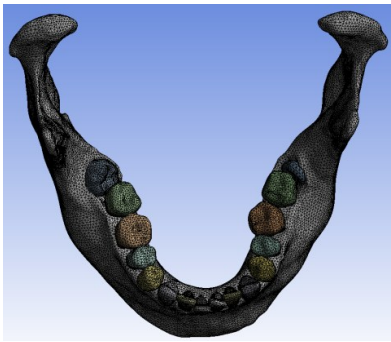


图8 下颌的三维有限元模型

Figure 8 Three-dimensional finite element model of the lower jaw

卸载阶段,故仅对前4个阶段进行展示。等效应力峰值与最大主应力峰值随时间分布如图10、11所示。

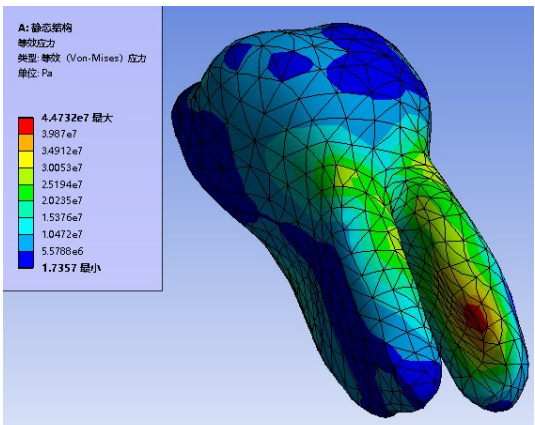


图9 下颌第一磨牙等效应力分布图

Figure 9 Equivalent stress distribution of mandibular first molar

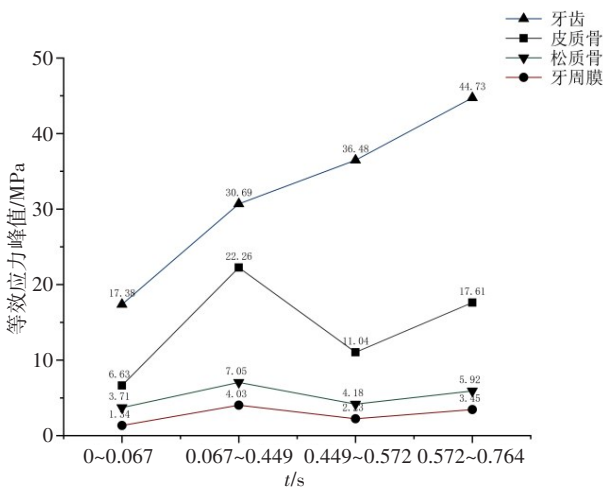


图10 等效应力峰值分布随时间变化趋势图

Figure 10 Variation trend of equivalent stress peak with time

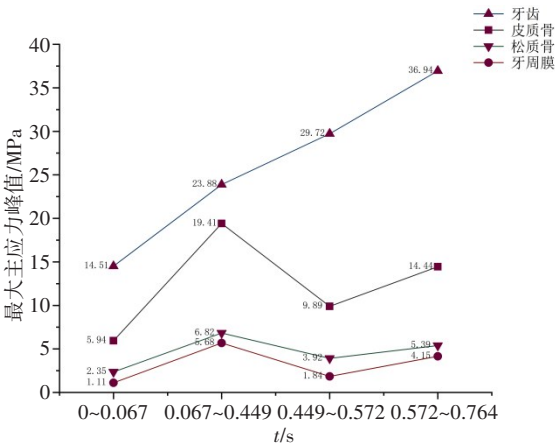


图11 最大主应力峰值分布随时间变化趋势图

Figure 11 Variation trend of maximum principal stress peak with time

元模型的方法是目前最常用的建模方法,本研究完善了这种基于CBCT图像的颌骨以及牙列的有限元模型建模方法,该建模方法适用于分析颌骨运动时的受力等一系列生物力学问题,也可用于对口腔医学教学的模具生产有比较好的通用性。

本研究提出的牙列和牙颌骨建模方法中,对牙列与牙颌骨各自独立出来的操作是在Mimics中完成的。文献[6]中,把牙齿相互分开的操作是在Geomagic中完成的,在Geomagic中删除三角面片后再通过填充孔洞的方法恢复模型。此方法存在一些缺陷,在Geomagic中每一次删除三角面片的操作都是对模型有损的,若患者口腔环境更为复杂,则删除三角面片操作次数较正常情况多,填充孔洞的过程也会改变孔洞周围三角面片的结构,模型失真情况会更加严重,所以该方法主要适用于对口腔环境较为良好的健康志愿者或轻微口腔疾病患者进行建模。在传统方法的基础上还有对删除齿间连接区域之后的开口部分用局部最优权值规则进行剖分和细分优化的方法^[22-23],但由于阻生齿与其邻牙连接区域面积过大,此时无法通过局部优化的方法去修复大面积的开口部分,所以传统方法具有很大局限性。当建模对象具有类似牙列不齐问题时,用传统方法难以完成建模工作。本文方法是在Mimics里设置不同的灰度阈值再把牙列与牙颌骨分开,在Mimics中,即使齿间接触面积较大,依旧能通过齿间明显的接触界线精准分离出牙齿,避免了在Geomagic中进行多次的删除操作,因此操作更准确、容错性更强且适用范围更广。

关于动态加载,宋蕊^[21]、吕佳等^[24]与哈雅楠^[25]采用的方案相同,其中载荷大小没有变化,均处于咬合力峰值,与李鸿波等^[20]的咬合力实验有出入,且各个阶段时间分布也有差异,本研究的加载方案根据李鸿波等^[20]

3 讨论

对CBCT图像进行图像识别从而建立三维有限

的咬合力实验结果来确定。在本研究的一个动态载荷周期中,牙齿的等效应力与最大主应力峰值随时间的变化与分布均表现为:从预备阶段到咀嚼后期阶段应力值逐渐增加,在第四个阶段应力值达到最大;而牙周膜、皮质骨与松质骨的应力峰值表现为:在第一阶段与第三阶段应力值较小,在第二阶段与第四阶段应力值较大。这主要是因为在第一阶段与第三阶段受到的力基本与牙长轴平行,经过了牙冠、牙根、牙周膜的传导与分散作用,很大程度上缓解了应力集中的现象;而在第二阶段与第四阶段受到的力为斜向力,会出现较大的剪切力,难以得到缓冲和分散,从而导致应力集中现象。患者经过种植义齿手术后会失去牙周膜的缓冲效果,应力集中现象会较天然牙列更明显与严重,故在临床上对患者进行种植牙手术时,可以通过适当减小颊尖倾斜度来降低义齿所受的剪切力,使得手术效果更好更稳定。

三维有限元分析是一种高效、可重复性高、可模拟多种复杂环境条件的生物力学研究方法,在研究过程中不会与患者进行直接接触,不会对患者本身的体验造成负面影响。该分析方法主要应用于口腔种植修复学以及口腔正畸学中,用以优化种植修复手术方案或正畸方案,辅助提高手术的成功率;但目前的三维有限元分析方法还在发展中,存在一定的局限性。由于计算机软硬件的限制,有限元分析过程中会简化部分条件,如材料属性、载荷的施加等,与患者真实口腔情况有所差距,未来三维有限元分析的发展趋势会让分析越来越精确,越来越接近真实情况。本研究的应力分析结果与方法具有一定可参考性,所建立的模型可用于后续更复杂的生物力学研究。

【参考文献】

- [1] 闫澍,施生根,刘子健,等.应用牙颌模型扫描和CT扫描技术构建咀嚼黏膜的三维模型[J].口腔颌面修复学杂志,2018,19(5):293-296.
- [2] Yan S, Shi SG, Liu ZJ, et al. Using dental model scanning combined with computed tomography to reconstruct digitized 3D masticatory mucosa[J]. Chinese Journal of Prosthodontics, 2018, 19(5): 293-296.
- [3] Hitendrabhai AP, Valjibhai PV, Subhash DS, et al. Comparative evaluation of peri-implant stress distribution in implant protected occlusion and cusally loaded occlusion on a 3 unit implant supported fixed partial denture: a 3D finite element analysis study[J]. J Adv Prosthodont, 2021, 13(2): 79-88.
- [4] Raaj G, Manimaran P, Kumar CD, et al. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on stress and strain in the mandibular segment-a three-dimensional finite element analysis[J]. J Pharm Bioall Sci, 2019, 11(6): 347-354.
- [5] Amra AV, Selma J, Selma Z, et al. Occlusal stress distribution on the mandibular first premolar-FEM analysis[J]. Acta Med Acad, 2019, 48(3): 255-261.
- [6] 满斌,傅波,白林,等.基于4种软件的牙周病患者牙齿建模和受力分析[J].医用生物力学,2017,32(5):454-457.
- [7] Man B, Fu B, Bai L, et al. Modeling and analysis for teeth of a patient with periodontal diseases based on four kinds of software[J]. Journal of Medical Biomechanics, 2017, 32(5): 454-457.
- [8] 王爽,孙江,于雁云.基于CBCT图像的颌骨及牙列有限元建模方法研究[J].实用口腔医学杂志,2019,35(1):55-59.
- [9] Wang S, Sun J, Yu YY. Study on finite element modeling approach of mandible with full dentition based on CBCT images[J]. Journal of Practical Stomatology, 2019, 35(1): 55-59.
- [10] Elsaiyyad AA, Abbas NA, AbdelNabi NM, et al. Biomechanics of 3-implant-supported and 4-implant-supported mandibular screw-retained prostheses: a 3D finite element analysis study[J]. J Prosthet Dentist, 2020, 124(1): 68-78.
- [11] Cenkoglu BG, Balcioglu NB, Ozdemir T, et al. The effect of the length and distribution of implants for fixed prosthetic reconstructions in the atrophic posterior maxilla: a finite element analysis[J]. Materials, 2019, 12(16): 2556.
- [12] Brune A, Stiesch M, Eisenburger M, et al. The effect of different occlusal contact situations on peri-implant bone stress-a contact finite element analysis of indirect axial loading[J]. Mat Sci Eng C, 2019, 99(1): 367-373.
- [13] 刘旺玉,吴华锋,蔡斌.牙周膜厚度对舌侧矫治中下颌第1磨牙近中移动的影响[J].医用生物力学,2013,28(2):223-228.
- [14] Liu WY, Wu HF, Cai B. Effects of periodontal ligament thickness on mesial movement of mandibular first molar in lingual orthodontics[J]. Journal of Medical Biomechanics, 2013, 28(2): 223-228.
- [15] Huang HL, Tsai MT, Yang SG, et al. Mandible integrity and material properties of the periodontal ligament during orthodontic tooth movement: a finite-element study[J]. Appl Sci, 2020, 10(8): 2980.
- [16] 魏志刚,汤文成,严斌,等.基于有限元法的牙周膜本构模型研究[J].工程力学,2009,26(10):211-216.
- [17] Wei ZG, Tang WC, Yan B, et al. Study on the constitutive model of periodontal ligament based on finite element method[J]. Engineering Mechanics, 2009, 26(10): 211-216.
- [18] 杨宇.牙周膜生物力学研究及正畸中的仿真应用[D].南京:东南大学,2018.
- [19] Yang Y. Biomechanical study of periodontal ligament and its application in orthodontics[D]. Nanjing: Southeast University, 2018.
- [20] Rodriguez-Ferrer JD, Lizcano-Prada IA, Diosa-Peña JG. Linear, bilinear, and hyperelastic comparison for the periodontal ligament modeling[J]. J Phys, 2021, 2046(1): 12-18.
- [21] 阮世捷,李长杰,李海岩,等.种植体长度与直径对下颌骨牙齿种植影响的有限元分析[J].天津科技大学学报,2020,35(4):47-52.
- [22] Ruan SJ, Li CJ, Li HY, et al. Finite element analysis of the effect of implant length and diameter on mandibular dental implant[J]. Journal of Tianjin University of Science & Technology, 2020, 35(4): 47-52.
- [23] Saini HS, Ackland DC, Gong L, et al. Occlusal load modelling significantly impacts the predicted tooth stress response during biting: a simulation study[J]. Comput Method Biomech Biomed Eng, 2020, 23(7): 261-270.
- [24] 李九军,张静,陈凤山.牙周膜弹性模量的生物力学测定[J].口腔医学研究,2014,30(11):1099-1102.
- [25] Li JJ, Zhang J, Chen FS. Estimation of the PDL elastic modulus in Chinese by finite element method[J]. Journal of Oral Science Research, 2014, 30(11): 1099-1102.
- [26] 王健,刘定坤,邹俊东,等.有限元法模拟下颌磨牙咀嚼载荷的研究进展[J].口腔医学,2020,40(7):673-676.
- [27] Wang M, Liu DK, Zou JD, et al. Advances in the masticatory load of mandibular molars simulation by finite element method[J]. Stomatology, 2020, 40(7): 673-676.
- [28] 马惠萍.口腔解剖生理[M].北京:科学出版社,2014:134.
- [29] Ma HP. Oral anatomy and physiology[M]. Beijing: Science Press, 2014: 134.
- [30] 李鸿波,姚月玲.侧(牙合)运动中正常磨牙动态(牙合)力变化特点的研究[J].口腔颌面修复学杂志,2007,8(3):164-165.
- [31] Li HB, Yao YL. The dynamic characters of bite force changing in laterotrusions[J]. Chinese Journal of Prosthodontics, 2007, 8(3): 164-165.
- [32] 宋蕊.不同骨质条件下种植冠颊舌径及种植体颈部设计的应力分析[D].大连:大连医科大学,2020.
- [33] Song R. Stress analysis of buccal lingual diameter and implant neck design under different bone conditions[D]. Dalian: Dalian Medical University, 2020.
- [34] Kim T, Cho Y, Kim D, et al. Tooth segmentation of 3D scan data using generative adversarial networks[J]. Appl Sci, 2020, 10(2): 490.
- [35] 李占利,付敬鼎,李洪安,等.虚拟正畸治疗中的错位牙齿自动排列方法[J].图学学报,2019,40(2):225-234.
- [36] Li ZL, Fu JD, Li HA, et al. Automatic alignment method for malocclusion in virtual orthodontics treatment[J]. Journal of Graphics, 2019, 40(2): 225-234.
- [37] 吕佳,刘翠玲,蓝菁,等.动态载荷下种植体位置和直径对悬臂梁种植固定义齿应力影响的三维有限元研究[J].华西口腔医学杂志,2013,31(6):552-556.
- [38] Lü J, Liu CL, Lan J, et al. Three-dimensional finite element analysis of the effect of the location and diameter of implants on the stress distribution in three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures under dynamic loads[J]. West China Journal of Stomatology, 2013, 31(6): 552-556.
- [39] 哈雅楠.动态载荷下不同修复方式对后牙种植单冠应力分布影响的三维有限元分析[D].济南:山东大学,2019.
- [40] Ha YN. Three dimensional finite element analysis of the effect of different restorations on the stress, distribution of posterior implant crown under dynamic loading[D]. Jinan: Shandong University, 2019.

(编辑:谭斯允)