论著

DOI: 10.16016/j.1000-5404.201408106

种植支持全牙弓和分段式受力的对比分析

王 佳,王 超,徐 凌 (401147 重庆,重庆医科大学附属口腔医院修复科,口腔疾病与生物医学重庆市重点实验室)

[摘要] **目的** 建立下颌骨三维有限元模型,探讨无牙颌患者种植支持式固定义齿修复的类型,了解全牙弓和分段式修复体对下颌骨及种植体的受力异同。**方法** 临床采集患者下颌骨锥形束CT(cone beam computerized tomography,CBCT)数据及临床制作标准牙冠数据的扫描文件,使用逆向工程软件建立下颌骨种植支持式全牙弓和分段式三维有限元模型,通过有限元分析软件ANSYS分析正常咬合力作用下下颌骨、种植体以及修复体应力的大小。**结果** 在正常咬合力的作用下,全牙弓式骨皮质和骨松质von-Mises应力均小于分段式;全牙弓式各个种植体von-Mises应力均小于分段式,分段式各个种植体的von-Mises应力比全牙弓式更集中;全牙弓式修复体von-Mises应力大于分段式。**结论** 在生物力学方面,种植支持式全牙弓修复方式比分段式更有利于下颌骨和种植体的保护作用,但是不利于修复体的保护。

[关键词] 有限元分析;种植支持式;全牙弓式/分段式;咬合力;应力
[中图法分类号] R318.01;R783.2;R783.6 [文献标志码] A

Comparative analysis of implant-supported splinted and un-splinted superstructures by finite element analysis

Wang Jia, Wang Chao, Xu Ling (Department of Prosthodontics, Chongqing Key Laboratory for Oral Diseases and Biomedical Sciences, the Stomatological Hospital of Chongqing Medical University, Chongqing, 401147, China)

[**Abstract**] **Objective** To establish three-dimensional finite element models of the mandible and compare the effects of implant-supported splinted and un-splinted superstructures on stress changes of the mandible and implants of edentate patients. **Methods** The scanning files of clinical mandibular cone beam computerized tomography (CBCT) data and standard crown data were collected, and reverse engineering software was used to establish three-dimensional finite element models of mandibular implant-supported splinted and un-splinted superstructures. The stress changes of the mandible, implants and superstructures under normal bite force were analyzed with finite element analysis software (ANSYS). **Results** Under normal bite force, von-Mises stress of the cortical bone and cancellous bone of the splinted model was smaller than that of the un-splinted model. The vo-Mises stress of each implant of the splinted model was smaller than that of the un-splinted model, and the stress was more concentrated in the un-splinted model. The von-Mises stress of the splinted superstructure was larger than that of the un-splinted superstructure. **Conclusion** The implant-supported splinted superstructure has better protective effect on the mandible and implants but not on the superstructure itself as compared with the un-splinted superstructure in the biomechanical aspect.

[**Key words**] finite element analysis; implant-supported; splinted/un-splinted; bite force; stress

Corresponding author: Xu Ling, E-mail: xh1201@163.com

自Branemark发现钛合金种植体骨结合理论以来,种植义齿得到广泛的开展。对于牙列缺失的患者,种植支持式义齿是在传统义齿之外的选择,并且种植

[通信作者] 徐 凌,E-mail:xh1201@163.com
[优先出版] http://www.cnki.net/kcms/detail/51.1095.R.20141205.1535.115.html(2014-12-05)

支持式固定义齿的固位、稳定作用均优于传统全口义齿,其对咀嚼功能的恢复、剩余牙槽嵴的保存和患者修复后的满意度亦强于传统义齿[1-3]。但是,复杂的口内环境、咬合关系和患者自我的使用、维护等因素,对种植植入术后修复设计的选择至关重要。国内外关于种植修复的牙列缺失的各种附着体义齿、牙列缺损的3~5单位固定桥等相关的三维有限元的研究众多,但在进行下颌牙列缺失后的种植支持式固定修复时,选择全牙弓式或者分段式修复设计的标准尚未明确。

本研究以三维有限元为研究方法,以临床病例资料和制作义齿方法为基础,建立相同种植体数目的全牙弓式和分段式修复的下颌骨模型,利用有限元软件分析在正常咬合力作用下,下颌骨、种植体、修复体的受力情况,旨在为种植术后临床修复设计提供生物力学方面的理论依据。

1 材料与方法

1.1 建立三维实体模型

1.1.1 下颌骨模型的建立 选择1例准备进行下颌种植支持式固定义齿修复的患者,征得其同意,获得锥形束CT(cone beam computerized tomography,CBCT)对其扫描的下颌骨数据,资料保存为DICOM格式,导入Mimics 10.0软件,根据骨皮质和骨松质不同的灰度值,设置恰当的阈值提取硬组织,进行硬组织的三维重建,生成下颌骨模型,骨皮质的厚度为2 mm。使用逆向工程软件Geomagic Studio 10.0对模型进行精修细化,最后导出.stl格式用于模型的编辑。

1.1.2 种植体模型的建立 经过freedom 500数字扫描仪(韩国)扫描得到ITI种植体形态的.stl格式文件,模仿扫描的种植体形态,利用Geomagic Studio 10.0的草图功能绘制种植体的截面草图,使用建模中的旋转扫描功能,建立种植体的三维模型,所需的2种种植体尺寸分别为4.3 mm×10 mm、4.8 mm×10 mm。

1.1.3 修复体模型的建立 由重庆晶美义齿加工中心提供的临床制作修复体的标准牙冠数据(.stl格式文件)。将其导入Geomagic Studio 10.0软件对生成的模型进行表面修整和处理,建立以36~46全牙弓式修复体模型和36~34、33~43、44~46分3段的修复体模型[1-3]。

1.1.4 三维有限元模型的生成 将模型导入到ANSYS协同仿真环境,同时设置的2种修复类型传递到分析软件中,采用四面体网格对骨皮质、骨松质、种植体、修复体进行网格的划分,针对修复体和种植体、骨皮质、骨松质的结合面采用细化网格的方法,提高网格的质量,增加数据的准确度。36~46全牙弓式修复体模型即Model1,36~34、33~43、44~46分三段式的修复体模型即Model2。Model1和Model2的6颗种植体在下颌骨中的位置、长度、大小均一致,36、34、44、46种植体尺寸均为4.8 mm×10 mm,33、43种植体尺寸均为4.3 mm×10 mm。生成模型网格划分结果单元数为420 201,节点数为705 302。

1.2 材料的生物力学参数

本研究模拟的是临床种植修复后下颌骨、种植体、修复体的受力情况,为更真实地模拟下颌骨材料的属性,还原其临床的受力情况,应同时考虑下颌骨的骨皮质、骨松质组成的下颌骨是非均质性、各向异性[4]的非线性弹性材料,其材料参数见表1,模型中的其他材料参数[5-6]见表2。

表1 下颌骨正交各向异性

类别	E_1	E_2	E_3	G_{12}	G_{13}	G_{23}	v_{12}	v_{13}	v_{23}
骨皮质	12.500	17.900	26.600	4.500	5.300	7.100	0.180	0.310	0.280
骨松质	0.210	1.148	1.148	0.068	0.068	0.434	0.055	0.055	0.322

E:杨氏模量(GPa);G:剪切弹性模量;v:泊松比
骨皮质弹性模量方向:1, x-径向; 2, y-切向; 3, z-轴向
骨松质弹性模量方向:1, x-上下向; 2, y-近远中向; 3, z-前后向

表2 模型其他材料参数

材料	杨氏模量(GPa)	泊松比
钛种植体	103.4	0.35
修复体[a]	200.0	0.28

a:修复体材料为氧化锆

1.3 力量加载和边界条件

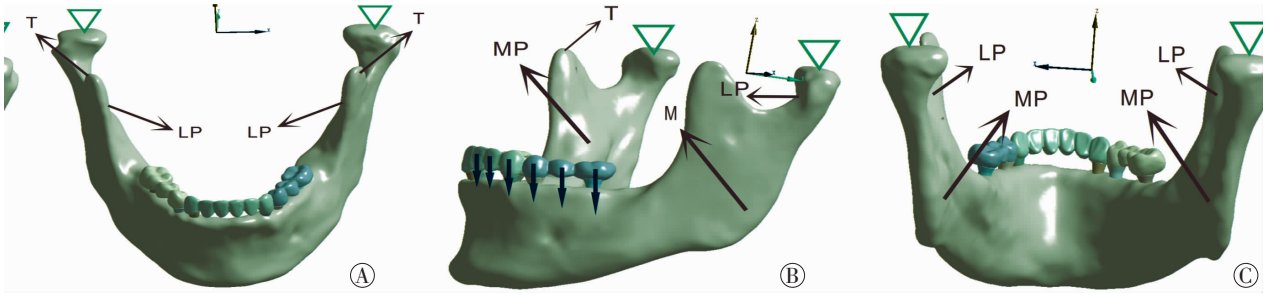
为模拟种植修复后临床咬合力对各部分的受力,其咬合接触面参考《殆学》[7];方向为直接垂直于牙长轴,加载的正常咬合力的数值来源于健康成年人的平均咬合力直接测量统计[8](表3);同时,颞下颌关节和咀嚼肌支持咬合力平衡,因此必须考虑咀嚼肌力和颞下颌关节的固定作用。咀嚼肌包括颞肌(temporal,T)、咬肌(masseter,M)、翼内肌(medial pterygoid,PM)、翼外肌(lateral pterygoid,PL),其肌力分别为34.09、59.23、39.60、34.44 N,各肌力在模型中的方向[8-10]见表4。建立的三维有限元模型的肌力方向和咬合力方向的示意图见图1。

表3 健康成年人11~16、21~26对应的咬合力(N,$\bar{x}\pm s$)

牙位	咬合力
1	93.88±38.16
2	95.75±36.59
3	119.68±42.58
4	178.54±77.20
5	206.01±86.52
6	221.71±70.53

表4 各肌力在模型中的方向（N）

方向	咬肌		翼内肌		翼外肌		颞肌	
	右	左	右	左	右	左	右	左
Cos(α)	-0.043	0.043	0.587	-0.587	0.714	-0.714	-0.325	0.325
Cos(β)	-0.011	0.011	-0.165	0.165	-0.692	-0.692	0.219	0.219
Cos(γ)	0.999	0.999	0.792	0.792	0.106	-0.106	0.920	0.920



A:模型唇侧;B:模型颊侧;C:模型舌侧 黑色箭头:示加载于下颌骨肌肉的力量方向;绿色三角形:示对颞下颌关节的固定作用;红色箭头:示36~46咬合力方向

图1 下颌骨的三维有限元模型建立的边界条件

1.4 主要评估指标

应用骨皮质、骨松质、种植体、修复体的等效应力峰值（maximum/minimum equivalent von-Mises stress，$\sigma_{Max}/\sigma_{Min}$）为主要评估指标。设定模型单元细化后，当骨皮质、骨松质和种植体的 $\sigma_{Max}/\sigma_{Min}$ 变化幅度小于3%时，则认为有限元分析（finite element analysis，FEA）的解为收敛的解。当单元细化循环设为3，细化深度设为2时，所有的模型可以得到自动收敛的解[11]。在ANSYS有限元计算软件中输入变量，即全牙弓和分段式上部修复结构，然后进行骨皮质、骨松质、种植体和修复体的应力分析，生成各评估指标。本研究中所有图示由程序自动绘制。

2 结果

2.1 应力分布梯度图对比

建成的三维有限元模型加载咬合力后的von Mises应力分布状况见图2、3，σ_{Max} 位于图中红、黄色区域，σ_{Min} 位于图中蓝色区域。

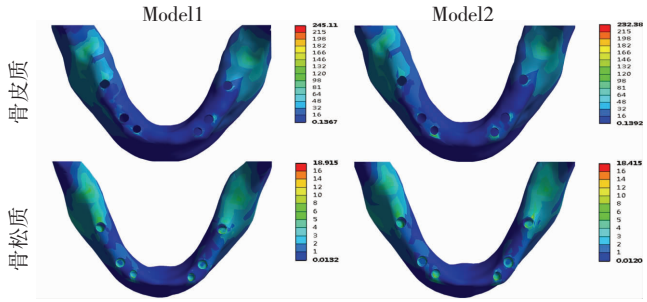


图2 Model1、Model2下颌骨的骨皮质、骨松质von Mises应力梯度图

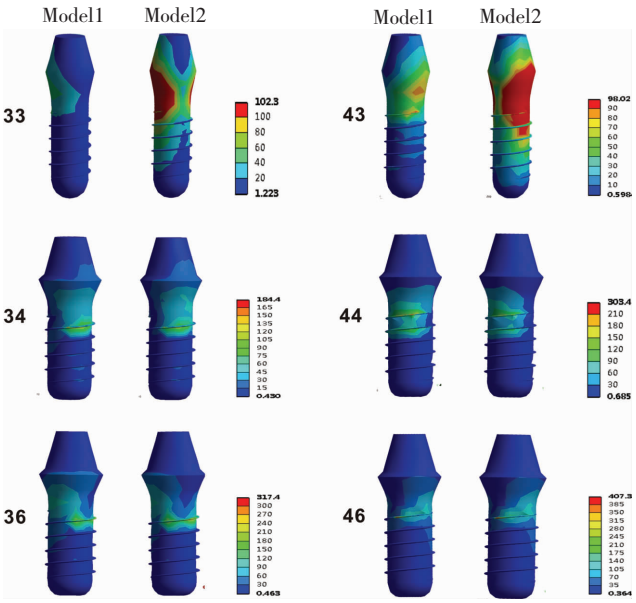


图3 Model1、Model2种植体唇侧的von Mises应力梯度图

由图2可见，种植体周围骨皮质受到的应力大于骨松质的应力；骨皮质应力分布主要集中在种植体窝颈部周围和下颌第三磨牙远中的位置，Model1的应力主要集中在牙弓的远中，即位于36、46种植体窝远中和下颌第三磨牙附近，Model2的应力主要集中在牙弓的近中，即位于33、43种植体窝的颈部；骨松质的应力主要集中在种植体窝的底部和下颌第三磨牙骨皮质相应的位置，Model1各个种植体窝底部的应力分布和大小相当，Model2的应力分布主要在33、36、43、46种植体窝底部周围，以33、34的应力集中范围较广且大。

由图3可见，种植体的应力大部分集中在种植体颈部至第一、二螺纹的位置，Model1的应力集中范围

和应力值均小于 Model2；Model1 和 Model2 2 个模型的应力值均是近端种植体小于远端种植体；对于 33、34 种植体，Model1 的应力值和范围明显小于 Model2，Model2 的应力主要集中在颈部；对于 34、36、44、46 种植体，Model1 和 Model2 的应力差别不明显，其应力集中位置均在第一或第二螺纹处。

Model1 和 Model2 的上部修复结构的 von Mises 应力分布状况见图 4，其应力均集中在前牙区和各个牙冠的连接部分，出现较大的应力分布，Model1 的应力值大于 Model2，并且集中在牙冠连接处的应力更大。

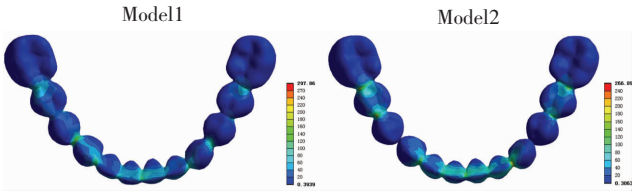


图 4　Model1、Model2 上部修复结构殆面的 von Mises 应力梯度图

2.2　最大、最小应力比较

Model1、Model2 下颌骨的骨皮质、骨松质的最大应力值对比结果显示，对于骨皮质，Model1 的最大应力值（σ_{Max} = 232.38 MPa）小于 Model2 的最大应力值（σ_{Max} = 245.11 MPa），降低了 5.19%。对于骨松质，Model1 的最大应力值（σ_{Max} = 18.42 MPa）小于 Model2 的最大应力值（σ_{Max} = 18.92 MPa），减少了 2.64%。

Model1、Model2 的各个种植体的最大、最小应力值对比见图 5、6，Model1 和 Model2 种植体的 σ_{Max} 均在 46，且远高于其他种植体；除了 44 种植体，Model1 的 σ_{Max} 大于 Model2，其余种植体均是 Model1 小于 Model2。除了 44、36 种植体，Model1 的 σ_{Min} 大于 Model2，其余种植体均是 Model1 小于 Model2；Model1、Model2 的各个种植体应力分布不均匀，Model1 最大应力值的标准差大于 Model2，说明 Model2 应力分布比 Model1 更均匀，而最小应力值则相反。

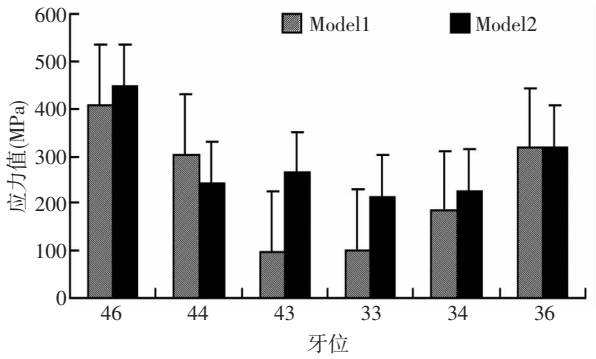


图 5　Model1 和 Model2 种植体的最大应力值（σ_{Max}）von Mises 应力对比

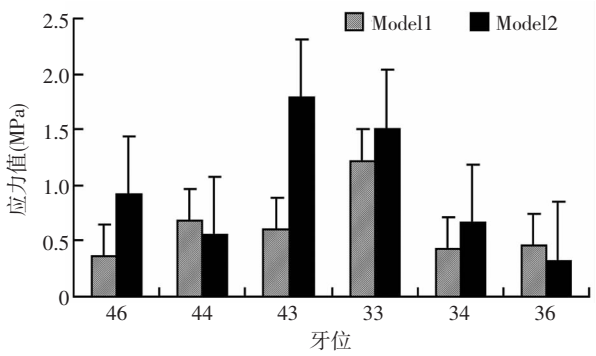


图 6　Model1 和 Model2 种植体的最小应力值（σ_{Min}）von Mises 应力对比

3　讨论

近年来，国内外许多研究者分别建立了大量关于下颌骨种植修复的三维有限元模型，并对其进行相关的受力分析。de-Almeida 等[12]对牙列缺失的不同骨量的下颌骨 4 颗种植体（all-on-4）的修复设计进行受力研究，得到骨量的多少可能是影响受力大小和分布的主要因素。Barao 等[6]对种植支持式的固定桥和覆盖义齿进行对比研究，发现覆盖义齿的支持组织（黏膜、下颌骨、种植体）的受力大于固定义齿。目前对于下颌种植支持固定修复的上部结构设计的研究较少，但是对临床却至关重要。本实验模拟下颌种植支持式固定义齿的不同设计方式对下颌骨、种植体及修复体的应力分布的变化，以了解不同的上部结构的修复设计对它们应力分布的影响。在材料方面，种植体和上部修复结构的材料均为工厂生产，可近似为均质、各向同性的线弹性材料，但是下颌骨生理解剖性质决定其为非均质，各向异性的非线性弹性材料[4]，因此必须予以考虑，以便模拟出更接近于临床的三维有限元模型。同时，本实验采用的是不同于其他文献的方法，直接采取临床制作牙冠的模型数据进行建模，并且模拟患者口内咬合接触面[9]进行咬合力量加载，其咬合力量数据来源于健康成年人的平均咬合力的直接测量统计[8]，更接近临床，具有真实性。

ANSYS 协同仿真环境集成的协同设计提供 1 个设计模块，通过先进的抽样技术，用最少的方案计算，由计算机自动对模型各部分进行相应变化和单元划分，并且通过微小部分的人工调整，以模型自身的形态要求，达到合理的曲面划分，重新形成一系列新的分析模型，不需重新建模，大大降低了工作量，提高了建模效率，保证了模型间尽可能的一致性，提高了模型分析结果之间的可比性，减少人为误差。因此，本实验数据

真实、可靠,具有可比性。

在正常咬合力作用下,全牙弓式的上部修复结构受到的应力小于分段式,更有利于下颌骨的骨量保存,同时,骨皮质和骨松质的应力均集中在种植体窝的颈部周围,也可从另一方面解释种植修复后每年0.2 mm的生理性吸收在生物力学方面的因素。全牙弓式的种植体各个部位受到的应力集中均小于分段式,由此可见全牙弓式更有助于保护种植体,减少种植体受到的应力损伤,降低种植体发生机械性折裂的可能性。但是,全牙弓的修复体应力集中更甚于分段式,并且应力集中在各个牙冠的连接处,也是在临床上修复体易于发生断裂的区域,这样的结果是由于全牙弓的修复体比分段式的刚度大,其初始应力大,造成局部的应力集中,因此其上部结构的应力大于分段式;同时由于前牙区骨量的原因,形成跨度较大的修复结构,也成为2种设计的共同应力集中区。并且下颌骨种植支持式的固定修复方式需要考虑到临床方面的因素,如患者下颌骨的骨量、颌间距离、口腔卫生的自我维护,修复体材料的选择(刚度小的材料优于刚度大的),后期修复体损坏的维修等方面进行综合考虑,结合生物力学方面全牙弓式修复设计的优势,建议条件性的选择全牙弓式上部结构修复体。

由于每例患者口内情况不一样,如自身骨量差异、咀嚼肌的力量、咀嚼的习惯、咬合力的大小和方向等,造成建立模型时不可避免的个体差异,只能选择性地模拟适合大部分人的口内情况和临床使用较多的种植体系统的形态;并且各个种植手术医师的植入手法的多样性,也无法完全模拟出种植体在下颌骨内的真实植入方向。至于不同下颌骨骨类型的种植支持义齿的深入探讨,有待今后进行生物力学、临床和统计学相结合的更客观的研究。

志谢 感谢重庆晶美义齿制作有限公司的马超逸、郑凯睿技师为本研究建立模型所提供的种植体扫描的数据、临床制作牙冠模型的数据

参考文献:

[1] Branemark P I, Hansson B O, Adell R, *et al*. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period[J]. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl, 1977, 16: 1-132.

[2] Gallucci G O, Morton D, Weber H P. Loading protocols for dental implants in edentulous patients[J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2009, 24(Suppl): 132-146.

[3] Adell R, Lekholm U, Rockler B, *et al*. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw[J]. Int J Oral Surg, 1981, 10(6): 387-416.

[4] Liao S H, Tong R F, Dong J X. Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT[J]. Comput Med Imaging Graph, 2008, 32(1): 53-60.

[5] Thompson M C, Field C J, Swain M V. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 2. Fixed partial denture design: a finite element analysis[J]. Aust Dent J, 2011, 56(3): 302-311.

[6] Barao V A, Delben J A, Lima J, *et al*. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible--a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis[J]. J Biomech, 2013, 46(7): 1312-1320.

[7] 易新竹. 殆合学[M]. 2版. 北京: 人民卫生出版社, 2008: 132.

[8] Ferrario V F, Sforza C, Serrao G, *et al*. Single tooth bite forces in healthy young adults[J]. J Oral Rehabil, 2004, 31(1): 18-22.

[9] Faverani L P, Barao V A, Ramalho-Ferreira G, *et al*. The influence of bone quality on the biomechanical behavior of full-arch implant-supported fixed prostheses[J]. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl, 2014, 37: 164-170.

[10] Cruz M, Lourenco A F, Toledo E M, *et al*. Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries[J]. Technol Health Care, 2006, 14(4/5): 421-438.

[11] 鲁颖娟, 常少海, 伍虹, 等. 不同力作用下微种植体长度和直径的双变量优化分析[J]. 华西口腔医学杂志, 2014, 32(1): 85-90.

[12] de-Almeida E O, Rocha P R, Freitas A C Jr, *et al*. Finite element stress analysis of edentulous mandible with different bone types supporting multiple-implant superstructures[J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2010, 25(6): 1108-1114.

(**收稿**:2014-08-15;**修回**:2014-10-23)

(编辑 张 维)