

· 技术与方法 ·

钛材料仿生天然磨牙的三维有限元分析

魏 玮¹, 张 寒², 陈梦琦¹, 李 钢³, 李宏卫^{1*}

¹南京医科大学附属口腔医院口腔颌面外科, 江苏 南京 210029; ²东南大学土木工程学院, 江苏 南京 210000; ³南京浦翻医疗有限公司, 江苏 南京 210000

[摘要] 目的:证明现有种植体难以完美替代天然形态牙。方法:通过扫描标准模型牙,建立上下颌第一磨牙的三维有限元模型,并对模型施加垂直、水平及斜向3种方向100 N的瞬间载荷,获得各方向载荷下牙齿、黏膜、骨皮质以及骨松质的应力分布情况及最大应力值。结果:上下颌磨牙之间最大应力值差别并不显著,但与传统柱形螺纹种植体之间存在巨大差异。结论:单一形态的种植体难以满足复杂形态的牙齿,尤其是磨牙的功能需要,今后针对磨牙修复的种植体应选择与天然牙形态相近的仿生牙为宜。

[关键词] 种植体;仿生天然牙;有限元分析;应力

[中图分类号] R783.1

[文献标志码] A

[文章编号] 1007-4368(2019)07-1057-05

doi: 10.7655/NYDXBNS20190725

Three-dimensional finite element analysis of titanium biomimetic molar teeth

Wei Wei¹, Zhang Han², Chen Mengqi¹, Li Gang³, Li Hongwei^{1*}

¹Department of Oral and Maxillofacial Surgery, the Affiliated Stomatological Hospital of Nanjing Medical University, Nanjing 210029; ²Department of Bridge Tunnel and Underground Engineering, Southeast University, Nanjing 210000; ³Nanjing Puhe Medical Technology Co., Ltd., Nanjing 210000, China

[Abstract] **Objective:** To improve that traditional implants could hardly replace those nature-form teeth. **Methods:** By scanning standard model teeth, the three-dimensional finite element models of first molar teeth were established, and the vertical, horizontal and oblique three-dimensional instantaneous loads were applied to the model to obtain stress distribution and maximum stress of the tooth, mucosa, cortical bone and cancellous bone. **Results:** There is no significant difference of maximal stress between the first maxillary molar and first mandibular molar, but it is quite different from traditional cylindrical threaded implants. **Conclusion:** This result suggests that the implant with single form is difficult to meet the functional needs of different teeth, especially molar teeth, and future implant morphology can be expected similar to the natural tooth shape.

[Key words] implants; bionic tooth; finite element analysis; stress

[J Nanjing Med Univ, 2019, 39(07):1057-1061]

在经过漫长岁月的进化后,现代人类的牙齿最终发展成为双牙列异形槽生牙^[1-2]。在这过程中,由于食物的逐步精细化,导致咀嚼器官退化,牙的形态也逐渐变化,并发展出了复杂而多样的形态以及与形态相对应的多样的功能,以适应人们日常生活的需要。

人类的牙齿可以依据其形态及所行使的功能

[基金项目] 江苏高校优势学科建设工程资助(2014-37)

*通信作者(Corresponding author), E-mail: lhwqhxa@sina.com

分为用于切割食物并影响美观与发音的切牙,用于穿透、撕裂食物,支撑面部外形的尖牙,以及用于咀嚼、研磨食物的前磨牙及磨牙。根据中国人恒牙牙体测量统计资料^[3],可以发现各个位置牙齿的牙根数量以及冠、根、颈的长、宽、厚度都有不同,如磨牙的冠宽、冠厚以及颈宽、颈厚均大于前牙而根相对较短。这种明显的差异说明现在人类的牙齿形态与其主要功能是相适应的。

口腔种植学的不断发展,使得以往长期存在的

牙体缺失问题得以解决。但现有的种植系统所支持的主要是柱形或锥形的螺纹种植体,这种形态单一的种植体在形态上与天然牙根相去甚远。作为行使咀嚼功能最重要的器官之一,磨牙与常用种植体在形态上有巨大差异,磨牙位置的修复需要靠柱形种植体代替原本3个牙根行使的功能,很容易因为受力过大导致种植体或其周围组织的损坏而造成种植失败。尽管每一类种植体都有多种型号可供选择,但选择毕竟有限。因此,针对牙齿的个性化种植修复就显得尤为重要。

为明确牙齿的形态与其功能之间的联系,需要分析牙齿及牙齿周围组织在一定力量下的应力分布情况。由于牙齿及其周围组织结构复杂,难以进行整体的应力分析,因此需要通过有限元分析将复杂结构简化为多个平面构成的简单模型,从而解决牙齿及其周围组织之间复杂的力学问题。

有限元分析是指利用数学近似的方法对真实物理系统进行模拟。自1976年Weinstein等^[4]首次将三维有限元分析应用在口腔种植学后,三维有限元分析便作为对复杂立体应力分析的重要方式,被广泛运用在口腔种植学的领域中^[5-8],但在天然牙的形态与结构的研究分析方面鲜有使用,难点在于牙齿形态的不规则和多样性导致建模难度上升。

本实验分别选取了上、下颌第一磨牙进行三维有限元分析^[9-10],获取磨牙在受到各个方向同样大小力量时的应力分布^[11-12],比较天然牙形态的磨牙与现有常规种植体之间的应力分布区别,进而证明磨牙的天然牙形态较常规种植体更具优势。

1 材料和方法

1.1 材料

标准模型牙、Geomagic Studio(3D Systems公司,美国),ANSYS workbench 18.0(ANSYS公司,美国)。

1.2 方法

1.2.1 建立三维有限元模型

选择上、下颌第一磨牙的标准模型牙,通过软件对模型牙进行扫描,扫描范围自牙尖至根尖,并由此获得各模型牙的3D点云模型。利用Geomagic Studio将点云模型逆向转化为.stl格式的几何模型。将.stl格式几何模型导入分析软件ANSYS workbench,并建立牙-牙槽骨-黏膜有限元模型。

1.2.2 模型相关材料力学特性

本实验所涉及的全部材料的弹性模量及泊松比见表1。

表1 有关材料力学参数

Table 1 Elastic modulus and Poisson ratio, by material type

材料	弹性模量(GPa)	泊松比
骨皮质	13.700	0.30
骨松质	1.850	0.30
黏膜	0.003	0.45
钛	110.000	0.35

1.2.3 假设实验条件

假设实验中各组织及材料均为连续、均质、各向同性的线弹性材料;假设牙形态种植体与骨界面为完全骨结合,种植体及周围组织受力变形均为小变形;假设各组模型根尖位于骨松质内,骨松质-骨皮质交界平面根方5 mm,骨皮质厚度为3 mm,黏膜厚度为2 mm;假设牙齿材料为钛。

1.2.4 加载条件

本实验设计对模型施加垂直、水平及斜向3种方向的瞬间载荷:垂直向:对殆面中央加载100 N的负荷,方向与牙体长轴一致,由殆方指向龈方;水平向:对颊面殆1/3与中1/3交界处加载负荷100 N,方向与牙体长轴垂直并通过牙体长轴,由颊侧指向舌(腭)侧;斜向:受力位置同水平向,对颊面殆1/3与中1/3交界处加载负荷100 N,方向与种植体长轴呈45°,由殆颊侧指向龈舌(腭)侧。

1.2.5 数据分析

使用分析软件ANSYS workbench对假设实验条件下的有限元模型加载不同方向的瞬间负荷,获得各方向载荷下牙齿、黏膜、骨皮质以及骨松质的应力分布情况及最大应力值。

2 结果

通过三维有限元分析得到各组模型(图1),并通过分析软件得出上下颌第一磨牙及柱形螺纹种植体在各方向的最大应力值(表2)。上下颌第一磨牙在受到来自各个方向100 N力量作用时最大应力无明显差别,而柱形螺纹种植体最大应力均是前两者的数倍乃至数十倍,存在巨大差距。

在垂直加载100 N的力时,牙齿及周围组织的最大应力最低,应力分布也更加均匀。各牙位牙齿应力集中于牙齿颈部;黏膜与骨皮质应力在牙齿周围均匀分布,最大应力出现于近牙齿处;骨松质应力主要集中于根尖处(图2、3)。

在水平加载100 N的力时,牙齿及周围组织的最大应力多为最大,应力分布集中。各牙位牙齿应力

集中在牙齿颈部;黏膜与骨皮质应力集中在与牙齿受到的力量指向方向相接触的位置;骨松质应力集中出现在根尖与骨松质顶端两个位置(图2、3)。

斜向加载时,上下颌磨牙及种植体均同时受到垂直和水平分量的作用,牙齿及周围组织的最大应力介于垂直加载和水平加载之间,其应力分布与水平加载时相近。各牙位牙齿应力集中在牙齿颈部;黏膜与骨皮质应力集中在与牙齿受到的力量水平分量指向方向相接触的位置;骨松质应力集中同样出现在根尖与骨松质顶端(图2、3)。

3 讨 论

由于磨牙主要起捣碎、研磨食物的作用,磨牙

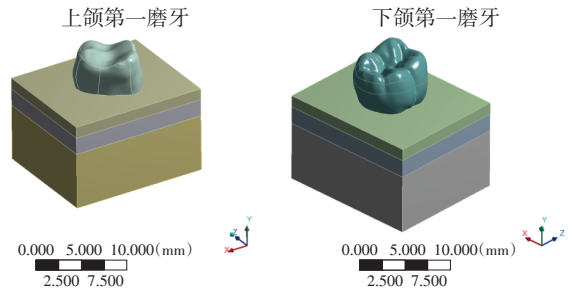


图1 三维有限元模型建立

Figure 1 Development of a three-dimensional finite element model

会长期受到垂直方向的咀嚼力作用^[13],因此通过多牙根可以有效分散应力;同时,在咀嚼过程中,磨牙容易产生颊舌向、近远中方向的力量,多根牙特别

表2 上下颌第一磨牙牙体及柱形螺纹种植体在不同方向受到100 N力时的最大应力

Table 2 Maximum stress when first molar teeth and cylindrical threaded implants are subjected to 100 N loading force in different directions (MPa)

类别	方向	种植体	黏膜	骨松质	骨皮质
上颌第一磨牙	垂直	5.498 3	0.001 9	2.092 1	4.294 0
	水平	14.564 0	0.004 9	2.797 9	11.240 0
	斜向	20.348 0	0.007 5	3.590 0	16.568 0
下颌第一磨牙	垂直	6.172 7	0.002 2	1.600 9	4.972 5
	水平	27.863 0	0.009 2	2.646 4	22.908 0
	斜向	22.347 0	0.007 8	2.892 3	19.666 0
柱形螺纹种植体	垂直	67.409 0	0.006 0	6.696 5	6.180 4
	水平	578.990 0	0.091 3	32.094 0	64.847 0
	斜向	341.030 0	0.049 6	19.935 0	37.883 0

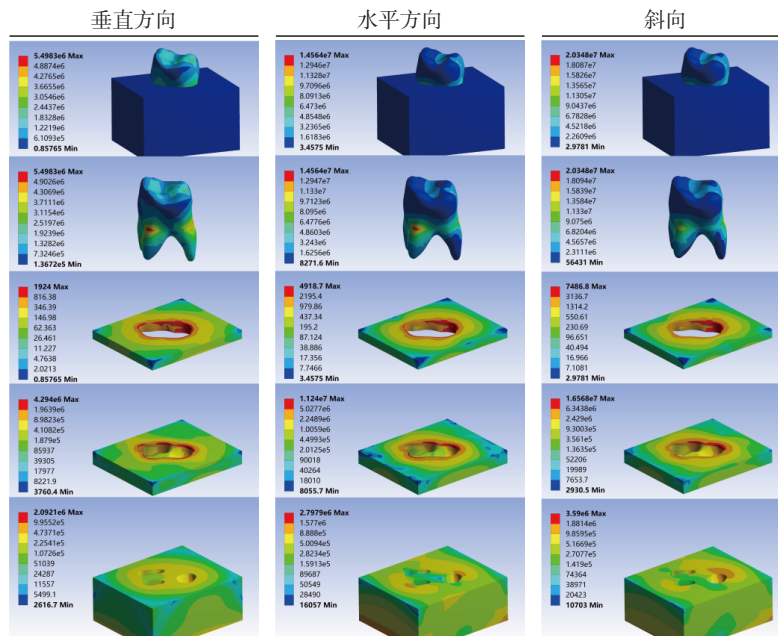


图2 上颌第一磨牙牙体及周围组织在加载100 N负荷时在垂直方向、水平方向及斜向的应力分布

Figure 2 Stress distribution in the first maxillary molar under 100 N loading force in vertical, horizontal, and oblique directions

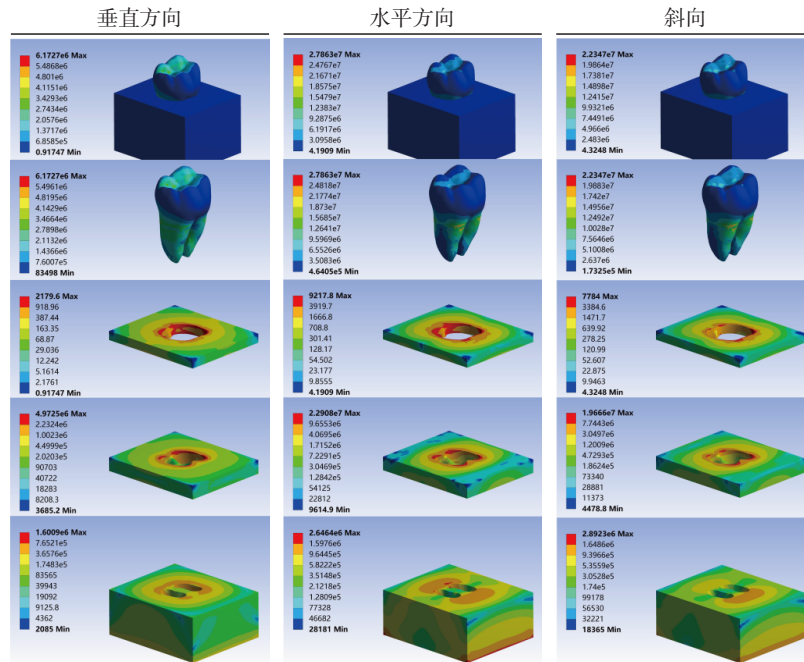


图3 下颌第一磨牙牙体及周围组织在加载100 N负荷时在垂直方向、水平方向及斜向的应力分布

Figure 3 Stress distribution in the first mandibular molar under 100 N loading force in vertical, horizontal, and oblique directions

是三根牙能够有效减小水平方向的最大应力,并将均匀分散在各个根周,有效降低了周围骨组织由于应力过大导致的骨组织坏死^[14-15]。

现在口腔种植中使用最多的是柱形螺纹种植体,柱形螺纹种植体拥有良好的初期稳定性和固位^[16-18]。然而种植失败的情况也时有发生。有学者曾对柱状螺纹种植体、柱状鳍型种植体以及锥状鳍形种植体进行过三维有限元分析,并得出了3种植体在各个方向各自的最大应力及应力分布^[19-21]。对比后可以发现,不论哪种种植体,所受应力在各个方向上均明显大于天然牙,说明柱形螺纹种植体无法完全替代天然牙的作用。

垂直载荷模拟的是牙体或种植体在切割、穿透或嚼碎食物时产生的应力分布,在100 N的垂直载荷作用下,柱形螺旋种植体本身受到的最大应力为磨牙的10倍。说明在承受同样大小的力时,柱状螺旋种植体的应力更加集中,在一定程度上减小了周围组织的应力,同时增加了种植体本身损坏的风险^[22]。而天然牙能够通过其本身的天然形态更好地将力量分散到牙体,使其本身受到的应力远小于柱形螺旋种植体,减少应力集中,减小损坏风险。同时,在垂直载荷下,柱形螺纹种植体对骨松质的最大应力要大于天然形态牙,说明该种植体在承受相同力量时更加容易造成骨松质的破坏,引起种植体周围炎,影响种植体的稳定。

水平载荷模拟的是牙体或种植体在咀嚼过程中对食物进行研磨时产生的近远中向或颊舌向的应力分布^[23]。在受到同样大小的水平方向力量时,柱形螺旋种植体出现了明显的应力集中现象,使得种植体即使在受到较小力量作用时也承担更大的受损风险。在水平加载时,柱形螺纹种植体本身或周围组织的最大应力是天然形态牙的数倍乃至数十倍,若利用柱形螺纹种植体修复上颌第一磨牙的缺损,其自身会由于过大的应力而造成种植体本身破坏^[24-25]或周围组织的破坏吸收,最终导致种植治疗失败。而磨牙是多根的形态,可以通过牙根将水平方向的剪切力分散到周围组织中,这使其几乎不存在水平方向发生冠折的情况。说明牙齿的形态与其行使的功能以及相应承受的力量有着密不可分的关系^[26-27],且对牙体本身及周围支持组织所受应力的分散具有重要意义^[16-18]。

在斜向加载时,上下颌磨牙及种植体的最大应力在数值上大致介于垂直加载和水平加载之间,种植体自身及周围组织的最大应力明显大于天然形态牙,不利于种植体的稳定与保存。

综上所述,现常用的柱形螺旋种植体无法有效地将力量相对均匀地分散,从而产生应力集中,造成骨组织坏死,引起种植体周围炎。由此认为,现常用的种植体在形态上是劣于天然牙的。

此外,由于个体差异,不同骨组织能够承受的

咀嚼力量不同,但现有的种植体规格却很有限,同样增加了种植失败的风险。因此,研制个性化种植体显得尤为重要。

[参考文献]

- [1] Schour I. The development of the human dentition [J]. *J Am Dent Assoc*, 1941, 28: 1153
- [2] Dan J. Development of the human dentition [J]. *Cranio*, 2017, 35(1): 64-64
- [3] Wang HY. Measurement and statistic of human tooth in China [J]. *Chin J Stomatol*, 1959, 7(3): 149-155
- [4] Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, et al. Stress analysis of porous rooted dental implants [J]. *J Dent Res*, 1977, 1(2): 104
- [5] Zhang H, Cui JW, Lu XL, et al. Finite element analysis on tooth and periodontal stress under simulated occlusal loads [J]. *J Oral Rehabil*, 2017, 44(7): 526-536
- [6] Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars [J]. *J Prosthet Dent*, 2008, 99(2): 131
- [7] Hasan I, Heinemann F, Aitlahrach M, et al. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant [J]. *Biomed Tech(Berl)*, 2010, 55(6): 341
- [8] Eraslan O, Inan O. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis [J]. *Clin Oral Investig*, 2010, 14(4): 411-416
- [9] Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, et al. Effects of the implant design on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three - dimensional finite element analysis of original computer - aided design models [J]. *J Periodontol*, 2014, 85(9): 333-338
- [10] Chen G, Fan W, Mishra S, et al. Tooth fracture risk analysis based on a new finite element dental structure models using micro - CT data [J]. *Comput Biol Med*, 2012, 42(10): 957-963
- [11] Kao HC, Gung YW, Chung TF, et al. The influence of abutment angulation on micromotion level for immediately loaded dental implants: a 3 - D finite element analysis [J]. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2008, 23(4): 623
- [12] Tepper G, Haas R, Zechner W, et al. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla [J]. *Clin Oral Implants Res*, 2010, 13(6): 657-665
- [13] D'Souza KM, Aras MA. Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution pattern in a mandibular first molar tooth restored with five different restorative materials [J]. *J Indian Prosthodont Soc*, 2017, 17(1): 53
- [14] Daubert DM, Weinstein BF, Bordin S, et al. Prevalence and predictive factors for peri - implant disease and implant failure: a cross-sectional analysis [J]. *J Periodontol*, 2015, 86(3): 337-347
- [15] Zhang G, Yuan H, Chen X, et al. A three-dimensional finite element study on the biomechanical simulation of various structured dental implants and their surrounding bone tissues [J]. *Int J Dent*, 2016, 2016(4): 4867402
- [16] Kong L, Hu K, Li D, et al. Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis [J]. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2008, 23(1): 65
- [17] De SE, Jaecques SV, Jansen JJ, et al. Effect of constant strain rate, composed of varying amplitude and frequency, of early loading on peri-implant bone (re)modelling [J]. *J Clin Periodontol*, 2007, 34(7): 618
- [18] De Smet E, Jaecques SVN, Jansen JJ, et al. Effect of strain at low-frequency loading on peri-implant bone (re)modelling: a guinea-pig experimental study [J]. *Clin Oral Implants Res*, 2010, 19(8): 733-739
- [19] 戴 婧. 早期负重状态下三种种植体形态对骨结合的影响 [D]. 武汉大学, 2013
- [20] Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, et al. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution [J]. *Odontology*, 2003, 91(1): 31-36
- [21] 钱 茹, 汤春波, 卢 熹. 种植义齿部件有限元建模与试验研究 [J]. *南京医科大学学报(自然科学版)*, 2008, 28(11): 1441-1444
- [22] Olmedo-Gaya MV, Manzano-Moreno FJ, Cañaveral-Cavero E, et al. Risk factors associated with early implant failure: A 5-year retrospective clinical study [J]. *J Prosthet Dent*, 2016, 115(2): 150
- [23] Po JM, Kieser JA, Gallo LM, et al. Time-frequency analysis of chewing activity in the natural environment [J]. *J Dent Res*, 2011, 90(10): 1206-1210
- [24] Zelic K, Vukicevic A, Jovicic G, et al. Mechanical weakening of devitalized teeth: three - dimensional finite element analysis and prediction of tooth fracture [J]. *Int Endod J*, 2015, 48(9): 850-863
- [25] Santos A, Tanaka CR, Esposito C, et al. Vertical root fracture in upper premolars with endodontic posts: finite element analysis [J]. *J Endod*, 2009, 35(1): 117-120
- [26] Laura P. SCI-FI dentistry: Are bionic teeth the future? [J]. *Br Dent J*, 2014, 217(9): 488-489
- [27] Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, et al. Biomechanical simulation of various surface roughnesses and geometric designs on an immediately loaded dental implant [J]. *Comput Biol Med*, 2010, 40(5): 525-532