

文章编号:1004-7220(2019)03-0315-05

# 长径比差异对牙种植体-颌骨界面的应力分布影响

周钰琳, 毛志红, 王建生, 江 励

(五邑大学 智能制造学部, 广东 江门 529020)

**摘要:**目的 探讨不同长径比下牙种植体-颌骨界面的应力分布差异,为新型牙种植体结构的设计提供依据。  
方法 运用 Geomagic studio、SolidWorks 和 ANSYS Workbench 软件建立下颌骨三维有限元模型,并根据种植体颈部有、无螺纹分成 A、B 两组进行仿真实验,对下颌磨牙分别施加不同的斜向咬合力和垂直向咬合力,对比分析牙种植体和周围骨组织的应力分布情况。  
结果 长径比相同的情况下,同一种种植体模型在斜向载荷作用下的等效应力峰值明显高于垂直载荷;在斜向和垂直两种载荷作用下,A、B 组种植体模型应力主要集中于种植体颈部。斜向载荷作用下,A、B 组种植体应力变化范围分别为 144.74~374.67、161.52~475.38 MPa;垂直载荷作用下,A、B 组种植体应力变化范围分别为 101.28~187.40、110.08~210.32 MPa,A 组种植体模型最大应力显著小于 B 组。  
结论 临床上医生可根据长径比 2.67 初步选择标准种植体,同时结合患者颌骨状况进行选择。

**关键词:**牙种植体;长径比;应力分布;有限元分析

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2019.03.015

## The Influence of Length-Diameter Ratio Difference on Stress Distribution at Dental Bone-Implant Interface

ZHOU Yulin, MAO Zhihong, WANG Jiansheng, JIANG Li

(Division of Intelligence Manufacturing, Wuyi University, Jiangmen 529020, Guangdong, China)

**Abstract:** **Objective** To investigate the differences in stress distribution at the bone-implant interface of dental implants with different length-diameter ratios, so as to provide references for the design of novel dental implants. **Methods** The three-dimensional finite element model of mandible was established using Geomagic studio, SolidWorks and ANSYS Workbench software. The mandibular molars were applied with different vertical or oblique forces, to compare and analyze stress distributions on dental implants and the surrounding bone tissues. **Results** Under the same length-diameter ratio, the maximum peak equivalent stress of implant under oblique loading was significantly higher than that under vertical loading. The Von Mises stresses of implants in Group A and Group B occurred in the neck under oblique and vertical loading. Under oblique loading, the implant stress variation in Group A and Group B was 144.74-374.67 MPa and 161.52-475.38 MPa, respectively. Under vertical loading, the implant stress variation in Group A and Group B was 101.28-187.40 MPa and 110.08-210.32 MPa, respectively. The maximum Von Mises stress of Group A was significantly smaller than that of Group B. **Conclusions** Dentists should focus on a length-diameter ratio of 2.67 to select the standard implants, and the jawbone quality of patients should be taken into full account.

**Key words:** dental implant; length-diameter ratio; stress distribution; finite element analysis

收稿日期:2018-09-15;修回日期:2018-11-06

基金项目:广东省教育厅特色创新项目(2017KTSCX183),江门创新团队项目(2018),广东省科技计划项目(2017A010102017),国家自然科学基金项目(61603103)

通信作者:毛志红,副教授,硕士研究生导师,E-mail:mzh\_yu@126.com

随着口腔种植学科的发展,牙种植的成功率不断提高,但是远期的种植义齿并发症和种植体失效仍是目前亟需解决的问题。研究表明,下颌磨牙拔除的几率和罹患其他牙病的发生率均比其他牙高。Atieh 等<sup>[1]</sup>研究发现,单颗下颌磨牙即刻种植即刻负重具有较高的风险,成功率较低。种植体不同颈部形态结构会产生不同的应力分布,良好的种植体表面螺纹设计及组合可提高种植体-骨结合的质量,维持种植体的长期稳定性。而在以往的研究中,多侧重直径或长度对种植体-基台系统性能和稳定性的影响。目前普遍的观点认为:种植体直径和长度的增加可减少应力集中,降低种植体颈部皮质骨吸收的可能性,选择粗种植体是增加表面接触面积、提高种植体支持和固位能力的一种可行方案<sup>[2-3]</sup>。Hsu 等<sup>[4]</sup>利用共振频率等分析方法研究种植体直径对种植体骨结合的最大表面积和实际接触面积的影响,结果发现,选择宽种植体时,可用种植体植入就位后的最终扭矩值(insertion torque values, ITV)和口腔动度值评估种植体的初期稳定性。Kang 等<sup>[5]</sup>通过研究不同直径短种植体在不同骨质条件下的应力分布发现,良好的骨质条件下,选择直径较大的短种植体有助于提高种植成功率。有关种植体直径变化对周围骨组织应力分布的影响, Bordin 等<sup>[6]</sup>认为周围骨组织应力分布受直径的影响不大,可以忽略,但种植体直径影响其周围骨组织应力分布仍是目前普遍观点。伍立乾等<sup>[7]</sup>通过对不同骨质条件下牙种植体负载的三维有限元分析发现,在垂直载荷作用下,牙种植体长度和其稳定性成正相关。目前普遍认为,种植体颈部周围皮质骨是应力的主要承受部位,种植体折断主要发生在颈部。种植体颈部增设微螺纹结构,可减少颈部应力,延缓边缘骨吸收<sup>[8-9]</sup>。基于此,本研究在种植体颈部形态、长度、直径等因素间寻找一个平衡点,分析种植体长度-直径的比值差异对种植体稳定性的影响。根据下颌磨牙的咬合工况进行加载,构建种植体颈部有螺纹(A组)和无螺纹(B组)两组模型,对比不同长径比的牙种植体在不同方向咬合力下应力分布情况,为临床中种植体-基台系统结构的优化设计提供依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 实验设备

计算机: Intel Core I5 CPU, 4 GB 内存, WIN 7 操作系统; 三维软件: SolidWorks 2017; 逆向工程软件: Geomagic studio 12.0; 有限元分析软件: ANSYS Workbench 15.0。

### 1.2 下颌磨牙区颌骨模型构建

为了更接近临床实际情况,使用 Geomagic Studio 12.0 对扫描数据进行处理,并利用 SolidWorks 2017 构建磨牙缺失的下颌骨局部骨块和磨牙模型实体,牙冠外形仿真标准的下颌磨牙形态。

### 1.3 种植体模型建立

参考现有 ITI (Struamann 公司, 瑞士)、Nobel Biocare (Nobel Biocare 公司, 瑞典)、Ankylos (Friadent 公司, 德国)、BEGO (BEGO 公司, 德国)、Biomet 3i (Zimmer Biomet 公司, 美国)、Dentium (Dentium 公司, 韩国) 等种植系统, 对种植体长度、直径进行选择, 从而计算长径比。就种植体直径而言, ITI 系统直径有 3.3、4.1、4.8 mm, Nobel 系统直径有 3.0、3.5、4.3、4.5、5.0、5.5 mm, Ankylos 系统直径有 3.5、4.5、5.5 mm。就种植体长度而言, Osstem 系统长度有 10、11.5、13、15 mm, Ankylos 系统长度有 8、9.5、11、14 mm, Nobel 系统长度有 10、11.5、13 mm, ITI 系统长度有 8、10、12、14 mm。构建有螺纹和无螺纹种植体两组结构模型, 每组种植体直径分别为 3.5、4.1、4.5、5.0 mm, 长径比为 2.43、2.50、2.67 和 2.80, 共计 32 个种植体模型。将组内模型按长径比 (length-diameter ratio,  $R$ ) 和直径 (diameter,  $D$ ) 进行分类, 命名为  $R_x-D_y$ , 如  $R2.50-D4.1$  表示长径比为 2.50、直径为 4.1 mm 的模型。种植体具体参数见图 1。

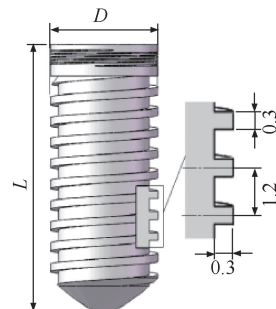


图1 种植体参数示意图

Fig.1 Schematic of implant parameters

## 1.4 有限元模型建立

选取下颌磨牙区牙槽骨作为拟植入种植体的基骨进行研究。在 SolidWorks 中装配好三维实体模型并导入 ANSYS Workbench 15.0, 建立种植体系统-骨组织三维有限元模型(见图 2)。采用自适应网格划分功能进行单元网格划分。

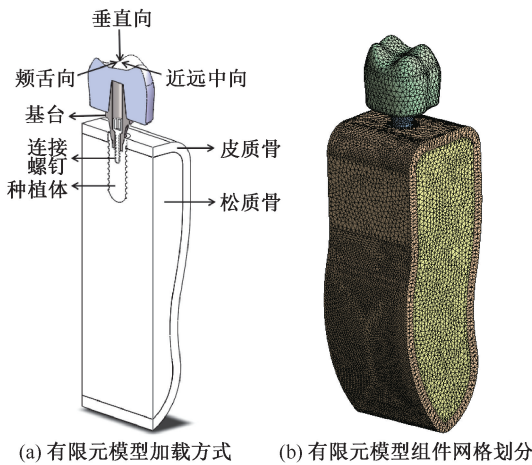


图 2 牙种植体及周围骨组织有限元模型

Fig.2 Model of dental implants and bone tissues (a) Finite element model and loading directions, (b) Finite element mesh of each part in model

## 1.5 材料及边界载荷条件

模型中牙冠、种植体及其周围骨组织均假设为连续、均质、各向同性的线弹性材料<sup>[10]</sup>。种植体-基台系统弹性模量为 110 GPa,泊松比为 0.35;烤瓷牙冠弹性模量为 70 GPa,泊松比为 0.19;皮质骨弹性模量 13.7 GPa,泊松比 0.30;松质骨弹性模量 1.37 GPa,泊松比 0.30<sup>[11]</sup>。

在进行加载前,先要对各部件的接触面进行定义。模拟牙种植体种植前期,由于涉及的各部件的接触面太多,实际中粘接的接触关系简化为绑定(bonded),即在载荷作用下,接触的两者无相对滑动,忽略摩擦。非粘接的关系,如种植体和连接螺钉、种植体与皮质骨、松质骨,则认为存在移动的可能,摩擦因数设置为 0.5 和 0.4<sup>[11]</sup>。而讨论种植体种植后期的颌骨与种植体的应力情况,则定义接触关系为绑定。由于种植体与颌骨在种植后期(成功种植 3 个月及以上)已发生不同程度骨结合,故将种植体与颌骨的连接设置为绑定接触。人类牙齿

咬合时,咬合力从牙齿上部传递到牙根,压力从牙齿逐渐分散到周围的骨组织。在咬合过程中,颌骨及牙齿都发生微小的变形,故将颌骨底部平面设置为固定。

根据口腔生理学有关下颌磨牙受力作用,通常人咀嚼食物分为切割和压碎细磨两种方式,单颗基牙所受最大咬合力 129 N<sup>[12]</sup>,而实际加载应小于最大咬合力<sup>[13]</sup>。因此,设置垂直加载和斜向加载两种方式模拟下颌磨牙受力情况,以 120 N 垂直咬合力(vertical force, VF)加载模拟切割运动,而以舌颊向 17.1 N、远近中向 23.4 N、垂直向 114.6 N 的斜向咬合力(oblique force, OF)模拟压碎细磨咀嚼方式下下颌磨牙受力情况。

## 2 结果

### 2.1 应力分布总特征

根据边界载荷条件,以种植体等效应力峰值( $\sigma_{\max}$ )作为衡量应力分布情况指标。由 A、B 两组种植体模型的等效应力峰值(见表 1)可知:

(1) 种植体负载时应力主要集中于种植体颈部,底部及中部应力很小,种植体周围骨组织应变主要集中于颈部与种植体接触区域。种植体  $\sigma_{\max}$  主要出现在种植体颈部与皮质骨接触区域及种植体与基台接触区域。

(2) 斜向载荷作用下,A 组种植体应力变化范围为 144.74~374.67 MPa,B 组种植体应力变化范围为 161.52~475.38 MPa;垂直载荷作用下,A 组种植体应力变化范围为 101.28~187.40 MPa,B 组种植体应力变化范围为 110.08~210.32 MPa。

(3) A、B 两组种植体应力趋势变化相似,B 组颈部无螺纹种植体模型  $\sigma_{\max}$  种植后期高于 A 组。

(4) 长径比相同的情况下,应力载荷方向影响种植体应力水平,同一种种植体模型在斜向载荷作用下  $\sigma_{\max}$  明显高于垂直载荷。

(5) 对比种植前、后期种植体应力分布情况,直径 3.5 mm 种植体在种植后期应力显著增大;直径 4.1 mm 种植体在长径比 2.50~2.67 范围内后期应力有减小趋势;直径 4.5、5.0 mm 种植体选择长径比 2.67 种植前后期差异相对较小,稳定性较好。

表1 两组种植体等效应力峰值

Tab.1 Maximum equivalent stress of implants in two groups

MPa

RD/mm	A组								B组								
	2.43 mm		2.50 mm		2.67 mm		2.80 mm		2.43 mm		2.50 mm		2.67 mm		2.80 mm		
	OF	VF	OF	VF	OF	VF	OF	VF	OF	VF	OF	VF	OF	VF	OF	VF	
种植前期	3.5	194.53	139.28	225.20	203.08	145.81	202.96	144.32	220.95	146.42	212.80	132.42	143.72	194.81	130.41	230.42	136.86
	4.1	216.62	139.28	278.82	197.18	120.34	213.25	118.84	175.49	175.30	272.14	160.14	125.11	241.65	174.10	192.60	187.40
	4.5	199.45	165.76	222.09	161.52	194.19	216.82	210.32	211.98	130.54	223.76	134.45	160.67	226.44	112.90	175.98	119.40
	5.0	144.74	118.55	181.64	168.74	139.17	185.34	114.24	190.98	117.51	191.75	121.92	118.60	187.58	115.03	203.40	118.65
种植后期	3.5	297.64	139.08	305.68	311.33	176.41	379.26	160.22	287.43	178.02	311.46	150.56	164.35	334.68	141.92	314.42	111.42
	4.1	234.48	154.07	212.52	293.51	134.85	371.41	136.69	270.35	156.11	475.38	156.36	108.72	295.51	101.28	285.82	104.09
	4.5	197.22	105.37	287.32	325.02	163.57	321.53	170.20	248.85	174.87	412.99	110.08	123.67	299.97	126.40	238.18	164.16
	5.0	290.78	130.17	286.56	410.41	119.25	250.97	112.01	276.43	112.77	368.10	132.31	114.11	328.96	145.33	374.67	110.12

### 3 讨论

应用有限元分析技术进行种植体应力分析的前提是建立精确的有限元模型。目前种植体三维有限元模型多采用CAD/CAM技术建模,采用局部骨块模型来替代完整的颌骨模型。本文在Ueda等<sup>[13]</sup>研究的基础上进一步完善种植体、下颌骨骨块模型,通过Geomagic、SolidWorks建立下颌磨牙三维模型,并将装配好的模型通过SolidWorks和ANSYS的无缝接口,使得分析模型具有较高的准确性。

结果表明,所有模型在两种载荷下,应变几乎都集中在种植体颈部皮质骨处,这与临床中种植体颈部周围骨组织易发生吸收一致。其原因是皮质骨的弹性模量高于松质骨,在相同形变位移时,弹性模量越大,应力就越大<sup>[12-14]</sup>。载荷方向对应力峰值产生很大影响,垂直加载下模型应力峰值约为斜向加载的1.5~3.5倍,斜向载荷更容易产生应力集中<sup>[12]</sup>。这是由于种植体周围缺少牙周膜的缓冲作用,与骨组织仅形成骨性结合,因而载荷方向对种植体-骨界面的影响较天然牙影响大。而斜向力可在垂直向和水平向上分解,使得种植体应力集中情况更显著<sup>[14]</sup>。因此,种植体承受的应力应在医用钛合金承受的合适范围内。长径比2.5~2.67范围、直径4.1 mm的颈部有螺纹种植体种植效果较好。这与丁熙等<sup>[15]</sup>的研究结论相符,即在颌骨的生理应变范围内,即刻负载应至少选择4.1 mm×10 mm的种植体。直径4.5、5.0 mm种植体选择长径比2.67稳定性较好,这与赵吉奎等<sup>[6]</sup>的研究结果一致。临床上可根据长径比2.67进行下颌磨牙种植种植体

的初步选择。如Straumann标准种植体系统中,现有规格有4.1 mm×6 mm、4.1 mm×8 mm、4.1 mm×10 mm、4.1 mm×12 mm、4.1 mm×14 mm、4.1 mm×16 mm,可根据长径比2.67初步选择4.1 mm×10 mm的标准种植体;而Nobel标准种植体系统可根据长径比2.67初步选择4.3 mm×11.5 mm、5.0 mm×13 mm的标准种植体。Ueda等<sup>[13]</sup>根据优化方法理论,结合有限元分析方法探究皮质骨厚度、松质骨弹性模量、种植体长度和种植体直径4个变量的影响,结果表明在皮质骨厚度、松质骨弹性模量一定的情况下,骨界面的最大等效弹性应变受直径的影响较大,从而确定种植体在不同骨质条件下的最小尺寸。因此,临床应用中,应做好术前检查,检查患者口腔状况并根据患者个体颌骨差异进行种植体选择。

研究表明,种植体的应力分布与施加载荷以及种植体螺纹分布、螺距等因素密切相关,通过改良种植体宏观设计可以提高骨整合率<sup>[16-17]</sup>。但目前鲜有关于种植体颈部有无螺纹设计对种植前后骨结合率影响的研究报道。本文通过设置种植体颈部螺纹结构,对比分析种植体不同载荷方向情况下,种植前后期的应力差异情况。实验结果表明,相同约束载荷条件下,颈部有螺纹种植体应力峰值比无螺纹种植体小,增大种植体颈部与其周围骨组织的接触表面积,提高骨结合强度,更有利于应力的传导和分散,减缓牙槽骨吸收。

### 4 结论

种植体的成功种植不仅要考虑种植材料的生物相容性,还应考虑种植体结构设计是否能满足生

物力学的要求。种植体结构设计包括种植体长度、直径等因素,故本文结合种植体长径比因素进行仿真分析,得出以下结论:

(1) 相同载荷作用下,种植体在种植后期(达到骨性结合时),颈部螺纹可承担部分载荷,这有利于应力的传导和分散。

(2) 在临床上可初步根据长径比 2.67 选择标准种植体,具体应用需考虑是否能与患者颌骨状况匹配。

(3) 斜向加载时种植体产生的应力高于垂直加载时产生的应力,临床上通常使用的减小应力的方法有降低牙尖斜度、减小上下对颌牙的接触角度、减小牙颊舌径等<sup>[19]</sup>。

#### 参考文献:

- [ 1 ] ATIEH MA, PAYNE AG, DUNCAN WJ, *et al.* Immediate placement or immediate restoration/loading of single implants for molar tooth replacement: A systematic review and meta-analysis [J]. *Int J Oral Max Impl*, 2010, 25(2): 401-415.
- [ 2 ] YU W, JANG YJ, KYUNG HM. Combined influence of implant diameter and alveolar ridge width on crestal bone stress: A quantitative approach [J]. *Int J Oral Max Impl*, 2009, 24(1): 88-95
- [ 3 ] 赵吉奎. 牙种植体系统的生物力学有限元分析[D]. 沈阳: 东北大学, 2012.
- [ 4 ] HSU JT, SHEN YW, KUO CW, *et al.* Impacts of 3D bone-to-implant contact and implant diameter on primary stability of dental implant [J]. *J Formos Med Assoc*, 2017, 116(8): 582-590
- [ 5 ] KANG N, WU YY, GONG P, *et al.* A study of force distribution of loading stresses on implant-bone interface on short implant length using 3-dimensional finite element analysis.[J]. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 2014, 118(5): 519-523.
- [ 6 ] BORDIN D, ETP B, BONFANTE EA, *et al.* Influence of platform diameter in the reliability and failure mode of extra-short dental implants [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2018, 77: 470-474
- [ 7 ] 伍立乾. 不同骨质条件下牙种植体负载的三维有限元分析[D]. 合肥: 安徽医科大学, 2016.
- [ 8 ] 栗兴超, 董福生, 李向军, 等. 不同颈部结构钛人工牙种植体的骨结合性能研究[J]. *现代口腔医学杂志*, 2017(3): 129-132.
- [ 9 ] 牛金磊, 陈建宇, 陈贤帅, 等. 种植体颈部微螺纹结构对种植稳定性影响的三维有限元分析[J]. *口腔颌面修复学杂志*, 2013, 14(6): 344-348.
- [ 10 ] 王文亚, 傅波, 罗华, 等. 不同桩核冠修复上颌中切牙的三维有限元模型建立及应力分析[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(1): 25-30.
- WANG WY, FU B, LUO H, *et al.* Three-dimensional finite element modeling and stress analysis on different posts and cores for repairing the maxillary central incisors [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(1): 25-30.
- [ 11 ] 文武, 张春雨, 陈贤帅, 等. 不同结构牙科种植体及周围骨组织应力分布的三维有限元比较研究[J]. *实用口腔医学杂志*, 2013, 29(6): 770-774.
- [ 12 ] MAO Z, YI D, CAO G. Influence of sizes of abutments and fixation screws on dental implant system: A non-linear finite element analysis [J]. *Biomed Tech*, 2016, 62(4): 357-364.
- [ 13 ] UEDA N, TAKAYAMA Y, YOKOYAMA A. Minimization of dental implant diameter and length according to bone quality determined by finite element analysis and optimized calculation [J]. *J Prosthodont Res*, 2017, 61(3): 324-332.
- [ 14 ] CALÌ M, ZANETTI EM, OLIVERI SM, *et al.* Influence of thread shape and inclination on the biomechanical behaviour of plateau implant systems [J]. *Dent Mater*, 2018, 34(3): 460-469.
- [ 15 ] 丁熙, 朱形好, 廖胜辉, 等. 不同直径种植体对即刻负载种植体骨界面应力分布的影响[J]. *医用生物力学*, 2007, 22(2): 146-150.
- DING X, ZHU XH, LIAO SH, *et al.* Influence of different implant diameter with immediate loading on stress distribution of implant-bone interface [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(2): 146-150.
- [ 16 ] DA CVM, DE CASTRO DT, SHIMANO AC, *et al.* Analyzing the influence of a new dental implant design on primary stability [J]. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2016, 18(1): 168-173.
- [ 17 ] 雍苓, 黄仕禄, 刘洪, 等. 不同骨缺损类型牙种植体的三维有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(2): 148-153.
- YONG L, HUANG SL, LIU H, *et al.* Three-dimensional finite element analysis of dental implants with different bone defects [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(2): 148-153.