

文章编号:1004-7220(2017)04-0331-05

植体弹性模量变化对牙种植体和骨组织应力分布的影响

吕越^a, 徐侃^a, 王立强^b, 傅远飞^a

(上海交通大学 a. 医学院 附属第九人民医院, 口腔修复科, 上海市口腔医学重点实验室, 上海 200011;

b. 材料科学与工程学院, 上海 200240)

摘要: **目的** 通过三维有限元法分析,探讨植体弹性模量变化对牙种植体和骨组织应力分布的影响,为新型牙种植系统的研究提供实验依据。**方法** 应用螺旋 CT 数据,建立下颌骨和种植体模型。设定植体弹性模量分别为 110、90、70、55 和 40 GPa,模拟咬合状态,在垂直、水平、斜向分别施加 300、100、130 N 静止载荷,计算并分析各组在 3 种载荷下植体周围骨组织和牙种植体各部分的应力。**结果** 随着植体弹性模量的降低,水平和斜向载荷下牙种植体周围皮质骨受到的应力会随之降低,种植体的应力也呈逐渐减小趋势。**结论** 降低牙种植体材料的弹性模量有利于载荷在种植体和周围骨组织中的传导,降低种植义齿晚期失败的风险。

关键词: 牙种植体; 有限元分析; 弹性模量; 动态加载

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.04.006

The influence of implant elastic modulus on stress distributions in implant and peri-implant bone

LÜ Yue^a, XU Kan^a, WANG Li-qiang^b, FU Yuan-fei^a (*a. Shanghai Key Laboratory of Stomatology, Department of Prosthodontics, Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200011, China; b. School of Material Science and Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China*)

Abstract: **Objective** To investigate the effects of changes in elastic modulus of dental implants on stress distributions in implants and peri-implant bone by 3D finite element analysis, so as to supply experimental evidence for new implant system. **Methods** The model of the mandible with implant bone was constructed based on CT data. The elastic modulus of implants was set as 110, 90, 70, 55 and 40 GPa, respectively. The model was applied with static load of 300 N in vertical direction, 100 N in horizontal direction and 130 N in oblique direction, respectively, to stimulate the occlusal state. The stress on different parts of implants with different elastic modulus and peri-implant bone under 3 kinds of loads was calculated and analyzed. **Results** As the elastic modulus of implants declined, stress in cortical bone around implants under horizontal and oblique loads decreased, and stresses in the implants showed a decreasing tendency as well. **Conclusions** The decrease in elastic modulus of implants can benefit the transferring of load from the implants to the surrounding bone, and reduce the risk of long-term implant failure.

Key words: Dental implants; Finite element analysis; Elastic modulus; Dynamic loading

收稿日期:2016-08-15; 修回日期:2016-10-28

基金项目:上海高校高峰高原学科建设项目,上海交通大学医工交叉研究基金(YG2014MS02)。

通信作者:傅远飞,副主任医师,硕士研究生导师,E-mail:fuyuanf@163.com。

为了获得种植牙的远期效果,学者们探讨使用具有良好生物力学适应性的种植系统,以保证种植义齿能够长期行使功能。目前临床大多数使用的种植体材料均为金属纯钛,纯钛虽然具有良好生物相容性,但其弹性模量为 110 GPa,而一般骨组织的弹性模量小于 20 GPa,两者之间仍存在较大差异。改良工艺后出现的许多新型钛合金材料,力学性能与纯钛不尽相同^[1]。植体材料力学性能的改变有利于提高骨整合界面的应力传递,维持界面的稳定,提高种植义齿的远期成功率^[2-3]。鉴于有限元法是研究种植牙生物力学的一个重要手段^[4],本文通过三维有限元法,研究牙种植体材料弹性模量变化对种植体和周围骨组织应力分布的影响,为探讨弹性模量变化对种植效果可能产生的影响提供依据。

1 材料和方法

1.1 样本来源

通过口腔临床检查,选择一名牙列完整、牙周状况良好、牙齿形态结构正常及上下颌咬合关系正常的青年志愿者。通过曲面体层片观察,牙齿周围牙槽骨未见明显的水平性及垂直性吸收,左侧下颌后牙牙根形态无明显异常。

1.2 CT 扫描

使用藻酸盐印模材料制取志愿者全口标准模,应用空气压膜技术在下颌模型上制作咬合板。志愿者佩戴自制的咬合板仰卧于 CT 床上,由下颌骨颏下往上逐层扫描至下颌髁状突。扫描条件:扫描方式为连续无间断扫描,扫描速度 80 mA·s/层,层厚 0.67 mm,层间距 0.33 mm。共获得轴位断层图像 288 层。

1.3 建立牙颌及下颌骨模型

将数据读入到 Mimics 17.0 软件中,逐层分离硬组织,再得到相应的三维模型。将提取的各个部分数据以 STL 文件格式导入至 Imageware 13.2 中进行各个部分模型的重建。获得下颌骨中的左侧颌骨及左下颌第 2 前磨牙、第 1 和第 2 磨牙的三维模型及完整下颌部分模型。

1.4 种植体建模

建立相同形态不同弹性模量的种植体模型。参考临床常用的各类螺旋形种植系统(ITI 系统、Lifecore 系统、Branemark 系统),发现种植体的外形

及外形参数基本相似。锥螺钉半角为 1.5°,螺纹深度为 0.4 mm,螺纹厚度为 0.176 mm,螺距为 0.6 mm。螺钉总长度为 10 mm,种植体颈部光滑面长度为 1.5 mm,骨内长度为 8.5 mm。种植体直径为 5 mm。

1.5 实验分组和模型参数选择

根据不同的种植体弹性模量设定值分组,具体参数见表 1。

表 1 骨组织和种植体采用材料参数^[5]

Tab. 1 Material parameters of peri-implant bone and implants

材料	E/GPa	ν
皮质骨	13.7	0.30
松质骨	1.37	0.30
钛(种植体和基台)	110,90,70,55,40	0.35

1.6 实验条件

模型中种植体材料假设为连续、均匀和各向同性的线弹性材料;下颌骨的皮质骨、松质骨假设为各向同性、均质连续弹性材料。对选取的牙槽骨两端截面的节点位移和旋转 6 个自由度进行全约束。

1.7 计算和载荷条件

在下颌第 2 磨牙的位置模拟种植,代入种植体三维模型,运用 ANSYS 16.2 软件进行计算加载负荷时的应力强度。加载方向:各向载荷均为静态载荷。垂直向载荷的方向与种植体长轴方向一致,斜向载荷位于舌侧 30°。加载部位:垂直向载荷加载集中于种植体顶部中心点,水平向载荷加载于种植体上缘。载荷大小:垂直向载荷 300 N,水平向载荷 100 N,舌侧斜向载荷 130 N。

根据不同弹性模量及不同方向载荷下获得的种植体和骨组织应力行 Pearson 相关分析,分析不同种植体弹性模量、不同方向载荷对种植体和骨组织应力的影响。

2 结果

不同弹性模量材料种植体受各向载荷时种植体周围界面骨支持组织的应力(σ)和位移(d)变化见表 2。种植体受各向载荷时种植体周围骨界面支持组织的应分布如图 1 所示(以弹性模量为 110 GPa 的种植体为例)。

表 2 各向载荷下不同弹性模量种植体界面骨组织应力和位移

Tab.2 Von Mises stresses and displacements of peri-implant bone in implants with different modulus under different loads

E/GPa	垂直载荷				水平载荷				斜向载荷			
	σ /MPa		d/mm		σ /MPa		d/mm		σ /MPa		d/mm	
	皮质骨	松质骨	皮质骨	松质骨	皮质骨	松质骨	皮质骨	松质骨	皮质骨	松质骨	皮质骨	松质骨
40	133.521	9.375	33.805	29.061	113.603	12.18	33.303	31.137	76.644	5.297	33.866	32.622
55	121.689	12.703	34.671	30.293	99.019	10.978	32.399	31.184	65.331	4.749	34.318	33.504
70	104.450	7.622	27.658	27.658	89.873	9.943	30.283	26.89	58.136	5.039	30.701	28.434
90	94.186	7.015	30.250	30.958	81.900	8.805	30.148	30.695	51.786	5.520	31.301	29.966
110	87.138	6.715	30.479	29.545	78.110	8.171	0.012	0.012	47.475	5.885	36.107	32.194

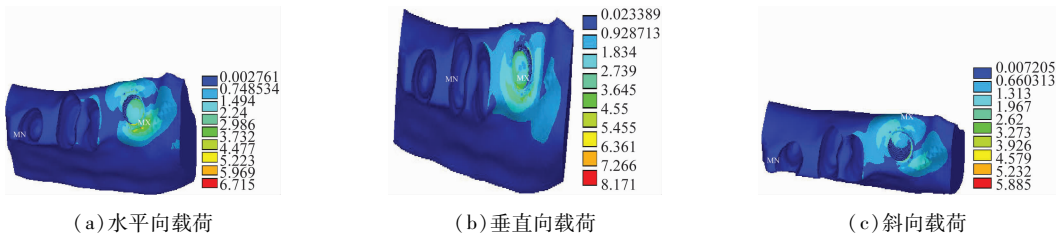


图 1 各向载荷下种植体(弹性模量 110 GPa)周围骨界面应力分布

Fig.1 Stress distributions of peri-bone of implants (with elastic modulus of 110 GPa) under different loads

(a) Under horizontal load, (b) Under vertical load, (c) Under oblique load

由表 2、图 1 可知,表面结构相同、弹性模量不同的种植体,受不同向载荷时,可观察到:① 在相同水平向载荷下,当种植体的弹性模量由低至高时,周围皮质骨的应力强度变化随着弹性模量的增高而减小($P < 0.05$),而松质骨无显著性差异。② 在相同垂直向载荷下,当种植体的弹性模量由低至高时,周围松质骨的应力强度变化随着弹性模量的增高而减小($P < 0.05$);而皮质骨无显著性差异。③ 在相同斜向载荷下,当种植体的弹性模量由低至高时,周围皮质骨的应力强度变化随着弹性模量的增高而减小

($P < 0.05$), 差异有显著性,而松质骨无显著性差异。

不同弹性模量材料种植体受各向载荷时种植体各部分的应力、位移变化见表 3,应力趋势见图 2。上部结构相同、不同弹性模量种植体受不同向载荷时,可观察到:在相同水平和斜向载荷下,当种植体的弹性模量由低至高时,种植体的应力强度随着弹性模量的增高而增加,基台的应力强度随弹性模量增高而降低($P < 0.05$),差异有显著性。

表 3 各向载荷下不同弹性模量种植体各部分应力强度和位移

Tab.3 Von Mises stresses and displacement in the implants with different elastic modulus under different loads

E/GPa	垂直载荷				水平载荷				斜向载荷			
	σ /MPa		d/mm		σ /MPa		d/mm		σ /MPa		d/mm	
	种植体	基台	种植体	基台	种植体	基台	种植体	基台	种植体	基台	种植体	基台
40	97.615	145.239	95.639	135.159	95.639	135.159	6.039	6.649	6.039	6.649	6.996	6.271
55	104.597	145.372	109.194	130.102	109.194	130.102	7.796	8.681	7.796	8.681	8.800	7.571
70	111.164	134.933	119.291	126.816	119.291	126.816	6.277	6.605	6.277	6.605	7.337	7.096
90	120.943	130.890	129.392	123.893	129.392	123.893	6.124	6.995	6.124	6.995	6.797	7.180
110	128.349	128.138	134.706	122.491	134.706	122.491	0.012	0.016	0.012	0.016	7.214	7.142

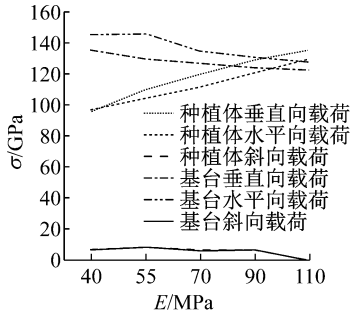


图2 各向载荷下种植体和基台内应力变化趋势

Fig.2 Tendency of Von Mises stress in implants and implant abutments under different loads

3 讨论

种植义齿虽然在临床已经达到很高的成功率,但早期或晚期种植失败的情况仍有出现。早期失败的原因多数为无法在种植体和骨组织间形成骨整合界面^[6];而晚期失败出现在种植体负荷之后,种植体负荷过大是重要的原因之一^[7]。导致种植体负荷过大的原因多样,一方面可能由于患者的咬合力过大导致种植义齿承担的负荷过大,另一方面可能因为种植义齿结构或负荷方向使应力在种植体各部分间传递导致应力集中所致。

现有文献多研究种植钉与周围骨组织的应力传导和分布,对于种植基台内的应力传导的研究较少,且弹性模量的选择较少、跨度较小。本文不仅选取多个有梯度差异的弹性模量进行不同应力条件下的研究,并且对于种植体基台内的应力分布趋势也进行了相应的分析,得到的应力分布曲线有较为明显和连贯的趋势,增加了结论的可靠性。

3.1 种植体弹性模量和骨结合界面生物力学的关系

种植体与骨组织之间形成的骨结合界面间没有缓冲组织,力感受器数量极少,造成种植体欠缺对压力的有效感受和反馈,无法在咬合时进行有效的保护性调节^[6],骨结合界面将种植体受到的负荷直接传导至周围骨组织,然后分散至上下颌骨。此外,由于种植体周围缺少缓冲组织,受载荷而产生的位移要小于天然牙。

弹性模量是材料在弹性变形阶段内应力与应变的比值,是衡量材料的最稳定的力学性能指标。人下颌骨的皮质骨弹性模量为 10 ~ 18 GPa,松质骨弹

性模量为 1.5 ~ 4.0 GPa,而目前临床上常用的纯钛材料的弹性模量为 110 GPa;通过改良工艺制造的钛材料的弹性模量更接近人骨的弹性模量,有足够强度和韧性。且研究发现,钛与骨结合所形成的界面是动态的,在适当负荷的刺激下,种植体与骨的结合在 1 年后会从 53% 增加到 74%^[8]。

Matsushita 等^[9]研究发现,侧向负荷重应力主要分布在种植体周颈部的皮质骨内,松质骨内应力水平较低。Hus 等^[10]通过研究非轴向加载对上种植体影响发现,除轴向加载外,其余成角度的载荷对周围骨组织的应力也主要集中在种植体颈部颊侧边缘的皮质骨上。而雍苓等^[11]的研究结果表明,在斜向载荷下骨组织中的应力显著高于垂直向载荷下的应力。本研究发现,随着种植体的弹性模量降低,水平和斜向载荷下皮质骨受到的应力也随之降低,实验结果与以上文献结论基本一致。Cook 等^[12]研究发现,结合界面皮质骨、松质骨的比例差异会影响种植体的位移,皮质骨减少、松质骨增加时位移增加。因此,皮质骨对种植体的骨内稳定有重要作用,减少皮质骨内应力对种植体能稳定持久发挥作用意义重大。

降低牙种植体材料的弹性模量时利于垂直、水平和斜向载荷分散至周围骨组织,尤其是周围皮质骨内的应力分布降低显著;且由于皮质骨对于种植体与周围骨组织的稳定结合非常重要,降低种植体材料的弹性模量对于维持骨结合界面稳定的作用不言而喻;改善种植体的生物力学相容性,有助于降低种植义齿的晚期失败的风险。

3.2 种植体弹性模量和种植体内应力传导的关系

多数研究表明,种植体与骨组织弹性模量差值越小,骨组织内的应力越小,产生相对位移的下降可有效避免应力屏蔽,提高植入成功率。但种植体材料的选择一方面需要满足降低骨应力要求,应选择较低的弹性模量;但另一方面,种植体需要需要完成承受载荷、传递载荷的任务,满足种植牙系统的力学要求,故弹性模量不能过低;同时适当降低泊松比可以避免受力状态下横向形变过大,导致牙冠-基台骨应力过大,损伤牙冠^[13]。本文结果表明,在相同载荷下,当种植体和基台的弹性模量减小时,种植体的应力分布也逐渐减小,与文献[14-15]中的实验结果基本一致,即当种植体弹性模量满足负荷需求时,降

低弹性模量有利于降低应力分布,提高种植体的长期成功率。

4 结语

综上所述,本文通过三维有限元法分析牙种植体弹性模量变化对周围骨组织和植体本身应力分布的影响。实验结果表明,随着植体弹性模量的降低,水平和斜向载荷下牙种植体周围皮质骨受到的应力会随之降低,种植体的应力也呈逐渐减小趋势。后续研究将探讨与种植体远期效果具有重要相关性的剪切力与拉应力的变化。这些因为牙种植体弹性模量变化所造成的生物力学特性改变,有可能会影响牙种植体的初期稳定性和远期效果,相关机制及研究仍值得进一步深入探讨。

参考文献:

- [1] OTSUKI B, TAKEMOTO M, FUJIBAYASHI S, *et al.* Pore throat size and connectivity determine bone and tissue ingrowth into porous implants; Three-dimensional micro-CT based structural analyses of porous bioactive titanium implants [J]. *Biomaterials*, 2006, 27(35): 5892-5900.
- [2] BLENKINSOP PA, EVANS WJ, FLOWER HM. *Titanium 95 science and technology* [M]. London: Cambridge University Press, 1995: 1828-1835.
- [3] 赵永康, 马红梅, 张力, 等. 种植体杨氏模量变化对下颌骨应力分布影响的有限元分析[J]. *华西口腔医学杂志*, 2006, 24(1): 89-91.
- [4] 丁熙, 朱彤好, 林芝, 等. 不同植入扭矩对种植体骨界面生物力学特性的影响[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(2): 184-188.
DING X, ZHU XH, LIN Z, *et al.* Influence of insertion torque on biomechanical characteristics at implant-bone interface [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(2): 184-188.
- [5] SAKAGUCHI RL, BORGENSEN SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws [J]. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1995, 10(3): 295-302.
- [6] JAARD M, RAZZOOG ME, GRATTON DG. Providing optimum torque to implant prostheses: A pilot study [J]. *Implant Dent*, 1993, 2(1): 50-2.
- [7] 施斌. 种植义齿两种设计及两种固位方式的生物力学研究[D]. 武汉: 武汉大学博士学位论文, 2005.
- [8] 崔军. 种植体的弹性模量与骨界面应力[J]. *国际口腔医学杂志*, 2004(S1): 119-121.
- [9] MATSUSHITA Y, KITO M, MIZUTA K, *et al.* Two dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: Diameter effect on stress distribution [J]. *J Oral Implantol*, 1990, 16(1): 6-11.
- [10] HSU ML, CHEN FC, KAO HC, *et al.* Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: A 3-dimensional finite element analysis [J]. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2007, 22(2): 301-309.
- [11] 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.
- [12] COOK SD, KLAWITTER JJ, WEINSTEIN AM. The influence of implant geometry on the stress distribution around dental implants [J]. *J Biomed Mater Res*, 1982, 16(4): 369-379.
- [13] 李洪友, 石茂林. 种植牙组件材料力学参数对骨组织接触应力的影响[J]. *厦门大学学报(自然科学版)*, 2015, 54(3): 409-415.
- [14] 石茂林, 李洪友. 二段式钛合金种植牙不同弹性模量组件及其组合对骨界面应力分布的影响[J]. *华侨大学学报(自然科学版)*, 2014, 35(4): 361-366.
- [15] 陈良建, 李益民. 钛种植体结构和弹性模量对骨界面应力分布的影响[J]. *中南大学学报(自然科学版)*, 2009, 40(2): 400-405.