

种植牙组件材料力学参数对骨组织接触应力的影响

李洪友^{1*}, 石茂林¹, 彭云峰²

(1. 华侨大学机电及自动化学院, 福建 厦门 361021; 2. 厦门大学物理与机电工程学院, 福建 厦门 361005)

摘要: 为了分析种植牙组件材料力学参数对骨组织接触应力(下文简称骨应力)的影响, 采用 Pro/E 三维绘图软件建立模型, Ansys Workbench 14.5 软件进行网格划分, 设定材料属性、约束和加载条件, 完成钛种植牙骨应力分布分析。结果表明, 骨应力随种植体弹性模量、基台弹性模量、基台泊松比增大而增大; 随种植体泊松比增大而减小。种植体弹性模量影响最大, 其次为基台弹性模量及种植体泊松比。种植牙体系采用具有适宜材料力学参数的基台和种植体组合, 能够有效地降低骨应力。皮质骨区域与松质骨中段区域为骨应力集中区。种植体内部锥面与螺纹面过渡面对应松质骨区域为种植体失效潜在危险部位。

关键词: 种植牙; 弹性模量; 泊松比; 骨应力

中图分类号: R 783.1

文献标志码: A

文章编号: 0438-0479(2015)03-0409-07

种植牙是一种应用广泛的口腔修复术, 具有美观舒适、咀嚼功能好等优点^[1], 被越来越多患者所接受, 甚至首选^[2]。据相关报道, 种植牙成活率高达 95%。但植入失败不仅不能完成预期目标, 甚至还会对机体造成更大的伤害, 故植入失败依旧是医患双方需要面对的难题^[2-3]。

种植牙取得长期成功的主要因素是种植体-骨组织界面具有良好的生物力学相容性^[1-4]。骨组织接触应力(下文简称骨应力)过高, 引起骨水平下降, 出现“应力屏蔽”现象, 导致植入失败; 应力过低, 易引起骨质疏松, 对机体产生诸多不利影响。根据相关学者研究, 优化组件结构, 改善骨应力分布, 对提高植入成功率具有重要意义。随着计算机技术发展, 有限元法成为研究生物力学的重要工具。近年来, 研究人员建立了相关模型, 主要是采用有限元法进行力学分析及优化。Demenko 等^[4]的研究指出, 骨应力主要集中于种植体颈部, 并提出了优化方案。陈良建等^[5]提出了一种根据不同区域应力要求, 改进相应种植体区域结构, 能够有效地减少种植体在皮质骨区域的应力。目前, 大多数研究将种植牙简化为一个整体, 未结合市场常见种植牙二段式系统进行分析, 对模型逼真度有一定的影响; 或虽提出了对于种植体结

构的改进方案, 但种植牙组件微小, 机械加工困难。钛合金按相组成可分为 α 、 β 、 $\alpha+\beta$ 合金, α 型钛合金具有优越的耐腐蚀性能; β 型钛合金弹性模量普遍较低; $\alpha+\beta$ 型钛合金由于存在 α 和 β 两相而显示出较好的综合性能^[6]。本文作者从生产实际出发, 在减少成本前提下, 探求通过合理选取种植牙组件(种植体, 基台)钛合金材料来减少骨应力新方法, 为医学工作者和生产厂家提供一定的参考, 为后续种植牙骨损伤机理研究、安全防护的研究以及有限元模型的开发奠定了基础。

本文利用第一前磨牙骨组织 CT 扫描数据, 结合市场常见二段式种植牙系统, 通过 Pro/E 三维软件建立种植牙系统骨组织模型; 采用 Ansys Workbench 对于骨应力进行分析; 研究常见两段式种植牙系统中关键组件种植体、基台材料力学参数及其组合对骨应力分布大小影响。

1 实验方法和方案

1.1 实验方法

参考瑞士 ITI 公司产品建立种植牙系统模型, 分

收稿日期: 2014-03-14 录用日期: 2015-01-20

基金项目: 福建省自然科学基金(2012J01213)

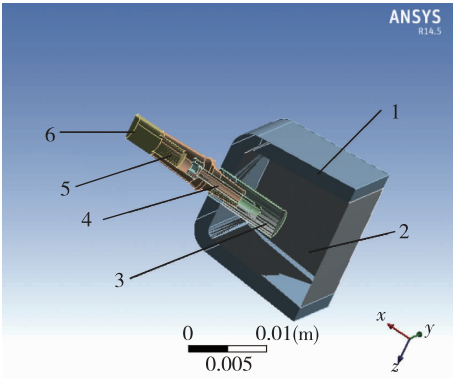
* 通信作者: shl5985336@126.com

引文格式: 李洪友, 石茂林, 彭云峰. 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.

Citation: Li Hongyou, Shi Maolin, Peng Yunfeng. Effects of material mechanical parameters of dental implant components on bone-implant stress distributions and its optimization[J]. Journal of Xiamen University: Natural Science, 2015, 54(3): 409-415. (in Chinese)



为种植体、基台、中央螺丝、牙冠四部分. 该产品具有目前主流种植体的优点: 平台转移、六自由度定位、锥形结合、全钛合金结构, 且种植体可简化为圆柱体全埋式结构, 直径 4 mm, 长度 8 mm; 基台最大直径为 4.5 mm, 穿龈长度 2 mm; 牙冠固定长度 6.5 mm; 中央螺丝直径 1.6 mm, $M 1.6 \times 0.25$ 标准螺纹; 牙冠覆盖基台承受主要载荷. 骨组织模型仿照人第一前磨牙骨组织形式及性质, 包含厚度 2 mm 外层致密皮质骨和内部疏松松质骨^[5,7]. 整体骨块, 长 20 mm, 上宽 8 mm、下宽 14 mm, 高 17.5 mm, 最终模型如图 1 所示.



1. 皮质骨; 2. 松质骨; 3. 种植体; 4. 中央螺丝; 5. 牙冠; 6. 基台.

图 1 种植体与骨组织有限元模型

Fig. 1 The model of dental implant and bone

Pro/E 三维软件建立种植牙-骨组织模型, Ansys Workbench14.5 软件进行有限元分析. 通过 Pro/E 与 Workbench 软件接口, 将 Pro/E 模型导入 Ansys Workbench 中. 应用 Ansys Workbench 智能网格划分功能, 对种植牙系统及骨组织进行网格划分, 控制网格划分单元大小, 逐步优化. 经过网格划分的种植牙-骨组织三维模型图 2 所示, 各组件单元数、节点数见表 1.

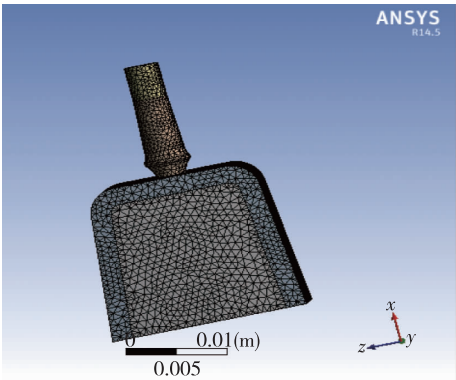


图 2 种植体有限元模型

Fig. 2 Finite element model of dental implant

模型中材料均理想为连续、均匀、各向同性小变

形弹性材料. 种植体-骨组织界面假设为理想骨性结合^[5,7-8]. 种植体、基台、中央螺丝接触方式定义为摩擦, 摩擦系数 0.45. 牙冠与基台之间接触、种植体与骨组织接触、松质骨与皮质骨接触均定义为 Bonded.

表 1 种植体模型网格划分

Tab. 1 Finite element mesh of dental implant models

组件	节点	单元
松质骨	51 365	32 041
皮质骨	50 464	29 092
种植体	8 924	5 099
中央螺丝	2 207	1 143
基台	10 310	5 821
牙冠	4 889	2 631

骨组织模型侧面、底面施加完全约束, 并扩展到相应节点. 从种植体根部向上对模型施加相同固定约束. 结合相关文献和临床经验, 在牙冠上加载竖直向下载荷 200 N, 颊舌斜向下 45° 复合载荷 45 N^[8-9]. 中央螺丝预紧力加载 200 N. 牙冠应用 Co-Cr 合金材料参数, 皮质骨、松质骨参数引用国外经典力学参数. 具体参数如表 2 所示.

表 2 种植牙系统与骨组织材料性能参数

Tab. 2 Material engineering data of dental implants and alveolar bone

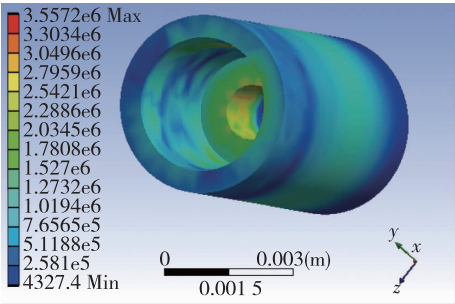
材料	弹性模量/GPa	泊松比
皮质骨	15.0	0.30
松质骨	1.5	0.30
中央螺丝	104.0	0.35
牙冠	220.0	0.30

1.2 实验方案

实验分两部分进行, 首先研究种植体、基台的弹性模量、泊松比对于种植体骨应力影响; 之后对于数据进行分析, 设计四因素四水平正交试验进行参数优化, 结合生产实际分析出种植牙组件材料最佳参数.

2 有限元分析结果

骨应力水平(图 3)采用 Von-Mises 应力作为主要指标. 经过有限元分析可以看出, 种植体最大应力在内部螺纹面螺纹衔接处, 在内部衔接面对应骨界面及皮质骨骨界面应力较大.



种植体:弹性模量 104 GPa,泊松比 0.35;
基台:弹性模量 75 GPa,泊松比 0.35.

图 3 种植体应力云图(单位:Pa)

Fig. 3 Stress distribution of implant (unit:Pa)

2.1 种植体弹性模量对骨应力影响

基台弹性模量为定值,常见医用钛合金弹性模量值 104 GPa,基台泊松比 0.35,种植体泊松比 0.35. 种植体弹性模量选取参考多种钛合金弹性模量值^[6],分析种植体弹性模量值对骨应力影响.

在其他材料力学参数保持一定时,种植体弹性模量值对骨应力影响较大(图 4),可以看到 45 GPa 种植体对应的 Von-Mises 应力值最小,为 1.230 7 MPa;

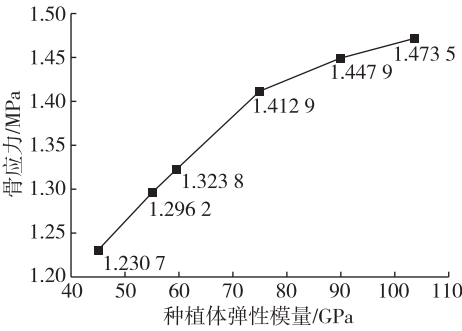


图 4 种植体弹性模量对骨应力影响
Fig. 4 Dependence of the elastic modulus of implants on implant-bone interfacial stress distribution

2.2 基台弹性模量对骨应力影响

种植体弹性模量为 55 GPa,泊松比 0.35;基台泊

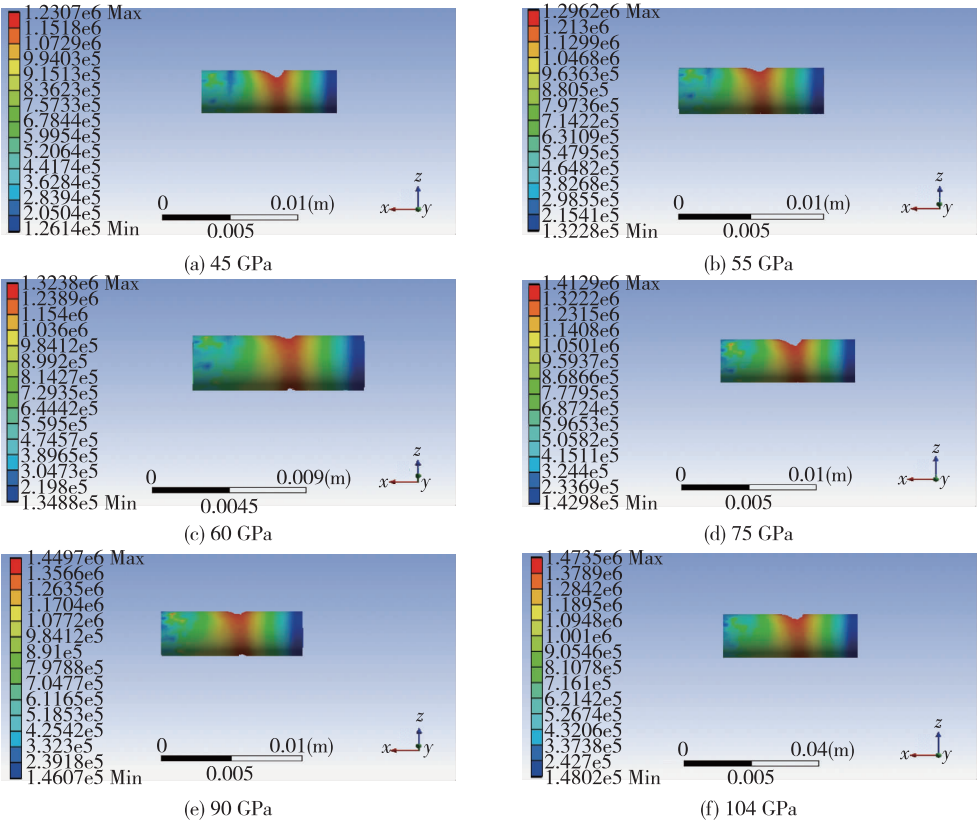


图 5 种植体弹性模量对骨应力影响(单位:Pa)

Fig. 5 Effect of the elastic modulus of implants on implant-bone interfacial stress distribution (unit:Pa)

松比 0.35, 比较 4 种不同弹性模量基台骨应力分布及大小(图 6). 在种植牙组件材料力学参数为定值, 相同载荷下, 种植体骨应力随着基台弹性模量值改变并不明显(相对于种植体弹性模量值, 图 4). 应力最大区域仍为皮质骨区域及松质骨中段区域. 骨应力随着基台弹性模量下降而下降, 75 GPa 基台对应的骨应力最小, 为 1.280 6 MPa; 90 GPa 基台对应的骨应力最大, 为 1.292 2 MPa.

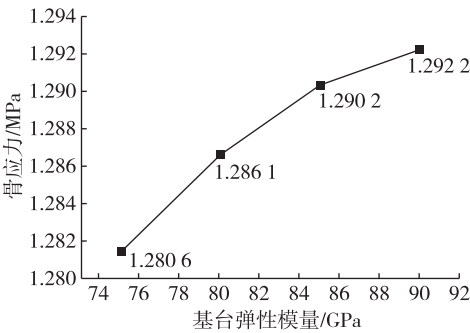


图 6 基台弹性模量对骨应力影响

Fig. 6 Dependence of the elastic modulus of abutments on implant-bone interfacial stress distribution

2.3 种植体泊松比对骨应力影响

基台材料力学参数: 弹性模量 104 GPa, 泊松比 0.35; 种植体弹性模量 55 GPa. 种植体泊松比取值参考文献中研究人员测定值^[10], 并将取值精度近似为百分位, 分析种植体泊松比对骨应力分布影响. 从图 7 中可以看出, 种植体泊松比的改变对骨应力分布改变并不明显. 骨应力改变相对于种植体弹性模量而言, 改变并不明显. 随着种植体泊松比上升, 骨应力出现近线性下降趋势, 种植体泊松比 0.33 时, 骨应力达到最大, 为 1.301 1 MPa; 当种植体泊松比 0.36 时达到最小, 为 1.293 9 MPa. 值得注意的是, 这与种植牙组

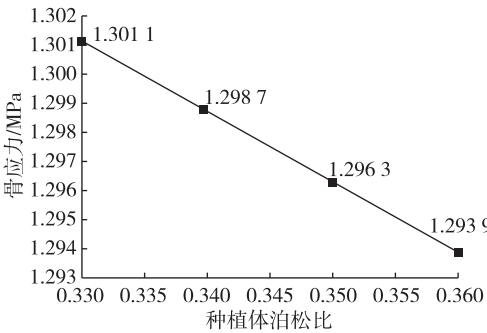


图 7 种植体泊松比对骨应力影响

Fig. 7 Dependence of the poisson's ratio of implants on implant-bone interfacial stress distribution

件弹性模量对于骨应力影响的趋势是相反的.

2.4 基台泊松比对骨应力影响

图 8 为基台材料泊松比对骨组织接触应力影响. 其他组件材料力学参数如下: 基台弹性模量 104 GPa, 种植体弹性模量 55 GPa, 泊松比 0.35. 可以看出, 基台泊松比的升高, 种植体骨应力高分布区域有所减小; 最大骨应力升高, 骨应力变化相对于基台弹性模量而言, 变化很微小. 随着基台泊松比上升, 骨应力出现近线性上升趋势, 当基台泊松比为 0.33 时骨应力最小, 为 1.293 7 MPa; 当基台泊松比为 0.36 时骨应力最大, 为 1.297 0 MPa.

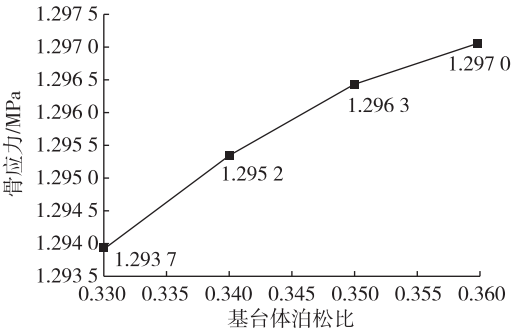


图 8 基台泊松比对骨应力影响

Fig. 8 Dependence of the poisson's ratio of abutments on implant-bone interfacial stress distribution

2.5 正交试验

根据 $L_{16}(4^5)$ 正交表设计多因素序贯试验, 此设计方案可保证主效应不被混杂, 有利于寻找最佳组合点. 试验安排四因素四水平, 以 S 表示各因素取值的间距步长, 结合以上 4 节分析, 确保材料满足医疗实践要求, 各因素的步长设定为:

$S_A = -5$ GPa, 为种植体弹性模量; $S_B = -5$ GPa, 为基台弹性模量值; $S_C = -0.01$, 为种植体泊松比; $S_D = -0.01$, 为基台泊松比. 各因素各水平实际取值汇总如表 3 所示.

表 3 各因素不同水平取值				
Tab. 3 The levels of each factor				
水平	因素			
	A/GPa	B/GPa	C	D
1	45	75	0.32	0.34
2	50	80	0.33	0.35
3	55	85	0.34	0.36
4	60	90	0.35	0.37

试验结果如表 4 所示,所用判断为骨 Von-Mises 应力 β . 采用有限元数据运算分析,在参数设定不变条件下,每次运算结论值相同,故未设计重复试验.

表 4 正交试验结果

Tab. 4 The results of orthogonal experimental design

试验号	水平				骨应力/ MPa
	A	B	C	D	
1	1	1	1	1	1.225 4
2	1	2	2	2	1.227 2
3	1	3	3	3	1.229 3
4	1	4	4	4	1.228 6
5	2	1	3	4	1.254 9
6	2	2	4	3	1.256 4
7	2	3	1	2	1.267 2
8	2	4	2	1	1.265 9
9	3	1	4	2	1.281 4
10	3	2	3	1	1.287 7
11	3	3	2	4	1.296 2
12	3	4	1	3	1.300 0
13	4	1	2	3	1.313 5
14	4	2	1	4	1.321 5
15	4	3	4	2	1.316 5
16	4	4	3	1	1.321 7

数据统计分析结果见表 5.

表 5 正交试验数据分析结果

Tab. 5 The analysis of the results of orthogonal experimental design

试验号	骨应力/MPa			
	A	B	C	D
$\sum \beta_1$	4.910 5	5.075 2	5.114 1	5.095 5
$\sum \beta_2$	5.004 4	5.092 8	5.102 8	5.097 5
$\sum \beta_3$	5.165 3	5.109 2	5.094 6	5.099 2
$\sum \beta_4$	5.273 2	5.116 2	5.082 9	5.101 2
β_1	1.227 6	1.268 8	1.278 5	1.273 9
β_2	1.251 1	1.273 2	1.275 7	1.274 4
β_3	1.291 3	1.277 3	1.273 4	1.274 8
β_4	1.318 3	1.279 1	1.270 7	1.275 3
R	0.090 7	0.010 3	0.007 8	0.001 4
b	0.045 4	0.005 2	0.003 9	0.000 7

其中:

$\sum \beta_1, \sum \beta_2, \sum \beta_3, \sum \beta_4$ 分别为各列对应水平各试点指标和; $\beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$ 为各列对应水平各试点平均指标; R 为极差; b 为回归系数,相当于每步的效应值,亦可简称为效应.

由表 5 可知效应最显著的是种植体弹性模量,其次为基台弹性模量和种植体泊松比. 基台泊松比的效应不显著,故优化时可不考虑. 最终确定优化参数如下:

种植体弹性模量、基台弹性模量、种植体泊松比三因素主效应的比值为:

$$b_A : b_B : b_C = (-1) : (-0.115) : 0.001\ 7,$$

选定种植体弹性模量新步长为 1 GPa,则可计算出基台弹性模量步长为 0.115 GPa,种植体泊松比步长为 0.008 6,需要注意的是种植体泊松比为正值,其余二因素的效应为负值. 设计优化试验条件及结果如表 6 中 17#~21# 实验所示,可以看出相对本文初始性(1#)1.225 4 MPa,最优优化结果(21#)为 1.184 9 MPa,骨应力得到有效降低.

表 6 优化试验条件及结果

Tab. 6 The parameter and results of the optimization

试验号	种植体弹性模量/ GPa	基台弹性模量/ GPa	种植体泊松比	基台泊松比	骨应力/ MPa
1	45	75.000	0.320 0	0.34	1.225 4
17	44	74.885	0.321 7	0.34	1.217 7
18	43	74.770	0.323 4	0.34	1.209 8
19	42	74.655	0.325 1	0.34	1.201 7
20	41	74.540	0.326 8	0.34	1.193 6
21	40	74.500	0.330 0	0.34	1.184 9

结合目前钛合金材料研发现状及医疗实践要求,对于最终实验参数进行取整,种植体弹性模量取值为 40 GPa、泊松比 0.33;基台弹性模量 74.5 GPa、泊松比 0.34,骨应力为 1.184 9 MPa. 结合本章内容可以看出,经过正交试验设计得出适宜材料的材料力学参数,骨接触应力大大降低.

3 讨 论

种植体植入人体后,表面与人体骨组织有机结合,实现力学传导,完成目标修复替代功能^[2]. 骨界面结合的可靠性和稳定性是种植体植入后能否取得长

期成功的关键,这其中骨应力分布起到了决定性的作用,是主要评定指标之一^[2,7]. 骨应力过大,超过机体组织耐受极限,会导致机体骨组织疲劳损伤,甚至造成进一步的创伤;骨应力过小,则会引起骨质疏松及废用性骨萎缩. 不同骨组织结构及特性不同,相对而言皮质骨可以承受较大载荷,因此在满足应力载荷要求前提下,更应考虑应力载荷对于松质骨的影响.

目前,主要存在的问题是骨应力过大,研究人员采用了多种方法来降低骨应力以避免植入失败^[11-13],主要从以下两个方面考虑:1) 降低载荷,以免超过载荷极限,包括针对不同病例设计不同手术方案,避开患者组织低载荷应力区;2) 改善种植牙结构及材料性能,包括低模量材料的选用,种植牙组件内部、外部结构优化,表面性能改进、硬化等,来增加骨界面结合强度,改善骨应力分布状况,从而提高种植体生物相容性,提高植入成功率.

从历史长期病例及本实验分析可知,种植体材料弹性模量应尽量降低,泊松比适当取高值,皮质骨弹性模量为 15~20 GPa,松质骨弹性模量为 1.3~3.5 GPa,种植体与骨组织模量差值越小,骨应力越小,产生相对位移小,可有效避免应力屏蔽,提高植入成功率. 植入体材料硬脆度应适宜,过高则会加大植入部位的承受载荷,同时会导致骨应力吸收;过低则不能满足载荷要求,导致形变,不仅会破坏美观感,甚至会对机体产生损害,改变种植体整体结构. 目前而言,大部分生物应用材料弹性模量值均在 100 GPa 以上,密度较高,各项性能指数难以达到适宜的平衡. 钛合金的出现提供了一种具有广阔前景高生物力学相容性材料,具有广阔前景. 相关学者亦开发了多种低模量钛合金满足生物医用要求,从而扩大了钛合金应用范围^[6]. 基台材料的选择一方面应选择较小弹性模量材料,以降低骨应力;另一方面,基台是承受载荷、传递载荷主要构件,弹性模量不可过低,否则难以满足种植牙系统的力学要求;亦应选择泊松比值较小材料,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. 同时应注意的是种植牙系统材料选择还需考虑材料元素构成,以避免有毒元素渗入机体,对机体内环境造成破坏.

通过本文分析,可知在同一载荷下,不同弹性模量基台与种植体组合骨应力分布情况均为在皮质骨区域应力值为最大,向下逐步递减,但最大应力值有所不同,这与大多数学者得到的结论一致. 在保持基台弹性模量值一定前提下,种植体材料弹性模量的降低会导致骨应力进一步降低(图 4,5). 载荷一定条件

下,骨应力随种植体弹性模量、基台弹性模量、基台泊松比的上升而上升(图 4,6,8);随种植体泊松比上升而下降(图 7). 对骨应力大小影响最显著的是种植体弹性模量,其次为基台弹性模量和种植体泊松比. 应力集中区域为硬质骨区域与种植体中段(对应种植体内部受力锥面与螺纹面过度处)(图 3). 种植体内部结构改善能够有效地改善骨应力,但种植体体积微小,导致结构的改善往往带来加工困难,成本大幅提升. 本文分析结果表明,种植体弹性模量值及内部结构对于骨应力分布有着重要影响. 在目前内部结构改善较困难条件下,选用具有适当材料力学参数种植牙组件的正确组合,可以有效地改善种植体植入后的力学环境,提高种植体生物力学相容性. 在医疗实践当中,生产厂商与医疗工作者应注意种植牙系统组件的正确组合,以避免错误组合导致植入失败.

4 结 论

1) 种植体-骨应力与种植体弹性模量、基台弹性模量、基台泊松比的变化成正相关,与种植体泊松比成相关;

2) 种植体-骨应力最为显著的是种植体弹性模量,其次为基台弹性模量及种植体泊松比,基台泊松比的效应最不显著;

3) 经过正交优化,骨应力值得到了极大降低,从 1.225 4 MPa 降低为 1.184 9 MPa;

4) 得到种植牙组件最佳材料性能参数组合为,种植体弹性模量 40 GPa、泊松比 0.33;基台弹性模量 74.5 GPa,泊松比 0.34.

参考文献:

- [1] Geng J P, Tan K B, Liu G R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature [J]. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2001, 85 (6): 585-598.
- [2] Adell R, Eriksson B, Lekholm U. Long-term followup study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws[J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 1990(5):347-359.
- [3] Timoshenko S, Young D H. Elements of strength of materials [M]. Florence: D Van Nostrand Company Inc, 1968.
- [4] Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, et al. Importance of diameter-to-length ratio in selecting dental implants: a methodological finite element study [J]. Computer Meth-

- ods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2014, 17:443-449.
- [5] Chen Liangjian, Li Yimin. Influence of structure and elastic modulus of titanium implant on implant 0 bone interfacial stress distribution. [J] Journal of Central South University: Science and Technology, 2009, 40: 400-406.
- [6] 茹志芳, 李岩, 罗坤, 等. 低弹性模量钛合金的研究进展 [J] 材料导报, 2011, 5(25): 250-255.
- [7] 于振涛, 余森, 张明华, 等. 外科植入用新型医用钛合金材料设计、开发与应用现状及进展 [J]. 中国材料进展, 2010, 12(29): 35-51.
- [8] Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants [J]. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1989(4): 241-247.
- [9] 高勃, 刘振侠, 赵峰. 螺旋形种植体弹性模量与骨界面应力分布关系的三维有限元分析 [J]. 临床口腔医学杂志, 2006, 22(11): 667-670.
- [10] Anusavice K J, Philips R W. Philips' science of dental materials [M]. Amsterdam: Elsevier, 2003: 743-753.
- [11] Lucia M S, de Verri D, Ramos F, et al. A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution [J]. Brazilian Dental Journal, 2013, 24: 635-641.
- [12] Hasan I, Bourauel C, Keilig L, et al. The influence of implant number and abutment design on the biomechanical behaviour of bone for an implant-supported fixed prosthesis: a finite element study in the upper anterior region [J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2011, 14: 1113-1116.
- [13] Chu C M, Huang H L, Hsu J T, et al. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation [J]. Journal of Periodontology, 2012, 83: 111-118.

Effects of Material Mechanical Parameters of Dental Implant Components on Bone-implant Stress Distributions and Its Optimization

LI Hong-you^{1*}, SHI Mao-lin¹, PENG Yun-feng²

(1. College of Mechanical Engineering and Automation, Huaqiao University, Xiamen 361021, China;

2. School of Physics and Mechanical & Electrical Engineering, Xiamen University, Xiamen 361005, China)

Abstract: The effect of the mechanical parameters of implant components on bone-implant stress distributions is analyzed. A three-dimensional model is established by using software Pro/E. Then the stress on the titanium bone-implant interface was analyzed after meshing the model, defining attributes and conditions, as well as loading by Ansys Workbench 14. 5. Results show that, with the elastic modulus of implants, the Poisson's ratio of implants and the elastic modulus of abutments increasing, the bone-implant stress is increased; whereas with the Poisson's ratio of abutments increasing, the bone-implant stress is decreased. The most significant factor is the elastic modulus of implant followed by the elastic modulus of abutment and the Poisson's ratio of implant. A better combination of implants and abutments can reduce bone-implant stress distribution effectively. The cancellous bone area corresponding to the transition area between thread surface and conical surface is potentially the dangerous site, which causes implant failures.

Key words: dental implant; elastic modulus; Poisson's ratio; bone-plant stress