

不同弹性模量的基台-种植体组合对周围成骨性能的影响

林逸凌¹⁾, 邢辉^{1 2)}, 董安平^{1 2)}✉, 余欢³⁾, 杜大帆¹⁾, 许浩¹⁾, 汪东红^{1 2)},
黄海军¹⁾, 疏达^{1 2)}, 祝国梁^{1 2)}, 孙宝德^{1 2 4)}

1) 上海交通大学材料科学与工程学院, 上海 200240 2) 上海市先进高温材料及其精密成形重点实验室, 上海 200240
3) 中国科学院上海应用物理研究所, 上海 201800 4) 上海交通大学金属基复合材料国家重点实验室, 上海 200240
✉ 通信作者, E-mail: apdong@sjtu.edu.cn

摘要 利用有限元分析软件计算了不同静力作用下的多种基台-种植体周围骨组织的应力分布。模拟结果显示, 基台-种植体组合中 Ti6Al4V 钛合金-聚醚醚酮(TC4-PEEK) 相对于其他实验组其应力集中程度现象可以有效降低, 周围骨组织的应力分布较为均匀, 最大应力值为 40~60 MPa。在轴向加载条件下, 不同基台-种植体系统中 PEEK 种植体的应力水平较小, 而周围骨组织应力水平较大; 在斜向 45° 加载条件下, 相对于其他两种基台-种植体系统, TC4-PEEK 的应力水平更低, 其周围骨组织中的皮质骨承受的最大应力值为 55 MPa, 松质骨承受的最大应力值为 5 MPa。综合来看的应力水平最小, 有助于骨沉积和成骨量增加, 从而有效提高种植体的界面稳定性。

关键词 弹性模量; 牙种植体; 聚醚醚酮; 基台; 应力分布
分类号 TG146.2

Effects of abutment-implant combinations with different elastic moduli on osteogenic performance

LIN Yi-ling¹⁾, XING Hui^{1 2)}, DONG An-ping^{1 2)}✉, SHE Huan³⁾, DU Da-fan¹⁾, XU Hao¹⁾, WANG Dong-hong^{1 2)}, HUANG Hai-jun¹⁾, SHU Da^{1 2)}, ZHU Guo-liang^{1 2)}, SUN Bao-de^{1 2 4)}

1) School of Materials Science and Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China
2) Shanghai Key Lab of Advanced High-temperature Materials and Precision Forming, Shanghai 200240, China
3) Shanghai Institute of Applied Physics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China
4) State Key Laboratory of Metal Matrix Composites, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China
✉ Corresponding author, E-mail: apdong@sjtu.edu.cn

ABSTRACT Many factors affect the success of dental implant surgery, such as surgical trauma, excessive chewing pressure, material performance mismatch, and improper abutment-implant connection. Among these factors, stress shielding caused by the mismatch of elastic modulus of the material is a major problem affecting the biomechanical compatibility of the implant. Also, the elastic modulus of the dental implant directly affects its binding to the surrounding support bone and stress distribution. Presently, most of the abutment-implant systems on the market use the same material, with TC4 being popular because of its good biocompatibility. However, the elastic modulus of titanium implants is quite different from that of surrounding bone tissue; this difference can cause stress shielding. Additionally, stress concentration may cause implant surgery to fail. The abutment-implant with materials of different elastic modulus directly affect the stability and stress distribution of the bone tissue around the implant; thus, understanding the stress distribution under

收稿日期: 2018-06-04
基金项目: 国家自然科学基金资助项目(51831011, 51871152)

loading will help to establish a better elastic modulus combination of the dental implant system. In this paper, finite element analysis software was used to calculate the stress distribution of various abutments-implants under different loading conditions. Compared to other experimental abutment-implant systems, the simulation results show that Ti6Al4V abutment-(poly-ether-ether-ketone) (TC4-PEEK) can effectively reduce stress concentration, resulting in uniform stress distribution of surrounding bone tissue whose maximum stress value is 40–60 MPa. The stress level of PEEK implants in different abutment-implant systems is smaller under axial loading condition, whereas the stress level of surrounding bone tissue is larger. In the oblique direction of 45° loading condition, compared to two other abutment-implant systems, the stress level of the TC4-PEEK is lower, and the maximum stress value of the cortical and the cancellous bones in the surrounding bone tissue is 55 and 5 MPa, respectively, and the stress level is the smallest; such conditions contribute to the increase of bone deposition and bone formation, effectively improving the interface stability of the implant.

KEY WORDS elastic modulus; dental implant; poly-ether-ether-ketone; abutment; stress distribution

牙种植体被称为人类的“第三副牙齿”,具有良好的骨结合性和生物相容性的同时,还要求具有良好的生物力学相容性性能,能够将牙冠传递过来的咀嚼压力均匀地传递给支撑骨组织,使得骨内的应力分布均匀,相对位移小,并保持应力水平在合适范围内,从而有助于增强牙种植体的初期稳定性,提高牙种植手术的成功率。事实上,影响牙种植体手术成功的因素有很多,例如手术创伤、咀嚼压力过大、材料性能不匹配以及基台-种植体连接方式不当等^[1]。为提高种植成功率,植入手术后一般会有 3~6 个月的无功能负载愈合期,以便于修复手术创伤和增强种植体与周围骨的稳定结合^[2]。咀嚼压力大小因病人的咀嚼习惯和口腔条件的不同而不同^[3],一般而言,正常人类最低的咬合力约为 157.9 ± 82.4 N,最高的咬合力约为 358.9 ± 100 N^[4]。咀嚼压力过大容易导致种植牙疲劳失效甚至断裂。其中,材料的弹性模量不匹配导致的应力屏蔽是影响种植牙良好生物力学相容性的最大问题。牙种植体的弹性模量也直接影响其与周围支撑骨的结合和应力分布^[5]。目前,大多数种植材料的弹性模量均高于支撑骨组织,例如,最常用的 TC4 (Ti-6Al-4V) 的弹性模量为 110 GPa^[6],而人下颞骨的皮质骨的弹性模量约为 9~15 GPa,松质骨的弹性模量约为 1.5~2.5 GPa^[7]。在咀嚼压力的作用下,高弹性模量的种植体会由于应力遮蔽而承受更大的循环应力,从而容易疲劳破坏。因此,有必要分析低弹性模量种植牙在载荷作用下的应力分布,探讨其是否能够有效减轻应力屏蔽效应对种植体及其周围骨组织稳定性的负面影响。Schwitalla 曾利用有限元模拟,对纯钛、低弹性模量材料聚醚醚酮(PEEK)和可种植性碳纤维增强聚醚醚酮(CFR-PEEK)进行了研究,发现相同大小的载荷作用下,低弹性模量的 PEEK 种植体相对于其他两种材料表现出较好的生物力学相容性^[6]。但是,对于低弹性模量材料与高弹性模量

材料组合下的种植牙系统的生物力学问题仍有待进一步研究。

有限元模拟可以快速进行不同材料应用于种植体的效果预测和评估的同时也有一定局限,例如,皮质骨并非均匀和各向同性的,其弹性模量会因骨质量的不同而在 13.0 ± 1.0 GPa 与 22.2 ± 4.1 GPa 间波动,而有限元分析中假定材料均匀、各向同性和线弹性,这会造成与实际结果约 20%~30% 的应力差异^[8]。但是,对于定性研究种植体周围应力分布来说,有限元得出的结果是有一定借鉴意义的。

因此,本研究利用有限元模拟的方法,建立了第一前磨牙的种植牙系统-支撑骨组织模型,通过对比 PEEK、TC4 和两者组合的基台-种植体系统在静力载荷作用下其自身和周围骨应力分布的不同,从而提出种植牙系统弹性模量组合的改进方法。

1 材料和方法

1.1 种植牙模型的建立

采用圆柱状二段式种植体,参考意大利 LEADER 公司的种植牙产品的具体参数,利用 UG10.0 软件建立种植系统的简化三维几何模型,如图 1~2 所示。该模型自上而下可分为基台、中央螺丝、种植体 3 个部分,采用平齐连接设计,种植体直径为 4 mm,长度为 11 mm;外露的基台高度为 8 mm,最大直径为 4 mm,锥度为 5°;中央螺丝长度为 11 mm。

1.2 支撑骨组织模型的建立

人的第一前磨牙骨质量可以通过 ABV(absolute body volume) 指数进行表征,ABV 指数为松质骨与支撑骨组织的体积比值,健康的前磨牙 ABV 指数应在 38.4%~62% 之间,而应力集中区域一般位于种植体颈部及其相邻皮质骨的小范围区域^[9]。据此,仿照图 1 人体下颞骨组织形式建立简化的支撑骨组织模型,该模型包含厚度为 2 mm 的外部皮质骨和内

部疏松松质骨,整个骨块宽度为 10 mm,高度为 15 mm,支撑骨组织的 ABV 指数为 46.85% (松质骨体

积为 764.41 mm³,支撑骨体积为 1631.53 mm³),分别如图 1~2 所示。

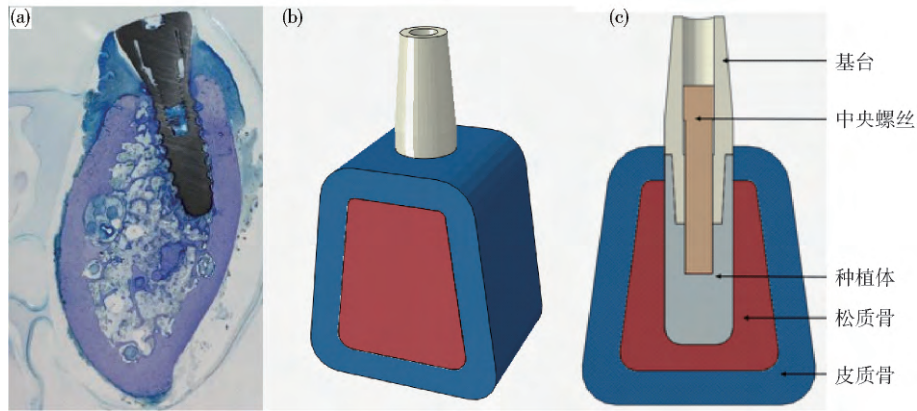


图 1 种植牙-支撑骨组织 (a)、三维几何模型 (b) 及内部构造 (c)

Fig. 1 Dental implant-supporting bone tissue (a), three-dimensional geometric model (b) and its internal structure (c)

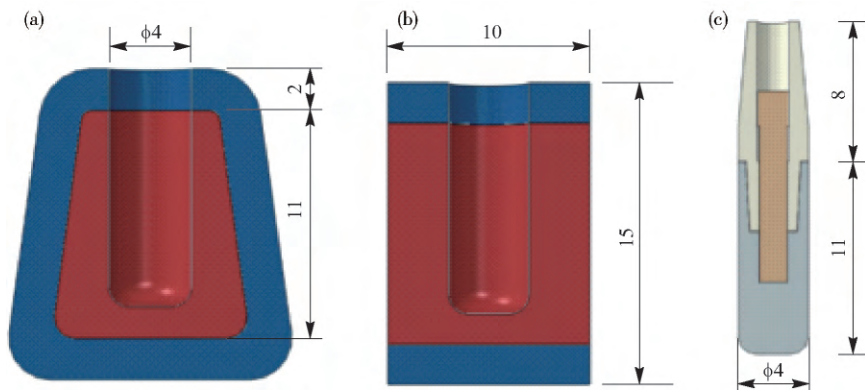


图 2 支撑骨组织模型 (a)、(b) 和牙种植体模型 (c) (单位: mm)

Fig. 2 Supporting bone tissue model (a) and (b) and dental implant model (c) (unit: mm)

1.3 网格划分

利用 UG10.0 导出种植牙-支撑骨组织模型的部分模型文件,格式为 stp;再导入 ABAQUS6.14 (Simulia,法国),以 C3D8R 四面体单元类型对基台、中央螺丝、种植体划分网格,以 C3D4 和 C3D10 四面体单元类型分别对周围皮质骨和松质骨模型划分网格(如图 3)种植牙-支撑骨组织模型的总节点数为 81064,总网格数为 77579。

1.4 材料属性和接触面条件

本研究中的种植牙-支撑骨组织系统模型相关参数分别列于表 1~3^[10-12]。作为可选的非金属材料,PEEK 是一种性能优异的热塑性高分子材料,具有耐高温、耐化学腐蚀、耐辐射、易于加工成型等优异性能,其弹性模量仅为 4.1 GPa,可以有效减小应力屏蔽效应^[13-14],有助于种植体周围骨结合和骨沉积,提高种植体-骨界面的初期稳定性^[4],因此在本模拟中采用了钛合金与 PEEK 作为种植牙各部件的材料。该模型的材料均为线弹性、均质和各向同性

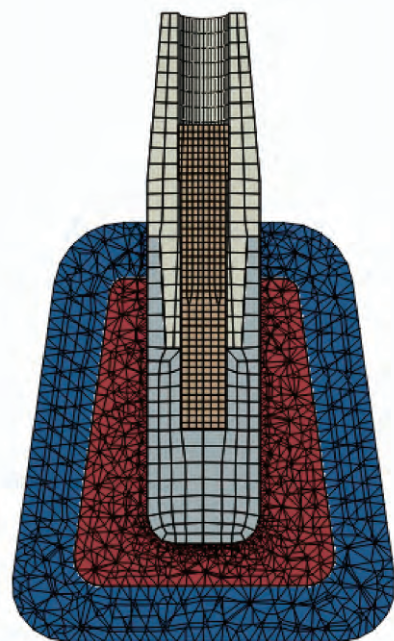


图 3 种植牙-支撑骨组织模型网格划分情况

Fig. 3 Mesh distribution of the dental implant-supporting bone tissue model

的小变形弹性材料, 种植牙与支撑骨组织界面假设为理想骨性结合, 且种植体初始螺纹位于皮质骨顶面以下 0.5 mm 处. 骨组织侧面、底面施加完全约束, 并扩展到相应节点. 根据实验需要, 模型不变, 只需改变相应的种植牙材料属性, 就可以对 PEEK 和 TC4 进行比较分析.

表 1 种植牙-支撑骨组织模型各部分接触类型

Table 1 Contact type of each part of the dental implant-supporting bone tissue model

连接对	接触类型
基台/中央螺丝	绑定
基台/种植体	摩擦接触
中央螺丝/种植体	摩擦接触
种植体/周围骨组织	绑定
皮质骨/松质骨	绑定(Tie)

表 2 种植牙-支撑骨模型各部分材料属性

Table 2 Material properties of each part of the implant-support bone model

材料	弹性模量 E/MPa	泊松比 ν
钛合金 TC4	110000	0.33
PEEK	4100	0.40
皮质骨	13400	0.30
松质骨	1370	0.31

表 3 种植牙各部件的材料类型

Table 3 Material type of each part of the dental implant

试样组合	基台	中央螺丝	种植体
A	TC4	TC4	TC4
B	PEEK	PEEK	PEEK
C	TC4	TC4	PEEK

1.5 载荷施加方式

在图 4 中, 种植牙-支撑骨组织模型受力的加载点 RP-1 在相距支撑骨组织底面 22 mm 处, 且与基台上表面完全耦合, 以模拟正常牙冠与基台的连接及其力的传递^[15-16]. 日常咀嚼食物所需的咀嚼力约为 30 ~ 300 N^[17], 模拟采用 ABAQUS6.14 有限元软件, 对受力点分别加载轴向力(F_1) 和颊舌斜向力(F_2), 轴向力与种植体轴向平行, 大小为 100 N; 颊舌斜向力与种植体轴向成 45°角, 大小为 100 N. 对中央螺丝施加适当的预紧力, 大小为 84 N^[5].

2 应力模拟结果分析

2.1 种植体静力加载结果分析

该种植牙-支撑骨组织模型在静力加载下的应力值见表 4. A 组、B 组、C 组基台-种植体材料分为

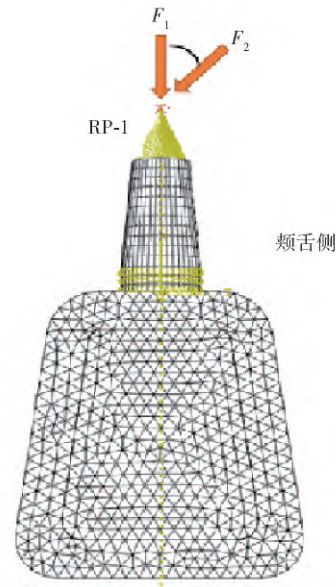


图 4 种植体的两种静力加载条件

Fig. 4 Two types of loading conditions of the dental implant

TC4-TC4、PEEK-PEEK、TC4-PEEK (如表 3 所示). 在轴向静力加载的条件下, 基台的最大应力值均相近, 没有显著差异; 种植体 B 组的最大应力值最小, 且与 C 组的最大应力值相近, 仅 8 MPa, A 组(TC4-TC4)的种植体最大受力是 24 MPa, 是前两者的 3 倍左右; 三种类型的种植牙系统传递到周围皮质骨上的最大应力依次是 8、10 和 13 MPa, 差异在 5 MPa 以内; 传到周围松质骨上的最大应力都是 3 MPa.

表 4 轴向静力加载 100 N 种植体的最大应力值

Table 4 Maximum stress value of implants with axial load of 100 N

试样组和	MPa			
	基台	种植体	皮质骨	松质骨
A	24	24	8	3
B	21	8	10	3
C	22	9	13	3

在斜向静力加载的条件下(表 5), 基台上最大应力值从高到低依次是 A > C > B, TC4 基台承受的应力相对于 PEEK 基台更大, 但是在基台-种植体材料是 TC4-PEEK 的体系中, 基台虽然同样是 TC4, 但是应力峰值较 A 有所降低; 3 种植体所受最大应力差异较大, 由高到低依次是 A > B > C; 传递给周围皮质骨的最大应力从高到低依次是 B > A > C; A 组的 TC4 种植体传递给周围松质骨的最大应力是 12 MPa, 是类型 B、C 的 2 倍以上. 与轴向加载相比, 斜向咀嚼力对种植体、周围皮质骨和松质骨的影响更大, 剪切效果较明显, 应力峰值上普遍高于对应的轴向加载.

表5 斜向静力加载 100 N 种植体的最大应力值

Table 5 Maximum stress value of implants with oblique load of 100 N MPa

试样组和	基台	种植体	皮质骨	松质骨
A	100	117	74	12
B	84	20	120	5
C	88	11	55	5

2.2 周围骨组织应力分布分析

该种植牙-支撑骨组织模型在静力加载下的应力云图示于图5和图6。在轴向加载条件下,A组的应力主要集中在种植体颈部,而B组、C组的应力传递到种植体的中部,表现为应力向下偏移、应力集中程度降低。斜向加载条件下,A组的应力集中范围较大,但其应力集中程度不及B组,C组的应力水平最低且种植体的应力集中不明显,但所有的种植体类型应力均集中于种植体颈部,对应于有螺纹真实种植体的第一和第二螺纹处。

在轴向加载条件下,A、B组的周围皮质骨的应力水平较低,应力集中不明显,C组周围皮质骨的应力均匀分布于种植体颈部周围。在斜向加载条件下,A组和B组的周围皮质骨的应力分布较为相似,呈唇片状于颊舌侧及其对向集中分布;C组的应力分布较为均匀,应力峰值最小,相对于轴向加载更为

集中,集中分布在围绕种植体颈部的骨床区域,该区域为一环形区域,内径为2 mm,外径为3 mm。

2.3 讨论

目前,市面上大部分基台-种植体系统均采用同一材料,而TC4因其良好的生物相容性而较为流行,但钛种植体与周围骨组织弹性模量差异较大,容易造成应力遮挡和应力集中,可能导致植入手术失败。在本实验中,无论是轴向载荷还是斜向载荷条件下(如图7),A组的基台和种植体所承受的应力均比其他两组要大,特别是斜向条件下TC4种植体应力峰值是117 MPa,是B组的约6倍和C组的10倍,而从图5知应力集中于斜向力方向对侧第一与第二螺纹间的小区域内,在正常咀嚼条件下容易导致种植体疲劳破坏。B组的PEEK基台-种植体相对A组而言,应力集中程度较小,不容易产生疲劳破坏,但是传递给周围骨组织的应力为120 MPa,超过120 MPa的应力就会造成正常皮质骨的断裂^[4],虽然本研究采用简化模型会使最终模拟结果偏大而造成数据一定程度上的不准确,但是可以看出皮质骨承受的应力较大,这与其他实验中提到的结果大致吻合^[18-20],而相对较大的应力水平会导致周围骨组织一定程度的病理性损伤。取代单一材料的基台-种植体体系,TC4基台和PEEK种植体的组合在

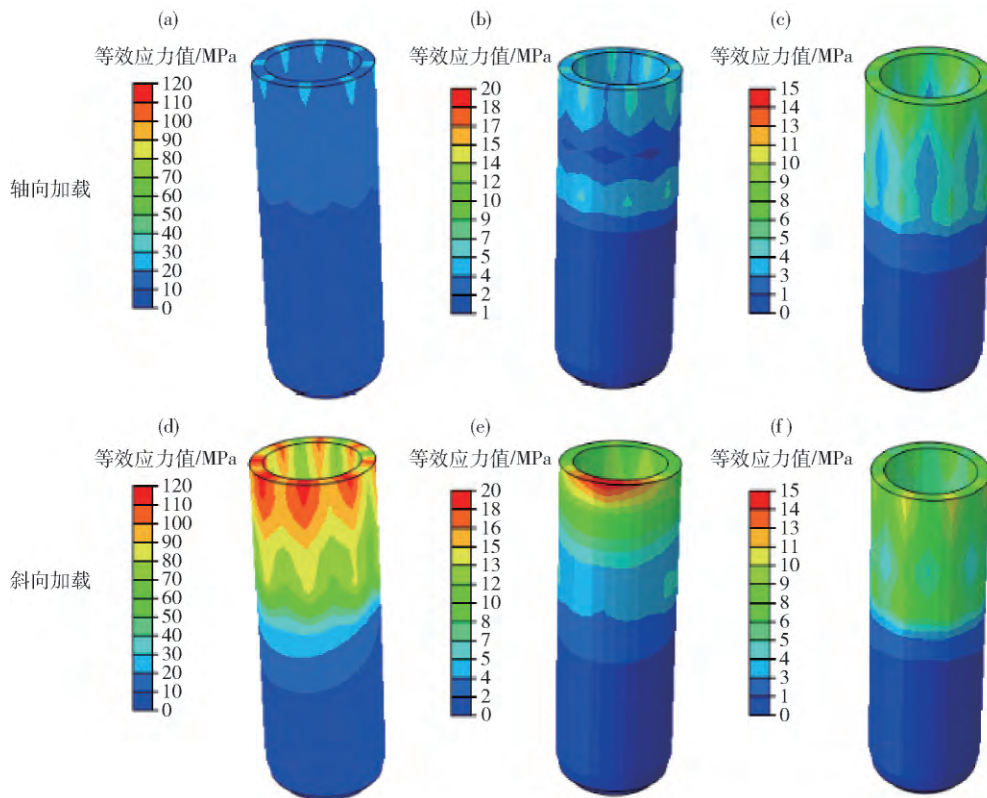


图5 轴向加载和斜向加载不同种植体组合的应力分布云图。(a d) A; (b e) B; (c f) C

Fig. 5 Stress distribution of dental implant under axial and oblique loading for different abutment-implant systems: (a d) A; (b e) B; (c f) C

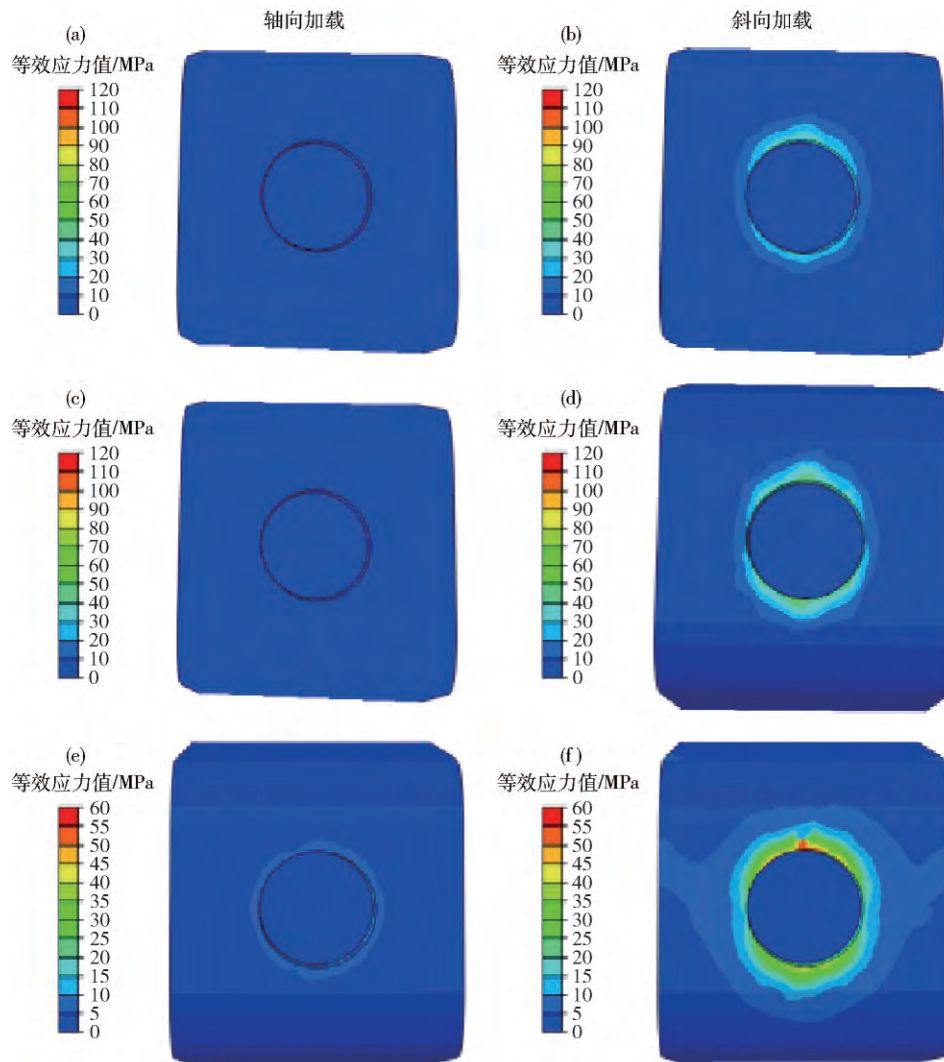


图 6 轴向加载和斜向加载不同种植体组合周围骨应力分布云图。(a b) A; (c d) B; (e f) C

Fig. 6 Stress distribution of the surrounding bone tissue under axial and oblique loading for different abutment-implant systems: (a b) A; (c d) B; (e f) C

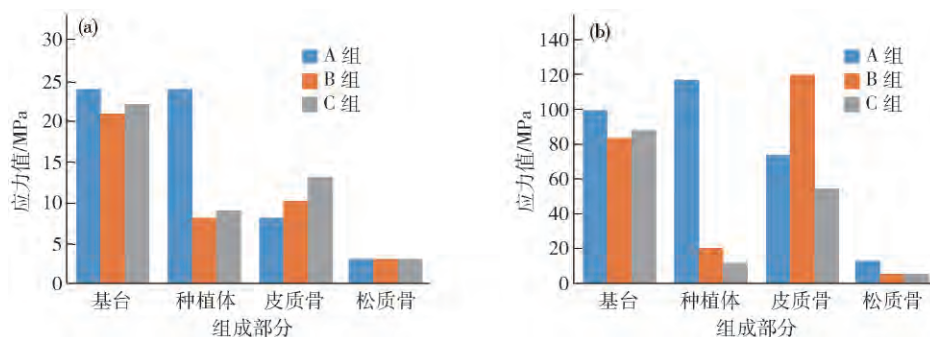


图 7 轴向 (a) 与斜向 (b) 加载不同类型基台-种植体及周围骨最大应力对比

Fig. 7 Comparison of the maximum stresses of different types of abutment-implants and the surrounding bone tissue under axial (a) and oblique (b) loading

轴向加载条件下相对于其他两类型并无明显优势。然而,在斜向加载条件下,基台、种植体、皮质骨和松质骨的应力水平均得到改善,种植体应力峰值仅 11 MPa,是周围皮质骨应力峰值的 1/5,应力集中程度

较小,而且皮质骨应力峰值仅 55 MPa。根据 Mechanostat 理论 20 ~ 60 MPa 的应力水平对于皮质骨而言是一个较为合适的范围,有助于骨沉积和骨量增加,避免因低应力水平造成的骨吸收和骨量下降,增

强种植体的界面稳定性^[21]。高弹性模量基台与低弹性模量种植体的组合与功能梯度材料设计思想相接近^[22]。利用不同材料的优点,最大程度地提高种植体-周围骨组织界面的稳定性。相对于制造复杂的功能梯度材料,在满足种植体本身足够力学性能和避免周围骨组织废用性骨萎缩和骨吸收的前提下,不同弹性模量的基台-种植体组合或许可以成为更易于临床应用的手段。

3 结论

(1) 基台-种植体的组合中 TC4-PEEK 可以有效降低种植体的应力集中程度,周围骨的应力分布较为均匀,其应力水平在 40 ~ 60 MPa 的合适范围内,有助于骨沉积和骨量增加,提高种植体的界面稳定性。

(2) 轴向加载条件下,不同基台-种植体系统中 PEEK 种植体的应力水平较小,相应的周围骨组织应力水平较大。

(3) 斜向加载条件下,相对于其他两种基台-种植体系统,TC4-PEEK 组合的应力水平更低,其周围骨组织的应力水平最小。

参 考 文 献

- [1] Oh T J, Yoon J, Misch C E, et al. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol*, 2002, 73(3): 322
- [2] Lin Y. Current dental implant design and its clinical importance. *West China J Stomatol*, 2017, 35(1): 18
(林野. 当代牙种植体设计进步与临床意义. 华西口腔医学杂志, 2017, 35(1): 18)
- [3] Guan H L, Van Staden R C, Loo Y C, et al. Evaluation of multiple implant bone parameters on stress characteristics in the mandible under traumatic loading conditions. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 2010, 25(3): 461
- [4] Pérez-Pevida E, Brizuela-Velasco A, Chávarri-Prado D, et al. Biomechanical consequences of the elastic properties of dental implant alloys on the supporting bone: finite element analysis. *Biomed Res Int*, 2016, 2016: 1850401
- [5] Lin C L, Chang S H, Wang J C. Finite element analysis of biomechanical interactions of a tooth-implant splinting system for various bone qualities. *Chang Gung Med J*, 2006, 29(2): 143
- [6] Schwitalla A D, Abou-Emara M, Spintig T, et al. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech*, 2015, 48(1): 1
- [7] Lacefield W R. Material characteristics of uncoated/ceramic-coa-

- ted implant materials. *Adv Dent Res*, 1999, 13(1): 21
- [8] Bodie F, Amouriq Y, Gayet Delacroix M, et al. Relationships between bone mass and micro-architecture at the mandible and iliac bone in edentulous subjects: a dual X-ray absorptiometry, computerised tomography and microcomputed tomography study. *Gerodontology*, 2012, 29(2): e585
- [9] Jaffee R I. The physical metallurgy of titanium alloys. *Prog Met Phys*, 1958, 7: 65
- [10] Macedo J P, Pereira J, Faria J, et al. Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or Morse taper implants. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2017, 71: 441
- [11] Cook S D, Rust-Dawicki A M. Preliminary evaluation of titanium-coated PEEK dental implants. *J Oral Implantol*, 1995, 21(3): 176
- [12] Corvelli A A, Biermann P J, Roberts J C. Design, analysis, and fabrication of a composite segmental bone replacement implant. *J Adv Mater*, 1997, 28(3): 2
- [13] Kurtz S M, Devine J N. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 2007, 28(32): 4845
- [14] Han C M, Lee E J, Kim H E, et al. The electron beam deposition of titanium on polyetheretherketone (PEEK) and the resulting enhanced biological properties. *Biomaterials*, 2010, 31(13): 3465
- [15] Strecha J, Jurkovic R, Siebert T, et al. Fixed bicortical screw and blade implants as a non-standard solution to an edentulous (toothless) mandible. *Int J Oral Sci*, 2010, 2: 105
- [16] Nissan J, Ghelfan O, Gross O, et al. The effect of crown/implant ratio and crown height space on stress distribution in unsplinted implant supporting restorations. *J Oral Maxillofac Surg*, 2011, 69(7): 1934
- [17] Wang M Q, He S G. *Oral Anatomy and Physiology*. 6th Ed. Beijing: People's Medical Publishing House, 2012
(王美青, 何三纲. 口腔解剖生理学. 6版. 北京: 人民卫生出版社, 2012)
- [18] Frost H M. A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthodontist*, 2004, 74(1): 3
- [19] Schwitalla A D, Spintig T, Kallage I, et al. Pressure behavior of different PEEK materials for dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2016, 54: 295
- [20] Schwitalla A D, Spintig T, Kallage I, et al. Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dent Mater*, 2015, 31(11): 1377
- [21] Sampaio M, Buciumaeanu M, Henriques B, et al. Comparison between PEEK and Ti6Al4V concerning micro-scale abrasion wear on dental application. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2016, 60: 212
- [22] Watari F, Yokoyama A, Omori M, et al. Biocompatibility of materials and development to functionally graded implant for biomedical application. *Compos Sci Technol*, 2004, 64(6): 893