

三维有限元分析牙种植体孔隙结构设计及生物力学性能

<https://doi.org/10.12307/2022.096>张建国¹, 陈晨¹, 胡凤玲², 黄道宇¹, 宋亮²

投稿日期: 2021-03-20

送审日期: 2021-03-23

采用日期: 2021-04-24

在线日期: 2021-06-02

中图分类号:

R459.9; R318.08; TP391.9

文章编号:

2095-4344(2022)04-00585-06

文献标识码: A

文章快速阅读:

文章特点—

△重点研究了特定孔隙结构种植体的生物力学性能, 重点显示了多孔种植体对周围骨的应力分布。

模型建立:

利用医学图像处理软件 Mimics 10.01 读入扫描, 采用 DICOM 直接建模法重建下颌骨模型。

模型处理:

将 Mimics 10.01 中输出的 STL 格式数据导入 Geomagic Studio 12.0 软件, 经转化处理为非均匀有理 B 样曲面, 通过 Solidworks 2016 软件将其实体化, 分别获得皮质骨及松质骨的修复模型。

研究结果:

采用复合孔隙结构的种植体能够在一定程度上缓解应力屏蔽, 并保证种植体机械强度, 从而明显提高牙种植体的生物力学性能。

有限元分析:

将模型分别导入 ANSYS 19.0 中, 建立含有种植体的下颌骨有限元模型; 将种植体模型分别导入 ANSYS 19.0 中, 建立种植体的有限元模型。

文题释义:

应力遮蔽: 是指两种或两种以上不同弹性模量(刚度)材料共同承受外载荷时, 弹性模量较高的材料会承担较多载荷, 弹性模量较低的材料会承担较少载荷。由于种植体材料的弹性模量与周围骨组织的弹性模量差距过大, 造成种植体上的应力不能有效传递至周围骨组织上, 而周围骨组织在应力刺激过小时会发生骨萎缩(骨吸收)。

表面改性: 通过涂层技术、喷砂酸蚀处理技术、激光酸蚀处理技术及化学酸蚀处理技术和增加多孔结构等方式, 增加种植体表面的粗糙度和减小种植体的弹性模量来提升骨结合效果的方式称为表面改性。文章通过增加多孔结构并改变孔隙结构的方式改变表面特性来提升种植体的生物力学性能。

摘要

背景: 有研究显示, 在设计多孔种植体时可以通过改变孔隙内部单元结构来改变弹性模量, 为更好地平衡种植体强度和弹性模量提供新的方法。

目的: 通过有限元分析不同微观孔结构牙种植体生物力学性能, 阐明不同微观孔结构对周围骨应力和种植体力学性能的影响。

方法: 通过CT扫描建立下颌骨模型和3种不同孔隙结构(传统结构孔隙、复合结构孔隙、G7结构孔隙)的牙种植体有限元模型, 孔隙率为40%, 多孔层厚度为1.2 mm, 孔径为0.45 mm, 模拟极限合力状态对每个模型施加载荷, 采用ANSYS有限元软件运算并分析周围骨应力及种植体的应变。

结果与结论: ①当种植体受极限合力, 传统结构、复合结构与G7结构牙种植体对周围皮质骨等效应力最大值分别为38.324, 56.574, 64.694 MPa, 对周围松质骨等效应力最大值分别为1.836, 10.221, 9.439 MPa, 种植体等效应力最大值分别为156.38, 476.23, 457.76 MPa; 复合结构种植体的最大周围骨应力在促进骨结合的范围内; ②当种植体只受侧向力时, 传统结构、复合结构与G7结构牙种植体应变最大值分别为 2.222×10^{-2} , 1.661×10^{-2} , 3.210×10^{-2} mm/mm; 当种植体只受轴向力时, 传统结构、复合结构与G7结构牙种植体应变最大值分别为 2.266×10^{-3} , 1.844×10^{-3} , 2.971×10^{-3} mm/mm; 说明在受侧向静力载荷和轴向载荷时, 复合结构种植体的应变最小, 产生的微动小, 有助于提高骨结合效果; ③结果表明, 随多孔种植体内部孔隙单元结构的变化, 周围骨应力发生明显变化, 种植体力学性能也发生明显变化, 种植体表面多孔结构的单元胞体结构形状的改变显著影响弹性模量和种植体的力学性能, 复合孔隙结构的牙种植体与传统结构和G7结构相比具有更好的生物力学性能。

关键词: 牙种植体; 有限元分析; 生物力学分析; 微观孔结构; 生物力学性能; 骨应力

Design and biomechanical properties of dental implant pore structure based on three-dimensional finite element analysis

Zhang Jianguo¹, Chen Chen¹, Hu Fengling², Huang Daoyu¹, Song Liang²

¹School of Mechanical Engineering, Shanghai Institute of Technology, Shanghai 201418, China; ²Department of Stomatology, Shanghai Fifth People's Hospital, Fudan University, Shanghai 200240, China

Zhang Jianguo, MD, Associate professor, School of Mechanical Engineering, Shanghai Institute of Technology, Shanghai 201418, China

Corresponding author: Song Liang, Master, Associate chief physician, Department of Stomatology, Shanghai Fifth People's Hospital, Fudan University, Shanghai 200240, China

¹上海应用技术大学机械工程学院, 上海市 201418; ²复旦大学附属上海市第五人民医院口腔科, 上海市 200240

第一作者: 张建国, 男, 1979年生, 汉族, 博士, 副教授, 主要从事图像处理研究。

通讯作者: 宋亮, 硕士, 副主任医师, 复旦大学附属上海市第五人民医院口腔科, 上海市 200240

<https://orcid.org/0000-0002-4651-4803> (张建国)

基金资助: 上海市自然科学基金(19ZR1455100), 项目负责人: 张建国; 上海市闵行区自然科学研究课题(2019MHZ039), 项目负责人: 胡凤玲

引用本文: 张建国, 陈晨, 胡凤玲, 黄道宇, 宋亮. 三维有限元分析牙种植体孔隙结构设计及生物力学性能[J]. 中国组织工程研究, 2022, 26(4):585-590.



Abstract

BACKGROUND: Studies have shown that the elastic modulus can be changed by changing the pore internal unit structure when designing porous implants, providing a new way to better balance implant strength and elastic modulus.

OBJECTIVE: To analyze dental implant biomechanical properties with different micro pore structures by finite element analysis so as to elucidate the effects of different micro pore structures on the surrounding bone stress and implant physical properties.

METHODS: A mandibular model and three finite element models of dental implants with different pore structures (conventional structural pores, composite structural pores, and G7 structural pores) were built by CT scanning with porosity of 40%, the thickness of the porous layer of 1.2 mm, and the pore size of 0.45 mm. The ultimate force state was simulated to apply load to each model, which was operated by ANSYS finite element software and analyzed by surrounding bone stress and strain of the implants.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) When implants were subjected to the ultimate force, the maximum values of effector forces such as 38.324, 56.574, 64.694 MPa for conventional structure, composite structure and G7 structure dental implants on the surrounding cortical bone were respectively 1.836, 10.221, 9.439 MPa, and the maximum values of effector forces such as implants were 156.38, 476.23, 457.76 MPa. The maximum surrounding bone stress of the composite structure implant was within the range of promoting osseointegration. (2) When only lateral forces were applied to the implants, the maximum strain values of dental implants placed in the conventional structure, composite structure and G7 structure were 2.222×10^{-3} , 1.661×10^{-3} , 3.210×10^{-3} mm/mm. When only axial forces were applied to the implants, the maximum strain values of dental implants placed in the conventional structure, composite structure and G7 structure were 2.266×10^{-3} , 1.844×10^{-3} , 2.971×10^{-3} mm/mm, indicating that when subjected to lateral static load and axial load, the strain of the composite structure implant was smallest and the micro-movement was small, which helped to improve the osseointegration effect. (3) The results showed that the surrounding bone stress changed significantly with the change of pore unit cell structure inside the porous implant, and the mechanical properties of the implant also changed, and the change of unit cell structure shape of the porous structure on the implant surface significantly affected the elastic modulus and the mechanical properties of the implant. Dental implants with a composite pore structure had better biomechanical properties compared with conventional constructs and G7 constructs.

Key words: dental implants; finite element analysis; biomechanical analysis; micro pore structure; biomechanical properties; bone stress

Funding: the Natural Science Foundation of Shanghai, No. 19ZR1455100 (to ZIG); Natural Science Research Project in Minhang District of Shanghai, No. 2019MHZ039 (to HFL)

How to cite this article: ZHANG JG, CHEN C, HU FL, HUANG DY, SONG L. Design and biomechanical properties of dental implant pore structure based on three-dimensional finite element analysis. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2022;26(4):585-590.

0 引言 Introduction

随着牙种植体技术的发展, 没有经过表面改性的牙种植体已经不能完全满足临床上对牙种植体与骨界面形成良好的骨结合并实现长期稳定的需求^[1]。研究表明, 通过表面改性能显著增加种植体的骨结合能力^[2]。因此, 诸种植体采用表面处理的方法提高骨结合效率, 包括涂层技术、喷砂酸蚀处理技术、激光酸蚀处理技术及化学酸蚀处理技术等^[3-4], 但是由于这些表面处理技术处理过程中会产生裂隙, 容易引起应力集中, 降低种植体的力学性能^[5]。

也有研究发现, 在种植体表面引入多孔结构能显著提升种植体的骨结合效率, 该方法主要通过降低种植体弹性模量的方式缓解由于钛合金 (103.4 GPa) 与人体骨组织 (皮质骨 13.7 GPa, 松质骨 1.37 GPa) 弹性模量差距过大造成的“应力遮蔽”现象^[6-7]; 同时, 多孔结构也有利于骨长入, 进一步提升骨结合效果^[8]。目前已有多孔种植体被投入使用, 例如 Zimmer 公司的骨小梁金属种植体。但仅增加种植体表面孔隙率也会导致种植体的强度降低, 无法保证临床使用; 同时, 由于弹性模量的降低提高了应力传导效率, 在咬合力过大的情况下容易造成病理性骨吸收, 导致种植体修复失败^[9]。因此, 临床上在引入多孔结构时, 既要防止咬合力过大导致的种植体修复失败, 也要避免表面多孔结构导致的种植体强度下降。

多孔钛及其合金具有与骨组织匹配的低弹性模量, 能够为骨组织的生长提供空间以实现更好的固定, 被认为是前景的高密度种植体替代品。随着增材制造技术的精度不断提高, 利用电子束熔炼方法的增材制造已被成功应用于钛网孔和泡沫材料的制备^[10]。与以往的方法相比, 该方法具有能精

确控制内部孔隙结构和复杂胞体形状的优点, 因而受到广泛关注。

有研究表明, 在一组连续的单元胞体中应变率在临界全局变形之后开始增加, 同时结构其他区域的微观应变率降低, 这意味着变形的局域性是由胞体平面内相邻单元胞体坍塌引起的, 整体结构中最薄弱的单元胞体能影响整体结构的性能^[11]。因此, 排除了孔径大小、孔隙率和多孔层厚度对弹性模量的影响^[8], 孔隙单元结构也显著影响种植体的弹性模量, 周围骨应力随孔隙结构的变化而变化。根据 Li 等^[10]的研究显示, 在设计多孔种植体时可以通过改变孔隙内部单元结构来改变弹性模量, 为更好地平衡种植体强度和弹性模量提供新的方法。因此, 可设计一种具有特定结构形状的单元胞体的多孔种植体, 保证其传递给周围骨组织的应力能促进骨结合、避免骨吸收, 也能保证种植体的强度。实验利用有限元法对 3 种孔隙结构的多孔种植体进行生物力学性能分析, 研究多孔种植体孔隙单元结构改变对周围骨组织和种植体应变的影响, 为多孔牙种植体的设计优化及临床修复提供理论依据^[12-13]。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 三维有限元仿真建模分析。

1.2 时间及地点 实验于 2020 年 9 月至 2021 年 1 月在上海应用技术大学完成。

1.3 实验方法

1.3.1 三维有限元模型的建立

下颌骨模型建立: 选取一个完整、丰满的下颌骨 CT 医学图像作为研究对象 (受试者对实验知情并同意)。

基于 CT 医学图像，采用 DICOM 直接建模法，利用 Mimics 10.01(Materialise, Leuven, 比利时) 医学影像三维重建软件获取下颌骨的 STL 数据，导入 Geomagic Studio12.0 (Geomagic, 美国) 软件，经转化处理为非均匀有理 B 样曲面，通过 Solidworks(版本 2016, Solidworks Corporation) 软件将其实体化，分别获得皮质骨及松质骨的修复模型，其中该下颌骨模型属于 III 类骨，皮质骨厚度约为 2 mm，见图 1 所示。



图 1 | 下颌骨模型
Figure 1 | Mandible model

种植体多孔结构与分布方式设计：结合生产厂家提供种植体产品结构图数据，选择不同的孔隙结构，种植体材料为 Ti₆Al₄V，利用 NX12.0(SIEMENS, 德国) 三维实体造型软件建立种植体模型。

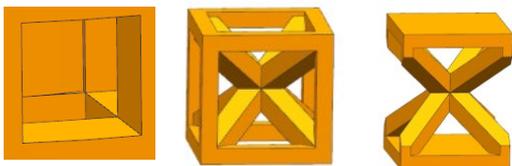
根据公式^[14]

$$\frac{E^*}{E} = (1 - \phi)^2 \quad (1)$$

式中，E* 是结构单元的相对弹性模量，E 是钛金属的弹性模量，φ 是孔隙率。

计算发现，当孔隙率为 60% 时，结构单元弹性模量为 16.6 GPa；当孔隙率为 40% 时，结构单元弹性模量为 37.2 GPa；当孔隙率为 20% 时，结构单元弹性模量为 66.2 GPa；过大的弹性模量可能会造成“应力遮蔽”，过大孔隙率会降低多孔种植体的强度，因此选择孔隙率为 40% 作为研究对象。

根据 Li 等^[10] 的研究，G7 结构与传统结构相比强度低、韧性高、弹性模量较小。结合 G7 结构和传统孔隙结构的优点，文章设计了一种具备更好生物力学性能的复合结构，见图 2。



图注：从左至右分别为传统结构、复合结构与 G7 结构
图 2 | 牙种植体孔径 450 μm 单元胞体结构
Figure 2 | Cell structure of dental implant with 450 μm aperture

其中传统结构孔隙、复合结构孔隙、G7 结构孔隙 3 种牙种植体模型统一部分参数为：螺纹外径 4.1 mm，内径 3.5 mm，螺距 1 mm，种植体高 8.3 mm，基台高 5.0 mm，直径 5.5 mm。根据相关研究，选择中间实心部分为 1.9 mm，表面多孔层厚度为 0.8 mm，多孔孔径为 0.45 mm，孔隙率为 40%；G7 结构与复合结构的斜支柱为宽度 0.075 mm，支柱与底面角度为 45°。根据该种植体参数，在统一孔隙率、多孔孔径、多孔层厚度的条件下设计传统结构、复合结构、G7 结构的 3 种不同孔隙结构的多孔种植体，见图 3 所示。根据参考文献 [15] 设定种植体与下颌骨参数，见表 1。



图注：从左至右分别为传统结构种植体、复合结构种植体与 G7 结构种植体

图 3 | 孔隙率 40% 牙种植体模型
Figure 3 | 40% porosity dental implant model

表 1 | 材料属性
Table 1 | Material attributes

材料	弹性模量 (GPa)	泊松比
Ti ₆ Al ₄ V	103.4	0.35
皮质骨	13.7	0.3
松质骨	1.37	0.3

1.3.2 生物力学分析

约束条件：为研究种植体对下颌骨周围骨组织的影响，建立含有种植体的下颌骨有限元模型，种植体与下颌骨通过螺纹固定连接，假设基台与种植体接触面之间无相对滑动，设定基台与种植体为一个整体，确定下颌骨模型底端面为固定面，如图 4 所示。

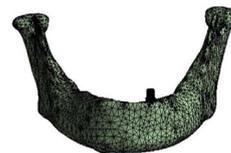


图 4 | 含种植体的下颌骨有限元模型
Figure 4 | Finite element model of mandible with implant

为研究种植体本身的力学特性，单独建立种植体有限元模型，确定种植体底端面为固定面，如图 5 所示。

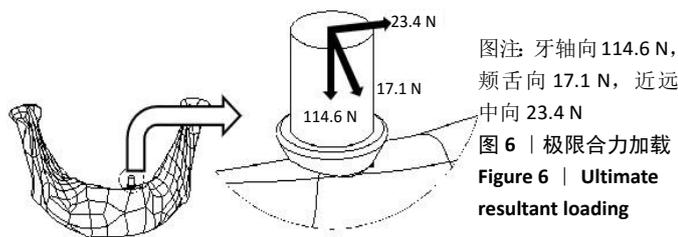


图 5 | 种植体有限元模型
Figure 5 | Finite element model of implant

网格划分：因该种植体孔隙结构较为精密且复杂，在网格划分时，对各组种植体有限元模型进行网格加密。模型采用四面体单元划分各组模型，其中每组模型中种植体元素和节点数为 1 465 323 和 2 136 298，皮质骨元素和节点数为 53 296 和 92 280，松质骨元素和节点数为 26 180 和 46 490。

加载条件：根据 DEMENKO 等^[16] 的研究，模拟极限合力加载能更贴近人正常咀嚼牙的受力，同时由于侧向加载会在皮质骨上形成更高的局部应力，更适合分析周围骨应力的变化。

模拟极限合力状态进行静力学加载，对种植体周围骨的等效应力情况进行有限元分析。对 3 种不同孔隙结构的种植体与下颌骨组合模型施加作用在假设为咬合接触面的种植体基台顶端面的极限合力^[14](牙轴向 114.6 N，颊舌向 17.1 N，近远中向 23.4 N)，如图 6 所示。分析种植体作用在皮质骨和松质骨上的等效应力。



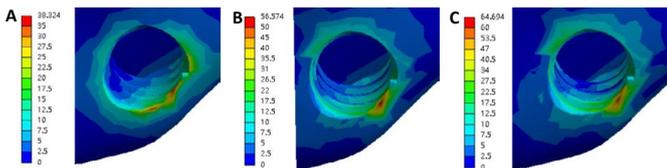
图注：牙轴向 114.6 N，颊舌向 17.1 N，近远中向 23.4 N
图 6 | 极限合力加载
Figure 6 | Ultimate resultant loading

对 3 种不同孔隙结构的种植体模型施加作用在种植体咬合接触面（种植体基台顶端面中心）牙轴向（114.6 N）和侧向（颊舌向 17.1 N 与远中向 23.4 N 的合力）的静力加载，有限元分析种植体的在受力情况下的应变变化。

1.4 主要观察指标 各组种植体模型的应力变化。

2 结果 Results

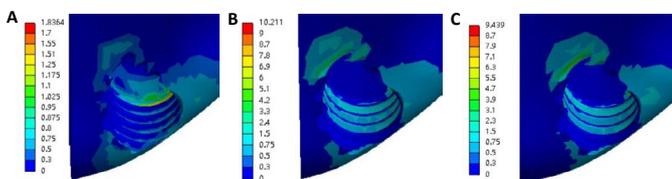
2.1 不同结构种植体作用在周围皮质骨的等效应力最大值如图 7 所示，当种植体受极限合力时，传统结构、复合结构与 G7 结构种植体作用在周围皮质骨等效应力最大值分别为 38.324, 56.574, 64.694 MPa。在孔隙率、多孔层厚度和孔径大小一定时，复合结构与 G7 结构种植体的最大周围骨应力较大，传导效率较高。



图注：A-C 分别为传统结构、复合结构与 G7 结构种植体。在孔隙率、多孔层厚度和孔径大小一定时，复合结构与 G7 结构种植体的最大周围骨应力较大，传导效率较高

图 7 | 不同结构种植体作用在周围皮质骨的等效应力分布云图
Figure 7 | Contour map of equivalent force distribution of implants with different structures acting on the surrounding cortical bone

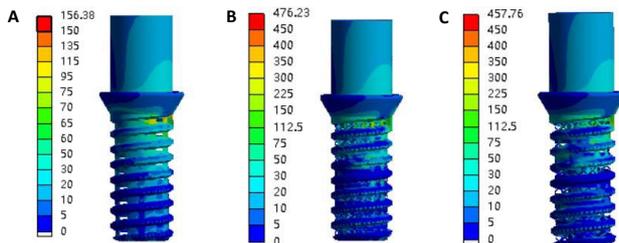
2.2 不同结构种植体作用在周围松质的骨等效应力最大值如图 8 所示，传统结构、复合结构与 G7 结构种植体作用在周围松质骨的等效应力最大值分别为 1.836, 10.221, 9.439 MPa。在孔隙率、多孔层厚度和孔径大小一定时，复合结构种植体的周围松质骨骨应力最大，复合结构种植体能更好地将应力传递至松质骨。



图注：A-C 分别为传统结构、复合结构与 G7 结构种植体。在孔隙率、多孔层厚度和孔径大小一定时，复合结构种植体的周围松质骨骨应力最大，复合结构种植体能更好地将应力传递至松质骨

图 8 | 不同结构种植体作用在周围松质骨的等效应力分布云图
Figure 8 | Contour map of equivalent stress distribution of implants with different structures acting on the surrounding cancellous bone

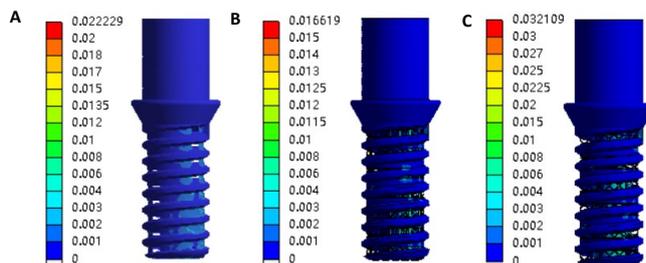
2.3 不同结构种植体的等效力最大值 如图 9 所示，传统结构、复合结构与 G7 结构种植体的等效力最大值分别为 156.38, 476.23, 457.76 MPa，且等效力主要分布在种植体与皮质骨接触的上半区域内。在极限合力状态下，G7 结构种植体和复合结构种植体的等效力在同一水平内，传统结构种植体等效力明显小于 G7 结构种植体和复合结构种植体；同时等效力集中在种植体螺纹的前 3 个螺圈上；与陈云霞等^[17]的研究结果相同。



图注：A-C 分别为传统结构、复合结构与 G7 结构种植体。在极限合力状态下，G7 结构种植体和复合结构种植体的等效力在同一水平内，传统结构种植体等效力明显小于 G7 结构种植体和复合结构种植体，同时等效力集中在种植体螺纹的前 3 个螺圈上

图 9 | 不同结构种植体等效力分布云图
Figure 9 | Contour map of equivalent force distribution of implants with different structures

2.4 不同结构种植体应变最大值 如图 10 所示，当种植体只受侧向力时，传统结构、复合结构与 G7 结构种植体的应变最大值分别为 2.222×10^{-2} , 1.661×10^{-2} , 3.210×10^{-2} mm/mm。在受侧向静力载荷的情况下，复合结构种植体的应变比 G7 结构种植体与传统结构种植体的应变小，见图 11。



图注：A-C 分别为传统结构、复合结构与 G7 结构种植体。在受侧向静力载荷的情况下，复合结构种植体的应变比 G7 结构种植体与传统结构种植体的应变小

图 10 | 不同结构种植体侧向静载荷应变云图
Figure 10 | Strain cloud diagram of lateral static load implants with different structures

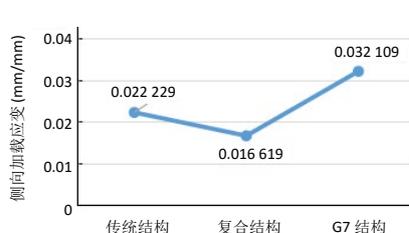
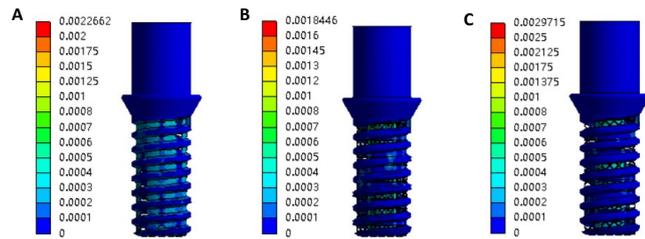


图 11 | 不同结构种植体侧向静载荷应变值
Figure 11 | Lateral static load strain of implants with different structures

如图 12 所示, 当种植体只受轴向力时, 传统结构、复合结构与 G7 结构种植体的应变最大值分别为 2.266×10^{-3} , 1.844×10^{-3} , 2.9715×10^{-3} mm/mm。在受轴向载荷的情况下, 复合结构种植体的应变比 G7 结构种植体与传统结构种植体的应变小, 复合结构种植体比 G7 结构种植体、传统结构种植体具有更好的力学特性, 见图 13。



图注: A-C 分别为传统结构、复合结构与 G7 结构种植体。在受轴向载荷的情况下, 复合结构种植体的应变比 G7 结构种植体与传统结构种植体的应变小

图 12 | 不同结构种植体轴向静载荷应变云图

Figure 12 | Strain nephogram of implants with different structures under axial static load

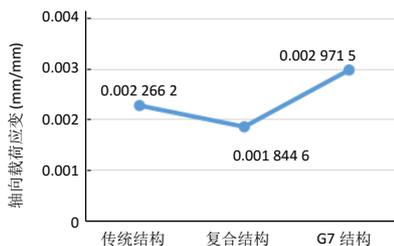


图 13 | 不同结构种植体轴向静载荷应变值

Figure 13 | Axial static load strain of implants with different structures

3 讨论 Discussion

牙种植体的生物力学性能研究主要集中在两方面: 一方面, 种植体要具有良好的应力传导能力, 将应力传导至周围骨组织上, 保证周围骨组织承受一定的力学刺激, 促进骨结合, 既要避免“应力遮蔽”导致的骨吸收^[18], 也要考虑避免传导至周围骨的应力过大导致病理性骨折; 另一方面, 种植体要有足够的机械强度, 在植入后不发生永久变形和断裂现象。同时, 还要在承受复杂咬合状态下控制种植体的位移。

FROST^[19] 研究发现, 当作用在骨组织上的等效应力为 20–60 MPa 时, 骨结合活跃, 促进骨生长; 当作用在骨组织上的等效应力为 60–120 MPa 时, 骨组织可能受损伤, 造成病理性骨吸收; 当作用在骨组织上的等效应力超过 120 MPa 时, 超过下颌骨承受能力的极限, 骨组织断裂。因此, 尽管多孔结构种植体有利于应力传导, 能缓解应力遮蔽, 但在咬合力过大的情况下, 该力学特性会导致周围骨组织所受应力超过骨组织生理耐受范围, 造成病理性骨吸收, 导致种植体修复失败^[9]。为了避免主要承受应力皮质骨受损, 应当避免皮质骨上最大等效应力超过 60 MPa。在孔隙率、多孔层厚度和孔径大小一定时, 复合结构种植体的最大周围骨应

力在促进骨结合的范围內。

有学者认为, 种植体植入后在负载情况下产生的微动也是影响骨结合的一个重要因素, 超过一定范围的微动会导致骨结合的效果降低, 在种植体表面形成一层纤维组织^[20], 所以减小种植体植入后的微动也是提高种植体生物力学性能的一个重要前提。在受侧向静力载荷和轴向载荷的情况下, 复合结构种植体的应变比 G7 结构种植体与传统结构种植体产生的微动小, 有助于提高骨结合效果。

有学者认为, 过大的力学负荷、细菌感染和创伤等原因与种植修复失败和种植体颈部骨吸收密切相关^[21]。G7 结构种植体作用在皮质骨上的等效应力大于复合结构种植体作用在皮质骨上的等效应力, 但 G7 结构种植体作用在松质骨上等等效应力却小于复合结构种植体作用在松质骨上等等效应力。STEIGENGA 等^[22] 认为, 在轴向载荷下, 种植体剪应力小, 应力传递至松质骨。由于松质骨的弹性模量低, 应力易于释放; 在侧向载荷作用下, 种植体的剪应力大, 应力传递到皮质骨, 而皮质骨的弹性模量高, 应力不易释放, 容易引起过大的应力, 导致骨吸收。因此, 在极限合力载荷下 G7 结构种植体的剪应力更大, 作用在皮质骨上的应力更大, 而复合结构种植体比 G7 结构种植体作用在皮质骨上的应力小、作用在松质骨上的应力大, 说明复合结构种植体能有效减少侧向应力, 能有效地将应力传递至松质骨上。同时, 传统结构种植体相比复合结构种植体和 G7 结构种植体在皮质骨和松质骨上的应力都较小, 说明传统结构种植体在同等条件下的弹性模量比复合结构和 G7 结构种植体大, 应力传导效率更低。

通过分析在模拟极限合力 (114.6 N 的垂直力和颊舌向 17.1 N, 近远中向 23.4 N) 加载下不同单元孔隙结构的多孔种植体对骨组织界面的应力分布及应力大小, 发现在模拟极限合力状态的情况下, 各种结构种植体的周围骨应力最大值分别为 38.324 MPa (传统结构), 56.574 MPa (复合结构), 64.694 MPa (G7 结构), 这表明孔隙结构对种植体的弹性模量和周围骨应力有明显影响, 分析种植体在静载荷情况下的应变发现, 孔隙结构对种植体的力学强度也有明显影响。因此, 采用合理三维孔隙结构的种植体能够在一定程度上缓解应力屏蔽, 并保证种植体机械强度, 从而明显提高牙种植体的生物力学性能。

当采用 Ti₆Al₄V 材料, 孔隙率为 40% 左右、多孔层厚度为 1.2 mm、孔径为 0.45 mm 时, 与传统结构种植体相比, 复合结构种植体的应力传导效率较高; 与 G7 结构种植体和传统结构种植体相比, 复合结构种植体力学强度上也具有一定的优势。因此, 实验设计的复合孔隙结构种植体在生物力学性能方面优于其他两种结构种植体。

由于人体口腔情况复杂, 研究使用的有限元方法无法精确模拟材料特性和边界条件。因此, 研究根据文献 [15] 假定与实际情况相接近的边界条件和材料特性, 采用模拟极限合力状态的载荷, 通过 CT 扫描建立真实形态的下颌骨模型, 以增加有限元结果的可信度。但骨结合是一个动态的过程,

计算出的结果虽然具有一定的参考价值，但仍然需要体内实验验证。

作者贡献：张建国负责实验设计，陈晨负责模型结构设计、仿真分析及论文撰写；胡凤玲负责资料收集；黄道宇负责数据整理及论文审核；宋亮负责实验评估。

经费支持：该文章接受了“上海市自然科学基金(19ZR1455100)及上海市闵行区自然科学研究课题(2019MHZ039)”的资助。所有作者声明，经费支持没有影响文章观点和对研究数据客观结果的统计分析及其报道。

利益冲突：文章的全部作者声明，在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

写作指南：该研究遵守国际医学期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。

文章查重：文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行3次查重。

文章外审：文章经小同行外审专家双盲外审，同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

文章版权：文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

开放获取声明：这是一篇开放获取文章，根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享4.0”条款，在合理引用的情况下，允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展，同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献，并为之建立索引，用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

- [1] VAN OSTBRWYCK H, DUUYCK J, VANDER S, et al. The influence of bone mechanical properties and jimplanu fxsaton upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9(6):407-412.
- [2] GENGJ, TANKB C, LIU G. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of xche literature. *Prosthet Dent.* 2001;85(6): 585-598.
- [3] GROSS U, STRUNZ V. The interface of various glasses and glass ceramics with a bony implantation bed. *Biomed Mater Res.* 1985;19(3):251-271.
- [4] MARTIN JY, SCHWARTZ Z, HUMMERT TW, et al. Effect of titanium surface toughness on proliferation differentiation and protein synthesis of human osteoblast-like cells(MG63). *Biomed Mater Res.* 1995;29(3): 389-401.
- [5] MARTIN DC, O'RYAN FS, INDRESANO AT, et al. Characte ristics of implant failures in patients with a history of oralbisphosphonate therapy. *Oral Maxillofac Surg.* 2010;68(3):508-514.
- [6] HUISKES R. Validation of adaptive bone-remodeling simulation models. *Stud Health Technol Inform.* 1997;40:33-48.
- [7] HUISKES R, WEINANS H, VAN RIETBERGEN B. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin Orthop Relat R.* 1992;274(274): 124-134.
- [8] 刘亭松, 高荣, 魏霆, 等. 多孔结构钛种植体对周围骨组织应力分布影响的三维有限元分析 [J]. *中华口腔医学杂志*, 2019,54(1):35-40.
- [9] KITAMURA E, STEGAROIU R, NOMURA S, et al. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants:considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):401-412.
- [10] LI SJ, XU QS, WANG Z, et al. Inffluence of cell shape on mechanical properties of Ti-6Al-4V meshes fabricated by electron beam melting method. *Acta Biomater.* 2014;10:4537-4547.
- [11] WOESZ A, STAMPFLFL J, FRATZL P. Cellular solids beyond the apparent density – an experimental assessment of mechanical properties. *Adv Eng Mater.* 2004;6(3):134-138.
- [12] MEIJER HJ, STARMANS FJ, STEEN WH, et al. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible.A three-dimensional flnite element study. *J Oral Rehabil.* 1996;23:757-763.
- [13] 黄宇文. 有限元分析在口腔生物力学中的应用 [J]. *中国组织工程研究*, 2012,16(13):2423-2426.
- [14] 游嘉, 方利华, 张青, 等. 基于 SLM 技术的表面多孔钛金属多根牙种植体的骨结合研究 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2015,34(3): 315-322.
- [15] 黄美慧, 姜闻博, 张翁, 等. 牙种植体表面多孔层厚度对骨界面应力分布的影响 [J]. *口腔材料器械杂志*, 2016,25(2):61-65.
- [16] DEMENKO V, LINETSKIY I, NESVIT K, et al. Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. *J Dent Res.* 2011;90(10):1211.
- [17] 陈霞云, 陈松龄, 张美超. 下颌后牙区不同骨质内种植体即刻负载的三维有限元分析 [J]. *中华口腔医学杂志*, 2011,46(4):233-236.
- [18] PARK CH, LEE CS, KIM YJ, et al. Improved pre-osteoblast response and mechanical compatibility of ultrafine-grained Ti-13Nb-13Zr alloy. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(7):735-742.
- [19] FROST HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod.* 2004;74(1):3-15.
- [20] WANG K, LI DH, GUO JF, et al. Effects of buccal bi-cortical anchorages on primary stability of dental implants:a numerical approach of natural frequency analysis. *J Oral Rehabil.* 2009;36(4):284-291.
- [21] BOZKAYA D, MUFTU S, MUFTU A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6): 523-530.
- [22] STEIGENGA JT, AL-SHAMMARI KF, NOCITI FH, et al. Dental implant design and itsrelationship to long-term implant success. *Implant Dent.* 2003;12(4):306-317.

(责任编辑: GW, ZN, SX)