

文章编号: 1004-7220(2024)06-1137-09

# 渐进性负荷对种植体周围骨改建影响的 三维有限元分析

胡洁羽<sup>1,2,3</sup>, 贾璐荣<sup>2,3</sup>, 周文娟<sup>1,2,3\*</sup>, 柳忠豪<sup>1,2,3\*</sup>

(1. 滨州医学院 口腔医学院, 山东 烟台 264003; 2. 数字化口腔医学山东省高校特色实验室, 山东 烟台 264003;  
3. 滨州医学院附属烟台口腔医院 数字化口腔医学技术烟台市工程研究中心, 山东 烟台 264000)

**摘要:** **目的** 模拟种植体渐进性负荷过程, 评估渐进性负荷方式对种植体周围骨改建的影响。 **方法** 采用有限元分析结合 ANSYS 参数化设计语言 (ANSYS parametric design language, APDL) 程序, 计算种植体植入 6 个月内使用常规负荷 (对照组) 及渐进性负荷 (实验组) 的种植体周围平均骨密度, 观察种植体周围 1 mm<sup>3</sup> 感兴趣区域 (region of interest, ROI) 内骨组织的应力分布及骨密度变化。 **结果** 对照组在术后 6 个月内皮质骨骨密度降低 0.19 g/cm<sup>3</sup>, 而实验组仅降低了 0.15 g/cm<sup>3</sup>, 松质骨内各区域骨密度在实验组中相比对照组增长 0.4 g/cm<sup>3</sup>。实验组皮质骨内骨密度下降程度小于对照组, 松质骨内实验组增长大于对照组。有限元分析实验组等效应力分布范围及最大值 (8.9 MPa) 明显大于对照组 (6.68 MPa)。 **结论** 在种植术后 6 个月内使用渐进性负荷方式, 能够使种植体周围骨组织的应力分布有助于种植体愈合过程中边缘骨组织的稳定。与常规负荷方式相比, 渐进性负荷方式下种植体周围骨密度增长程度更多, 效果优于常规负荷方式。

**关键词:** 渐进性负荷; 骨改建; 骨密度; 种植体

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2024.06.018

## Effects of Progressive Loading on Peri-Implant Bone Remodeling: A Three-Dimensional Finite Element Analysis

HU Jieyu<sup>1,2,3</sup>, JIA Lurong<sup>3</sup>, ZHOU Wenjuan<sup>1,2,3</sup>, LIU Zhonghao<sup>1,2,3</sup>

(1. School of Stomatology, Binzhou Medical University, Yantai 264003, Shandong, China; 2. Characteristic Laboratories of Colleges and Universities in Shandong Province for Digital Stomatology, Yantai 264003, Shandong, China; 3. Yantai Engineering Research Center for Digital Technology of Stomatology, the Affiliated Yantai Stomatological Hospital, Binzhou Medical University, Yantai 264000, Shandong, China)

**Abstract: Objective** The progressive loading process of implants was simulated, and the influence of progressive loading method on peri-implant bone reconstruction was evaluated. **Methods** Using finite element analysis combined with the ANSYS parametric design language (APDL), the average bone density of the peri-implant regions was observed using conventional loading (control group) and progressive loading (experimental group) within six months of implant placement. The stress distributions of bone tissues in a 1 mm<sup>3</sup> region of

收稿日期: 2024-05-28; 修回日期: 2024-07-14

基金项目: 烟台市校地融合发展项目 (2023XDRHXMT11)

通信作者: 柳忠豪, 第一通讯作者, 教授, E-mail: dentlzh@163.com; 周文娟, 副教授, E-mail: zhouwenjuan1004@163.com

\* 为共同通信作者

interest (ROI) around the implant and variations in bone density were observed. **Results** Within six months after implantation, the cortical bone density of the control group decreased by  $0.19 \text{ g/cm}^3$ , whereas that of the experimental group decreased by  $0.15 \text{ g/cm}^3$ . The trabecular bone density of each area in the experimental group increased by  $0.4 \text{ g/cm}^3$  compared with that in the control group. The bone density in the experimental group was lower than that in the control group. The increase in cancellous bone in the experimental group was higher than that in the control group. The finite element analysis revealed that the equivalent stress distribution range and maximum value of the experimental group ( $8.9 \text{ MPa}$ ) were significantly higher than those of the control group ( $6.68 \text{ MPa}$ ). **Conclusions** The use of the progressive loading method within six months after implantation was conducive to the distribution of stress on the bone tissues around the implant. This reduced the variation in bone density at the edge of the implant. The peri-implant bone density increased more under progressive loading than under conventional loading. The effect is superior to that of the conventional loading method.

**Key words:** progressive loading; bone reconstruction; bone density; implant

种植修复的长期成功离不开良好的“骨结合”，即种植体表面与骨组织之间在没有纤维组织存在的情况下产生直接接触或连结<sup>[1-2]</sup>。这一过程会受到植入部位的骨质骨量、种植时机及负重时机与大小等多种因素影响。其中，不当的种植时机和咬合过载会导致骨结合的失败，成为种植体植入失败的主要原因<sup>[3]</sup>。种植体在不同负重时机下与对颌牙咬合接触程度决定了负荷方式的选择。在大量的临床依据和广泛的科学验证下，常规负荷方式成为大多数患者的主要选择<sup>[4-5]</sup>。但不可否认这一方式会导致患者缺牙区域长时间无法行使咀嚼功能，咀嚼效率下降。

种植体在植入后改变了颌骨正常生理环境，在咀嚼过程中力通过种植体传导到周围的骨组织，所产生的机械刺激促使颌骨不断进行骨改建，以适应新环境<sup>[6]</sup>。因此，灵活运用种植体的负荷方式，可使骨结合较快进行，缩短临床愈合期，提高种植成功率的可预测性<sup>[7]</sup>。基于此，渐进性负荷这一概念被正式提出，旨在逐步增加种植修复体与对颌牙列的接触程度，将其从轻微接触过渡到完全接触的状态，既保证了种植体植入后的稳定性，又调节了骨结合速率，促进种植体表面成骨细胞的分化和成骨蛋白的分泌，以形成早期的骨整合界面<sup>[8]</sup>。组织学实验表明，与常规负荷相比，渐进性负荷可与创口愈合机制协同作用，更有利于缩短愈合时间，增加种植体周围骨密度，减少边缘骨吸收量<sup>[9-10]</sup>。

目前，关于渐进性负荷在骨结合过程中的作用

规律鲜有报道，采用直接或影像学方法长期观测种植体周围骨组织状态的改变并不可行<sup>[8]</sup>。本文采用三维有限元方法，模拟渐进性负荷过程，探究其对愈合期种植体周围骨改建的影响，以为种植负荷时机的选择提供新思路。

## 1 材料与方法

### 1.1 颌骨模型及种植系统的建立

实验流程如图 1 所示。选取 1 例左侧下颌第一磨牙缺失超过 6 个月患者的锥形束计算机断层扫描 (cone-beam computed tomography, CBCT) 影像数据建立有限元模型。以 DICOM 格式导入 Mimics 21.0 (Materialise 公司, 比利时) 中, 重建出颌骨块、邻牙等 3D 模型。根据 Lekholm 和 Zarb 分类法<sup>[11]</sup>, 将颌骨骨块划分为 III 类骨质模型, 该模型包含 1 mm 厚度的皮质骨及内部较致密的松质骨。参照 Angles 牙种植体系统, 建立长度为  $4.3 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$  骨水平种植体、基台、固位螺丝的三维模型, 并在 SolidWorks 2021 (Dassault 公司, 法国) 中将种植系统各部分进行就位 [见图 2(a)]。

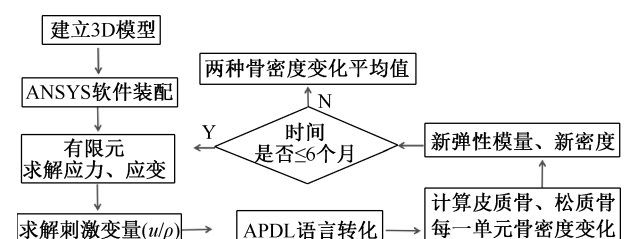


图 1 实验流程

Fig. 1 Flowchart of the experiment

## 1.2 建立标准高度修复体及 ROI

将 STL 格式的下颌骨模型导入 Exo Cad (Exocad GmbH 公司,德国)中,根据缺牙间隙等条件建立标准高度的修复体(修复体 E)。为了便于后期对骨组织密度变化的重点观察与计算,将种植体螺纹边缘进行简化处理去除尖锐区域,并按照最大周径区域将种植体周围  $1\text{ mm}^3$  范围区域进行划分<sup>[12]</sup>,简化建立成圆柱体模型以减少总体观察所产生的误差,并划分出相应皮质骨层与松质骨层。并在 Geomagic Wrap (3D Systems 公司,美国)中对所有 STL 格式的模型进行表面光滑处理

和松弛操作,以优化模型的质量,以 IGES 格式导出[见图 2(b)]。

## 1.3 建立不同高度修复体及粘接剂层

在 3-Matic 13.0 (Materialise 公司,比利时)软件中,调整修复体 E 牙冠高度,分别逐渐下降  $1\text{ mm}$  生成其余 4 个高度修复体,分别定义为修复体 A~D,共形成 5 个不同牙冠高度修复体,修复体牙冠之间高度差最大为  $4\text{ mm}$ [见图 2(c)]<sup>[13]</sup>,并在基台与修复体之间建立厚度为  $150\text{ }\mu\text{m}$  的粘接剂层<sup>[14]</sup>。在 Geomagic Studio 2015 (3D Systems, 美国)中进行表面光滑后,生成实体化的 IGES 格式文件。

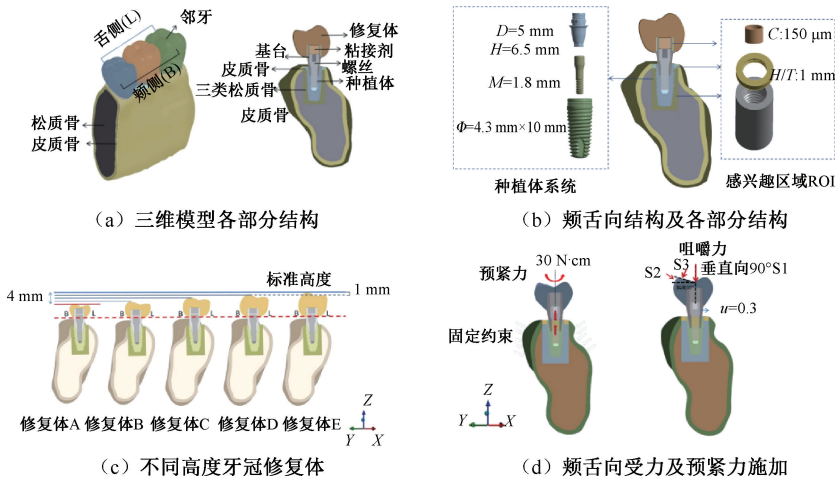


图 2 有限元模型结构

Fig. 2 Structures of the finite element model (a) Structure for each part of the 3D model, (b) Buccal-lingual structure and structure of each part, (c) Crown restorations with different heights, (d) Buccal-lingual masticatory force and preload loading

注:图 2(b)中  $D$  为基台直径,  $H$  为基台高度,  $M$  为螺纹间距,  $\Phi$  为种植体直径,  $C$  为粘接剂层厚度;  $H/T$  为感兴趣区域高度;图 2(c)中修复体 E 为标准高度修复体。

## 1.4 模型网格划分及条件设置

采用 Hypermesh 19.0 (Altair 公司,美国)软件将装配后的所有模型划分成为四面体六节点网格,生成 INP 格式文件,单元和节点数目见表 1。假设所有零件均为均质、连续、各向同性的线弹性体,弹性模量及泊松比见表 2。将基台与固位螺丝接触边界的摩擦因数设置为  $0.3$ <sup>[11]</sup>,其余接触条件均为固定接触。在颌骨模型的近远中两面添加固定约束,并对固位螺丝施加扭矩为  $30\text{ N}\cdot\text{cm}$  预紧力。

表 1 各部分结构材料属性

Tab. 1 Material properties of the finite element models

材料	$E/\text{GPa}$	$\nu$
Ti-Gr4(种植体)	110	0.30
Ti-AI-4V(基台、螺丝)	117	0.34
皮质骨	13.7	0.30
Ⅲ类松质骨	1.3	0.30
皮质骨(ROI)	11.484	0.30
松质骨(ROI)	1.848	0.30
氧化锆	210	0.30
粘接剂	6.4	0.27
牙釉质	84.1	0.30
牙体组织	18.6	0.30

表 2 各部分结构单元及节点数

Tab. 2 Number of elements and nodes used for each materials

材料	单元	节点	材料	单元	节点	$\rho/(g \cdot cm^{-3})$	负荷/N
种植体	169 916	35 040	皮质骨	80 565	21 535	1.4	—
基台	46 440	10 826	松质骨	854 504	144 125	0.9	—
螺丝	47 021	9 841	皮质骨(ROI)	31 287	7 064	1.4	—
粘接剂层	18 515	77 039	松质骨(ROI)	395 104	75 329	0.9	—
35 牙	20 068	5 391	修复体 A	12 257	2 724	—	50
37 牙	78 733	1 4983	修复体 B	15 170	3 215	—	100
35 牙体	15 198	3 247	修复体 C	20 561	4 221	—	150
37 牙体	45 208	8 882	修复体 D	27 883	5 549	—	200
			修复体 E	31 397	6 199	—	225

注:修复体 A、E 分别为最低、标准高度牙冠。

## 2 观测指标

### 2.1 计算初始骨密度

根据 Mimics 软件提供的经验公式<sup>[15]</sup>,对患者自身的骨组织密度进行求解,假设两种骨质均为线性弹性和各向同性的均一材料,根据种植体摆放位置将种植体周围  $1\text{ mm}^3$  范围区域骨块进行划分,并根据其灰度值区分皮质骨与松质骨骨质,分别根据已有的经验公式对模型中的两种骨组织的灰度值进行骨密度计算,求解出初始皮质骨密度值为  $1.4\text{ g/cm}^3$ ,松质骨为  $0.9\text{ g/cm}^3$ <sup>[15]</sup>。将两种骨密度作为计算种植体周围骨密度的初始值,进行后续的迭代计算。则:

$$\begin{cases} \rho = 1.037 \times 10^{-4} (HU + 1000), & -1000 \leq HU \leq 138 \\ \rho = 1.011 \times 10^{-3} (HU - 2000) + 2, & HU \geq 138 \end{cases}$$

### 2.2 骨改建计算公式

骨改建包含骨形成与骨吸收两种作用,本文采用 ANSYS 参数化设计语言 (ANSYS parametric design language, APDL) 程序结合骨改建迭代计算公式<sup>[16]</sup>,具体表达如下:

$$\Delta\rho = \begin{cases} B_1 [(U/\rho - (1+s)k) \Delta t - B_2 [(U/\rho - (1+s)k)]^2 \Delta t, & u/\rho > (1+s)k \\ 0, & (1-s)k \leq u/\rho \leq (1+s)k \\ B_1 (U/\rho - (1-s)k) \Delta t, & u/\rho < (1-s)k \end{cases}$$

式中: $U$  为骨骼中每单位应变能密度 ( $J/mm^3$ );  $\rho$  为表观密度 ( $g/cm^3$ ) (其中, $U$  由有限元分析计算结果得出);  $s=0.1$  为重构阈值的容差;  $B_1$  和  $B_2$  分别为皮质骨和松质骨在机械刺激下所产生的不同骨改建反应速度,对于皮质骨:  $B_1 = 60$  (月  $\times g/cm^3$ ),  $B_2 =$

$600$  (月  $\times g/cm^3$ ); 对于松质骨:  $B_1 = 120$  (月  $\times g/cm^3$ ),  $B_2 = 600$  (月  $\times g/cm^3$ );  $k$  为刺激阈值,  $k = 3.6 \times 10^{-8} J \cdot cm^3/g$ <sup>[17]</sup>。

### 2.3 求解平均骨密度

对种植术后 6 个月内种植体周围骨组织密度的变化进行计算,分别求解 ROI 内皮质骨、松质骨、种植体颈部螺纹区两种骨组织、种植体体部及根部松质骨的平均骨密度值,作为评估骨改建的指标。

### 2.4 有限元分析

本实验设置常规负荷组 (对照组) 和渐进性负荷组 (实验组)。在对照组中模拟术后 6 个月内仅使用最低牙冠高度 (修复体 A) 及施加 50 N 咀嚼力<sup>[18]</sup>,以模拟愈合期间仅使用埋入式愈合所受力。在实验组中,术后模拟了早期负荷所需的 2 个月时间,此时种植体的初期稳定性已具有保障,故设置了与对照组相同的参数,在 3~6 个月内逐渐增加牙冠高度及咀嚼力,直到第 6 个月时牙冠高度达到修复体 E 实现延期负荷的过程,咀嚼力增长至 225 N 实现了对渐进性负荷的模拟<sup>[11]</sup> (见表 3)。为了真

表 3 实验分组及每组在不同时机施加咀嚼力

Tab. 3 Experimental groups and the magnitude of masticatory force exerted by each group at different period

时间/周	咀嚼力/N	
	对照组	实验组
2	50(修复体 A)	50(修复体 A)
4	50(修复体 A)	50(修复体 A)
8	50(修复体 A)	50(修复体 A)
12	50(修复体 A)	100(修复体 B)
16	50(修复体 A)	150(修复体 C)
20	50(修复体 A)	200(修复体 D)
24	50(修复体 A)	225(修复体 E)

实地模拟口腔咀嚼运动,将对颌牙建立为解剖式牙尖斜度  $30^\circ$  且按照咀嚼循环方向施加种植体长轴方向、种植体长轴偏颊/舌侧 3 个不同的方向的载荷<sup>[19]</sup>。

使用 ANSYS 2022 R1 (ANSYS 公司, 美国) 软件进行有限元分析, 并在 APDL 程序中对有限元结果进行骨密度求解。测量不同负荷方式下两种骨组织的平均骨密度值、等效应力及应变能。

### 3 结果

#### 3.1 种植体周围平均骨密度计算结果

两组 ROI 内皮质骨在种植术后 6 个月内平均骨密度均呈现下降的趋势, 且最大骨密度皆出现在

螺纹区域。对照组皮质骨平均骨密度在愈合期的前 3 个月下降趋势明显, 在后 3 个月逐渐趋于稳定。随着牙冠高度和咀嚼力的增加, 实验组皮质骨平均骨密度下降速率较为缓慢。在种植术后 6 个月时, 实验组平均骨密度大于对照组, 两组皮质骨平均骨密度均达到最小值, 分别为  $1.210 2$ 、 $1.243 4 \text{ g/cm}^3$  [见图 3(a)]。

对照组与实验组种植体周围 ROI 内松质骨平均骨密度均呈现出增长趋势, 且实验组平均骨密度增长速率大于对照组。实验组在愈合期第 6 个月的骨密度增长尤为显著, 其增长量比对照组高  $0.045 \text{ g/cm}^3$ 。在种植术后 6 个月内, 实验组较高骨密度区域分布范围明显大于对照组, 在种植体颈部螺纹区达到最大值 [见图 3(b)]。

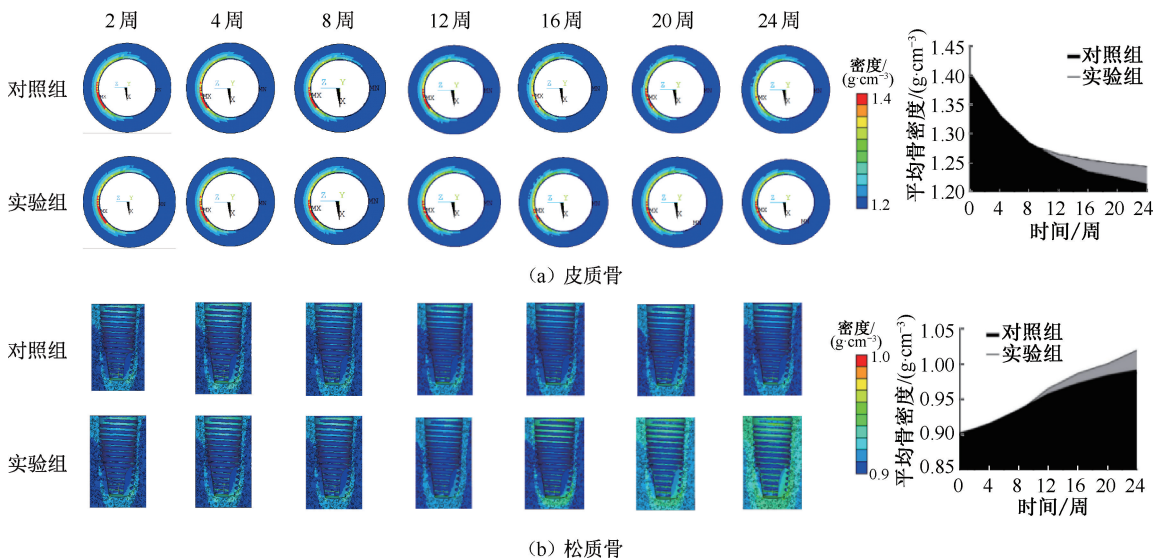


图3 种植体不同观测时间点皮质骨和松质骨平均骨密度

Fig. 3 Bone density of cortical bone and cancellous bone within the ROI at each observation time point (a) Cortical bone, (b) Cancellous bone

#### 3.2 种植体螺纹区、种植体体部、种植体根部平均骨密度

实验组内种植体螺纹区域、体部区域、根部区域的松质骨平均骨密度均大于对照组。其中, 两组内皮质骨螺纹区域平均骨密度呈现出下降趋势; 松质骨内各区域平均骨密度变化呈现增长趋势, 6 个月实验组各区域的平均骨密度值均高于对照组 (见图 4)。

#### 3.3 等效应力

实验组在种植术后 4~6 个月内的等效应力均大于对照组, 实验组皮质骨颊侧的最大等效应力达

到  $8.9 \text{ MPa}$ , 而对照组仅能达到  $6.68 \text{ MPa}$ 。皮质骨内的等效应力呈环形分布, 从种植体周围向 ROI 外侧逐渐降低, 最大等效应力集中于种植体周围骨组织的颊侧。两组松质骨的最大等效应力均逐渐增大, 其中颊侧螺纹区域的等效应力最大。实验组、对照组等效应力均在第 6 个月达到最大值, 分别为  $3.345$ 、 $1.541 \text{ MPa}$  (见图 5)。

#### 3.4 应变能密度

应变能是评价骨重建的重要指标。本文发现, 两组种植体周围骨皮质最大应变能均出现在螺纹区。对照组应变能呈逐渐下降趋势, 6 个月时最小

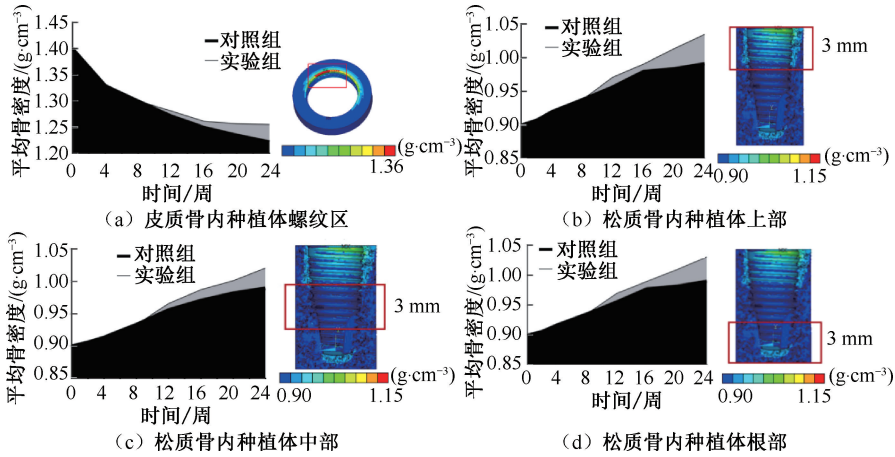


图4 ROI内不同区域骨密度

Fig. 4 Bone density of different regions in the ROI (a) The threaded area of the implant in cortical bone, (b) The upper part of the implant in cancellous bone, (c) The middle of the implant in cancellous bone, (d) The root of implants in cancellous bone

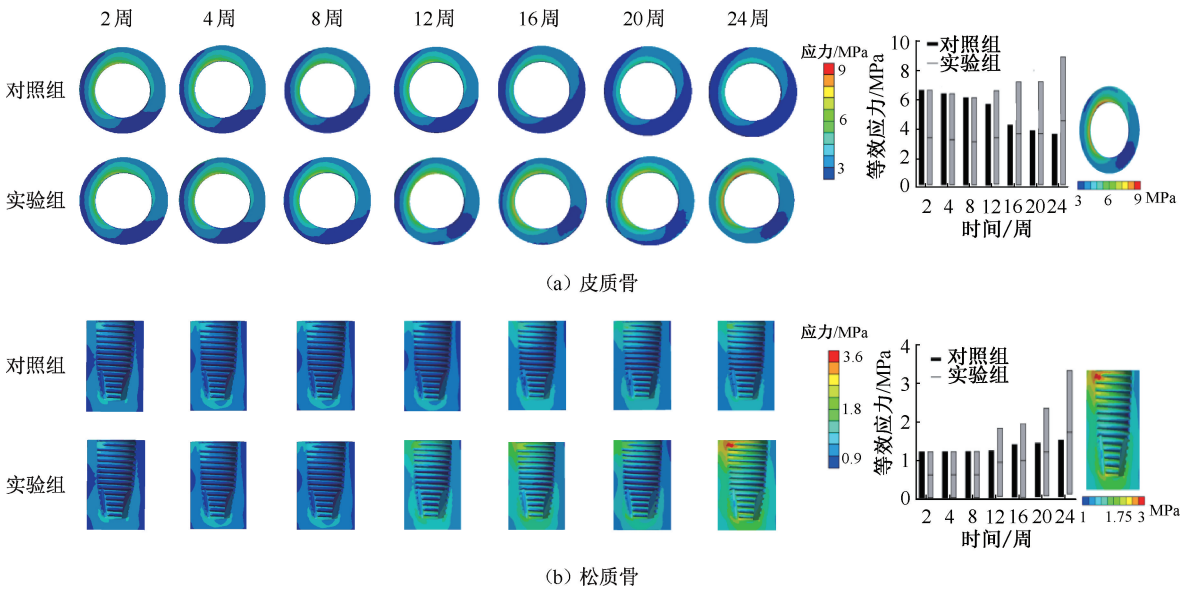


图5 皮质骨和松质骨等效应力分布及统计

Fig. 5 Equivalent stress distributions in cortical and cancellous bone and the statistics (a) Cortical bone, (b) Cancellous bone

应变能密度为  $7.24 \times 10^{-8} \text{ J/mm}^3$ 。实验组与对照组相反,呈现增加趋势,最大应变前密度为  $3.88 \times 10^{-6} \text{ J/mm}^3$ 。松质骨中,对照组应变能变化趋势不明显,实验组应变能分布范围及最大值逐渐增大。两组种植体周围骨皮质应变能最大值均出现在螺纹区。第6个月时,对照组、实验组中最大应变能密度分别为  $4.229 \times 10^{-7}$ 、 $1.701 \times 10^{-6} \text{ J/mm}^3$ (见图6)。

### 4 讨论

渐进性负荷通过逐渐增加修复体高度,改变与

对颌牙接触程度从而对种植体周围骨组织产生力学刺激,达到促进骨改建的目的,相比传统方式更有利于缩短愈合时间,促进骨结合<sup>[2]</sup>。这一负荷方式促使成骨细胞可以紧密黏附于种植体的表面,使颌骨具有更高的骨改建率<sup>[14]</sup>。但对愈合期内使用渐进性负荷对种植体周围骨改建影响的整体规律少有研究,目前大多数研究仅在组织切片中观察愈合期后种植体周围骨组织形态及骨小梁数量,无法完全揭示渐进性负荷对种植体产生的力学作用及骨组织变化过程<sup>[18]</sup>。

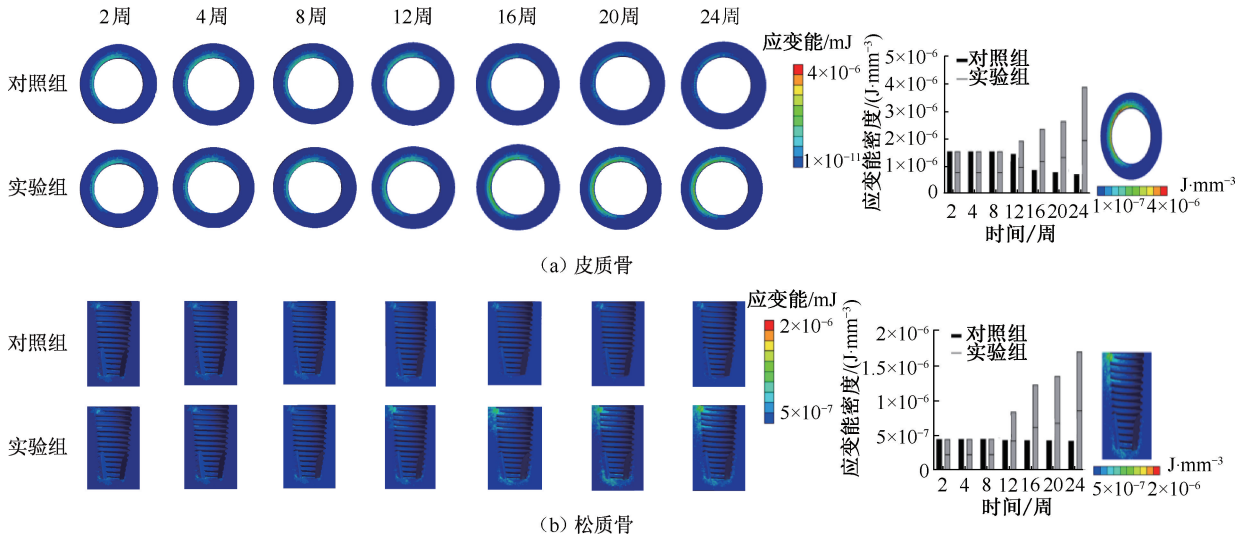


图6 皮质骨和松质骨的应变能密度分布及统计

Fig.6 Stain energy density distributions in cortical and cancellous bone and the statistics (a) Cortical bone, (b) Cancellous bone

骨改建过程是一个复杂且动态的过程<sup>[19]</sup>,将种植体顶端所施加的负荷以应力形式传递到种植体周围骨中,施加过载的咬合力会导致种植体周围骨组织吸收,最终导致种植体的失败。并且个体间种植体周围初始骨密度与咬合力大小及作用位置并不相同,使用固定大小及位置的加力方式并不合理。在真实的口腔环境中,愈合期内种植体周围骨组织的有效受力主要与咀嚼食物过程中与对颌牙产生的接触有关,在每次的颌运循环中,咀嚼力分别从垂直向、颊尖颊斜面、颊尖舌斜面进行施加,挤压、磨碎食物,故此过程作用的时间为力的有效作用时间。在本实验的有限元模拟过程中,为模拟对颌牙为解剖式牙尖所产生作用力,均以种植体长轴为导向施加垂直向咀嚼力,颊舌向咀嚼力均以偏离长轴 $30^\circ$ 角进行施加,以模拟真实颌运循环<sup>[20-21]</sup>。

在常规负荷方案中,缺牙间隙会因为最终修复体替换愈合基台的过程使得垂直高度直接减少,与对颌牙的接触程度明显改变,种植体上端受力逐渐增加。采用有限元模拟渐进性负荷过程中,通过逐渐增加修复体高度细化该过程。在种植体植入后模拟了埋入式愈合,给予种植体上端 $50\text{ N}$ 外力,并持续至少 $8$ 周,使种植体与周围骨组织进行早期结合,保证稳定性<sup>[18]</sup>。在 $3$ 个月后更换成中等高度修复体并施加 $150\text{ N}$ 平均咀嚼力,此时种植体周围已存在骨形成,但并未形成完全的骨结合,相比于愈

合前期可承受更大的咀嚼力。在 $6$ 个月后,种植体已完成骨结合,此时更换为标准高度修复体,对其施加 $225\text{ N}$ 最大咀嚼力<sup>[11]</sup>,以恢复正常的咀嚼功能。逐渐增加的咀嚼力有效避免了种植体周围未成熟的骨组织受到过载力而导致吸收,逐渐增加的力学刺激降低了造成骨吸收的应力水平,施加的咀嚼力与成熟骨组织的承载能力相互适应。因此,在渐进性负荷组中种植体颈部骨密度下降减少,证明了施加的咀嚼力刺激了骨骼生长,并且成熟骨组织可以承受该刺激作用<sup>[10]</sup>。

在施加渐进性负荷与常规负荷的过程中,力学刺激对种植体周围骨组织产生了不同程度的应变及应变能作用。其中,渐进性负荷逐渐增加的力学刺激促进了骨改建,使得愈合期内实验组的骨密度明显大于对照组。常规负荷下愈合期第 $4$ 个月时骨改建接近平衡状态,而渐进性负荷给予的力学刺激促进成骨细胞作用,使得骨密度持续增加。同时观察到种植体颈部螺纹区域的平均骨密度增长明显,等效应力与应变能密度相比于其他区域更大,表明渐进性负荷有助于种植体边缘骨增加,能够减少由于手术创伤而造成的骨吸收,这与组织学结果相一致<sup>[8]</sup>,使用渐进性负荷种植体的边缘骨吸收量仅为常规负荷的 $1/4$ 。

根据现有的理论,骨组织改建与力学刺激之间关系形成了一个完整的数学模型,能够模拟骨骼在

不同时期负载作用下的力学反应及骨质适应性变化,包括骨质的增加、减少或重组。根据 Wolff 定律,骨结构会根据其所承载的力量进行自我调整,以最优化的方式适应其力学环境<sup>[22]</sup>。在本实验模型中,所采用改良的计算公式不仅考虑了骨形成过程中骨密度的增加,还特别考虑了过载条件下骨吸收导致骨密度减少的情况。将骨组织的刺激增加、受力平衡、过载吸收等状态进行分类计算,与有限元分析这一强大工具相结合,对于改善临床治疗方案以及预防潜在的种植失败情况具有重要意义。

本研究也存在着一定的局限性:①在模型建立过程中,假设种植体与周围骨组织接触面积为 100%<sup>[25]</sup>,并且并未完全按照种植体周围形态建立 ROI。对成功骨结合的种植体及其周围的骨组织进行组织学观察,发现大多数种植体周围骨结合面积仅为 53%~85%。但已有研究表明,种植体与周围骨组织的接触程度并不影响总体骨密度变化的趋势<sup>[26]</sup>,并且不规则 ROI 在进行有限元模型的体网格绘画时无法与周围组织完全密合,而简化成圆柱体便于分析与计算。②本文未考虑渐进性负荷是否适用于不同的骨质骨量或多颗种植连冠等情况,仅对单冠修复方式进行模拟,故有待进一步深入研究。

## 5 结论

在种植术后 6 个月内使用渐进性负荷方式,可使种植体周围骨组织的应力分布有助于边缘骨组织的稳定,促进愈合期内种植体周围骨密度的增加,加快骨形成。与常规负荷方式相比,种植体周围骨密度增长程度更大,其效果优于常规负荷方式,可提前恢复咀嚼功能,使愈合期内承担更大的咀嚼力,减少因负荷过载而造成种植体骨结合的失败。

**利益冲突声明:**无。

**作者贡献声明:**胡洁羽、贾璐荣负责研究实施、数据分析与论文撰写;周文娟、柳忠豪负责研究实验设计、论文审阅及指导。

## 参考文献:

[ 1 ] IRANDOUST S, MÜFTÜ S. The interplay between bone healing and remodeling around dental implants [J]. Sci

Rep, 2020, 10(1): 4335.

- [ 2 ] OVERMANN AL, APARICIO C, RICHARDS JT, *et al.* Orthopaedic osseointegration: Implantology and future directions [J]. J Orthop Res, 2020, 38(7): 1445-1454.
- [ 3 ] HE J, ZHAO B, DENG C, *et al.* Assessment of implant cumulative survival rates in sites with different bone density and related prognostic factors: An 8-year retrospective study of 2, 684 implants [J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2015, 30(2): 360-371.
- [ 4 ] AIQUEL LL, PITTA J, ANTONOGLIOU GN, *et al.* Does the timing of implant placement and loading influence biological outcomes of implant-supported multiple-unit fixed dental prosthesis—A systematic review with meta-analyses [J]. Clin Oral Implants Res, 2021, 32( Suppl 21 ): 5-27.
- [ 5 ] LIU X, PANG F, LI Y, *et al.* Effects of different positions and angles of implants in maxillary edentulous jaw on surrounding bone stress under dynamic loading: A three-dimensional finite element analysis [J/OL]. Comput Math Methods Med, 2019, doi: 10.1155/2019/8074096.
- [ 6 ] CHEN J, CAI M, YANG JJ, *et al.* Immediate versus early or conventional loading dental implants with fixed prostheses: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled clinical trials [J]. J Prosthet Dent, 2019, 122(6): 516-536.
- [ 7 ] CANNIZZARO G, LEONE M. Restoration of partially edentulous patients using dental implants with a microtextured surface: A prospective comparison of delayed and immediate full occlusal loading [J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2003, 18(4): 512-522.
- [ 8 ] POOVARODOM P, RUNGSIYAKULL C, SURIYAWANAKUL J, *et al.* Effect of implant placement depth on bone remodeling on implant-supported single zirconia abutment crown: A 3D finite element study [J]. J Prosthodont Res, 2023, 67(2): 278-287.
- [ 9 ] RAMEH S, MENHALL A, YOUNES R. Key factors influencing short implant success [J]. Oral Maxillofac Surg, 2020, 24(3): 263-275.
- [ 10 ] TRIMMEL B, GEDE N, HEGYI P, *et al.* Relative performance of various biomaterials used for maxillary sinus augmentation: A Bayesian network meta-analysis [J]. Clin Oral Implants Res, 2021, 32(2): 135-153.
- [ 11 ] NIE H, TANG Y, YANG Y, *et al.* Influence of a new abutment design concept on the biomechanics of peri-implant bone, implant components, and microgap formation: A finite element analysis [J]. BMC Oral



- Health, 2023, 23(1): 277.
- [12] GOMES C, MESNARD M, RAMOS A. Bone density and proximal support effects on dental implant stability: Finite element analysis and *in vitro* experiments [J]. J Stomatol Oral Maxillofac Surg, 2023, 124(5): 101512.
- [13] YILMAZ B, GOUVEIA D, SEGHI RR, *et al.* Effect of crown height on the screw joint stability of zirconia screw-retained crowns [J]. J Prosthet Dent, 2022, 128(6): 1328-1334.
- [14] CHEN J, JIAN Y, CHEN S, *et al.* Establishment of optimal variable elastic modulus distribution in the design of full-crown restorations by finite element analysis [J]. Dent Mater J, 2021, 40(6): 1403-1409.
- [15] 申桐桐, 张小刚, 靳忠民. 步态水平对髋关节假体周围骨重建的影响[J]. 医用生物力学, 2022, 37(1): 52-58.
- SHEN TT, ZHANG XG, JIN ZM. Effects of gait level on bone remodeling around hip prosthesis after hip replacement [J]. J Med Biomech, 2022, 37(1): 52-58.
- [16] PARR GR. Tissue-integrated prostheses; Osseointegration in clinical dentistry [J]. J Prosthet Dent, 1985, 54(4): 611-612.
- [17] D'SOUZA KM, ARAS MA. Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution pattern in a mandibular first molar tooth restored with five different restorative materials [J]. J Indian Prosthodont Soc, 2017, 17(1): 53-60.
- [18] TORKAN E, PIRMORADIAN M, HASHEMIAN M, *et al.* Occurrence of parametric resonance in vibrations of rectangular plates resting on elastic foundation under passage of continuous series of moving masses [J], Modares Mech Eng, 2017(17): 225-236.
- [19] PODAROPOULOS L, TRISI P, PAPADIMITRIOU S, *et al.* The influence of progressive static load on the ability of dental implants to withstand overloading forces; An experimental study in dogs [J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2020, 35(1): 25-38.
- [20] 班宇, 宫苹, 王少安, 等. 渐进性负荷对即刻植入种植体早期骨性结合的影响[J]. 华西口腔医学杂志, 2006(3): 210-213.
- [21] KALELI N, SARAC D, KÜLÜNK S, *et al.* Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study [J]. J Prosthet Dent, 2018, 119(3): 437-445.
- [22] 原慧, 曲传咏. 基于损伤修复的骨重建数值模拟[J]. 医用生物力学, 2021, 36(3): 442-447.
- YUAN H, QU CY. Numerical simulation of bone remodeling based on damage repair [J]. J Med Biomech, 2021, 36(3): 442-447.
- [23] 许明明, 于志锋. 骨骼肌通过力学刺激对骨重建的影响[J]. 医用生物力学, 2020, 35(3): 385-390.
- XU MM, YU ZF. Effects of skeletal muscle on bone remodeling through mechanical stimulation [J]. J Med Biomech, 2020, 35(3): 385-390.
- [24] LIU Y, GAO S, HAN Y, *et al.* Bearing capacity of ceramic crowns before and after cyclic loading: An *in vitro* study [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2018(87): 197-204.
- [25] CHEN J, RUNGSIYAKULL C, LI W, *et al.* Multiscale design of surface morphological gradient for osseointegration [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2013(20): 387-397.
- [26] SADOWSKY SJ. Occlusal overload with dental implants: A review [J]. Int J Implant Dent, 2019, 5(1): 29.