

# 短种植体应用于垂直骨量不足下颌磨牙种植修复的三维有限元研究

赵田琦<sup>1,2</sup>, 谢冰清<sup>1,2</sup>, 沈洁<sup>1,2</sup>, 陈俊良<sup>1,2</sup>, 李坤财<sup>1,2</sup>, 何芸<sup>1,2</sup>

**摘要** **目的** 探究不同直径的短种植体应用于颌骨严重吸收的下颌磨牙时其生物力学特征,为短种植体在下颌磨牙区的应用提供理论依据。**方法** 将患者 CBCT 数据导入 Mimics 和 3-matic 中,建立直径 5.5 mm 或 6.5 mm,长度为 7 mm 的短种植体修复下颌第二磨牙的有限元模型,数据导入三维有限元分析软件 Marc Mentat 中,并设置高密度或低密度的骨质,分别施加轴向或颊向 45° 的 150 N 载荷以模拟临床情况,共建立 8 个模型,计算分析皮质骨的应力、松质骨的应变、种植体的位移等数据。**结果** 皮质骨的应力集中于种植体颈部位置,松质骨的应变主要分布在种植体根尖区域。皮质骨的应力、松质骨的应变及种植体的位移,在相同条件下,颊向载荷模型其最大值大于轴向载荷模型,低密度骨质模型其最大值大于高密度骨质模型。5.5 mm 直径种植体在受到颊向载荷且周围骨质密度较低时,松质骨最大应变值大于骨组织的生理性吸收上限 3 000  $\mu$ strain。**结论** 短种植体应用于垂直骨量不足的下颌磨牙种植修复是一种可行的修复方案。但是对于骨密度较低的患者,可适当选择大直径的短种植体,同时适当减小殆面面积以及降低牙尖斜度,从而减小侧向力,以获得种植体近远期的稳定和成功。

**关键词** 种植;短种植体;下颌磨牙;垂直骨量不足;三维有限元分析

**中图分类号** R 783.6

**文献标志码** A **文章编号** 1000-1492(2022)09-1508-05  
**doi**:10.19405/j.cnki.issn1000-1492.2022.09.032

牙体缺失后由于局部炎性反应和缺乏局部生理性刺激等原因,常导致牙槽骨吸收、牙槽骨高度和宽度的减小<sup>[1]</sup>。上下颌磨牙区牙齿缺失后,颌骨往往吸收严重,导致牙槽嵴顶与上颌窦、下牙槽神经管等

重要解剖结构距离缩小,垂直骨量不足<sup>[2]</sup>。近年来短种植体(<8 mm)的应用为解决磨牙区垂直骨量不足的问题提供了新的选择。课题组前期研究<sup>[3]</sup>应用三维有限元分析比较下颌磨牙牙槽骨严重吸收时,种植体长度及牙冠直径对种植体及周围骨组织的影响,其结果提示短种植体修复牙槽骨严重吸收的下颌磨牙是可行的。在此基础上,该研究进一步建立短种植体修复垂直骨量不足的下颌第二磨牙模型,对比分析种植体直径、载荷方向及骨质密度对短种植体修复效果的影响,探究短种植体应用于垂直骨量不足的下颌磨牙种植修复的生物力学特征,进一步为其临床应用提供理论依据。

## 1 材料与方法

**1.1 实验分组** 本研究模型中短种植体直径为 5.5 mm 或 6.5 mm。由于正中咬合时,下颌磨牙的颊尖舌斜面与上颌磨牙的舌尖颊斜面接触,下颌磨牙主要受到垂直向和偏颊向的咀嚼力<sup>[4]</sup>,因此在模型中主要模拟轴向 0° 和颊向 45° 两种载荷方向。因骨质的密度影响种植体周围骨组织的应力应变分布,在模型中分别模拟高密度和低密度这两种下后牙区骨质密度。综上,共设计 8 种三维有限元分析模型,见表 1。

表 1 有限元分析模型设计方案

| 模型           | 种植体尺寸<br>(mm <sup>2</sup> ) | 载荷<br>方向 | 骨质<br>密度 |
|--------------|-----------------------------|----------|----------|
| 5.5-颊向载荷-高密度 | 5.5×7                       | 颊向 45°   | 高密度      |
| 5.5-颊向载荷-低密度 | 5.5×7                       | 颊向 45°   | 低密度      |
| 6.5-颊向载荷-高密度 | 6.5×7                       | 颊向 45°   | 高密度      |
| 6.5-颊向载荷-低密度 | 6.5×7                       | 颊向 45°   | 低密度      |
| 5.5-轴向载荷-高密度 | 5.5×7                       | 轴向 0°    | 高密度      |
| 5.5-轴向载荷-低密度 | 5.5×7                       | 轴向 0°    | 低密度      |
| 6.5-轴向载荷-高密度 | 6.5×7                       | 轴向 0°    | 高密度      |
| 6.5-轴向载荷-低密度 | 6.5×7                       | 轴向 0°    | 低密度      |

**1.2 获取影像学资料** 经患者签署知情同意书,同意使用其影像学检查相关数据后,在西南医科大学附属口腔医院影像数据库中获取 1 例右下颌第二磨

2022-06-10 接收

基金项目:国家自然科学基金(编号:11702231);四川省科技厅项目(编号:2022YFS0282);泸州市-西南医科大学联合项目(编号:2020LZXNYDJ17)

作者单位:<sup>1</sup>西南医科大学附属口腔医院口腔颌面外科,泸州 646000

<sup>2</sup>口颌面修复重建和再生泸州市重点实验室,泸州 646000

作者简介:赵田琦,男,硕士研究生;

何芸,女,教授,硕士生导师,责任作者, E-mail: heyundaikai@163.com

牙缺失、牙槽嵴严重吸收导致垂直骨量不足患者的 CBCT 影像学资料。纳入标准:年龄大于 18 岁,颌骨发育正常,右下颌第一磨牙存在,第二磨牙区牙槽嵴顶到下牙槽神经管的距离约为 9 mm。

**1.3 建立三维模型** 将 DICOM 格式的 CBCT 文件导入 Mimics Research 21.0 (Materialise NV, Leuven, Belgium) 中,分别建立 3 个 mask:皮质骨、松质骨、第一磨牙(种植修复邻牙),再将其分别转换成相应的 object。将 3 个 object 导入 3-matic Research 13.0 (Materialise NV, Leuven, Belgium),对模型的表面形状和网格进行优化。将 5.5 mm × 7 mm 或 6.5 mm × 7 mm 的种植体(tioLogic<sup>®</sup>,Dentaurum GmbH & Co. KG, Ispringen, Germany) CAD 数据导入至下颌第二磨牙区的合适位置。建立黏膜、第一磨牙的牙周膜等软组织(图 1)。最后,将模型转化为实体三维模型(4 节点的四面体结构),以 inp 格式导入 Marc Mentat 2016 (MSC. Software, Santa Ana, CA)(图 2)。

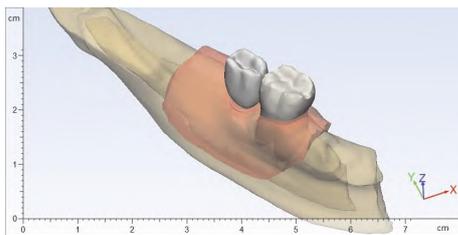


图 1 三维模型

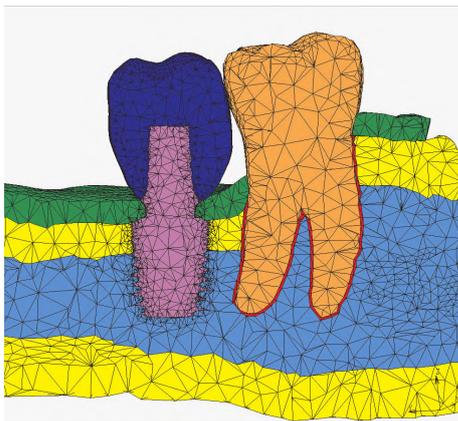


图 2 有限元分析模型

紫色:种植体;蓝色:47 牙冠;浅蓝色:松质骨;黄色:皮质骨;绿色:黏膜;红色:牙周膜;橙色:46 牙体组织

**1.4 实验假设及有限元前处理** 所有组织和材料均假设为均质、连续、各向同性的线性弹性材料,其物理参数见表 2<sup>[3,5-6]</sup>。通过设置两种松质骨的杨氏模量,形成高密度骨质和低密度骨质模型,以模拟临床上下颌后牙区 II 类骨和 III 类骨的情况。下颌第

二磨牙牙冠和第一磨牙牙冠之间为接触关系。其余各部分之间无相对滑动,种植体与骨已经形成骨整合。在骨皮质表面选取多个点施加三向平移及旋转约束,限制其三维空间上的移动。通过 REB2 命令使模型受力均匀。载荷为 150 N,方向为颊向与种植体长轴成 45°或轴向 0°(图 3)。最终建立 8 种三维有限元分析模型。

表 2 模型中各种材料的物理参数

| 材料        | 弹性模量(MPa)  | 泊松比  |
|-----------|------------|------|
| 氧化锆(牙冠)   | 210 000.00 | 0.35 |
| 钛(种植体)    | 110 000.00 | 0.30 |
| 皮质骨       | 13 700.00  | 0.30 |
| 松质骨(高密度)  | 1 370.00   | 0.30 |
| 松质骨(低密度)  | 690.00     | 0.30 |
| 牙本质(第一磨牙) | 19 000.00  | 0.30 |
| 黏膜        | 3.00       | 0.45 |
| 牙周膜       | 170.00     | 0.45 |

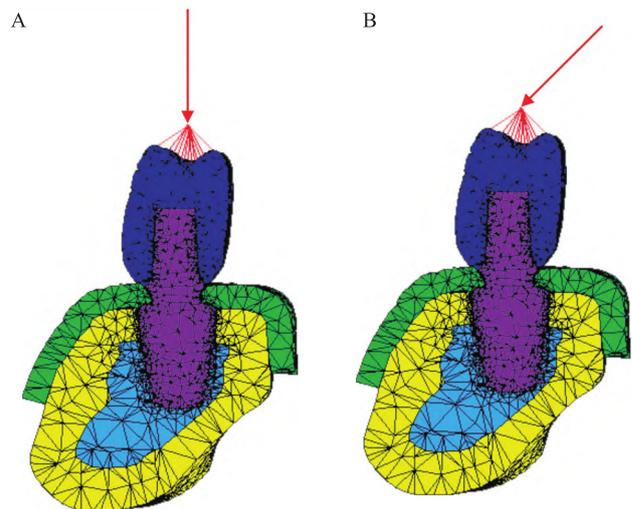


图 3 两种载荷的施加方向  
A:轴向 0°;B:颊向 45°

**1.5 有限元后处理** 收集各模型种植体的位移、皮质骨中的 Von Mises 应力以及松质骨中的等效应变,分析比较各模型的生物力学特性。

## 2 结果

**2.1 网格划分** 本研究共建立了 8 个模型,种植体直径相同的模型其单元数与节点数相同,具体单元数和节点数见表 3。

表 3 各模型的单元数与节点数

| 模型                    | 单元数     | 节点数    |
|-----------------------|---------|--------|
| 种植体直径为 5.5 mm 的 4 个模型 | 187 106 | 38 728 |
| 种植体直径为 6.5 mm 的 4 个模型 | 185 272 | 38 809 |

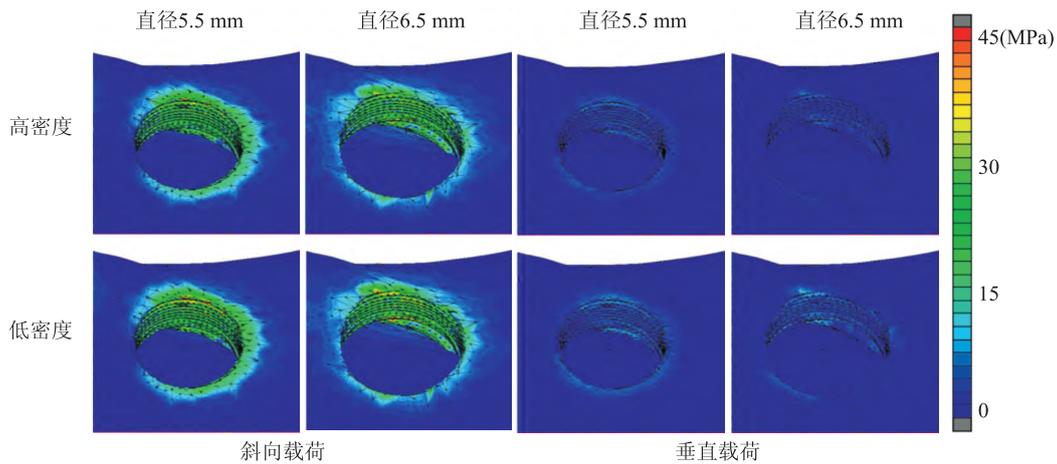
**2.2 种植体的位移** 各个模型种植体位移的最大值均位于种植体的颈部,其数值见表4。当其他条件不变时,颊向载荷时的种植体最大位移明显大于轴向载荷时。低密度骨质模型的种植体最大位移大于高密度骨质模型。不同种植体直径的模型间对比显示,当受到轴向载荷时,不同直径种植体的最大位移值无明显差异;当受到颊向载荷时,大直径比小直径种植体的最大位移值稍大。

**表4 各模型中种植体的位移(μm)、皮质骨的应力(MPa)、松质骨的应变(μstrain)的最大值**

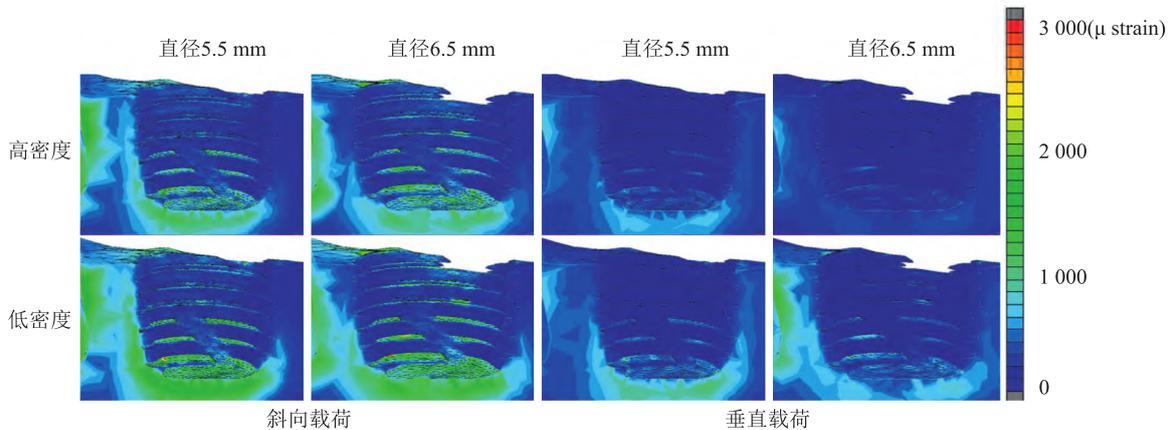
| 模型           | 种植体的最大位移 | 皮质骨的最大应力 | 松质骨的最大应变 |
|--------------|----------|----------|----------|
| 5.5-颊向载荷-高密度 | 7.82     | 42.10    | 2 145    |
| 5.5-颊向载荷-低密度 | 8.23     | 45.18    | 3 098    |
| 6.5-颊向载荷-高密度 | 8.94     | 38.64    | 2 023    |
| 6.5-颊向载荷-低密度 | 9.98     | 40.65    | 3 010    |
| 5.5-轴向载荷-高密度 | 2.58     | 10.38    | 947      |
| 5.5-轴向载荷-低密度 | 3.01     | 11.26    | 1 170    |
| 6.5-轴向载荷-高密度 | 2.06     | 8.50     | 638      |
| 6.5-轴向载荷-低密度 | 3.00     | 10.33    | 1 037    |

**2.3 种植体周围皮质骨的应力** 各个模型皮质骨的应力均集中在皮质骨与种植体颈部交界处(图4),各个模型最大应力值结果见表4。颊向载荷时种植体周围皮质骨的最大应力明显大于轴向载荷时。当载荷方向与种植体直径条件不变时,低密度骨质模型中皮质骨的最大应力大于高密度骨质模型。当载荷方向与骨质密度条件不变时,直径5.5 mm种植体的模型中皮质骨的最大应力大于直径6.5 mm种植体的模型。

**2.4 种植体周围松质骨的应变** 各个模型松质骨的等效应变均主要分布在种植体根尖区域(图5),其最大应变值见表4。颊向载荷时的种植体周围松质骨的最大等效应变明显大于轴向载荷时。当载荷方向与种植体直径条件不变时,低密度的骨质模型中松质骨的最大等效应变大于高密度的骨质模型。当载荷方向与骨质密度条件不变时,直径5.5 mm种植体的模型中松质骨的最大等效应变大于直径6.5 mm种植体的模型。



**图4 各模型皮质骨应力大小及分布**  
左侧:近中方向;右侧:远中方向



**图5 各模型松质骨等效应变大小及分布**  
左侧:近中方向;右侧:远中方向

### 3 讨论

三维有限元分析方法因其可靠性和有效性,已广泛用于牙科领域的各类设计及种植体周围骨组织的生物力学分析<sup>[7]</sup>。目前通常认为种植体材料、数量、直径、长度、种植体表面螺纹、上部修复体连接方式等因素均会影响种植体与周围骨组织的应力分布。Oliveira et al<sup>[8]</sup>使用三维有限元法比较分析3种不同的种植体表面设计对周围骨组织应力应变的影响,结果显示锥型、更宽的螺纹、带沟槽的设计方式表现出更低的应力和应变。

临床上常采用下牙槽神经移位、onlay 植骨等方式来解决下颌磨牙区垂直骨量不足,但同时带来了延长修复时间,需要额外附加手术,增加患者经济负担等弊端<sup>[9]</sup>。短种植体的应用为这一情况提供了新的选择。Rameh et al<sup>[10]</sup>对2020年2月20日以前,关于短种植体的临床研究进行系统评价,结果表明:在511颗短种植体中有22颗失败,在472颗常规长度种植体中有10颗失败;短种植体与常规种植体的边缘骨水平变化差异无统计学意义;常规种植体比短种植体更易出现生物学并发症,而短种植体更易出现机械并发症。

本研究利用1例患者CBCT数据建立三维有限元模型,设置不同的种植体直径、载荷方向和骨质密度,排除其他影响因素,探索种植体直径、载荷方向和骨质密度对短种植体修复垂直骨量不足下颌磨牙的生物力学性能,这也符合三维有限元研究的设计理念。研究结果显示,在颊向载荷时种植体周围骨组织应力、应变及种植体的位移明显高于轴向载荷时,这可能与种植体的圆柱或圆锥状设计有关,这种设计利于种植体的植入但是其承受侧向力的能力相对不足。因此,临床上常采用减小种植体上部修复体殆面面积及降低牙尖斜度以减小种植体所受的侧向力<sup>[11]</sup>。

有研究<sup>[12]</sup>表明,骨整合状态的种植体其垂直向的动度一般不超过10  $\mu\text{m}$ ,否则可能影响种植体的骨结合。本研究结果显示,所有模型的种植体位移均小于10  $\mu\text{m}$ ,最大位移值均位于种植体颈部;在其他条件不变的情况下,骨质密度越低,种植体的位移越大。不同种植体直径的模型间对比显示,当受到轴向载荷时,不同直径种植体的最大位移值无明显差异,这与Wilhelm et al<sup>[13]</sup>的研究结果一致。但是,当受到颊向载荷时,模型中6.5 mm比5.5 mm直径种植体的最大位移值稍大,这可能是由于在相同宽

度的牙槽骨植入种植体时,6.5 mm直径种植体颈部周围的骨组织较薄,在种植体受到侧向力时会导致种植体骨界面的最大位移增加<sup>[14]</sup>。本研究结果显示,皮质骨的应力主要集中于种植体颈部颊侧的皮质骨边缘,这可能是临床上种植修复后种植体周围牙槽嵴顶出现骨吸收现象的原因之一。

另一方面,骨组织的应变值大于3 000  $\mu\text{strain}$ 时可导致骨吸收<sup>[15]</sup>。本研究结果表明,除了5.5-颊向载荷-低密度这个模型外,其余各模型的松质骨应变值均在3 000  $\mu\text{strain}$ 以内,提示短种植体修复垂直骨量不足下颌磨牙,若骨质密度较低时,宜选择直径较大的种植体,并通过冠部设计以减小侧向力。

综上所述,从生物力学角度分析,短种植体应用于垂直骨量不足的下颌磨牙种植修复是一种可行的修复方案,但是对于一些骨密度较低的患者,应选择大直径的短种植体,同时应该适当减小殆面面积以及降低牙尖斜度,从而减小侧向力,以获得种植体近远期的稳定和成功。同时,后期可行临床实验进一步验证本研究结果。

### 参考文献

- [1] 赵敏民. 口腔修复学[M]. 8版. 北京:人民卫生出版社,2020:191.
- [2] Bitinas D, Bardijeviskyt G. Short implants without bone augmentation vs. long implants with bone augmentation: systematic review and meta-analysis[J]. Aust Dent J,2021,66(1):S71-81.
- [3] 陈俊良,刘旭琳,张潇月,等. 短种植体修复牙槽骨严重吸收的下颌第二磨牙的三维有限元分析[J]. 口腔医学研究,2019,35(3):246-50.
- [4] 何三纲. 口腔解剖生理学[M]. 8版. 北京:人民卫生出版社,2020:239.
- [5] Marcián P, Wolff J, Horáčková L, et al. Micro finite element analysis of dental implants under different loading conditions[J]. Comput Biol Med,2018,96:157-65.
- [6] Solberg K, Heinemann F, Pellikaan P, et al. Finite element analysis of different loading conditions for implant-supported overdentures supported by conventional or mini implants[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin,2017,20(7):770-82.
- [7] 赵金富,吴定丹,周容,等. 矩形附件在矫正尖牙扭转中作用的有限元分析[J]. 安徽医科大学学报,2019,54(3):397-401.
- [8] Oliveira H, Brizuela Velasco A, Ríos-Santos J V, et al. Effect of different implant designs on strain and stress distribution under non-axial loading: a three-dimensional finite element analysis[J]. Int J Environ Res Public Health,2020,17(13):4738.
- [9] Mokcheh A, Jegham H, Turki S. Short implants as an alternative to sinus lift for the rehabilitation of posterior maxillary atrophies: Systematic review and meta-analysis[J]. J Stomatol Oral Maxillofac Surg,2019,120(1):28-37.

- [10] Rameh S, Menhall A, Younes R. Key factors influencing short implant success[J]. *Oral Maxillofac Surg*,2020,24(3):263-75.
- [11] 许月丹,金鑫阳,赵维家,等.种植义齿的咬合设计[J].*口腔医学*,2020,40(12):1124-8.
- [12] De Paula G A, Da Mota A S, Moreira A N, et al. The effect of prosthesis length and implant diameter on the stress distribution in tooth-implant-supported prostheses: a finite element analysis[J]. *Int J Oral Maxillofac Implants*,2012,27(3):e19-28.
- [13] Wilhelm R, Hasan I, Keilig L, et al. Biomechanical investigations of the secondary stability of commercial short dental implants in porcine ribs[J]. *Biomed Tech (Berl)*,2014,59(6):507-13.
- [14] Calvo-Guirado J L, Morales-Meléndez H, Pérez-Albacete Martínez C, et al. Evaluation of the surrounding ring of two different extra-short implant designs in crestal bone maintenance: A histologic study in dogs[J]. *Materials (Basel)*,2018,11(9):1630.
- [15] Frost H M. Bone's mechanostat: a 2003 update[J]. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol*,2003,275(2):1081-101.

## Three-dimensional finite element analysis of short implant for mandibular molar with insufficient vertical bone

Zhao Tianqi<sup>1,2</sup>, Xie Bingqing<sup>1,2</sup>, Shen Jie<sup>1,2</sup>, Chen Junliang<sup>1,2</sup>, Li Kuncai<sup>1,2</sup>, He Yun<sup>1,2</sup>

(<sup>1</sup>*Dept of Oral and Maxillofacial Surgery, The Affiliated Stomatological Hospital of Southwest Medical University, Luzhou 646000*; <sup>2</sup>*Luzhou Key Laboratory of Oral & Maxillofacial Reconstruction and Regeneration, Luzhou 646000*)

**Abstract Objective** To explore the biomechanical characteristics of short implants with different diameters in mandibular molars with severe jaw absorption, and to provide theoretical basis for the application of short implants in mandibular molar area. **Methods** CBCT data of patient were imported into Mimics and 3-Matic, and the finite element model of mandibular second molar repaired with short implant with diameter of 5.5 mm or 6.5 mm and length of 7 mm was established. The data were imported into three-dimensional finite element analysis software Marc Mentat, and high or low density bone was set up. An axial or buccal load of 150 N was applied to simulate clinical situation. A total of 8 models were established. Cortical bone stress, cancellous bone strain and implant displacement were calculated and analyzed. **Results** The cortical bone stress was concentrated in the neck of implant, and the cancellous bone strain was mainly distributed in the apical area of implant. The maximum values of cortical bone stress, cancellous bone strain and implant displacement were higher in buccal loading model than those in axial loading model, and they were higher in low density bone model than those in high density bone model under the same conditions. When the 5.5 mm diameter implant was loaded in buccal direction and the surrounding bone density was low, the maximum strain of cancellous bone was greater than the upper limit of physiological absorption of bone tissue 3 000  $\mu$ strain. **Conclusion** The application of short implants in mandibular molars with insufficient vertical bone mass is a feasible restoration scheme. But for patients with low bone mineral density, large diameter short implants can be appropriately selected, and the occlusal area and the cusp inclination can be appropriately reduced, so as to reduce the lateral force and obtain the stability and success of the implant in the short and long term.

**Key words** implant; short implant; mandibular molar; insufficient vertical bone; three-dimensional finite element analysis