

不同冠根比种植体在不同骨质下的有限元分析

亢紫瑞, 武洋, 宋海龙, 杨巧芸, 臧理想, 许东亮

<https://doi.org/10.12307/2025.976>

投稿日期: 2024-09-02

采用日期: 2024-11-26

修回日期: 2025-01-15

在线日期: 2025-01-24

中图分类号:

R459.9; R318; R782.12

文章编号:

2095-4344(2026)02-00319-10

文献标识码: A

文章快速阅读: 不同冠根比种植体在不同骨质下修复后周围骨组织的应变程度及应力分布

通过三维有限元分析不同冠根比种植体在不同骨质下修复后周围骨组织的应变程度及应力分布

影像数据以及产品参数采集

Mimics Research 21.0

GEOMAGIC WRAP 2021

• 建立模型

SOLIDWORKS 2018

ANSYS

20组模型在不同载荷下松质骨及皮质骨的应变程度

实验假设及边界约束, 载荷设置, 计算结果

文题释义:

种植体冠根比: 种植体临床冠根比=临床牙冠长度(种植牙牙冠最冠方至骨与种植体最冠方接触点的垂直距离)/临床牙根长度(种植体与骨最冠方接触点至种植体最根方垂直距离)。

短种植体: 长度 ≤ 8 mm认定为短种植体, 长度 ≤ 6 mm定义为超短种植体。

摘要

背景: 临床研究认为骨质不佳和过大的冠根比都是影响种植手术成功率的因素, 但每种骨质下多大的冠根比会影响种植修复的预后尚无定论。

目的: 通过三维有限元方法分析不同骨质及不同冠根比种植修复体周围骨组织的应力和应变, 结合Frost骨力学调控系统理论, 观察每种骨质在多大冠根比范围内时未超出骨应变生理限度。

方法: 选取1名志愿者的锥形束CT数据, 建立4种不同骨质(I类骨质: 皮质骨厚度3 mm+致密松质骨, II类骨质: 皮质骨厚度2 mm+较致密松质骨, III类骨质: 皮质骨厚度1 mm+较低密度松质骨, IV类骨质: 皮质骨厚度1 mm+低密度松质骨)的实体骨块模型, 在每种骨质的骨块模型上建立5种种植体冠根比(1, 1.5, 2, 2.5, 3)的种植修复体, 共20组模型。对模型中的牙冠施加垂直力和斜向力, 观察皮质骨、松质骨的von Mises应力与应变以及种植体位移程度。

结果与结论: ①在斜向载荷下, I类骨质模型中冠根比达到3时皮质骨应变超出生理限度, II类骨质模型中冠根比达到2.5时皮质骨应变超出生理限度, III类骨质模型中冠根比达到2.5时皮质骨应变超出生理限度, III类骨质模型中冠根比达到1时松质骨应变达到生理限度, IV类骨质模型中冠根比达到1.5, 2, 2.5, 3时皮质骨应变均超出生理限度, IV类骨质模型中5种冠根比的松质骨应变均超出生理限度; ②在垂直载荷下, III类骨质模型中冠根比达到1, 2, 2.5, 3时的松质骨应变均超出生理限度, IV类骨质模型中5种冠根比的松质骨应变均超出生理限度; ③在斜向或垂直载荷下, 20组模型的种植体位移程度均未超过100 μ m; ④从生物力学角度看, 骨高度不足的患者选择种植修复时, I类骨质可耐受的冠根比最大到2.5倍, II类骨质可耐受的冠根比最大为2倍, III类和IV类骨质由于松质骨应变过大可耐受的冠根比最大为1倍; 但III类骨质中皮质骨可耐受的冠根比最大为2倍, 关于III类骨质是否可以耐受高冠根比的种植修复和松质骨是否可以耐受更高应变还有待进一步研究。

关键词: 短种植体; 冠根比; 骨质; 有限元; 生物力学; 应变; 工程化口腔材料

Finite element analysis of implants with different crown-to-implant ratios under different bone conditions

Kang Zirui, Wu Yang, Song Hailong, Yang Qiaoyun, Zang Lixiang, Xu Dongliang

Department of Stomatology, Henan Provincial People's Hospital (People's Hospital of Zhengzhou University, People's Hospital of Henan University), Zhengzhou 450003, Henan Province, China

Kang Zirui, Master candidate, Department of Stomatology, Henan Provincial People's Hospital (People's Hospital of Zhengzhou University, People's Hospital of Henan University), Zhengzhou 450003, Henan Province, China

Corresponding author: Xu Dongliang, MS, Chief physician, Department of Stomatology, Henan Provincial People's Hospital (People's Hospital of Zhengzhou University, People's Hospital of Henan University), Zhengzhou 450003, Henan Province, China

Abstract

BACKGROUND: Clinical studies suggest that both bone quality and excessive crown-to-implant ratio are factors that affect the success rate of implant surgery, but there is no consensus on how large the crown-to-implant ratio under each bone quality will affect the prognosis of implant repair.

河南省人民医院(郑州大学人民医院河南大学人民医院)口腔科, 河南省郑州市 450003

第一作者: 亢紫瑞, 女, 1999年生, 山西省太原市人, 河南大学在读硕士, 主要从事口腔修复种植相关技术研究。

通讯作者: 许东亮, 硕士, 主任医师, 河南省人民医院(郑州大学人民医院河南大学人民医院)口腔科, 河南省郑州市 450003

<https://orcid.org/0009-0000-6198-7441> (亢紫瑞)

基金资助: 河南省科技厅科技攻关项目(242102311138), 项目负责人: 许东亮

引用本文: 亢紫瑞, 武洋, 宋海龙, 杨巧芸, 臧理想, 许东亮. 不同冠根比种植体在不同骨质下的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2026, 30(2):319-328.



OBJECTIVE: To analyze the stress and strain of bone tissue around implant restorations with different crown-to-implant ratios under different bone types after stress loading using three-dimensional finite element method. Combined with the Frost bone mechanics regulation system theory, the physiological limits of bone strain were observed for each bone type within a certain range of crown to implant ratios.

METHODS: Cone beam CT data were selected from a patient to establish solid bone block models with four different bone types (class I bone: cortical bone thickness 3 mm + dense cancellous bone, class II bone: cortical bone thickness 2 mm + relatively dense cancellous bone, class III bone: cortical bone thickness 1 mm + relatively low-density cancellous bone, class IV bone: cortical bone thickness 1 mm + low-density cancellous bone). Implant restorations with five different crown-to-implant ratios (1, 1.5, 2, 2.5, and 3) were created on each bone block model, for a total of 20 models. Vertical and oblique forces were applied to the dental crown to observe the von Mises stress values, strains, and displacement of the cortical and cancellous bones, as well as the degree of implant displacement.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) In the class I bone model, when the crown-to-implant ratio reached 3 under oblique loading, the cortical bone strain exceeded the physiological limit. In the class II bone model, under oblique loading, when the crown-to-implant ratio reached 2.5, the cortical bone strain exceeded the physiological limit. In the class III bone model, under oblique loading, cortical bone exceeded the physiological limit when the crown-to-implant ratio reached 2.5, while cancellous bone reached the critical physiological limit at 1. In the class IV bone model, under oblique loading, when the crown-to-implant ratio reached 1.5, 2, 2.5, and 3, the cortical bone strain exceeded the physiological limit. In the class IV bone model, all five crown-to-implant ratios of cancellous bone exceeded physiological limits. (2) Under vertical load, the cancellous bone strain exceeded the physiological limit when the crown-root ratio reached 1, 2, 2.5, and 3 in the class III bone model, and when the cancellous bone strain of the five crown-root ratios in the class IV bone model exceeded the physiological limit. (3) Under oblique or vertical load, the implant displacement of the 20 groups of models did not exceed 100 μm . (4) From the perspective of biomechanics, when patients with insufficient bone height choose implant restoration, the crown-root ratio that class I bone can tolerate is up to 2.5 times, the crown-root ratio that class II bone can tolerate is up to 2 times, and the crown-root ratio that class III and class IV bones can tolerate is up to 1 times due to excessive strain of cancellous bone; but the crown-root ratio that cortical bone in class III bone can tolerate is up to 2 times. Whether class III bone can tolerate implant restoration with a high crown-root ratio and whether cancellous bone can tolerate higher strains needs further study.

Key words: short implant; crown-root ratio; bone; finite element; biomechanics; strain; engineered oral material

Funding: Science and Technology Research Project of Henan Provincial Science and Technology Department, No. 242102311138 (to XDL)

How to cite this article: KANG ZR, WU Y, SONG HL, YANG QY, ZANG LX, XU DL. Finite element analysis of implants with different crown-to-implant ratios under different bone conditions. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2026;30(2):319-328.

0 引言 Introduction

牙齿脱落后牙槽骨均会伴随不同程度的吸收，容易导致垂直骨量不足，这样会使许多患者无法进行常规的种植手术，因此，这类患者在种植时往往需要更复杂的外科手术，如引导骨再生、上颌窦底提升、外置法骨移植、夹层骨移植、牵张成骨和下牙槽神经移位等^[1]。虽然通过这些外科手术可以矫正骨量不足的问题，但仍存在一些缺点，如手术成本高、治疗时间长、最终增加的骨量有限、加大术中与术后发生并发症的风险等^[2]。随着医学技术的迅速发展，目前短种植体逐渐成为缺牙后垂直骨量不足患者的新选择，然而在后期修复时为了达到正常的颌曲线，牙冠高度会增加，最终可能造成种植牙冠根比的不协调^[3]。

有研究表明种植义齿的临床冠根比是影响种植体受力大小的重要因素^[4]。临床上较多患者因长期缺牙而出现缺牙区牙槽骨高度降低，致使种植修复后种植体的临床冠根比远大于1，过高的冠根比会导致应力集中增加，带来骨吸收的风险，冠根比需要 ≤ 1 才能保证种植远期效果良好^[5]。但近年来很多研究认为并非如此，甚至在长达5-20年的随访中发现冠根比与边缘骨吸收呈负相关，具有较高冠根比的种植体均未观察到牙槽骨流失增加，甚至显示出牙槽骨流失较少的迹象^[6-7]。因此，种植修复异常的冠根比受到越来越多临床医师的关注，种植体骨结合界面的应力也随之成为研究的重点。

种植体周围骨组织应力和应变与骨骼及载荷有关，诸如牙槽骨质量、牙槽骨宽度和边缘轮廓等因素或者载荷强度和载荷方向。种植成功的骨结合不仅取决于骨量，还取决于骨质^[8]。现有研究已证实，种植体处于不同的颌骨解剖位置时

成骨效果受不同骨小梁结构的影响^[9]，提示临床医生在选择种植体规格前骨质类型要作为重要的评估指标。

不理想的冠根比和骨质条件不佳是否会对下颌后牙区种植修复预后产生影响尚无定论。此次实验通过三维有限元分析方法探究不理想的冠根比、骨质条件不佳是否会对短种植体应力分布造成影响，结合Frost骨力学调控系统理论观察每种骨质在多大冠根比范围内时未超出骨应变生理限度，以求找到适合不同骨质的种植修复的冠根比范围，为后期临床工作中选择较为合适的种植体提供生物力学参考。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 3D模型建立与三维有限元分析。

1.2 时间及地点 实验于2023年11月至2024年7月在河南省人民医院口腔科内完成。

1.3 材料 选择河南省人民医院口腔科1名女性志愿者的锥形束CT影像资料，该志愿者下颌骨牙列齐整，牙弓形态基本对称，牙齿磨合均匀，咬合关系正常，无牙槽骨异常吸收，无牙周袋，无松动牙齿，后牙无牙体组织缺损。志愿者对实验知情同意并签署了知情同意书。研究已通过河南大学生物医学科研伦理分委员会批准(HUSOM2024-453)。

1.4 实验方法

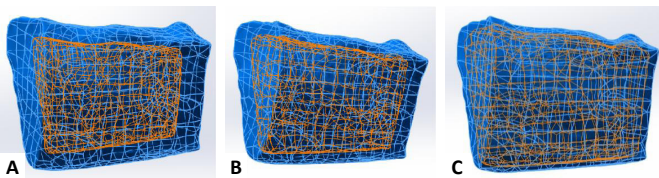
1.4.1 资料的获取 此患者的锥形束CT材料是由系统通过扫描获得的原始影像资料，共获得DICOM格式的影像673张。

1.4.2 颌骨及牙冠三维模型的建立 依据文献[10]提出的骨质量分类方法建立I-IV类骨质的下颌骨块模型：①I类骨密度：几乎均由皮质骨构成，只有极少量松质骨；②II类骨

密度：较厚皮质骨包绕密集排列的骨小梁；③III类骨密度：薄层皮质骨包绕密集排列的骨小梁；④IV类骨密度：薄层皮质骨包绕疏松排列的骨小梁。此次研究将下颌骨模型中骨质分为4类^[11]，见表1。牙冠参考志愿者下颌第一磨牙的形态^[12]。将志愿者的锥形束CT影像以DICOM格式导入至Mimics Research 21.0软件中，利用灰度的不同，将下颌骨及右侧下颌第一磨牙牙体组织分割提取，使用软件自带的区域增长选择重建的部分对下颌骨及第一磨牙进行分割。有研究表明距离种植体4.2 mm以外的骨组织很少受影响^[13]，实验所截取的颌骨部分为长50 mm、上宽25 mm、下宽12 mm、高38 mm的骨块模型，骨块大小足够进行力学研究。第一磨牙仅保留牙冠部分，以釉牙骨质界为界。使用光顺与包裹功能对模型进行初步的修复和优化，随后将在Mimics中构建的骨块与第一磨牙模型保存为STL格式。将保存好的文件导入至GEOMAGIC WRAP 2021软件中，对提取的模型进行网格重塑、填充孔洞、删除钉状物、光顺化处理、去除特征，使模型表面光滑无突变。将下颌骨模型向内分别偏移1.0, 2.0, 3.0 mm，获得松质骨模型，通过布尔操作获得不同厚度的皮质骨模型^[14]，再生成曲面片，构造格栅，见图1。确定格栅无异常后拟合NURBS曲面，将其导入SOLIDWORKS 2018软件中并保存为STP格式文件，以利于后期的处理及模型的建立和分析^[15]。

表1 | 下颌骨不同骨质的特征
Table 1 | Characteristics of different bones of the mandible

模型	特征
I类骨质	皮质骨厚度 3 mm+ 致密松质骨
II类骨质	皮质骨厚度 2 mm+ 较致密松质骨
III类骨质	皮质骨厚度 1 mm+ 较低密度松质骨
IV类骨质	皮质骨厚度 1 mm+ 低密度松质骨



图注：图A-C分别为I类骨、II类骨、III/IV类骨装配模型。

图1 | 下颌骨不同骨质的骨块模型

Figure 1 | Mandibular bone mass model of different bone conditions

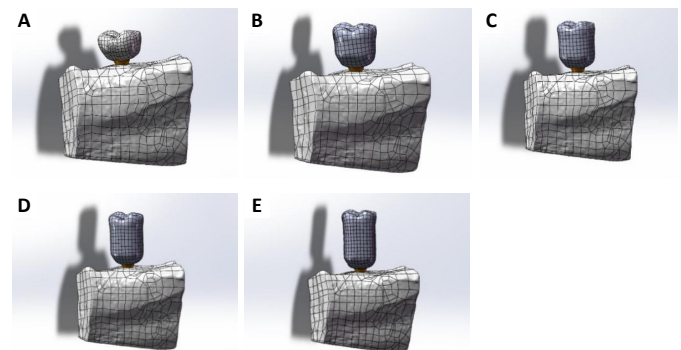
1.4.3 种植体系统三维模型的建立 应用SOLIDWORKS 2018软件进行建模，运用卡尺工具绘制种植体及种植体上部结构，其中包括基台等部件。参考士卓曼种植体数据，建立顶端直径为4.8 mm、底端直径为4.2 mm、植体长度为6 mm、螺纹深度为0.3 mm、螺纹间距为1.25 mm、螺纹螺距为4.8 mm、螺纹高度为1.25 mm的常规颈软组织水平短种植体

模型，根据冠根比的不同分别绘制5组基台，冠根比分别为1, 1.5, 2, 2.5, 3。

1.4.4 实验设计及模型装配 实验分为4种不同骨质，每种骨质上有5组不同冠根比的种植修复体，共计20组模型，见表2。在SOLIDWORKS 2018软件中，将牙冠拉伸至对应长度，将牙冠和下颌骨骨块与已经建立好的种植体以及基台等进行组装，利用其装备功能配合各部件，再使用布尔运算去除各部件之间的干涉，并保存为STRP格式，见图2。

表2 | 下颌种植模型分组
Table 2 | Grouping of mandibular implant models

骨质类型	冠根比				
	1	1.5	2	2.5	3
I类骨质	模型 A1	模型 A1.5	模型 A2	模型 A2.5	模型 A3
II类骨质	模型 B1	模型 B1.5	模型 B2	模型 B2.5	模型 B3
III类骨质	模型 C1	模型 C1.5	模型 C2	模型 C2.5	模型 C3
IV类骨质	模型 D1	模型 D1.5	模型 D2	模型 D2.5	模型 D3



图注：图A-E分别为冠根比1, 1.5, 2, 2.5, 3的种植修复体装配模型。

图2 | 各组冠根比种植体修复模型

Figure 2 | Crown-root ratio of implant restoration models in each group

1.4.5 模型的网格划分 将有限元实体模型导入ANSYS分析软件中，创建静态结构独立系统设计工程数据、导入几何结构、建立坐标系，并对三维有限元实体模型进行有限元网格划分，对种植体及其接触的骨质部分进行细分，具体的节点数及网格数参见表3。

表3 | 下颌骨种植模型的单元数和节点数
Table 3 | Number of elements and nodes in the mandibular implant models

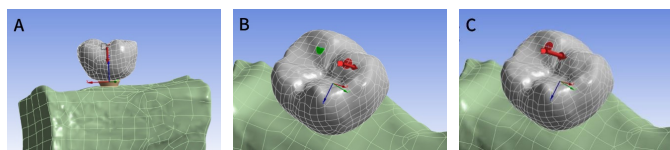
模型	单元数	节点数
I类骨质	143 872	218 253
II类骨质	147 823	223 074
III / IV类骨质	153 650	232 011
冠根比为 1	62 380	92 852
冠根比为 1.5	69 932	106 086
冠根比为 2	74 385	113 853
冠根比为 2.5	80 584	123 975
冠根比为 3	88 524	133 257
种植体 + 基台	70 536	108 625

1.4.6 模型的假设及边界约束 所有零件均为连续均匀各向同性的线性弹性体，材料变形忽略不计，不考虑粘接剂的影响；种植体与周围骨组织结合为 100% 骨性结合，在力的作用下无相对滑动。种植体与种植体各组件之间、基台与牙冠之间、种植体与骨组织之间连接紧密无摩擦，接触类型设定为绑定链接^[16]。与实验有关的皮质骨、松质骨、钛、牙冠等有关组织和材料的弹性模量和泊松比等物理参数^[17]，见表 4。泊松比是指材料在单向受拉或受压时横向正应变与轴向正应变的比值，也叫横向变形系数，是反映材料横向变形的弹性常数。固定约束骨块近远中方向。

表 4 | 下颌骨种植模型中材料的生物力学属性
Table 4 | Biomechanical properties of materials in the mandibular implant model

材料	弹性模量 (GPa)	泊松比
皮质骨	14.80	0.35
松质骨 (I 类骨质)	9.50	0.30
松质骨 (II 类骨质)	5.50	0.30
松质骨 (III 类骨质)	1.60	0.30
松质骨 (IV 类骨质)	0.69	0.30
钛 (种植体、基台)	110.00	0.30
牙冠	82.80	0.30

1.4.7 载荷类型 在种植修复中避免过载是咬合设计的目标，牙尖交错位时单冠应轻咬合，有 8-30 μm 的间隙^[18]。WEINBERG^[19] 提出在颌面设计时应提供 1-1.5 mm² 平坦的中央窝，使牙尖与平面接触。因此，根据中国人平均咀嚼力大小为 30-300 N^[20]，此次实验的载荷设定均为 1 mm² 的面接触，垂直于牙长轴 (作用于中央窝)，与牙体长轴呈 45° (作用于颊尖舌斜面)^[15]，在垂直向和斜向分别加载 150 N 和 30 N 的力，见图 3。



图注：图 A 为垂直载荷，B，C 为斜向载荷。
图 3 | 下颌骨种植模型中有限元施加的载荷类型
Figure 3 | Types of loads applied by finite element analysis in the mandibular implant model

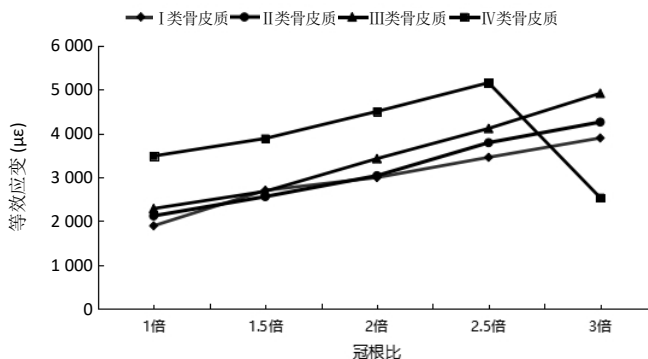
1.5 主要观察指标 主要观察各组模型中皮质骨和松质骨的 von mises 等效应力值、等效应变，以及种植体的位移程度。以上数值采用折线图的形式呈现，根据图中所反映的数值来分析种植体 - 骨界面的应力分布特点以及应变程度。根据 Frost 骨力学调控系统理论^[21-22]，应变范围与骨力学调控系统的关系为：在正常咀嚼过程中，应变通常可达到 1 000-

1 500 με；当应变高于 3 500 με 则超过生理限度，会引起骨理性骨吸收，当应变低于 50 με 会引起骨失用性萎缩，所以骨应变合理范围为 50-3 500 με。

2 结果 Results

2.1 四种骨质类型下不同冠根比种植模型中皮质骨的等效应变

斜向载荷：在 I、II、III 类骨质模型中，皮质骨的等效应变都随着冠根比的增加而增大；在 IV 类骨质模型中，皮质骨的等效应变在冠根比 1-2.5 范围内呈现上升趋势，当冠根比达到 3 倍时突然下降，见图 4。在 I 类骨质模型中，冠根比为 3 时的皮质骨等效应变值为 3 897 με，超过生理限度；在 II、III 类骨模型中，冠根比为 2.5 倍时皮质骨的等效应变超出生理限度，应变值分别为 3 924，4 226 με；在 IV 类骨质模型中，只有冠根比为 1 倍时皮质骨的等效应变未超出生理限度。



图注：I - IV 类骨质的具体特征见表 1。
图 4 | 四种骨质不同冠根比种植模型中皮质骨的等效应变最大值 (斜向载荷)

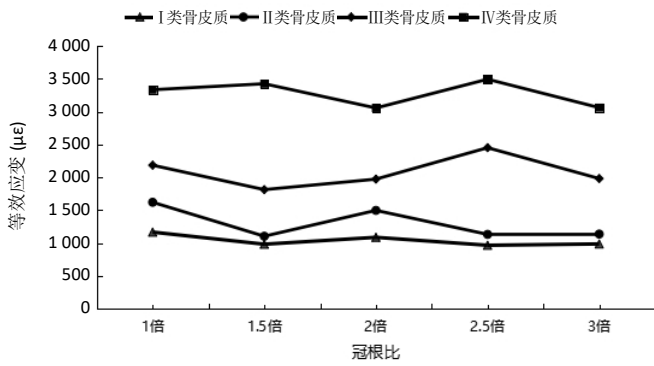
Figure 4 | Maximum equivalent strain in cortical bone of different crown to implant ratio in four bone conditions (oblique load)

垂直载荷：4 种骨质模型不同冠根比时皮质骨的等效应变变化幅度不大，并且均未超出生理限度，见图 5。总体来看，相同冠根比时，IV 类骨质模型中的骨皮质等效应变最大，随后依次是 III、II、I 类骨质模型。

在相同骨质、相同冠根比下，斜向载荷时皮质骨的最大应变大于垂直载荷。

2.2 四种骨质类型下不同冠根比种植模型中松质骨的等效应变

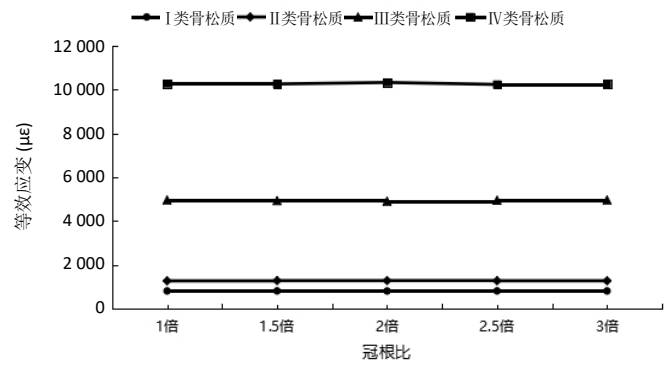
斜向载荷：在 I、II、III 类骨质模型中，松质骨的等效应变也随着冠根比的增加而增大；在 IV 类骨质模型中，松质骨的等效应变冠根比为 3 时出现下降，见图 6。相同冠根比时，



图注：I - IV类骨质的具体特征见表1。

图5 | 四种骨质不同冠根比种植模型中皮质骨的等效应变最大值(垂直载荷)

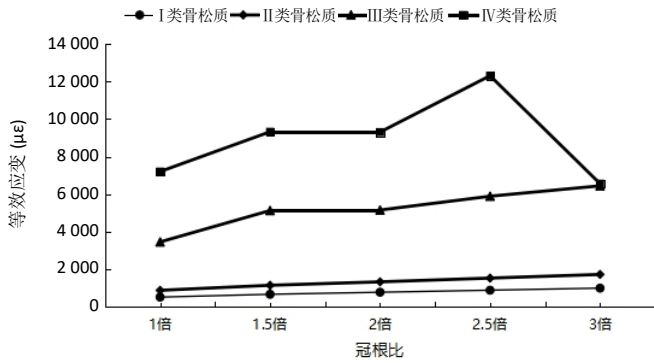
Figure 5 | Maximum equivalent strain in cortical bone of different crown to implant ratio in four bone conditions (vertical load)



图注：I - IV类骨质的具体特征见表1。

图7 | 四种骨质不同冠根比种植模型中松质骨的等效应变最大值(垂直载荷)

Figure 7 | Maximum equivalent strain in cancellous bone of different crown to implant ratio in four bone conditions (vertical load)



图注：I - IV类骨质的具体特征见表1。

图6 | 四种骨质不同冠根比种植模型中松质骨的等效应变最大值(斜向载荷)

Figure 6 | Maximum equivalent strain in cancellous bone of different crown to implant ratio in four bone conditions (oblique load)

不同骨质模型中松质骨的应变值从大到小依次为IV类骨、III类骨、II类骨、I类骨。相同冠根比下，I、II类骨质模型中松质骨的等效应变均小于皮质骨，并且冠根比为1-3时松质骨的等效应变均未超出生理限度；III、VII类骨质模型中松质骨的等效应变大于皮质骨，并且在冠根比为1时冠根比时松质骨的等效应变已超出生理限度；III、IV类骨质模型中松质骨的等效应变是I、II类骨质模型的数倍。

垂直载荷：I、II类骨质模型中5种冠根比时松质骨的等效应变均未超出生理限度，并且同种骨质模型中5种冠根比之间松质骨的等效应变相差甚少；在III、IV类骨质模型中，相同冠根比时松质骨的应变程度均大于皮质骨，并且仅III类骨质模型中冠根比为1倍时松质骨的等效应变未超出生理限度，见图7。

在相同骨质、相同冠根比下，I类骨质模型冠根比为1, 1.5, 2倍时，II类骨质模型冠根比为1, 1.5时，垂直载荷下的松质骨应变均大于斜向载荷；III、IV类骨质模型无论是哪种冠根比，垂直载荷下的松质骨应变均大于斜向载荷。

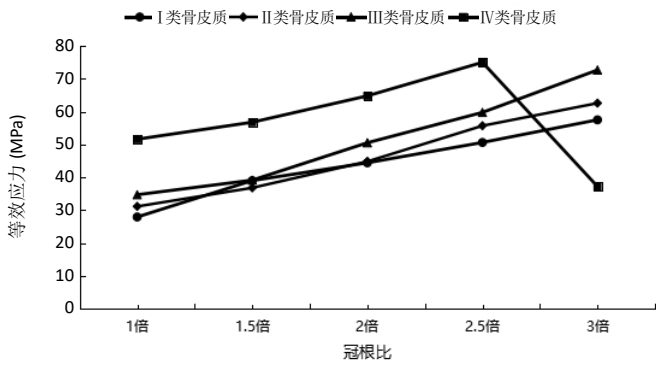
2.3 四种骨质类型下不同冠根比种植体模型中皮质骨的等效应力 相同种骨质模型中不同冠根比时皮质骨的等效应力值变化趋势与应变类似，这可能与等效应变和等效应力之间的关系有关， $\text{应力} = \text{应变} \times \text{弹性模量}$ 。

斜向载荷：冠根比为1-2.5时，IV类骨质模型中骨皮质的应力均高于I、II、III类骨质模型，I、II、III类骨质模型之间皮质骨的应力整体差别不大，见图8。除冠根比为1.5外，III类骨质模型中皮质骨的等效应力最大，I类骨质模型中皮质骨的等效应力最小。冠根比为1.5时，I、II、III类骨质模型中皮质骨的等效应力相差甚少。IV类骨质模型中冠根比为3时皮质骨的等效应力出现大幅度降低，等效应力值大小类似其他骨质模型中冠根比为1.5时的数值。

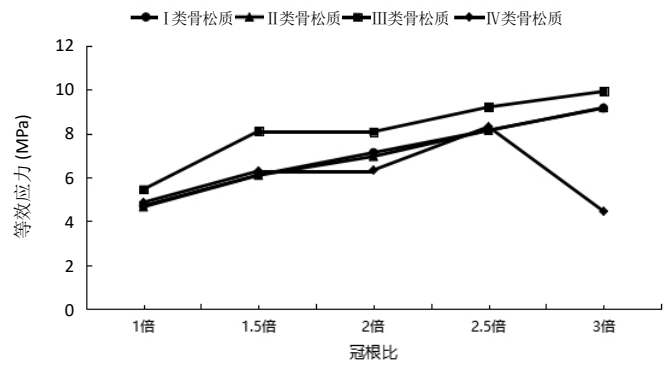
垂直载荷：相同冠根比时，不同骨质模型汇总皮质骨的应力值大小从高到低依次为IV、III、II、I类骨质模型。IV类骨质模型冠根比为2.5时皮质骨的等效应力值最高(51.26 MPa)，I类骨质模型冠根比为2.5倍时皮质骨的等效应力值最低(14.26 MPa)，见图9。

2.4 四种骨质类型下不同冠根比种植体模型中松质骨的等效应力值

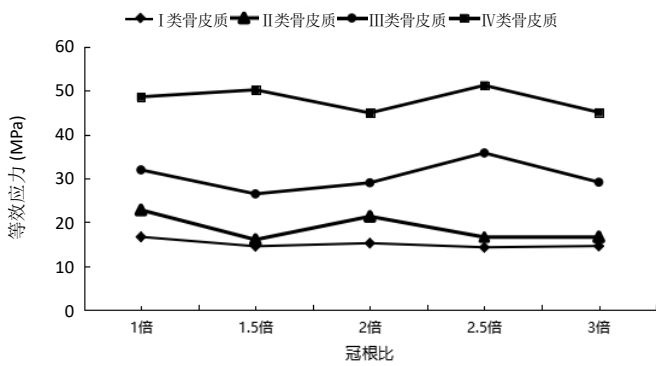
斜向载荷：每种骨质模型中松质骨的等效应力值整体变化与应变相似，但相同冠根比时，4种骨质模型中松质骨的等效应力值变化与应变值有差别，III类骨质模型中松质骨的等效应力值均大于其他骨质模型，见图10。I、II、IV类骨质模型冠根比为1-2.5时松质骨的等效应力值相差甚少，I、



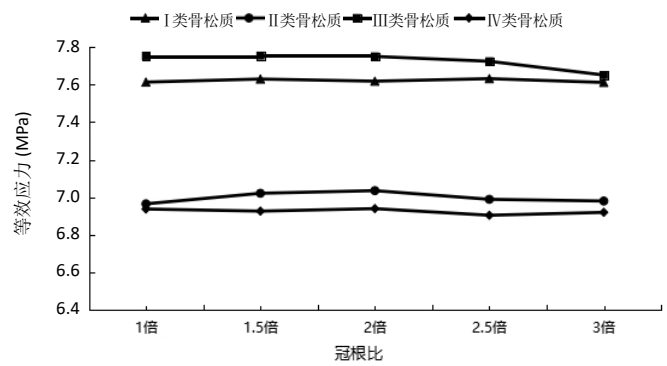
图注：I - IV类骨质的具体特征见表1。
图8 | 四种骨质不同冠根比种植模型中皮质骨的等效应力 (斜向载荷)
Figure 8 | Equivalent stress in cortical bone of different crown to implant ratio in four bone conditions (oblique load)



图注：I - IV类骨质的具体特征见表1。
图10 | 四种骨质不同冠根比种植模型中松质骨的等效应力 (斜向载荷)
Figure 10 | Equivalent stress in cancellous bone of different crown to implant ratio in four bone conditions (oblique load)



图注：I - IV类骨质的具体特征见表1。
图9 | 四种骨质不同冠根比种植模型中皮质骨的等效应力 (垂直载荷)
Figure 9 | Equivalent stress in cortical bone of different crown to implant ratio in four bone conditions (vertical load)



图注：I - IV类骨质的具体特征见表1。
图11 | 四种骨质不同冠根比种植模型中松质骨的等效应力 (垂直载荷)
Figure 11 | Equivalent stress in cancellous bone of different crown to implant ratio in four bone conditions (vertical load)

II类骨质模型中松质骨的等效应力值变化几乎一致，IV类骨质模型冠根比为3时松质骨的等效应力值突然下降，并且等效应力值最小。III类骨质模型冠根比为3时松质骨等效应力值最大。

垂直载荷：相同冠根比时，不同骨质模型中松质骨的等效应力值从大到小依次为III、I、II、IV类骨质模型，见图11，推测这与皮质骨厚度、松质骨弹性模量的大小有关。

2.5 四种骨质类型下不同冠根比种植体模型中种植体的位移程度 此次研究以种植体的微动 100 μm 作为评判标准，> 100 μm 被认为可能会出现种植失败、种植体脱落的风险^[23]。

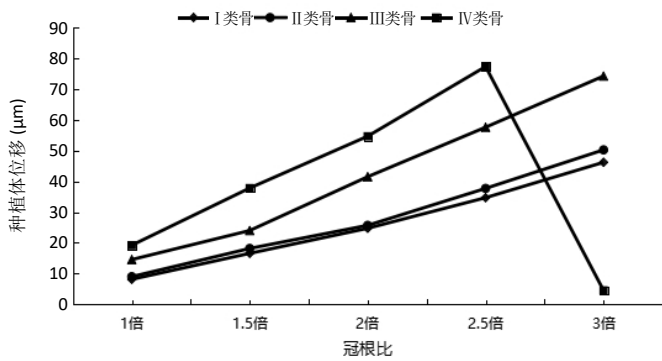
斜向载荷：在同种骨质模型中，种植体的位移程度随着冠根比的增加而增大；相同冠根比时，不同骨质模型中种植体位移程度从高到低依次为IV类、III类、II类、I类骨质模型，IV类骨质模型冠根比为3时种植体位移程度最小，见图12。所有模型中，IV类骨质模型冠根比为2.5时种植体位移程度最大 (77 μm)，但所有模型的种植体位移程度均未超过 100 μm。

垂直载荷：20组模型的种植体位移均小于 100 μm，见图13。IV类骨质模型冠根比为2时种植体位移明显减少，III类骨质模型冠根比为1.5时种植体位移明显减少。

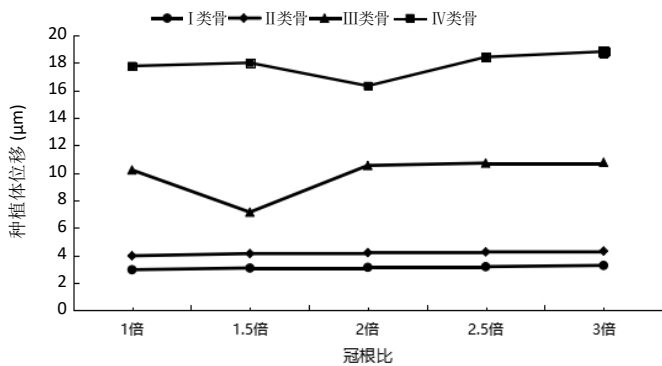
2.6 四种骨质类型下不同冠根比种植体模型中松质骨及皮质骨的应力分布情况

斜向载荷：20组模型的应力分布无明显差异。皮质骨的应力集中在颊舌侧种植体颈部与皮质骨接触的区域，最大应力出现在颊侧种植体颈部皮质骨 (图14A)；松质骨的应力集中在种植体底部和种植体最根方的螺纹与松质骨接触区，最大应力出现在与螺纹接触的松质骨及其颊侧种植体底部与松质骨接触区域 (图14B, C)；种植体的应力集中在植体颈部与皮质骨结合处，最大应力出现种植体颊侧与皮质骨接触区域 (图14D)。

垂直载荷：20组模型的应力分布无明显差异。皮质骨应力分布较斜向载荷更均匀，呈圆环状围绕种植体，最大应力处位于种植体颈部 (图15A)；松质骨的应力分布以种植体



图注：I - IV类骨质的具体特征见表1。
图 12 | 四种骨质不同冠根比种植模型中种植体位移程度 (斜向载荷)
Figure 12 | Implant displacement of different crown to implant ratio in four bone conditions (oblique load)

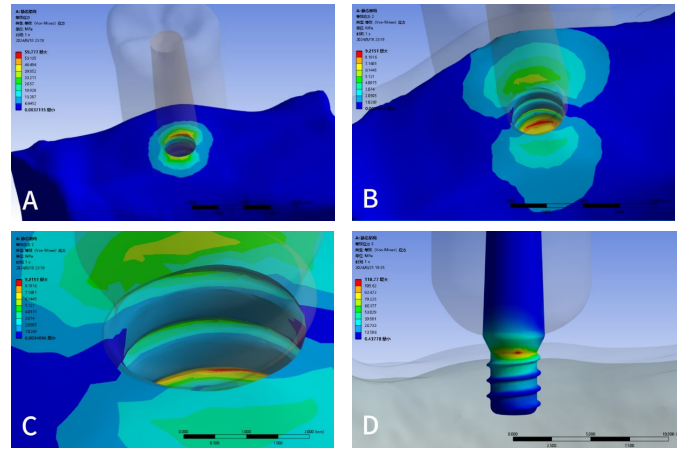


图注：I - IV类骨质的具体特征见表1。
图 13 | 四种骨质不同冠根比种植模型中种植体位移程度 (垂直载荷)
Figure 13 | Implant displacement of different crown to implant ratio in four bone conditions (vertical load)

底部为中心以圆环状向四周扩散 (图 15B); 种植体的应力分布较斜向载荷更分散, 最大应力集中在种植体颈部与第一圈螺纹处 (图 15C)。

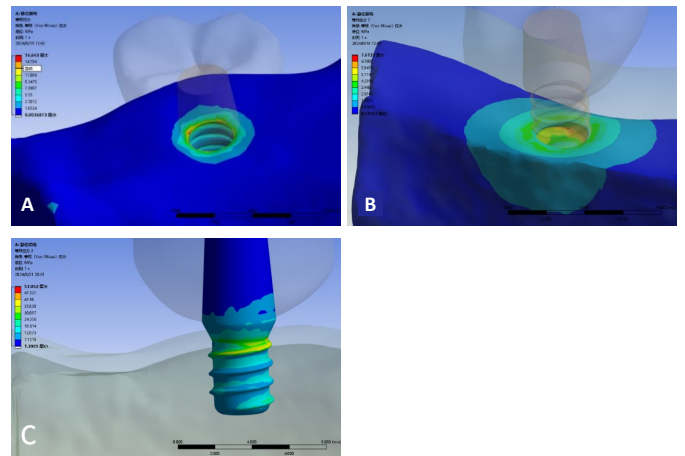
3 讨论 Discussion

近年来, 短种植体和超短种植体成为种植学领域的研究热点, 它们的应用不仅可以减少手术创伤, 而且简化了手术流程, 避免了骨增量等复杂术式, 相比同期植骨或位点保存, 具有价格低、时间短、创伤小的优势, 对于缺牙后垂直骨高度不足患者是一个新的选择。关于短种植体和超短种植体的定义, 欧洲种植牙科医师协会在会议上将长度 ≤ 8 mm 认定为短种植体, 长度 ≤ 6 mm 定义为超短种植体 [24]。运用超短种植体后, 二期进行修复时为了恢复咬合和解剖外形会产生较大的冠根比, 一般认为冠根比较小意味着种植体周围骨组织受到的应力较小, 较大冠根比意味着种植体周围的牙槽嵴顶处受到较大应力, 会导致骨吸收增加 [25]。有研究表明, 种



图注：图 A 为皮质骨应力云图, 应力集中在颊舌侧种植体颈部与皮质骨接触的区域, 最大应力出现在颊侧种植体颈部皮质骨; B、C 为松质骨应力云图, 应力集中在种植体底部和种植体最根方的螺纹与松质骨接触区, 最大应力出现在与螺纹接触的松质骨及其颊侧种植体底部与松质骨接触区域; D 为种植体应力云图, 应力集中在植体颈部与皮质骨结合处, 最大应力出现种植体颊侧与皮质骨接触区域。

图 14 | 斜向加载下种植模型中皮质骨、松质骨与种植体等效应力云图
Figure 14 | Equivalent force clouds of cortical bone, cancellous bone and implant under oblique load



图注：图 A 为皮质骨应力云图, 应力分布较均匀, 呈圆环状围绕种植体, 最大应力处于种植体颈部; B 为松质骨应力云图, 应力分布以种植体底部为中心以圆环状向四周扩散; C 为种植体应力云图, 应力分布较分散, 最大应力集中在种植体颈部与第一圈螺纹处。

图 15 | 垂直加载下种植模型中皮质骨、松质骨与种植体等效应力云图
Figure 15 | Equivalent force clouds of cortical bone, cancellous bone and implant under vertical load

植修复后冠根比越大越容易导致种植体边缘的骨吸收 [26]。然而有临床随访发现, 冠根比 < 1 和冠根比 1.0-2.0 与种植体周围骨吸收并无明显差异 [27]。甚至有学者在回顾性研究中发现种植修复冠根比与种植周围骨吸收呈负相关, 冠根比越大种植体周围发生的骨吸收越少 [28]。

关于生物力学因素引起骨吸收的机制方面, 有些学者认为不仅应力集中可引起骨吸收, 应力过小也会引起骨的失用性萎缩 [29], 关键在于应力是否超出了骨适应的生理性应力范围, 以及种植体周围骨质对过度负荷做出的反应。骨骼在

一定程度上能承受功能负荷而不会发生断裂或疼痛，这个阈值取决于骨的体积、结构、质量和钙化组织影响骨重塑的能力^[30]。FROST^[21-22]提出骨反应取决于应变的大小和时间，是一个复杂的相对变化。应变是指骨骼的变形，被定义为骨骼长度的相对变化，通常以微应变表示，其中1 000 $\mu\epsilon$ 对应0.1%的变形，应变的大小与施加在骨骼上的应力和骨质的弹性模量直接相关。Frost理论表明骨骼可以像机械恒温器一样发挥作用。图16显示了Frost机械恒温器理论的总结：该图的两端，失用性萎缩区和病理负荷区会导致骨量减少，而稳态区域和生理过载区域分别促进骨骼建模和重塑，当应变低于50-200 $\mu\epsilon$ 时会发生失用性萎缩，当应变峰值大于3 500 $\mu\epsilon$ 时会发生病理性骨吸收，峰值水平大于25 000 $\mu\epsilon$ 会导致快速灾难性断裂。200-2 500 $\mu\epsilon$ 之间的负荷被认为是稳态区，编织骨到层状骨的改变都发生在这个区域。2 500-3 500 $\mu\epsilon$ 之间的负荷会产生机械疲劳损伤，但会有编织骨组成的新骨来完成骨重建修复损伤，骨量会继续增加，直至骨界面适应这些变化^[31]。不同的骨质类型、结构差异都可能意味着不同的应变，所以骨质类型在选择手术方式和种植体时也是一个很重要指标。

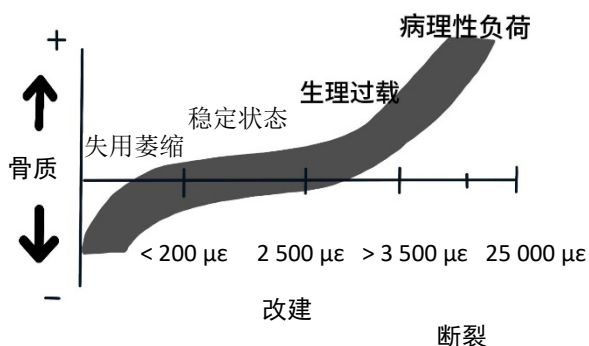


图16 | Frost机械恒温器理论^[21]

Figure 16 | Frost's mechanostat theory^[21]

此次实验结果显示，当颌骨骨质为I类骨时，斜向载荷下冠根比达到3时皮质骨应变超出生理限度；II类骨模型中，斜向载荷下冠根比达到2.5时皮质骨应变超出生理限度；III类骨模型中，斜向载荷下冠根比达到2.5时皮质骨应变超出生理限度，斜向载荷下冠根比为1时松质骨应变已达到生理限度的临界值。垂直载荷下，20组模型中皮质骨应变均未超出生理限度，III类骨模型冠根比为1时松质骨应变未超出生理限度。在IV类骨模型中，斜向载荷下冠根比为1时皮质骨应变未超出生理限度，斜向载荷下5种冠根比的松质骨应

变均超出生理限度。垂直载荷下，20组模型中松质骨应变均超出生理限度。

III、IV类骨质模型中松质骨应力和应变出现了4个现象：①松质骨应变大于皮质骨。III、IV类骨质模型与I、II类骨模型之间的差异在于皮质骨厚度，说明应变与皮质骨厚度有关。②相同冠根比时，斜向载荷下III类骨质模型中松质骨的应力值大于其他骨质模型，可能是因为III类骨质的皮质骨薄，弹性模量与皮质骨厚度相同的IV类骨相比更高。③垂直载荷下，相同冠根比时松质骨应力值从大到小依次为III、I、II、IV类骨质模型。④斜向载荷下，IV类骨质模型中皮质骨和松质骨在3倍冠根比时突然出现应力与应变的下降。根据实验结果推测松质骨应力大小与皮质骨厚度与弹性模量有关，皮质骨越薄、弹性模量越高，应力越大，比如IV类骨质，在面对相同咀嚼力时会产生更大的应变，此时再选择短种植体和高冠根比就会面临更大的力学风险，需要更改种植方案，选择骨增量等方式改善冠根比。

种植手术的成功取决于种植体与骨之间建立的界面，骨整合对于种植体最终愈合和长期留存来说必不可少^[32-33]。实验证实最佳的愈合方式包括在种植体表面形成矿化的骨基质，即所谓的接触成骨，这可以建立稳定的机械固定。种植体的主要稳定性来自于皮质骨的机械接合。接触成骨受植入区域骨质的影响，越接近皮质骨则接触成骨效果越好，而当与皮质骨距离>600 μm 时未观察到明显的接触成骨现象^[34]。II、III类骨质被认为是最适合种植的骨质类型^[35]，此次实验建立了4种骨质模型，结果显示有明显差异：在I、II类骨质中，皮质骨应变大于松质骨，在III、IV类骨质中这一趋势完全相反。I、II类骨质作为皮质骨稍厚的骨质类型，在生物力学方面有更好的优势，III、IV类骨质由于皮质骨略薄，松质骨应变极高，不适合进行短种植体的植入。但临床中，II、III类骨质是最适合种植的骨类型，这与此次实验结果不一致，可能因为骨再生不仅与力学相关，还与细胞生物学有很大关系^[36]，成骨细胞、破骨细胞以及各种生物因子都影响着骨重塑，有研究表明皮质骨是种植体最初固定和支持咬合力的重要部位，成骨来源多，周围成骨细胞丰富^[37]，而松质骨的骨小梁结构可以分散和缓冲负荷。

关于应力分布情况，皮质骨的应力主要分布在种植体颈部与皮质骨接触区域，松质骨的应力主要分布在种植体底部与靠近底部的螺纹处，推测这种现象出现的原因是：皮质骨与种植体颈部以环形接触，松质骨与种植体除环形接触外还与底部的接触，并且松质骨的应力主要分布在底部，这与孜拉来·居来提等^[38]的发现一致。实验发现同一模型的斜向载荷与垂直载荷相比，皮质骨表现出斜向载荷时的最大



应力大于垂直载荷, 但有 10 个模型的松质骨显示出相反的趋势, 这可能是因为垂直载荷时力沿着种植体向下传递, 松质骨承受的载荷比斜向载荷时更集中。无论在垂直载荷还是斜向载荷, 20 组模型中种植体的位移均 $< 100 \mu\text{m}$ 。目前关于种植体安全位移阈值尚无统一标准, 一般认为位移应 $< 100 \mu\text{m}$ ^[39]。但此次实验有多组模型的应变程度超过生理限度, 所以 $100 \mu\text{m}$ 可能不是安全的种植体位移上限, 具体有待进一步临床试验。

综上所述, 此次实验选择 6 mm 的超短种植体, 运用三维有限元的方法进行生物力学分析, 旨在建立 4 种骨质 5 种冠根比种植体模型, 通过对应变程度的观察, 结合骨力学调控理论, 了解不同骨质在生物力学方面可承受的最大冠根比种植体范围。鉴于人体组织结构的复杂性, 较难从既往研究中获取公认参数, 以及考虑到理论研究中有限元模型的易收敛性等方面, 该文参考了部分既往相关研究采用的方法, 在骨块模型的设计上做了更精细的划分, 模型材料属性和模型接触关系上进行适当简化, 将材料假设为连续均匀, 各向同性的线性弹性材料, 各模型之间为绑定接触, 种植体与骨界面的结合为 100% 骨结合, 考虑到种植修复的咬合目标位为避免过载, 载荷设置均为 1 mm^2 的面接触, 获得的计算结构具有一定理论参考价值。从生物力学角度看, 在植入短种植体后, I 类骨质的种植体冠根比可达到 2.5, II 类骨质的种植体冠根比可达到 2, III 类和 IV 类骨质由于松质骨的应变过大, 种植体冠根比最大为 1; 但 III 类骨质的骨皮质种植体冠根比最大可耐受至 2, 关于 III 类骨是否可以耐受更高冠根比的种植体和松质骨是否可以耐受更高应变还有待进一步研究。由于实验是仿真模拟, 不能完全代替临床实际情况, 后期需结合临床对照及长期随访验证, 但仍可为临床医师在面对不同骨质区域且骨量不足的患者基于生物力学原则选择手术方案和种植体时提供一定参考, 从生物力学的角度验证了对于骨质较差的区域可以先改善骨质后进行种植的重要性。在后续研究中可以分析不同接触关系和种植体水平对力学结果的影响。

作者贡献: 元紫瑞进行实验设计与实验实施, 实验评估为武洋, 资料收集为宋海龙、臧理想、杨巧芸, 元紫瑞成文, 许东亮审核。

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。

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。

版权转让: 文章出版前全体作者与编辑部签署了文章版权转让协议。

出版规范: 该文章撰写遵守了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。

4 参考文献 References

- [1] 路泊遥, 杨大维, 刘蔚晴, 等. 超短种植体临床应用效果的影响因素 [J]. 国际口腔医学杂志, 2021,48(3):329-333.
- [2] 秦思琪, 王岚, 高志. 短种植体的临床研究进展 [J]. 现代医药卫生, 2022,38(20):3493-3498.
- [3] YUAN X, LIU Y, YANG Y, et al. Effect of short implant crown-to-implant ratio on stress distribution in anisotropic bone with different osseointegration rates. BMC Oral Health. 2023;23(1):683.
- [4] GOMES JML, LIMÍRIO JPIO, LEMOS CAA, et al. Response to the "Letter to the Editor" regarding the article: Pellizzer EP, et al. The influence of crown-to-implant ratio in single crowns on clinical outcomes: A systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent 2021;126:497-502. J Prosthet Dent. 2022;127(3):524-525.
- [5] PICCININI M, CUGNONI J, BOTSIS J, et al. Numerical prediction of peri-implant bone adaptation: Comparison of mechanical stimuli and sensitivity to modeling parameters. Med Eng Phys. 2016;38(11):1348-1359.
- [6] MEIJER HJA, BOVEN C, DELLI K, et al. Is there an effect of crown-to-implant ratio on implant treatment outcomes? A systematic review. Clin Oral Implants Res. 2018;29 Suppl 18(Suppl 18):243-252.
- [7] HAUSMANN DW, HAHMANN M, MOGK M, et al. Influence of Crown-to-Implant Ratio on Crestal Bone Loss at Implants with Single Crowns and Bridges: A 5- to 20-Year Long-Term Cohort Study in Patients with Periodontal Disease. Int J Prosthodont. 2024;(3):245-252.
- [8] YE Z, YE H, WU Y, et al. Effect of bone mass density and alveolar bone resorption on stress in implant restoration of free-end edentulous posterior mandible: Finite element analysis of double-factor sensitivity. Ann Anat. 2024;253:152210.
- [9] WANG SH, SHEN YW, FUH LJ, et al. Relationship between Cortical Bone Thickness and Cancellous Bone Density at Dental Implant Sites in the Jawbone. Diagnostics (Basel). 2020;10(9):710.
- [10] OLIVEIRA MR, GONÇALVES A, GABRIELLI MAC, et al. Evaluation of Alveolar Bone Quality: Correlation Between Histomorphometric Analysis and Lekholm and Zarb Classification. J Craniofac Surg. 2021;32(6):2114-2118.
- [11] DE MATOS JDM, LOPES G, NAKANO LIN, et al. Biomechanical evaluation of 3-unit fixed partial dentures on monotype and two-piece zirconia dental implants. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2022;25(3):239-246.
- [12] 孙江伟, 王俊祥, 白布加甫·叶力思, 等. 不同光滑颈圈种植体修复时应力分布的三维有限元分析 [J]. 中国组织工程研究, 2023, 27(7):1004-1011.
- [13] 徐远志, 张富强, 徐钦, 等. 上颌窦底不同位置冲顶对上颌窦内提升术影响的三维有限元分析 [J]. 同济大学学报 (医学版), 2008, 29(5):71-75.
- [14] LIU C, XING Y, LI Y, et al. Bone quality effect on short implants in the edentulous mandible: a finite element study. BMC Oral Health. 2022;22(1):139.
- [15] 热依拉·库尔班, 霞黑达·依拉尔江, 陈欣, 等. 超短种植体不同修复方式的三维有限元分析 [J]. 中国组织工程研究, 2023,27(30):4824-4829.

- [16] QIN S, GAO Z. Comparative evaluation of short or standard implants with different prosthetic designs in the posterior mandibular region: a three-dimensional finite element analysis study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2023;26(12):1499-1509.
- [17] PANMEI G, KUMAR A, BASAK S, et al. Evaluation and Comparison of Stress in Divergent and Convergent Collar Designs of Implants With Different Bone Densities: A Finite Element Study. *Cureus.* 2023;15(3):e36550.
- [18] YUAN JC, SUKOTJO C. Occlusion for implant-supported fixed dental prostheses in partially edentulous patients: a literature review and current concepts. *J Periodontal Implant Sci.* 2013;43(2):51-57.
- [19] WEINBERG LA. Reduction of implant loading using a modified centric occlusal anatomy. *Int J Prosthodont.* 1998;11(1):55-69.
- [20] 陈佳文, 罗思阳, 刘印, 等. 骨质对右上第一磨牙种植修复体咬合调整影响的有限元分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2024,28(16): 2579-2586.
- [21] FROST HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol.* 2003;275(2):1081-1101.
- [22] FROST HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod.* 2004;74(1):3-15.
- [23] 徐大鹏, 景捷, 马璐, 等. 基于种植牙愈合过程模拟上颌后牙种植体选择的生物力学分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2023,27(25): 3942-3948.
- [24] SÁENZ-RAVELLO G, OSSANDÓN-ZÚÑIGA B, MUÑOZ-MEZA V, et al. Short implants compared to regular dental implants after bone augmentation in the atrophic posterior mandible: umbrella review and meta-analysis of success outcomes. *Int J Implant Dent.* 2023;9(1):18.
- [25] MISCH CE. Consideration of biomechanical stress in treatment with dental implants. *Dent Today.* 2006;25(5):80,82,84-85;quiz 85.
- [26] PELLIZZER EP, MARCELA DE LUNA GOMES J, ARAÚJO LEMOS CA, et al. The influence of crown-to-implant ratio in single crowns on clinical outcomes: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2021;126(4):497-502.
- [27] 崔惠文. 不同冠根比种植单冠修复体对口腔种植患者治疗效果的影响 [J]. *中国实用医药*, 2024,19(6):56-59.
- [28] SCHNEIDER D, WITT L, HÄMMERLE CHF. Influence of the crown-to-implant length ratio on the clinical performance of implants supporting single crown restorations: a cross-sectional retrospective 5-year investigation. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(2):169-174.
- [29] PAKZAD P, MOSAVAR A. A new look toward crown-to-implant ratio. *Am J Dent.* 2022;35(1):43-48.
- [30] LEE H, JO M, SAILER I, et al. Effects of implant diameter, implant-abutment connection type, and bone density on the biomechanical stability of implant components and bone: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent.* 2022;128(4):716-728.
- [31] CHANG M, CHRONOPOULOS V, MATTHEOS N. Impact of excessive occlusal load on successfully-osseointegrated dental implants: a literature review. *J Investig Clin Dent.* 2013;4(3):142-150.
- [32] GUGLIELMOTTI MB, OLMEDO DG, CABRINI RL. Research on implants and osseointegration. *Periodontol 2000.* 2019;79(1):178-189.
- [33] OVERMANN AL, APARICIO C, RICHARDS JT, et al. Orthopaedic osseointegration: Implantology and future directions. *J Orthop Res.* 2020;38(7):1445-1454.
- [34] 赖春花, 徐淑兰, 许言, 等. 颌骨不同骨质区域对种植体表面的接触成骨的影响 [J]. *实用医学杂志*, 2021,37(8):1008-1013.
- [35] PAMMER D. Evaluation of postoperative dental implant primary stability using 3D finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019;22(3):280-287.
- [36] LI J, YIN X, HUANG L, et al. Relationships among Bone Quality, Implant Osseointegration, and Wnt Signaling. *J Dent Res.* 2017;96(7):822-831.
- [37] ORLANDO F, AROSIO F, AROSIO P, et al. Bone Density and Implant Primary Stability. A Study on Equine Bone Blocks. *Dent J (Basel).* 2019; 7(3):73.
- [38] 孜拉来·居来提, 马吾兰江·阿不都仁木, 艾克丽亚·艾尼瓦尔, 等. 不同骨质条件下超短种植体应用于下颌后牙区的有限元分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2025,29(22):4679-4686.
- [39] BRUNSKI JB. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dent Implantol Update.* 1993;4(10):77-81.

(责任编辑: 关伟, 邱杨, 张楠)