

窄径种植体支持的下颌中切牙单端固定桥修复的三维有限元分析

周欣欣 龚砚硕 彭巍 付钢

重庆医科大学附属口腔医院修复科, 口腔疾病研究重庆市重点实验室, 口腔生物医学工程重庆市高校市级重点实验室, 重庆市卫生健康委口腔生物医学工程重点实验室, 重庆 401147

[摘要] **目的** 利用三维有限元分析方法探讨3种不同类型的窄径种植体(NDI)支持下颌中切牙单端固定桥修复的生物力学行为。**方法** 选取3种常用NDI分为3组: Z1组(直径2.5 mm Osstem一体式), Z2组(直径2.8 mm Anthogy莫氏锥度连接两段式), Z3组(直径3.0 mm Nobel Active中央螺丝固位两段式)。利用有限元软件构建NDI支持的下颌中切牙单端固定桥的三维有限元模型, 分别施加65、130 N的轴向载荷和45°斜向载荷, 计算分析种植体及金属部件的 von Mises应力、骨组织的主应力及应力分布云图。**结果** 轴向载荷下, 只有Z3组种植体在载荷为130 N时, von Mises应力峰值达1 004.5 MPa, 超过了材料的屈服强度。45°斜向载荷时, 3组NDI的 von Mises应力峰值均超过了材料的屈服强度。应力云图显示种植体颈部及其周围骨组织是应力集中区。**结论** 65 N轴向载荷下, 3组NDI支持的下颌中切牙单端固定桥修复方式均具有理论可行性。本研究大致界定了该修复方案的生物力学安全边界, 明确了咬合力过大、斜向载荷将带来更大的失效风险。

[关键词] 窄径种植体; 三维有限元分析; 下颌切牙缺失; 单端固定桥

[中图分类号] R783.4 **[文献标志码]** A **[doi]** 10.7518/hxkq.2026.2025342



本文链接 开放科学标识码

Three-dimensional finite element analysis of the cantilever fixed bridge restoration for mandibular central incisors supported by narrow-diameter implants

Zhou Xinxin, Gong Yanshuo, Peng Wei, Fu Gang

Dept. of Prosthodontics, Stomatological Hospital of Chongqing Medical University, Chongqing Key Laboratory of Oral Diseases, Chongqing Municipal Key Laboratory of Oral Biomedical Engineering of Higher Education, Chongqing Municipal Health Commission Key Laboratory of Oral Biomedical Engineering, Chongqing 401147, China

Supported by: Natural Science Foundation of Chongqing (CSTB2024NSCQ-MSX0908)

Correspondence: Fu Gang, E-mail: 500137@hospital.cqmu.edu.cn

[Abstract] **Objective** To investigate the biomechanical behavior of three distinct types of narrow-diameter implants (NDIs) supporting a single-cantilever fixed bridge for mandibular central incisors using three-dimensional finite element analysis. **Methods** Three commonly used NDIs were selected: group Z1, Osstem one-piece implant with a diameter of 2.5 mm; group Z2, Anthogy Morse taper connected two-piece implant with a diameter of 2.8 mm; group Z3, Nobel Active screw-retained two-piece implant with a diameter of 3.0 mm. The three-dimensional finite-element model of cantilever fixed bridge supported by NDIs was constructed using finite element software. Vertical loads of 65 and

130 N and 45° oblique load were applied. von Mises stress of the implants and metal components, principal stress of the bone tissue, and stress distribution cloud map were calculated and analyzed. **Results** Under vertical load, only Z3 group implant reached a von Mises stress peak of 1 004.5 MPa at a load of 130 N, exceeding

[收稿日期] 2025-08-21

[基金项目] 重庆市自然科学基金(CSTB2024NSCQ-MSX0908)

[第一作者] 周欣欣, 住院医师, 硕士, E-mail: zhouxx@stu.cqmu.edu.cn

[通信作者] 付钢, 主任医师, 博士, E-mail: 500137@hospital.cqmu.edu.cn

the material's yield strength. Under the 45° oblique load, the von Mises stress peaks of all three groups of NDIs exceeded the material's yield strength. The stress cloud map revealed that the implant neck and surrounding bone tissue were the stress concentration areas. **Conclusion** All three NDIs groups proved theoretically feasible under a 65 N axial load, with this study delineating the biomechanical safety boundary and highlighting the important risks posed by excessive or oblique loading.

[Key words] narrow diameter implants; three-dimensional finite element analysis; mandibular incisors loss; cantilever fixed bridge

口腔种植修复因其稳定性好、咀嚼效率高、不损伤邻牙、美观、口感舒适等优点，已成为缺牙患者的首选治疗方式^[1]。然而下颌前牙区独特的解剖限制——唇舌向骨宽度有限且近远中缺隙狭窄——严重制约了标准直径种植体的应用^[2]。在此背景下，窄径种植体（narrow diameter implant, NDI）通常指颈部直径≤3.5 mm的种植体^[3]，成为单颗下颌切牙缺失修复的可行方案。选择NDI可有效规避约10%的水平骨增量需求^[4]，降低手术相关的外科风险及术后并发症发生率，提升患者治疗满意度。

当面临连续2颗下颌切牙缺失时，由于牙体较小，单牙近远中间隙约5 mm，种植体间需保留3 mm安全距离，种植体-邻牙需保留至少1.5 mm的安全距离^[5]，双种植体植入常不可行。此时，种植体支持单端固定桥（cantilever fixed dental prosthesis, C-FDP）凭借其空间适应性成为关键替代方案^[6]。研究表明，相较于标准直径种植体，NDI发生种植体折断、基台折断、固位螺钉折断等机械并发症的风险相对较高^[7-8]，其长期存活率也相对较低^[9]。当前生物力学研究多聚焦单颗NDI，少有对下前牙区NDI支持C-FDP修复双牙缺失的系统性应力分析，尤其缺乏不同连接设计（一体式/莫氏锥度/中央螺丝）的对比研究。

本研究通过三维有限元分析，探讨下颌中切牙连续缺失时采用3种NDI系统支持C-FDP修复的生物力学特性和应力分布，同时评估对周围骨组织的影响，以为临床应用提供参考依据，指导临床医生在面对下颌切牙缺失的患者时，选择更合适的修复方案，以达到最佳的修复效果。

1 材料和方法

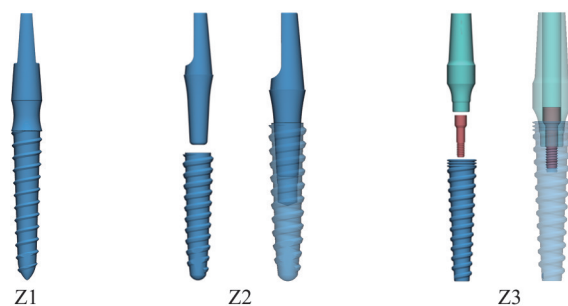
1.1 下颌骨三维模型的构建

本研究采集1名年轻女性志愿者的锥形束CT（cone beam CT, CBCT）影像（KaVo公司，德国），经影像学测量确定其下颌中切牙区牙槽骨宽

度为5 mm，符合NDI的植入条件。利用3D Slicer 4.2.0软件（National Institutes of Health公司，美国）对DICOM格式的CBCT数据进行阈值分割，初步重建下颌骨及牙列三维模型。通过Blender 4.2软件（Blender Foundation公司，荷兰）的逆向工程模块进行表面拓扑优化，消除模型锐利边缘并修复几何缺陷，最终获得符合生物力学分析要求的光滑模型（STL格式）。

1.2 种植体和修复体三维模型的构建

本研究选取3种NDI系统（图1）：Z1组采用Osstem一体式种植体（直径2.5 mm，长13 mm），Z2组选用Anthogy莫氏锥度连接两段式种植体（直径2.8 mm，长12 mm），Z3组使用Nobel Active中央螺丝固位两段式种植体（直径3.0 mm，长13 mm）。所有种植体均植入31牙牙位，并通过单端固定桥修复31—41牙缺牙间隙。基于FreeCAD软件（FreeCAD公司，瑞士）构建包含种植体、基台、中央螺丝及修复牙冠的生物力学装配体模型，用于后续有限元分析。



Z1: Osstem一体式种植体; Z2: Anthogy种植体及基台; Z3: Nobel Active种植体、基台及中央螺丝。

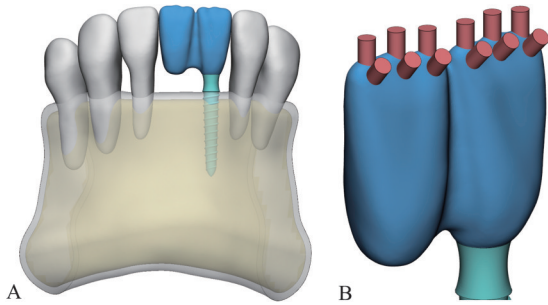
图1 种植体虚拟模型

Fig 1 Virtual model of the implants

1.3 模型装配

预处理的下颌骨、牙列、种植体及修复体模型经Blender 4.2软件完成解剖配准后，基于装配后的下颌骨模型通过整体缩放1 mm生成松质骨模型，并采用布尔运算提取皮质骨壳体；继而以31牙及41牙平面为参考轴，向远中平移2~3个牙位，

经二次布尔运算获取目标骨段(图2)。最终对所有模型进行四面体有限元网格划分(CDB格式导出),模型四面体网格规模为33 380至244 951。



A: 下颌前牙区NDI支持的单端固定桥修复模型; B: 载荷施加示意图。

图2 测试各组样本创建的结构图

Fig 2 Image of the structures created to test the samples of each group

1.4 材料属性、接触关系设定

在ANSYS 2022R1软件Static Structural模块中,所有材料均被假定为各向同性均匀且线弹性^[10-11],依据表1^[12-15]设定材料属性。接触关系定义为:1)种植体-骨界面、基台-修复体采用Bonded接触^[16];2)修复体-加力装置界面设为“*No Separation*”接触;3)Anthogy莫氏锥度连接处设定摩擦接触($\mu=0.8$ ^[12]);4)Nobel Active种植体-基台-中央螺丝间采用摩擦接触($\mu=0.3$ ^[17])。

1.5 创建载荷、边界条件

如图2所示,在31、41牙修复体切缘及颊侧切端1/3处设置直径0.8 mm的刚性加载柱,其轴线配置分为与种植体长轴重合0°及颊向偏斜45°。在31和41牙上各分别施加65 N(生理性咬合力)及

130 N(最大咬合力)的载荷^[18],以模拟前牙咬合模式。固定下颌皮质骨与松质骨近远中边界截面进行边界约束。

表1 用于三维有限元分析的材料力学性能

Tab 1 Mechanical properties of materials used for finite element analysis

材料	弹性模量/MPa	泊松比
皮质骨	13 700	0.30
松质骨	1370	0.30
四级钛(Osstem)	110 000	0.35
Ti-6Al-4V(Anthogy)	103 400	0.35
四级冷作钛(Nobel Active)	110 000	0.35
长石瓷	65 000	0.33
牙	20 000	0.30

1.6 观察部位和指标

本研究针对31牙牙体种植体-基台复合体及周围骨界面进行多平面截面分析,计算种植体、基台及中央螺丝的von Mises应力,皮质骨最大/最小主应力,所有应力值以MPa为单位,并绘制出应力云图。

2 结果

2.1 各组NDI在不同载荷条件下的von Mises应力值及分布

在不同载荷条件下,Z3组的von Mises应力峰值均显著高于其他组。轴向载荷作用下,Z2组的应力峰值最低;而在斜向载荷作用下,Z1组的应力峰值最低。在斜向载荷下,Z3组的应力峰值约为Z1组的2倍(表2)。

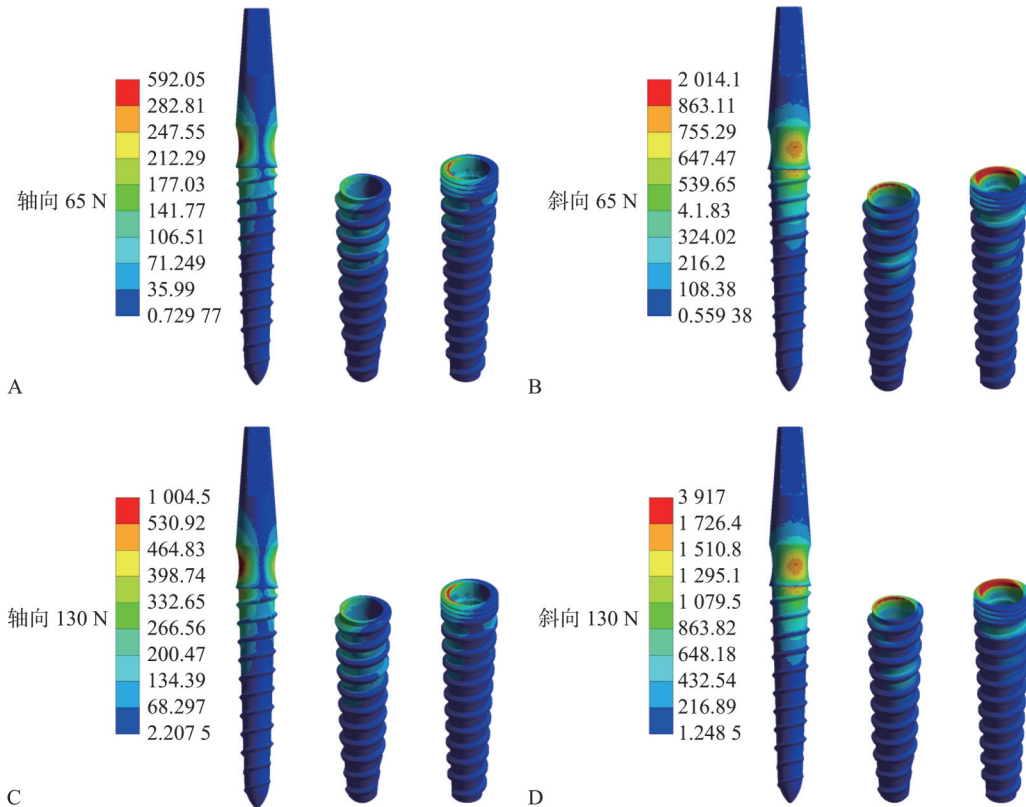
表2 有限元分析的数据结果

Tab 2 The statistical results of finite element analysis

材料	测量值	组别	不同载荷下应力峰值/MPa			
			轴向65 N	轴向130 N	斜向65 N	斜向130 N
种植体	von Mises应力	Z1	334.94	669.88	971.09	1 942.2
		Z2	318.07	597.29	1 112.7	2 575.1
		Z3	592.05	1 004.5	2 014.1	3 917
金属部件	von Mises应力	Z2组基台	414.97	795.81	1 256.6	2 495.2
		Z3组基台	468.24	955.24	1 469	2 947.2
		Z3组中央螺丝	271.23	435.55	1 157.7	1 912.3
皮质骨	最大主应力	Z1	71.72	143.44	290.08	580.15
		Z2	26.05	53.25	69.78	140.48
		Z3	17.64	37.45	107.66	197.85
	最小主应力	Z1	-143.62	-287.23	-400.52	-801.04
		Z2	-85.68	-167.78	-228.21	-469.87
		Z3	-78.67	-164.83	-318.43	-642.98

无论加载轴向或斜向载荷，Z1组的高应力集中区域均位于其颈部光滑穿龈区域。载荷方向影响具体的应力集中部位：轴向载荷下，应力主要集中于该光滑颈部区域的近远中侧；斜向载荷下，则转移至颊舌侧。Z2组与Z3组在轴向及斜向载荷

下的应力分布模式呈现相似特征。轴向载荷时，两组种植体的高应力均集中分布于颈部平台近中侧的内壁区域；斜向载荷时，高应力区域则转移至颈部平台的舌侧壁（图3）。



A: 轴向 65 N 载荷时; B: 斜向 65 N 载荷时; C: 轴向 130 N 载荷时; D: 斜向 130 N 载荷时。种植体从左至右分布为 Z1、Z2、Z3 组，Z1 组为种植体的唇面观，Z2、Z3 组均为唇颌面观；单位：MPa。

图 3 3 组 NDI 在不同载荷条件下的 von Mises 应力值及分布

Fig 3 von Mises stress values and distribution for three groups of NDIs under various loading conditions

2.2 基台、中央螺丝在不同载荷条件下的 von Mises 应力值及分布

在所有载荷条件下，Z3 组基台的 von Mises 应力峰值均高于 Z2 组基台，而 Z3 组中央螺丝的应力峰值始终低于其对应基台（表 2）。

如图 4 所示，两组基台的高应力区均集中于基台-种植体颈部的接触界面，其位置受载荷方向调控——轴向载荷时位于近中侧，斜向载荷时转移至舌侧。Z3 组中央螺丝在螺纹起始部与基台底部的接触界面处出现最大 von Mises 应力值，该临界区域在轴向载荷下位于近中侧，斜向载荷下则转移至颊侧。

2.3 皮质骨在不同载荷条件下的最大/最小主应力值及分布

各载荷条件下，Z1 组种植体周围皮质骨的最大/最小主应力峰值均显著高于 Z2 组与 Z3 组。所

有组别的皮质骨压应力值均高于拉应力值。当载荷从 65 N 增至 130 N 时，各组皮质骨的主应力峰值均呈线性增加 1 倍（表 2）。

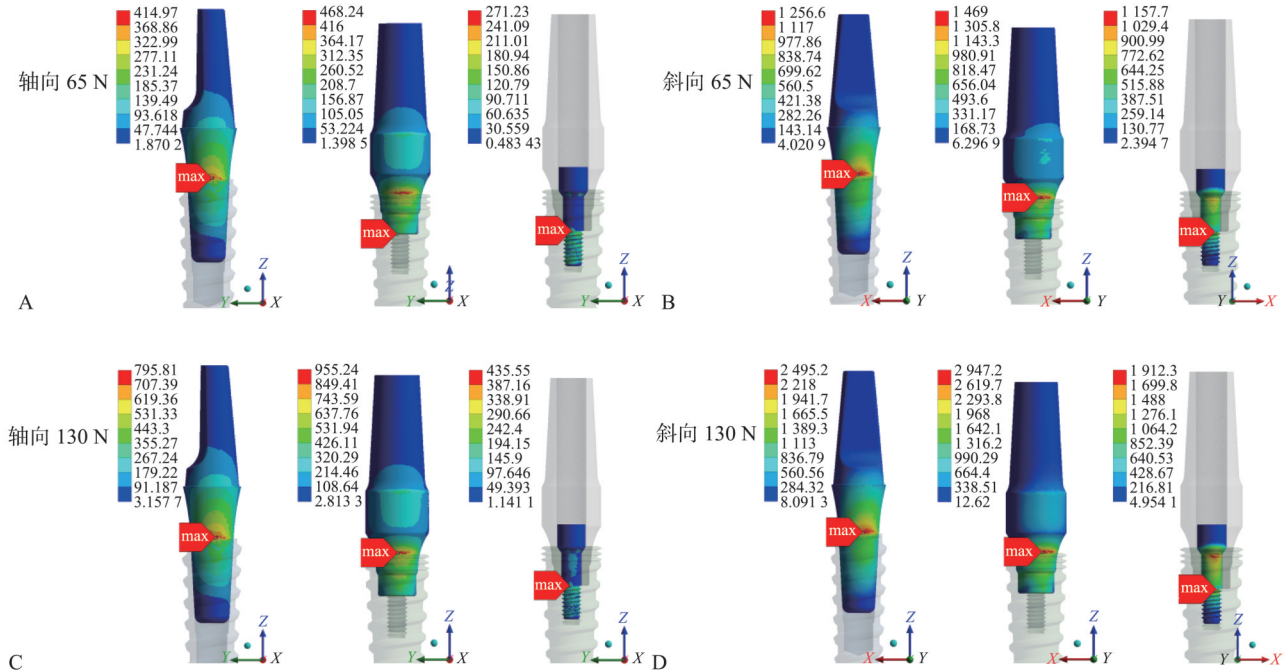
如图 5、6 应力分布云图所示，应力集中区始终位于种植体颈部周围的皮质骨，其中垂直载荷时最高压应力集中于近中侧，拉应力集中于远中侧；斜向载荷时最高压应力迁移至舌侧，而拉应力转移至颊侧。

3 讨论

体内研究难以确定种植体-骨界面上的应力大小及分布，而有限元分析是了解种植体生物力学行为最常用的方法^[1]。本研究设定模型中所有结构材料属性为均质、各向同性且线弹性的并假定种植体-骨界面为完全骨整合状态。然而，上述模型

设定与临床实际中生物组织的异质性、各向异性及骨整合过程的复杂性存在差异,完全骨整合可能高估了种植体的实际稳定性,并低估了骨组织内部的实际应力应变。这意味着,在模型中观察到的应力集中,在真实生理环境中可能对骨改建

产生更显著的影响。本研究中对骨组织采用CBCT数据建模,种植体模型参考实物等比建模,保留更多的解剖信息,同时增加斜向咬合力的加载,使建模更真实,增加了研究结果的可靠性。



A: 轴向 65 N 载荷时; B: 斜向 65 N 载荷时; C: 轴向 130 N 载荷时; D: 斜向 130 N 载荷时。max: 最大应力所在位置。从左至右排列分别为 Z2 组基台、Z3 组基台、Z3 组中央螺丝; 单位: MPa。

图 4 基台、中央螺丝在不同载荷条件下的 von Mises 应力值及最大应力点

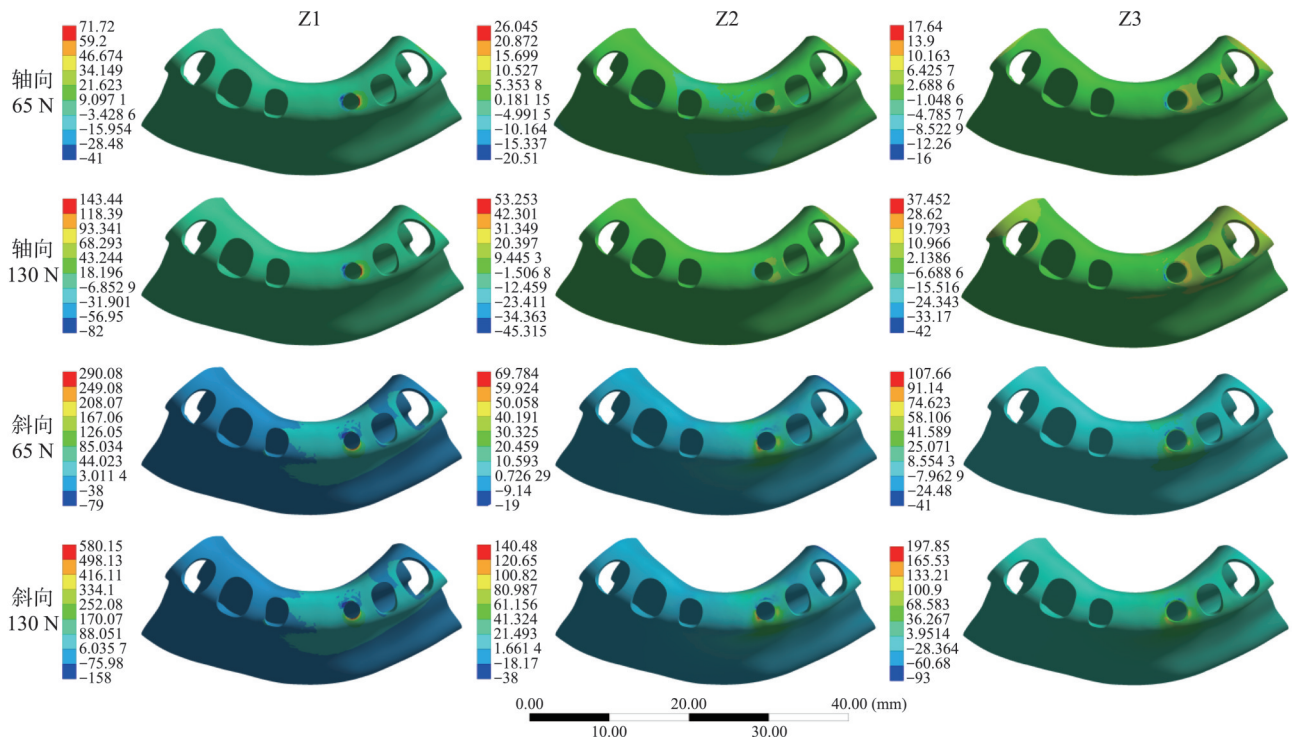
Fig 4 von Mises stress values and the positions of maximum stress on the abutment and central screw under various loading conditions

von Mises 应力是评估延展性材料(如钛及钛合金)塑性形变起始的关键指标。当该应力值超过材料屈服强度时,即可能发生塑性形变^[19]。本研究结果显示:在 65 N 及 130 N 轴向载荷下,Z1 组 Osstem 一体式种植体(四级纯钛,屈服强度 680 MPa^[13])与 Z2 组 Anthogy 两段式种植体(5 级钛合金,屈服强度 880 MPa^[20])的 von Mises 应力峰值均低于其各自材料的屈服强度。这提示在下颌 2 颗切牙缺失采用单端悬臂固定桥修复时,若修复体所受载荷主要为轴向力,选用这 2 种植体系统在理论上具有可行性。然而,Z3 组 Nobel 两段式种植体(制造商资料显示其冷作四级纯钛屈服强度可达五级钛水平)在 130 N 轴向载荷下,其 von Mises 应力峰值高达 1 004.5 MPa(表 2),超过其屈服强度(880 MPa),存在塑性形变风险。斜向载荷下,3 组均超过各自材料的屈服强度,表明斜向载荷更容易导致种植体产生形变,发生机械并发症的风险增大。

本研究中基台及中央螺丝材料设定与对应种

植体相同。轴向载荷下,除 Nobel 基台在 130 N 载荷时应力峰值超过其屈服强度外,其中央螺丝及 Anthogy 基台应力值均处于安全范围内。然而,在斜向载荷条件下,两组基台及中央螺丝部件的 von Mises 应力峰值均超出其材料的屈服强度。这一结果明确提示,过大的载荷,尤其是斜向载荷,将显著增加基台或中央螺丝发生断裂的风险,其中以斜向载荷时风险最高。

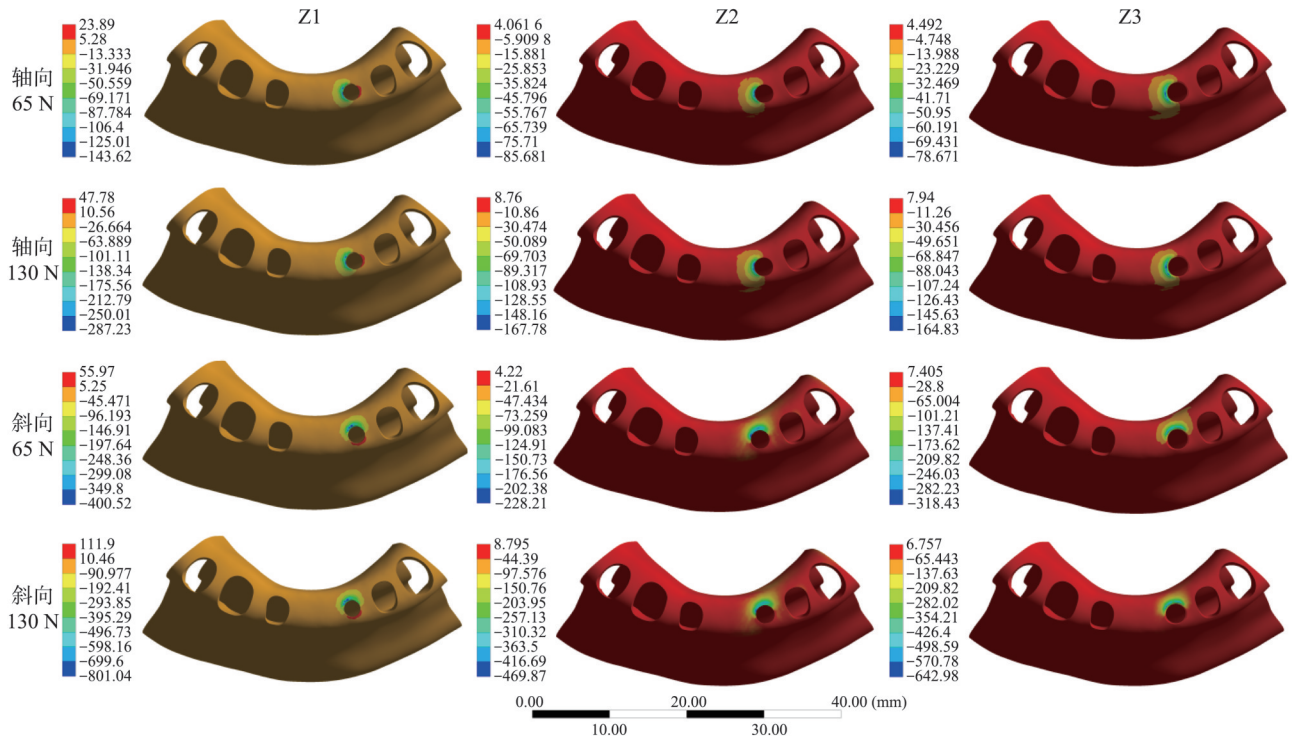
由此可见,临床中需严格把握适应证并控制咬合力方向。术前应评估患者的咬合状态,将存在未经纠正的口腔副功能(如夜磨牙症)或伴有深覆胎、深覆盖等非轴向咬合倾向的病例列为重要禁忌或相对禁忌。对于确属适应证的患者,须通过精细的咬合调整,建立以轻力、多点、均匀接触为特征的稳定胎关系,并彻底消除修复体悬臂梁区域的功能性接触,确保胎力传导尽可能与种植体长轴方向一致,同时建议患者避免用前牙啃咬食物,从而最大限度地规避由侧向力引发的过高应力风险。



从左至右为Z1、Z2、Z3组，从上至下为轴向65 N载荷、轴向130 N载荷、斜向65 N载荷、斜向130 N载荷；单位：MPa。

图 5 各组皮质骨最大主应力值及分布的咬合视图

Fig 5 Occlusal view of maximum principal stress values and distribution of cortical bone in each group



从左至右为Z1、Z2、Z3组，从上至下为轴向65 N载荷、轴向130 N载荷、斜向65 N载荷、斜向130 N载荷；单位：MPa。

图 6 各组皮质骨最小主应力值及分布的咬合视图

Fig 6 Occlusal view of minimum principal stress values and distribution of cortical bone in each group

鉴于骨组织被视作脆性材料，其抗拉强度低于抗压强度约30%，同时压缩应力通常有利于维持骨-种植体界面的完整性，而拉伸应力易导致界

面分离，更具破坏性^[21]。在本三维有限元研究中，最大主应力代表骨组织承受的最大拉应力，最小主应力则对应最大压应力^[22]。皮质骨因其较高的

强度和刚度,能够承受较大应力,但同时也因其较大的弹性模量而成为应力集中区域。应力云图分析表明,最大应力都集中于种植体颈部周围的皮质骨^[23],此现象与本研究的观察结果一致。

据文献^[24]报道:皮质骨的抗压强度为170~190 MPa,抗拉强度为100~130 MPa,超出此范围可能导致骨结构变形。本研究结果显示:在轴向65 N载荷下,3组NDI周围皮质骨的最大主应力(拉应力)与最小主应力(压应力)均处于生理承受范围内,需要注意的是,Z1组Osstem一体式NDI周围皮质骨的主应力值显著高于Z2和Z3组两段式种植体,尤其当轴向载荷增至130 N时,仅Osstem一体式种植体周围皮质骨的最大主应力与最小主应力均超过生理极限。该结果提示,一体式NDI设计可能对种植体颈部周围皮质骨造成更大的生物力学负担,增加其破坏风险。此发现与Wu等^[25]的研究结论一致,即一体式NDI周围骨的应力/应变水平高于两段式设计。斜向载荷条件下,除65 N时Z2、Z3组种植体周围骨组织的最大主应力尚在生理范围内,其余各组的最大/最小主应力峰值均显著超出生理极限,且其数值远高于相应轴向载荷下的应力值。这明确表明,斜向加载力对骨组织产生的破坏性影响远大于轴向载荷,是导致种植体周围骨吸收的较大风险因素。研究^[26]表明,与位于牙槽嵴下水平相比,平齐牙槽嵴顶植入的NDI,在其周围皮质骨、种植体本身及修复体上均表现出更有利的应力分布。这一生物力学证据提示,在临床实践中将NDI置于牙槽嵴顶水平是更为可取的方案。

基于本研究有限元分析结果,可审慎得出:在模拟下颌前牙生理性咬合力(65 N)时,若能确保修复体所受载荷主要沿种植体长轴方向传递,则采用本研究涉及的3种NDI进行下颌2颗切牙连续缺失的种植体支持单端固定桥修复,其生物力学行为在理论上具有可行性。然而必须强调,斜向载荷对各修复组件(种植体、基台、中央螺丝)及周围骨组织均具有显著破坏性,将极大增加该修复方式失败的风险,临床应用中需严格避免。当患者口腔条件(如骨量、邻牙情况)允许时,若评估认为其无法有效避免斜向载荷,临床医生应优先考虑选择直径更大的种植体,或探索悬臂梁更短的修复设计,而非固执于NDI单端桥方案。近远中间隙过窄、骨量不足时,Wang等^[27]关于树脂粘接固定局部义齿的研究提供了不同的修复思路。

未来研究将侧重于引入多孔结构与材料的各向异性属性以更真实地模拟骨组织;建立非线性的、非100%的骨整合界面模型;进行动态载荷或疲劳载荷分析,以模拟口腔内长期的循环受力情况。最终,通过临床长期随访研究与精细化有限元模型的相互验证,为NDI的安全应用构建更坚实的理论与实践基础。

利益冲突声明:作者声明本文无利益冲突。

[参考文献]

- [1] Brånemark PI, Adell R, Breine U, et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies [J]. Scand J Plast Reconstr Surg, 1969, 3(2): 81-100.
- [2] Fleigel JD, Salmon CA, Piper JM. Treatment options for the replacement of missing mandibular incisors[J]. J Prosthodont, 2011, 20(5): 414-420.
- [3] Schiegnitz E, Al-Nawas B. Narrow-diameter implants: a systematic review and meta-analysis[J]. Clin Oral Implants Res, 2018, 29(Suppl 16): 21-40.
- [4] Papadimitriou DE, Friedland B, Gannam C, et al. Narrow-diameter versus standard-diameter implants and their effect on the need for guided bone regeneration: a virtual three-dimensional study[J]. Clin Implant Dent Relat Res, 2015, 17(6): 1127-1133.
- [5] 赵钦民. 口腔修复学[M]. 7版. 北京: 人民卫生出版社, 2012: 150-397.
Zhao YM. Prosthodontics[M]. 7th ed. Beijing: People's Medical Publishing House, 2012: 150-397.
- [6] 翟家彬, 吴雯丽, 沈铭, 等. 下颌切牙区种植相关影像学测量及分析研究[J]. 口腔医学, 2024, 44(4): 250-254.
Zhai JB, Wu WL, Shen M, et al. Radiological measurement and analysis of mesiodistal space at mandibular incisor positions[J]. Stomatology, 2024, 44(4): 250-254.
- [7] Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter[J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2006, 21(6): 929-936.
- [8] Allum SR, Tomlinson RA, Joshi R. The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a comparative laboratory study[J]. Clin Oral Implants Res, 2008, 19(6): 553-559.
- [9] Ortega-Oller I, Suárez F, Galindo-Moreno P, et al. The influence of implant diameter on its survival: a meta-analysis based on prospective clinical trials[J]. J Perio-

- dontol, 2014, 85(4): 569-580.
- [10] Karl M, Dickinson A, Holst S, et al. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis[J]. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 2009, 17(2): 50-57.
- [11] Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature [J]. *J Prosthet Dent*, 2001, 85(6): 585-598.
- [12] Barbosa FT, Zanatta LCS, de Souza Rendohl E, et al. Comparative analysis of stress distribution in one-piece and two-piece implants with narrow and extra-narrow diameters: a finite element study[J]. *PLoS One*, 2021, 16(2): e0245800.
- [13] Cinel S, Celik E, Sagirkaya E, et al. Experimental evaluation of stress distribution with narrow diameter implants: a finite element analysis[J]. *J Prosthet Dent*, 2018, 119(3): 417-425.
- [14] Pisani MX, Presotto AGC, Mesquita MF, et al. Biomechanical behavior of 2-implant- and single-implant-retained mandibular overdentures with conventional or mini implants[J]. *J Prosthet Dent*, 2018, 120(3): 421-430.
- [15] Chen Y, Wang C, Huang YD, et al. Biomechanical evaluation of the natural abutment teeth in combined tooth-implant-supported telescopic prostheses: a three-dimensional finite element analysis[J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2017, 20(9): 967-979.
- [16] Baggi L, Cappelloni I, di Girolamo M, et al. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis[J]. *J Prosthet Dent*, 2008, 100(6): 422-431.
- [17] Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws [J]. *J Prosthet Dent*, 2004, 91(4): 319-325.
- [18] 皮昕. 口腔解剖生理学[M]. 6版. 北京: 人民卫生出版社, 2007: 292-295.
Pi X. Oral anatomy and physiology[M]. 6th ed. Beijing: People's Medical Publishing House, 2007: 292-295.
- [19] Bahadırli G, Yilmaz S, Jones T, et al. Influences of implant and framework materials on stress distribution: a three-dimensional finite element analysis study[J]. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2018, 33(5): e117-e126.
- [20] Moreira de Melo EJ, Francischone CE. Three-dimensional finite element analysis of two angled narrow-diameter implant designs for an all-on-4 prosthesis[J]. *J Prosthet Dent*, 2020, 124(4): 477-484.
- [21] Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles[J]. *J Oral Implantol*, 1992, 18(3): 264-274.
- [22] Borie E, Orsi IA, Noritomi PY, et al. Three-dimensional finite element analysis of the biomechanical behaviors of implants with different connections, lengths, and diameters placed in the maxillary anterior region[J]. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2016, 31(1): 101-110.
- [23] 乔柱, 刘义, 邹越, 等. 上颌前磨牙区种植单端桥及骨组织的三维有限元分析[J]. *现代口腔医学杂志*, 2023, 37(3): 172-176.
Qiao Z, Liu Y, Zou Y, et al. Three-dimensional finite element analysis of implant single-ended bridge and bone tissue in maxillary premolar region[J]. *J Modern Stomatol*, 2023, 37(3): 172-176.
- [24] Valera-Jiménez JF, Burgueño-Barris G, Gómez-González S, et al. Finite element analysis of narrow dental implants[J]. *Dent Mater*, 2020, 36(7): 927-935.
- [25] Wu AY, Hsu JT, Chee W, et al. Biomechanical evaluation of one-piece and two-piece small-diameter dental implants: *in-vitro* experimental and three-dimensional finite element analyses[J]. *J Formos Med Assoc*, 2016, 115(9): 794-800.
- [26] Cruz RS, Fernandes E Oliveira HF, Lemos CAA, et al. Biomechanical influence of narrow-diameter implants placed at the crestal and subcrestal level in the maxillary anterior region. A 3D finite element analysis[J]. *J Prosthodont*, 2024, 33(2): 180-187.
- [27] Wang HL, Cai JW, Liang J, et al. Biomechanical analysis of stress distribution and failure risk in mandibular incisors restored with resin-bonded fixed partial dentures using CAD/CAM materials and restoration designs[J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2024, 12: 1501815.

(本文编辑 张玉楠)