

中央螺丝机械磨损对莫氏锥度种植系统力学影响的三维有限元分析

许浩^{1,2}, 丁璐², 李潇^{1,2}

投稿日期: 2024-12-05

采用日期: 2025-02-13

中图分类号:

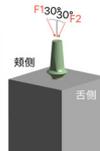
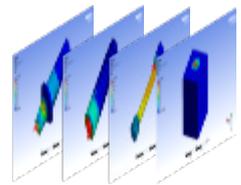
R459.9; R318; R783.1

文章编号:

2095-4344(2025)00-00000-00

文献标识码: A

文章快速阅读: 三维有限元分析不同机械磨损的中央螺丝对于莫氏锥度种植体系统的力学影响

建立中央
螺丝螺纹
不同磨损
程度的种
植体模型设置加载力
的大小、方
向、部位、
频率模拟动
态咬合力分析不同磨损程度下,
基台、中央螺丝和种
植体的 von Mises 应
力、主应力、位移和
疲劳寿命等参数

结论: 随着中央螺丝螺纹机械磨损程度的增加, 种植体与基台的应力和应变也相应增大。当磨损达到 10 μm 及以上时, 种植系统的疲劳寿命显著降低, 螺丝松动的风险明显增加, 临床上需加以重视。

文题释义:

中央螺丝的机械磨损: 种植系统中连接种植体与基台的中央螺丝在长期使用中, 因咬合力、摩擦、应力集中及疲劳等作用, 可能导致种植系统表面或内部结构发生材料损失、磨耗或破坏等现象, 这不仅削弱螺丝的结构完整性, 还可能进一步影响种植系统的长期稳定性。

三维有限元分析: 一种数值分析方法, 通过将复杂三维结构离散为有限元素, 用数学方程模拟在外部载荷下的应力、应变和位移分布, 广泛应用于工程、生物力学等领域, 可用于预测力学行为与优化设计。

摘要

背景: 中央螺丝松动是口腔种植修复中最常见的机械并发症之一, 机械磨损作为螺纹松动的潜在原因, 对力学性能及长期稳定性的影响值得关注。然而, 目前针对中央螺丝螺纹机械磨损的力学研究仍较少, 尚无定论。

目的: 探讨动态载荷下种植体与中央螺丝连接处不同程度的机械磨损对莫氏锥度种植系统空间应力分布的影响, 以期对种植体临床长期稳定性的评估提供理论依据。

方法: 通过SolidWorks软件建立中央螺丝螺纹磨损程度分别为0, 0.1, 1, 10, 100 μm的莫氏锥度种植体三维有限元模型, 使用Ansys Workbench软件进行模拟分析。将种植体模型分别植入人工骨块中(模拟II类骨质, 骨块外层皮质骨厚度为2 mm, 内为松质骨), 在基台重心处施加颊舌向300 N的交替载荷(与种植体长轴线形成30°角), 分析5组模型的基台、中央螺丝、种植体及骨组织的von Mises应力、主应力、位移和疲劳寿命等数据。

结果与结论: ①随着中央螺丝螺纹的机械磨损程度增大, 种植体与基台的von Mises应力、主应力及应变也随之增大, 模型的应力集中于种植体顶部、基台颈部种植体肩台水平和基台底部边缘; ②当中等磨损条件下(≥10 μm), 种植系统疲劳寿命降低30%, 中央螺丝的最大von Mises应力减少37%, 此时中央螺丝的应力仍主要集中于中央螺丝头部与体部转折处; ③在显著磨损条件下(≥100 μm), 中央螺丝的von Mises应力下降98%, 此时应力集中至螺丝头部, 且种植体系统疲劳寿命降低63%; ④当中央螺丝的螺纹磨损程度≥10 μm时, 螺丝的松动风险明显增加, 种植系统的疲劳寿命显著下降, 临床上需加以重视。

关键词: 种植体; 中央螺丝; 机械磨损; 螺纹磨损; 螺丝松动; 机械并发症; 莫氏锥度; 种植体稳定性; 三维有限元分析

热点词: 中央螺丝(7.5%)

Investigating the effect of the mechanical wear on abutment screw in Morse taper connection implant system by using finite element analysis

Xu Hao^{1,2}, Ding Lu², Li Xiao^{1,2}¹School of Stomatology, Southern Medical University, Guangzhou 510515, Guangdong Province, China; ²Department of Stomatology, General Hospital of Southern Theater Command, Guangzhou 510010, Guangdong Province, China

Xu Hao, Master, School of Stomatology, Southern Medical University, Guangzhou 510515, Guangdong Province, China; General Hospital of Southern Theater Command, Guangzhou 510010, Guangdong Province, China

Corresponding author: Li Xiao, Professor, Chief Physician, Graduate Supervisor, Department of Stomatology, General Hospital of Southern Theater Command, Guangzhou 510010, Guangdong Province, China

Abstract

BACKGROUND: Abutment screw loosening is one of the most common mechanical complications in implant restoration. Mechanical wear, as a potential cause of thread loosening, warrants attention due to its impact on mechanical performance and long-term stability. However, studies on the mechanical effects of¹南方医科大学口腔医学院, 广东省广州市 510515; ²南部战区总医院口腔科, 广东省广州市 510010

第一作者: 许浩, 男, 1993年生, 山东省烟台人, 汉族, 硕士, 医师, 主要从事口腔全科临床治疗工作。

通讯作者: 李潇, 教授, 主任医师, 研究生导师, 南方医科大学口腔医学院, 广东省广州市 510515; 南部战区总医院口腔科, 广东省广州市 510010

<https://orcid.org/0009-0003-3131-9946> (许浩)

基金资助: 广州市科技计划(202002030095), 项目负责人: 李潇

引用本文: 许浩, 丁璐, 李潇. 中央螺丝机械磨损对莫氏锥度种植系统力学影响的三维有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2026, 30(00):000-000.



thread wear in abutment screws remain limited, and no definitive conclusions have been reached.

OBJECTIVE: This study investigates the effects of different mechanical wears on the internal connections of dental implants under dynamic loads, specifically looking at the spatial stress distribution within the implant system. The aim is to provide a theoretical foundation for the clinical assessment of the long-term stability of dental implants.

METHODS: Establish three-dimensional finite element models of Morse taper implant systems with central screw thread wear levels of 0, 0.1, 1, 10, and 100 μm using SolidWorks software, and perform simulation analysis with Ansys Workbench software. The implant models are inserted into artificial bone blocks (simulating type II bone quality, with a cortical bone thickness of 2 mm on the outer layer and cancellous bone inside). The buccolingual loading forces were 300 N obliquely (30°) respectively on the centroid of the abutment. The von Mises stress, principal stress, displacement, and fatigue life of the abutment, central screw, implant, and bone tissue in the five groups of models are analyzed.

RESULTS AND CONCLUSION: As the degree of mechanical wear on the central screw thread increases, the von Mises stress, principal stress, and strain in the implant and abutment also increase. Stress concentrations in the model are primarily located at the top of the implant, the neck of the abutment, the shoulder level of the implant, and the edge of the abutment base. Under moderate wear conditions ($\geq 10 \mu\text{m}$), the fatigue life of the implant system decreases by 30%, and the maximum von Mises stress of the central screw decreases by 37%, with the stress still primarily concentrated at the transition area between the head and the body of the central screw. Under significant wear conditions ($\geq 100 \mu\text{m}$), the von Mises stress of the central screw decreases by 98%, with stress concentrated at the screw head, and the fatigue life of the implant system decreases by 63%. When the wear level of the central screw thread reaches $\geq 10 \mu\text{m}$, the risk of screw loosening significantly increases, and the fatigue life of the implant system is markedly reduced, warranting clinical attention.

Key words: Dental implant; Abutment screw; Mechanical wear; Thread wear; Screw Loosening; Mechanical complications; Morse taper; Implant stability; Finite element analysis (FEA)

How to cite this article: XU H, DING L, LI X. Investigating the effect of the mechanical wear on abutment screw in Morse taper connection implant implant system by using finite element analysis. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2026;30(00):0000-0000.

0 引言 Introduction

科技发展与材料革新推动了种植体在口腔修复领域的广泛运用,随之而来的机械并发症的频繁发生对种植体的治疗效果和长期稳定性带来一系列挑战。中央螺丝松动作为种植修复后最常见的机械并发症之一,5年发生率为5.8–12.7%^[1-2],影响因素较多,其中多数直接或间接与种植体内部螺纹连接的机械磨损相关^[3]。因此,深入探讨螺纹连接的机械磨损及力学机制,对提高种植修复的长期疗效具有重要意义。

种植体内部结构的机械磨损普遍存在且难以避免^[4]。一方面,在技工加工、临床使用及维护过程中,因操作需求可能导致一定程度的机械磨损^[5]。加载前后反复施加扭力,种植体-基台内连接和外连接均会出现中央螺丝螺纹的损伤^[3, 6]。另一方面,由于口腔环境复杂多变,种植体在长期使用过程中可能逐渐受到各种潜在影响因素(如非轴向力、化学腐蚀等)的综合作用,从而产生不同程度的机械磨损^[7, 8]。

莫氏锥度连接作为一种独特的固位方式,被广泛应用于现代口腔种植领域^[9]。相比于内六角连接等主要依靠中央螺丝固位的系统,莫氏锥度设计在固位机制、受力特性及连接界面表现上具有显著差异^[10]。具体而言,莫氏锥度系统通过过盈配合实现基台与种植体的稳定连接,而中央螺丝仅起到辅助作用,确保基台与种植体完全嵌合^[11],它承载的力学应力相对较小且受力路径单一。这一特性使莫氏锥度系统在减少种植体-基台界面的微动和微间隙方面表现优异,从而降低微生物渗漏风险并显著提高种植成功率^[12],同时也为研究中央螺丝螺纹的机械磨损及对系统性能的影响提供了更理想的实验条件。此外,研究表明,在动态载荷和长期使用条件下,莫氏锥度系统的应力集中通常出现在基台-种植体连接界面,同时外界较小的载荷可能在界面引发较大的压应力,而较大

的载荷则可能导致基台和中央螺丝的过载,从而对疲劳性能产生潜在的不利影响^[13-14]。为此,该研究聚焦于单冠修复条件下莫氏锥度种植系统,通过模拟中央螺丝在不同机械磨损程度下的力学行为,深入探讨动态载荷对系统应力分布、疲劳寿命及位移的影响。尽管已有研究表明中央螺丝的机械磨损可能影响种植系统的长期稳定性,但相关力学机制尚未得到系统性分析。该研究通过三维有限元分析,揭示莫氏锥度种植系统在不同磨损条件下的力学特性,以期优化种植体设计、评估种植体长期稳定性及改善临床应用提供理论依据。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 针对中央螺丝机械磨损对莫氏锥度种植系统力学性能的影响,采用三维有限元分析方法,建立涵盖不同磨损程度的多组有限元模型。实验设计注重系统性和精确性,通过提取关键力学参数(如 von Mises 应力、主应力、最大位移和疲劳寿命),结合相对变化率对比分析,定量评估不同磨损条件对系统力学响应的影响,并以直观方式展示各力学参数的变化趋势。

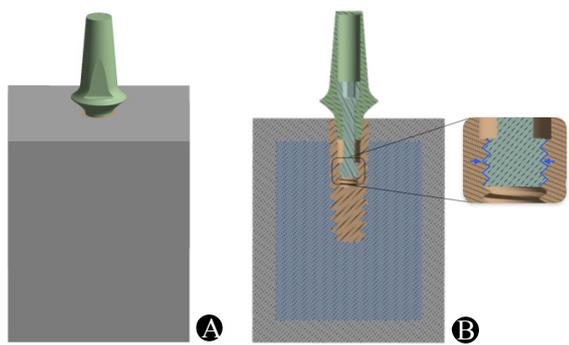
1.2 时间及地点 实验于2021年12月至2023年12月在南部战区总医院口腔科完成。

1.3 材料 计算机: Intel(R)Xeon CPU 4.8 GHz, 56核 112线程、内存 64 G、硬盘 4 T(Intel, 美国); 三维建模处理软件: Solidworks 2017(Dassault 公司, 法国); 有限元模拟计算软件: Ansys Workbench 17.0(Ansys 公司, 美国); 三维测量软件: ScanViewer(武汉惟景三维科技有限公司, 中国); 自动化逆向工程软件: Geomagic(Geomagic 公司, 美国); 手持式 3D 扫描仪: KSCAN-magic II [思看科技(杭州)股份有限公司, 中国]; 种植体: ANKYLOS C/X $\varnothing 3.5 \times 11 \text{ mm}$ (3101 0410)(Dentsply Sirona 公司, 美国); 基台、中央螺丝: C/ Abutment G/H 1.5 (3102 1630)(Dentsply

Sirona, 美国)。

1.4 方法

1.4.1 种植体模型的建立 利用 Scanviewer 软件使用手持式 KSCAN-magic II 扫描^[15], 种植体 (ANKYLOS C/X; Dentsply Sirona; 3101 0410) 规格 (3.5 mm×11 mm), C 型基台 (牙龈高度 =1.5 mm), 再用 Geomagic 软件修复模型, 建立种植系统模型零件。通过 SolidWorks 软件进行装配、模型检查和曲面优化, 重建种植体参数模型。针对临床常见 II 类骨条件, 构建人工骨块模型, 尺寸为长 15 mm、宽 15 mm、高 20 mm, 外层皮质骨厚度为 2 mm, 内层为松质骨, 用以模拟种植体的骨支持组织, 并将单一种植体模型植入人工骨块内 (图 1)。



图注: 图 A 为种植体及骨块装配体三维图; B 为种植体和骨块装配体及螺丝螺纹连接处剖面图。

图 1 | 种植体系统及骨块的有限元模型

Figure 1 | Finite element model of implant system and bone block

1.4.2 样本模型的建立与分组 基于扫描电子显微镜下的磨损情况^[5, 16], 依据 ASTM 标准对材料表面的磨损程度进行分级^[17-18], 使用微米 (μm) 作为量度单位。对中央螺丝螺纹磨损程度的具体分级如下: ①无磨损 (0 μm): 表面无明显磨损或变化, 表面保持原始状态; ②微观磨损 (<1 μm): 微观级别的表面变化, 可能包括微小的划痕或磨损, 通常只能通过扫描电子显微镜观察; ③轻微磨损 (1-10 μm): 微观级别的磨损更为明显, 可能包括划痕或表面质地的改变, 但只能在扫描电镜下观察, 这些变化仍然较难肉眼观察到; ④中等磨损 (>10-100 μm): 宏观级别的磨损, 大体可见的划痕和磨损, 表面损伤越发明显; ⑤显著磨损 (>100 μm): 严重的表面磨损, 可能导致材料表面有大面积的剥落或形状改变, 损伤程度容易被肉眼识别。为简化模型假设、便于控制变量, 并集中研究磨损深度对力学性能的影响, 该研究采用均匀磨损模型, 假定中央螺丝螺纹的所有接触表面在不同磨损程度下均匀减少。利用 SolidWorks 软件, 根据上述分级建立 5 组三维有限元模型, 分别设置中央螺丝螺纹连接表面的机械磨损程度为 0, 0.1, 1, 10, 100 μm (图 1B 蓝箭头示),

每组模型分别命名为 MW0、MW0.1、MW1.0、MW10、MW100, 以统一研究不同磨损条件下的力学性能变化。

1.4.3 材料属性设定 三维有限元分析实验所用材料的力学参数见表 1, 即弹性模量、泊松比和屈服强度, 假设钛 (等级 5 和 2) 的切线模量为弹性模量的 2%^[19]。

表 1 | 有限元模型各部分材料力学参数

Table 1 | Mechanical parameters of materials in each part of the finite element model

材料	弹性模量 (MPa)	泊松系数 (ν)	屈服强度 (MPa)
5 等级钛 (基台和基台螺丝)	113 800	0.34	880
2 等级钛 (种植体)	105 000	0.37	410
密质骨	13 700	0.3	
松质骨	1 370	0.3	

1.4.4 实验条件假设与约束 为了简化模型分析过程, 假设骨的材料性质是线性弹性、各向同性和均质的, 而种植体、基台和中央螺丝材料是塑性 (双线性各向同性硬化)、各向同性和均质的, 基台和种植体之间的界面以及基台和中央螺丝头的摩擦接触系数为 0.36, 除此所有接触界面均为黏结界面^[19-20]。此外, 固定皮质骨两端的外表面 (近中和远中切面), 并且剩余皮质骨给予这两端外表面无摩擦支持以补偿缺失的骨结构, 避免了因骨质量差异引起的变量干扰。

1.4.5 网格划分 采用四节点四面体单元划分, 数量以实际模型特征而定, 并对种植体-基台连接处进行局部网格细化, 划分后单元总数为 31 338-31 610, 节点总数为 55829-56286, 见图 2。

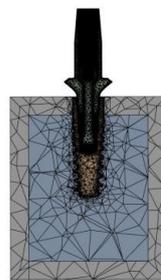


图 2 | 模型网格划分图

Figure 2 | Mesh generation of model.

1.4.6 参数设定与加载方式 通过经验公式 $M=KDP$ ^[21] 计算中央螺丝的预负荷, 其中 M 为拧紧扭矩, 设定为 15 Ncm (根据种植体设计的推荐值); K 为综合系数, 用于综合考虑螺纹摩擦系数、螺纹直径和螺距等因素, 其取值与相关文献研究中针对相似螺纹几何特性和摩擦条件基本一致, 便于计算, 采用常用值 $K=0.2$ ^[21-22]; D 为中央螺丝螺纹直径, 测量值为 1.75 mm; P 为施加在中央螺丝上的轴向预负荷 (N)。根据上述公式, 代入已知参数:

$$P = \frac{M}{K \times D} = \frac{15 \text{ Ncm}}{0.2 \times 1.75 \text{ mm}} = 430 \text{ N}$$

计算得出，中央螺丝需施加 430 N 的轴向预负荷。在此基础上，模拟 15 Ncm 的扭力拧紧中央螺丝过程，设定中央螺丝预负荷推动基台向下，将种植体与基台压入配合。此外，在基台与种植体的接触区域施加过盈配合，模拟莫氏锥度连接系统中基台与种植体的紧密嵌合状态。

动态模拟咬合力，向基台顶部（咬合中心面）分别施加 300 N 与种植体基台长轴呈 30° 的颊斜向舌斜向力 F1 和舌斜向颊斜向力 F2，脉冲载荷 0.2 s，先 F1 再 F2 为一次循环加载，每次循环加载间隔 0.6 s，循环至种植体失效，见图 3。

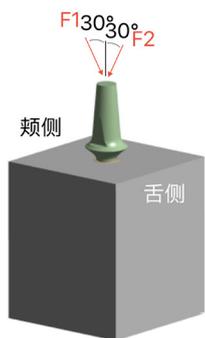


图 3 | 加力方式示意图
Figure 3 | Schematic diagrams of the way to applying force

1.5 主要观察指标 利用 Ansys Workbench 软件对不同工况进行计算，以种植体、基台、中央螺丝及骨组织为主要观测对象，重点分析各组模型的应力分布云图，并提取关键力学参数，包括最大 von Mises 应力、主应力、位移及疲劳寿命等。通过计算相对变化率和绘制折线统计图，从定量和直观的角度展示不同磨损条件下关键力学参数的变化趋势，全面揭示机械磨损对种植系统力学性能的影响。

2 结果 Results

2.1 应力分布 基台和螺丝的结构部位见图 4。

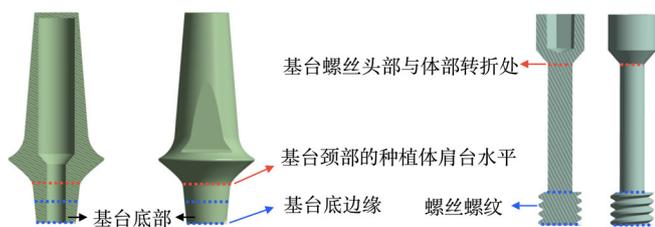
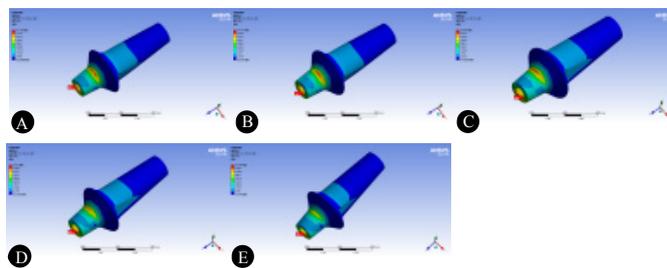


图 4 | 基台和中央螺丝的结构图
Figure 4 | Structure diagram of abutment and abutment screw

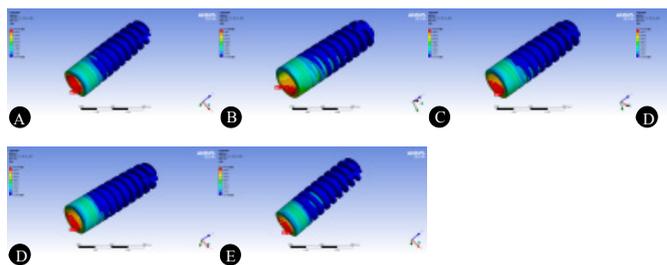
2.1.1 von Mises 应力特征 各组模型的应力分布云图呈现出相似的规律性特征，具体表现为：应力主要集中在基台的颈部和底部、种植体的顶部、中央螺丝的头部与体部转折处，以及骨组织中种植体与骨界面周围的接触区域。

各组模型各部分的应力分布云图见图 5-8 所示。



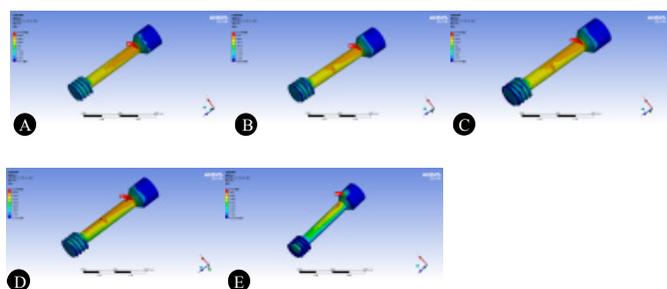
图注：图 A-E 分别代表基台模型 MW0、MW0.1、MW1.0、MW10 和 MW100 的应力分布云图，其中中央螺丝螺纹连接表面的机械磨损程度依次为 0, 0.1, 1, 10, 100 μm 。模型 MW0-MW100 基台颈部和底部有较大的应力梯度，von Mises 应力的峰值出现在基台底部边缘（红色箭头所示），其次是基台颈部的种植体肩台水平。

图 5 | MW0-MW100 基台模型的 von Mises 应力云图
Figure 5 | von Mises stress distribution of the abutment models MW0-MW100



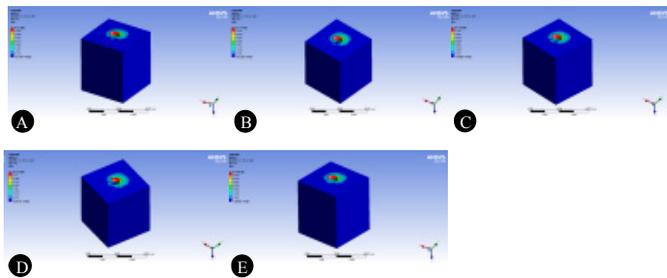
图注：图 A-E 分别代表种植体模型 MW0、MW0.1、MW1.0、MW10 和 MW100 的应力分布云图，其中中央螺丝螺纹连接表面的机械磨损程度依次为 0, 0.1, 1, 10, 100 μm 。种植体最大 von Mises 应力出现在种植体顶部（红色箭头所示），应力分布从顶部向下逐渐减小，种植体的内部螺纹部分显示了较低的应力值。

图 6 | MW0-MW100 种植体模型的 von Mises 应力云图
Figure 6 | von Mises stress distribution of the implant models MW0-MW100



图注：图 A-E 分别代表中央螺丝模型 MW0、MW0.1、MW1.0、MW10 和 MW100 的应力分布云图，其中中央螺丝螺纹连接表面的机械磨损程度依次为 0, 0.1, 1, 10, 100 μm 。中央螺丝最大 von Mises 应力出现在中央螺丝头部与体部转折处（图 A-D 红色箭头所示），其次应力沿着中央螺丝体部的长度分布呈现出渐变的趋势，上部应力高于下部，应力在中央螺丝的螺纹接触区较低。模型 MW100 的中央螺丝最大 von Mises 应力明显降低，出现在中央螺丝头部（图 E 红色箭头所示）。

图 7 | MW0-MW100 中央螺丝模型的 von Mises 应力云图
Figure 7 | von Mises stress distribution of the abutment screw models MW0-MW100

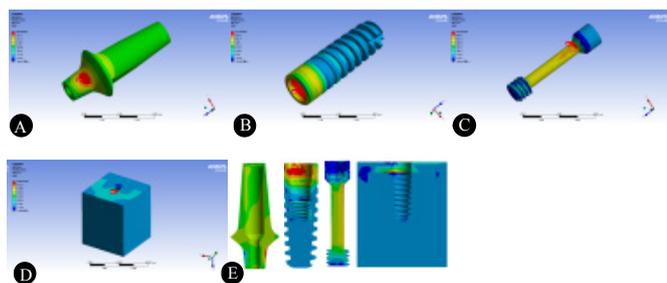


图注：图 A-E 分别代表骨组织模型 MW0、MW0.1、MW1.0、MW10 和 MW100 的应力分布云图，其中中央螺丝螺纹连接表面的机械磨损程度依次为 0, 0.1, 1, 10, 100 μm 。骨组织最大 von Mises 应力值出现在骨与种植体的接触区 (红色箭头所示)，皮质骨的应力显著高于松质骨。

图 8 | MW0-MW100 骨组织模型的 von Mises 应力云图

Figure 8 | von Mises stress distribution of the bone block models MW0-MW100

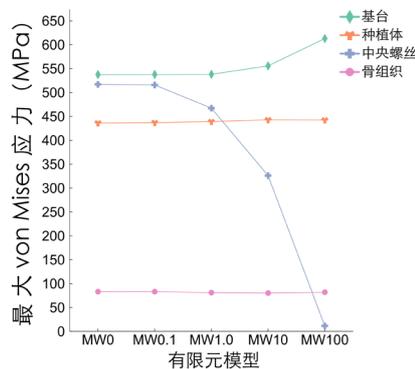
2.1.2 主应力应力特征 基台模型最大主应力 (拉应力) 和最小主应力 (压应力) 出现在基台两侧颈部的种植体肩台水平 (图 9A); 种植体模型拉应力出现在种植体顶部, 应力从顶部向下逐渐降低, 直至内部螺纹部分, 应力转变为压应力, 出现在种植体内部螺纹底部 (图 9B); 中央螺丝模型拉应力出现在中央螺丝头部与体部转折处, 应力从上至下逐渐降低, 直至螺纹部分, 应力转变为压应力, 出现在中央螺丝螺纹底部 (图 9C); 骨组织模型拉应力和压应力交界线位于皮质骨与松质骨交汇线上 (图 9D)。



图注：图 A-D 依次对应 E 从左到右的模型剖面图，可观察主应力分布。
图 9 | 基台 (A)、种植体 (B)、中央螺丝 (C)、骨组织 (D) 和各部件模型剖面 (E) 主应力云图

Figure 9 | Principal stress distribution of abutment (A), implant (B), abutment screw (C), bone block (D) and sectional views of the models (E)

2.3 各组模型的观察指标分析 随着机械磨损程度的增加, 种植体系统的力学参数发生显著变化。基台和种植体的最大 von Mises 应力逐渐增大, 在 MW100 模型中, 基台的最大 von Mises 应力达到 612.94 MPa, 而种植体的变化幅度较小, 略增至 442.31 MPa。中央螺丝的最大 von Mises 应力则显著下降, 尤其在 MW100 模型中降至 11.54 MPa。相比之下, 骨组织的最大 von Mises 应力变化幅度较小, 始终保持稳定 (图 10, 表 2)。基台的最大拉应力和压应力随着磨损程度的增加均有上升趋势, 在



图注：MW0、MW0.1、MW1.0、MW10、MW100 分别为中央螺丝螺纹连接表面的机械磨损程度分别为 0, 0.1, 1, 10, 100 μm 。

图 10 | 各组模型的最大 von Mises 应力

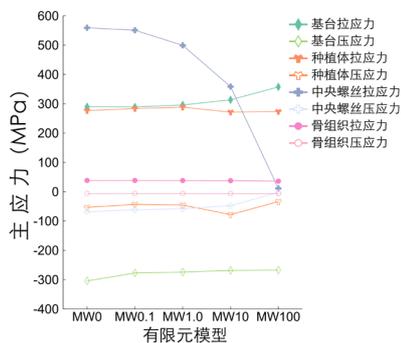
Figure 10 | von Mises stress of each model group

表 2 | 模拟不同机械磨损中模型各部分最大 Von-Mises 应力 (MPa)
Table 2 | Maximum Von-Mises Stress (MPa) for Different Mechanical Wear Scenarios in the Model

模型	基台	种植体	中央螺丝	骨组织
MW0	537.55	436.17	517.03	83.12
MW0.1	537.77	436.88	515.78	83.153
MW1.0	538.07	439.17	467.26	81.118
MW10	555.7	442.76	325.98	80.213
MW100	612.94	442.31	11.54	81.986

表注：MW0、MW0.1、MW1.0、MW10、MW100 分别为中央螺丝螺纹连接表面的机械磨损程度分别为 0, 0.1, 1, 10, 100 μm 。

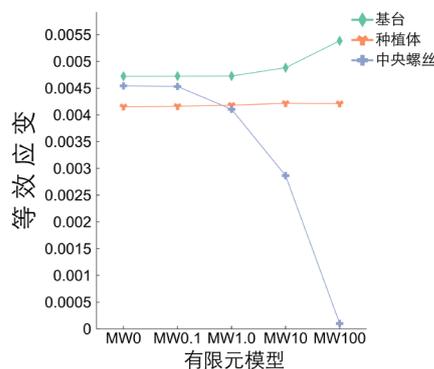
MW100 模型中分别达到 357.42 MPa 和 -267.22 MPa。中央螺丝的拉应力变化尤为明显, 随磨损增加逐步下降, 特别是在 MW10 至 MW100 阶段, 拉应力显著降低至 11.04 MPa。同时, 该阶段中央螺丝的压应力也大幅下降至 -2.70 MPa, 而种植体的拉应力和压应力变化较小, 始终保持相对稳定。骨组织的拉应力和压应力数值较低, 且变化幅度较小 (图 11, 表 3)。基台和种植体的等效应变随着机械磨损的增加呈上升趋势, 而中央螺丝的等效应变则逐步下降, 特别是在 MW10 至 MW100 阶段, 应变明显降低至 0.000 1 (图 12, 表 4)。基台和中央螺丝的最大位移均随磨损程度的增加而增大, MW100 模型中基台和中央螺丝的最大位移分别为 0.118 mm 和 0.048 mm (图 13, 表 5)。系统疲劳寿命分析显示, 基台和种植体的疲劳寿命次数随着磨损程度的增加而降低, 在 MW10 模型中种植系统的疲劳寿命下降约 30%, 而在 MW100 模型中进一步降低约 63%。与此相反, 中央螺丝的疲劳寿命次数随着磨损程度的增加而显著上升, 尤其在 MW10 至 MW100 阶段达到最高的 20 000 000 次, 超出了疲劳曲线的最高值 (图 14, 表 6)。



图注: MW0、MW0.1、MW1.0、MW10、MW100 分别为中央螺丝螺纹连接表面的机械磨损程度分别为 0, 0.1, 1, 10, 100 μm 。

图 11 | 各组模型的主应力

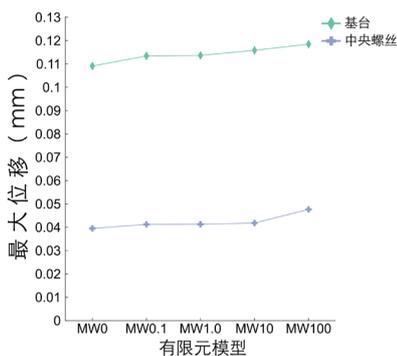
Figure 11 | principal stress of each model group



图注: MW0、MW0.1、MW1.0、MW10、MW100 分别为中央螺丝螺纹连接表面的机械磨损程度分别为 0, 0.1, 1, 10, 100 μm 。

图 12 | 各组模型的等效应变

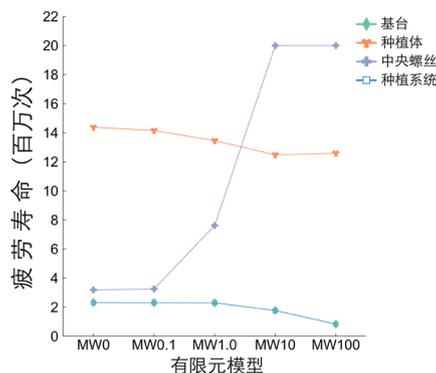
Figure 12 | Equivalent strain of each model group



图注: MW0、MW0.1、MW1.0、MW10、MW100 分别为中央螺丝螺纹连接表面的机械磨损程度分别为 0, 0.1, 1, 10, 100 μm 。

图 13 | 各组模型的最大位移

Figure 13 | Maximum displacement of each model group



图注: MW0、MW0.1、MW1.0、MW10、MW100 分别为中央螺丝螺纹连接表面的机械磨损程度分别为 0, 0.1, 1, 10, 100 μm 。

图 14 | 各组模型的疲劳寿命

Figure 14 | Fatigue life of each model group

表 3 | 模拟不同机械磨损中模型各部分主应力 (MPa)

Table 3 | Principal Stress (MPa) of Each Component in the Model Under Different Mechanical Wear Scenarios

模型	基台拉应力	基台压应力	种植体拉应力	种植体压应力	中央螺丝拉应力	中央螺丝压应力	骨组织拉应力	骨组织压应力
MW0	289.78	-304.45	276.49	-53.503	559.21	-68.445	38.267	-6.099
MW0.1	288.95	-277.38	283.53	-43.411	550.64	-61.802	38.34	-6.016 4
MW1.0	295.87	-274.3	288.2	-45.756	499.15	-58.091	38.055	-6.181
MW10	313.37	-268.6	271.29	-78.074	358.34	-47.737	37.526	-6.359 4
MW100	357.42	-267.22	273.34	-33.969	11.037	-2.6971	36.012	-6.4202

表注: MW0、MW0.1、MW1.0、MW10、MW100 分别为中央螺丝螺纹连接表面的机械磨损程度分别为 0, 0.1, 1, 10, 100 μm 。

表 4 | 模拟不同机械磨损中模型各部分等效应变

Table 4 | Equivalent Strain of Each Component in the Model Under Different Mechanical Wear Scenarios

模型	基台	种植体	中央螺丝
MW0	0.004 723 6	0.004 154	0.004 543 3
MW0.1	0.004 725 6	0.004 160 8	0.004 532 3
MW1.0	0.004 728 2	0.004 182 6	0.004 106
MW10	0.004 883 1	0.004 216 8	0.002 864 5
MW100	0.005 386 1	0.004 212 5	0.000 101 4

表注: MW0、MW0.1、MW1.0、MW10、MW100 分别为中央螺丝螺纹连接表面的机械磨损程度分别为 0, 0.1, 1, 10, 100 μm 。

表 5 | 模拟不同机械磨损中基台、中央螺丝的最大位移 (mm)

Table 5 | Maximum Displacement (mm) of the Abutment and Central Screw Under Different Mechanical Wear Scenarios

模型	基台	中央螺丝
MW0	0.109 1	0.039 508
MW0.1	0.113 44	0.041 219
MW1.0	0.113 65	0.041 28
MW10	0.115 84	0.041 831
MW100	0.118 47	0.047 632

表注: MW0、MW0.1、MW1.0、MW10、MW100 分别为中央螺丝螺纹连接表面的机械磨损程度分别为 0, 0.1, 1, 10, 100 μm 。

表 6 | 模拟不同机械磨损中模型各部分疲劳寿命 (百万次)
Table 6 | Fatigue Life (Million Cycles) of Each Component in the Model Under Different Mechanical Wear

模型	基台	种植体	中央螺丝	种植系统
MW0	2.318 3	14.375	3.188 8	2.318 3
MW0.1	2.310 8	14.154	3.253 4	2.310 8
MW1.0	2.300 5	13.457	7.622 8	2.300 5
MW10	1.775 4	12.478	20	1.775 4
MW100	0.835 12	12.595	20	0.835 12

表注: MW0、MW0.1、MW1.0、MW10、MW100 分别为中央螺丝螺纹连接表面的机械磨损程度分别为 0, 0.1, 1, 10, 100 μm 。

3 讨论 Discussion

该研究基于三维有限元方法,探讨了莫氏锥度连接种植系统中央螺丝在不同机械磨损程度下对种植体系统应力分布和疲劳性能的影响。SAMMOUR 等^[23]和 BARREIROS 等^[24]研究指出,中央螺丝在长期承受超过其屈服强度的应力时,松动和折断的风险率显著增加。该研究支持这一结论,并通过有限元模拟量化了不同磨损条件下的疲劳寿命变化趋势。随着中央螺丝螺纹磨损的增加,种植系统的 von Mises 应力、主应力、位移和疲劳寿命均发生显著变化,尤其当螺纹磨损达到 10 μm 及以上时,种植系统的疲劳寿命明显下降。这一结果为理解螺丝磨损对莫氏锥度系统稳定性的影响提供了重要的力学证据。需要指出的是,莫氏锥度连接的设计在临床中通常使螺丝承受较小应力,短期影响有限。然而相关疲劳实验表明,锥度连接种植系统在载荷疲劳累积后期,中央螺丝可能发生疲劳损坏^[24-25]。该研究进一步揭示了在外界长期高载荷的条件下,螺丝磨损可能导致预负荷下降、螺丝松动等潜在风险。

实验结果显示,在外界斜向力作用下,基台作为主要承载部位,应力集中于基台颈部种植体肩台水平及基台底部边缘,而中央螺丝的最大 von Mises 应力和主应力则集中在螺丝头部与体部转折处,这与 CHANG 等^[19]关于莫氏锥度种植系统应力分布的研究结果基本一致,尤其在加载的初期(阶段一),各模型部件受力情况相似。然而,在动态加载条件下(阶段二),与本研究在中央螺丝应力集中区域上不同,其位于螺丝体中部。与该研究采用单一斜向静态加载方式和简化模型,重点关注基台-种植体连接界面的应力集中区域对系统稳定性的关键作用不同,该研究采用动态交替斜向加载方式和精确模型,重点探讨中央螺丝本身对系统稳定性的关键影响,并选用了不同的预负荷参数,可能导致应力分布模式的差异。随着机械磨损的加剧,基台的等效应力和等效应变逐步增加。在 MW100 模型中,中央螺丝的最大 von Mises 应力显著转移至螺丝头部,反映出基台内部应力分布的变化及其承受力的增加。当基台与螺丝的协同作用减弱时,基台在侧向力下的负担显著加重。YANG 等^[13]的研究指出,

莫氏锥度连接系统中基台颈部种植体肩台水平的应力集中区域是折断风险的主要部位,这与该研究中观察到的基台应力集中区域一致,尤其是在长期负载超过材料金属疲劳极限的情况下。

研究表明,不同机械磨损对系统的疲劳寿命具有显著影响。基台和种植体的疲劳寿命随着机械磨损程度的增加而显著降低,当中等磨损条件下($\geq 10 \mu\text{m}$),种植系统的疲劳寿命下降约 30%,中央螺丝的最大 von Mises 应力减少约 37%,此时,中央螺丝的应力主要集中在头部与体部的转折处,尽管载荷传递路径未变,但应力值的下降预示预负荷可能降低,螺丝存在松动趋势。在显著磨损条件下($\geq 100 \mu\text{m}$),中央螺丝的 von Mises 应力进一步降至 11.54 MPa,降幅高达约 98%,种植体系统疲劳寿命降低约 63%,同时,螺纹接触面的大幅减少显著削弱了螺丝与种植体内壁的有效接触,导致预负荷几乎完全丧失。PARNIA 等^[26]研究指出,当螺丝接触面磨损或不匹配时,预负荷丧失是导致螺丝松动的关键因素。该研究验证了这一观点,并进一步表明预负荷不足可能导致种植体-基台界面的微间隙增大,加剧了系统的不稳定性^[27-28]。这些结果强调了优化螺丝设计以减少磨损、保持预负荷的重要性,尤其在提高种植系统长期稳定性方面具有重要的临床意义。

该研究中种植体的最大 von Mises 应力和主应力集中在种植体顶部,与对应基台的受力部位和应力值存在明显差异,且这种差异随着机械磨损的增加逐渐扩大。SANDOVAL 等^[29]的研究同样证实,长期的载荷疲劳可以引起种植体-基台界面的微动磨损,导致连接处的垂直和水平方向的不匹配,当应力超过屈服强度时,局部因变形产生微间隙。KOWALSKI 等^[30]进一步证明,微间隙会为微生物的侵入和繁殖创造条件,增加感染风险,并可能影响种植体的长期稳定性和成功率。D'ERCOLE 和 RIBEIRO 等^[31-32]研究发现,与内六角连接相比,莫氏锥连接的密封性能更强,但仍未能完全阻止细菌和体液通过连接界面。因此,减少机械磨损不仅有助于提升种植体系统的力学性能,还能有效降低微生物感染的风险。应对措施包括精密加工以减少连接界面的初始微间隙^[33];改进螺纹的几何形状,如增加接触面积,可以有效降低局部应力集中,进而减少磨损发生率^[34-35];采用更耐磨的材料或表面涂层技术,如经过特殊处理的钛合金,能显著提升螺丝的耐久性和预负荷^[4, 36];适当的液体润滑可以提高螺丝的预负荷,保护螺纹表面,降低微动磨损的风险^[16, 37]。这些改进措施有助于延长种植系统的使用寿命并提高长期稳定性。

中央螺丝螺纹的机械磨损对种植体系统的整体性能有显著影响,特别是当磨损程度 $\geq 10 \mu\text{m}$ 时,系统的疲劳寿命会显著下降,长期使用会增加机械并发症的风险。

因此,在种植修复中,建议优先使用全新的原装中央螺丝,以确保连接部件的完整性和力学性能。对于已经植入的种植系统,可定期使用同步辐射 X 射线成像技术进行定期监测^[8, 38]。若发现螺丝松动,需及时取出螺丝,并利用数字显微镜或其他放大设备观测中央螺丝的磨损程度和螺纹的完整性^[39]。在磨损明显或螺纹损坏的情况下,应尽快更换新的螺丝,以避免进一步的系统不稳定性。这些措施对种植体系统的长期稳定性和安全性至关重要,同时也为预防机械并发症提供了重要的临床参考。

尽管该研究通过三维有限元分析揭示了不同磨损条件下种植体系统的力学性能变化,并提供了丰富的数据支持,但仍存在以下局限性:首先,中央螺丝螺纹被简化为均匀磨损模型,虽有助于变量控制,但未能反映实际临床中因局部应力集中、咬合力方向及加工精度差异导致的螺纹磨损不均,可能影响应力分布和疲劳性能的准确性^[8, 40]。其次,该研究仅聚焦于莫氏锥度系统,采用统一加载条件,未涵盖其他连接方式(如内六角或外六角连接)及复杂生理加载(如随机方向或长期咀嚼模拟),限制了结果的广泛适用性。此外,假设 II 类骨块模型,虽然从结果来看对实验整体趋势影响较小,但仍不能排除不同骨质量类型(如 I - IV 类骨)对力学行为的潜在影响,特别是在临床复杂条件下,骨质量的差异可能显著改变种植体的应力分布和稳定性^[41]。参数设置方面,K 值取自文献常规值,未直接测量实际摩擦系数,这对结果精确性存在潜在影响;同时,有限元分析的离散性和模型参数敏感性尚需通过大规模体外实验验证。未来研究建议结合非均匀磨损模型,通过扫描电子显微镜或 3D 扫描技术获取真实磨损形态,拓展至不同连接设计及复杂加载条件,分析骨质量差异影响,并结合实验数据验证,以增强结果的临床指导意义与适用范围。

作者贡献: 许浩负责实验设计、实验实施、数据分析与处理、论文撰写; 丁璐负责指标检测、数据校对、统计与整理; 李满负责实验指导、论文审核。

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: 该研究遵守《观察性临床研究报告指南》(STROBE 指南)。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] HUANG Y, WANG J. Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw: A review. *J Esthet Restor Dent.* 2019;31(4):338-345.

[2] LEE DW, KIM NH, LEE Y, et al. Implant fracture failure rate and potential associated risk indicators: An up to 12-year retrospective study of implants in 5,124 patients. *Clin Oral Implants Res.* 2019;30(3):206-217.

[3] VINHAS AS, AROSO C, SALAZAR F, et al. Review of the Mechanical Behavior of Different Implant-Abutment Connections. *Int J Environ Res Public Health.* 2020;17(22):8685.

[4] SAHA S, ROY S. Metallic Dental Implants Wear Mechanisms, Materials, and Manufacturing Processes: A Literature Review. *Materials (Basel).* 2022;16(1):161.

[5] PANDEY C, BHATTARAI BP, RIDDHABHAYA A, et al. Healing Abutment Distortion in Implant Prostheses: An In Vitro Study. *J Funct Biomater.* 2022;13(3):85.

[6] WEISS EI, KOZAK D, GROSS MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000;84(2):194-199.

[7] ADAWI HA, DEWAN H, KHAWAJI A, et al. Effects of Blood Contamination and Decontamination Protocol on Reverse Torque Value of Abutment Screws in Dental Implants: An In Vitro Study. *Biomimetics (Basel).* 2023;8(2):157.

[8] VINHAS AS, SALAZAR F, MENDES JM, et al. SEM Analysis and Micro-CT Evaluation of Four Dental Implants after Three Different Mechanical Requests-In Vitro Study. *Materials (Basel).* 2024;17(2):434.

[9] SCHMITT CM, NOGUEIRA-FILHO G, TENENBAUM HC, et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *J Biomed Mater Res A.* 2014;102(2):552-574.

[10] HUNG HC, HUANG CS, PAN YH. The compressive strength of implant-abutment complex with different connection designs. *J Dent Sci.* 2019;14(3):318-324.

[11] CABALLERO C, RODRIGUEZ F, CORTELLARI GC, et al. Mechanical Behavior of Five Different Morse Taper Implants and Abutments with Different Conical Internal Connections and Angles: An In Vitro Experimental Study. *J Funct Biomater.* 2024;15(7):177.

[12] MATSUOKA T, NAKANO T, YAMAGUCHI S, et al. Effects of Implant-Abutment Connection Type and Inter-Implant Distance on Inter-Implant Bone Stress and Microgap: Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Materials (Basel).* 2021;14(9):2421.

[13] YANG F, RUAN Y, LIU Y, et al. Abutment mechanical complications of a Morse taper connection implant system: A 1- to 9-year retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2022;24(5):683-695.

[14] ZHANG WT, CHENG KJ, LIU YF, et al. Effect of the prosthetic index on stress distribution in Morse taper connection implant system and peri-implant bone: a 3D finite element analysis. *BMC Oral Health.* 2022;22(1):431.

[15] KALISPERAKIS I, STENTOUMIS C, GRAMMATIKOPOULOS L, et al. Precise 3D recording for finite element analysis[C]. *Proceedings of the 2015 Digital Heritage, 2015:121-124.*

[16] SUN F, CHENG W, ZHAO BH, et al. Evaluation the loosening of abutment screws in fluid contamination: an in vitro study. *Sci Rep.* 2022;12(1):10797.

[17] AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. ASTM G77-17 Standard Test Method for Ranking Resistance of Materials to Sliding Wear Using Block-on-Ring Wear Test[S]. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2022.

[18] AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. ASTM G98-23 Standard Test Method for Galling Resistance of Materials[S]. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2023.

[19] CHANG HC, CHANG CH, LI HY, et al. Biomechanical analysis of the press-fit effect in a conical Morse taper implant system by using an in vitro experimental test and finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2022;127(4):601-608.

- [20] CHANG HC, LI HY, CHEN YN, et al. Mechanical analysis of a dental implant system under 3 contact conditions and with 2 mechanical factors. *J Prosthet Dent.* 2019;122(4):376-382.
- [21] FIORILLO L, CICCÌÙ M, D'AMICO C, et al. Finite Element Method and Von Mises Investigation on Bone Response to Dynamic Stress with a Novel Conical Dental Implant Connection. *Biomed Res Int.* 2020;2020:2976067.
- [22] POURNASROLLAH A, NEGAHDARI R, GHAREKHANI V, et al. Investigating the effect of abutment-implant connection type on abutment screw loosening in a dental implant system using finite element methods. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2019;13(4):289-297.
- [23] SAMMOUR SR, MAAMOUN EL-SHEIKH M, ALY EL-GENDY A. Effect of implant abutment connection designs, and implant diameters on screw loosening before and after cyclic loading: In-vitro study. *Dent Mater.* 2019;35(11):e265-e271.
- [24] BARREIROS P, NEVES L, AROSO C, et al. Comparison in Four Different Implant Systems of Mechanical Resistance to Maximal Stress in Prosthetic Screws-An In Vitro Study. *Dent J (Basel).* 2020;8(4):116.
- [25] PARK SJ, LEE SW, LEESUNGBOK R, et al. Influence of the connection design and titanium grades of the implant complex on resistance under static loading. *J Adv Prosthodont.* 2016;8(5):388-395.
- [26] PARNIA F, NOURIZADEH A, SHAFIEE E. Effect of implant-abutment connections on abutment screw loosening: An in vitro study. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2024;18(1):17-22.
- [27] HONÓRIO TONIN BS, HE Y, et al. Effects of tightening torque on screw stress and formation of implant-abutment microgaps: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2022;127(6):882-889.
- [28] VINHAS AS, AROSO C, SALAZAR F, et al. In Vitro Study of Preload Loss in Different Implant Abutment Connection Designs. *Materials (Basel).* 2022;15(4):1392.
- [29] GERMÁN SANDOVAL R, ORTIZ MAGDALENO M, SÁNCHEZ ROBLES P, et al. Analysis of the Mechanical Behavior and Effect of Cyclic Fatigue on the Implant-Abutment Interface. *Odvotos Int J Dent S.* 2020; 23(2):208-218.
- [30] KOWALSKI J, PUSZKARZ AK, RADWANSKI M, et al. Micro-CT Evaluation of Microgaps at Implant-Abutment Connection. *Materials (Basel).* 2023;16(12):4491.
- [31] D'ERCOLE S, DOTTA TC, FARANI MR, et al. Bacterial Microleakage at the Implant-Abutment Interface: An In Vitro Study. *Bioengineering (Basel).* 2022;9(7):277.
- [32] RIBEIRO RF, MATA VBD, TOMASELLI LO, et al. Microbial Leakage through Three Different Implant-Abutment Interfaces on Morse Taper Implants In Vitro. *Dent J (Basel).* 2024;12(7):226.
- [33] BLOCK MS. Evidence-Based Criteria for an Ideal Abutment Implant Connection-A Narrative Review. *J Oral Maxillofac Surg.* 2022;80(10):1670-1675.
- [34] AL-SANEA A, AKTAS S, CELIK T, et al. Effects of the internal contact surfaces of dental implants on screw loosening: A 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2023;130(4):603.e1-603.e11.
- [35] KANNEGANTI KC, VINNAKOTA DN, POTTEM SR, et al. Comparative effect of implant-abutment connections, abutment angulations, and screw lengths on preloaded abutment screw using three-dimensional finite element analysis: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2018;18(2):161-167.
- [36] CALAZANS NETO JV, CELLES CAS, DE ANDRADE CSAF, et al. Recent Advances and Prospects in β -type Titanium Alloys for Dental Implants Applications. *ACS Biomater Sci Eng.* 2024;10(10):6029-6060.
- [37] COELHO L, MANZANARES-CÉSPEDES MC, MENDES J, et al. Coating Materials to Prevent Screw Loosening in Single Dental Implant Crowns: A Systematic Review. *Materials (Basel).* 2024;17(20):5053.
- [38] ANGERMAIR J, IGLHAUT G, MEYENBERG K, et al. In vitro assessment of internal implant-abutment connections with different cone angles under static loading using synchrotron-based radiation. *BMC Oral Health.* 2024;24(1):396.
- [39] CHEN YH, WU YL, CHEN HS, et al. Reverse Torque Value of Angulated Screw Channel Abutment before and after Cyclic Loading: An In Vitro Study. *J Funct Biomater.* 2023;14(3):124.
- [40] RAMANAUSKAITE A, SADER R. Esthetic complications in implant dentistry. *Periodontol 2000.* 2022;88(1):73-85.
- [41] ROSA C, BENTO V, DUARTE N, et al. Do dental implants installed in different types of bone (I, II, III, IV) have different success rates? A systematic review and meta-analysis. *Saudi Dent J.* 2024;36(3):428-442.