

DOI: 10.3969/j.issn.1004-4949.2026.12.045

口腔种植修复力学相容性的研究进展

祖力胡玛尔·买买提, 刘晓天, 张经纶, 尼加提·吐尔逊

(新疆医科大学第二附属医院, 新疆 乌鲁木齐 830000)

[摘要] 口腔种植修复成功标准已经由“骨结合”生物学稳定性, 发展为现在的“力学相容性”综合生物力学目标。传统的钛合金刚性固定模式由于弹性模量大, 与天然骨力学不匹配, 容易造成应力遮挡及远期骨吸收。本文首先回顾从刚性固定到力学相容性理论的发展过程, 继而拆解Lekholm和Zarb骨质分类的生物力学含义, 并分析主流基台材料的力学性能及界面应力传递机理。在此基础上, 提出以宿主骨质生物力学特性为基础的个性化基台材料临床决策矩阵。最后, 从力学生物多场耦合模型、智能响应材料和人工智能辅助决策三个方面, 对精准、动态、个性化的种植修复进行展望, 以期为临床实践和跨学科研究提供参考。

[关键词] 力学相容性; 种植修复; 骨质分类; 弹性模量; 基台材料

[中图分类号] R783

[文献标识码] A

[文章编号] 1004-4949 (2026) 12-0180-05

Research Progress on Mechanical Compatibility of Oral Implant Restoration

Zulihumaer · Maimaiti, LIU Xiaotian, ZHANG Jinglun, Nijati · Tuerxun

(The Second Affiliated Hospital of Xinjiang Medical University, Urumqi 830000, Xinjiang, China)

[Abstract] The success criterion for oral implant restoration has evolved from the biological stability of “osseointegration” to the current comprehensive biomechanical goal of “mechanical compatibility”. The traditional rigid fixation mode of titanium alloy is prone to stress shielding and long-term bone resorption due to its high elastic modulus and mechanical mismatch with natural bone. This paper firstly reviews the theoretical development from rigid fixation to mechanical compatibility, further interprets the biomechanical implications of Lekholm and Zarb bone quality classification, and analyzes the mechanical properties of mainstream abutment materials and the mechanism of interfacial stress transmission. On this basis, a clinical decision matrix for personalized abutment materials based on the biomechanical characteristics of host bone is proposed. Finally, the future development of precise, dynamic and personalized implant restoration is prospected from three aspects: biomechanical multi-field coupling model, intelligent responsive materials and artificial intelligence-assisted decision-making, so as to provide references for clinical practice and interdisciplinary research.

[Key words] Mechanical compatibility; Implant restoration; Bone quality classification; Elastic modulus; Abutment material

口腔种植修复 (oral implant restoration) 的核心目标, 在于实现种植体与宿主骨组织在力学与生物学层面的长期协调。然而, 传统钛合金种植体因弹性模量远高于天然骨, 易产生应力遮挡效应, 即咬合载荷主要由刚性种植体承担, 周围骨组织因缺乏有效力学刺激而引发废用性骨吸

收。这一局限促使研究焦点从早期的“骨结合”生物学稳定性, 逐步转向以“力学相容性”为核心的综合生物力学目标。力学相容性要求种植体在传递咬合载荷时, 既能保证初期稳定性的充足, 又能维持骨组织内适宜的应变能密度, 从而有效调控骨重塑信号通路^[1]。基于此, 本文系统

第一作者: 祖力胡玛尔·买买提 (2000.5-), 女, 新疆库尔勒人, 硕士研究生, 主要从事口腔种植和牙列缺损疾病方面研究

通讯作者: 尼加提·吐尔逊 (1967.12-), 男, 新疆乌鲁木齐人, 硕士, 主任医师, 硕士生导师, 主要从事口腔种植医学相关研究

梳理了Lekholm和Zarb骨质分类的微观结构与其生物力学内涵,对比钛合金、氧化锆、聚醚醚酮(PEEK)、碳纤维增强聚醚醚酮(CFR-PEEK)等主流基台材料的力学性能差异,并进一步探讨种植体-骨界面的应力传递机制及个性化材料选择的临床决策路径,以期为依据宿主骨质特性构建精准化种植修复策略提供理论参考。

1 种植体长期成功的核心机制

1.1 骨结合的生物学基础与生物力学机制 Branemark教授提出的“骨结合”理论,为口腔种植学奠定了生物学基础。种植体植入后,血凝块机化形成初始屏障,成骨细胞黏附、增殖并分泌骨基质,矿化后形成无纤维结缔组织介入的直接骨-种植体接触,即骨结合。研究表明^[2],生物学稳定性是骨结合成功的关键因素,其建立不仅取决于种植体初始机械稳定性,还与术后生物力学应力控制及宿主生物反应密切相关。然而,随着种植适应证的扩大,临床中逐渐发现一些无法用生物学原理解释的并发症,即使在骨结合界面形成之后,仍会发生进行性边缘骨丧失。Jaffin RA与Berman CL在1991年的研究揭示^[3],在Lekholm & Zarb IV类(D4型)疏松骨中,Branemark种植体的失败率高达35%。对此,Wolff定律提供了一个重要的解释视角:骨骼在受力变化时会主动发生适应性改变。在功能负载下,弹性模量远大于皮质骨和松质骨的钛合金种植体将承受大部分应力,致使周围骨组织长期处于“应力遮挡”状态,因缺乏足够的机械刺激而引发骨吸收^[4]。

1.2 刚性固定到力学相容性:种植范式转变 种植体长期稳定留存的核心机制在于:依托骨结合实现咬合力传导,同时要求修复系统与骨组织力学性能匹配,以维持骨组织正常改建,避免应力异常引发骨吸收与种植体松动。由此可见,当代口腔种植学正从“刚性固定”走向“力学相容性”的范式转变。早期的研究主要关注骨结合率(BIC),而当前则更重视通过梯度过渡设计与负载管理来恢复骨组织的生理性改建^[4]。实现力学相容性的关键,在于使修复系统的力学行为与宿主骨的生物力学特性相匹配,这便需要对两者进行深入探究。

2 宿主骨质力学特性对相容性的影响

2.1 Lekholm与Zarb骨质分类及其生物力学特征 Lekholm和Zarb骨质分类(依据X线密度划分)是口腔种植学中评价宿主骨质量的主要方法。不同骨质类型的微观结构差异,直接决定了其力学行为及临床种植难度。

I类骨为均质致密皮质骨,孔隙率极低,线弹性模量高、抗压强度大,该类型虽可提供良好的初始稳定性,但载荷主要集中于种植体颈部,根尖部骨组织应力水平偏低,容易诱发颈部骨吸收^[5];II类骨由厚皮质骨包绕致密松质骨,是一种理想的天然复合结构,外层皮质骨负责承受弯曲与拉伸载荷,内层松质骨则依靠多孔结构实现能量吸收与应力均匀化;III类骨为薄皮质骨包绕中等密度松质骨,皮质骨壳薄且不连续,内部松质小梁纤细、孔隙率高、弹性模量较低,此类骨质的初始稳定性多依赖外科挤压配合,基台材料的阻尼特性在其中发挥着重要作用^[6];IV类骨由极薄皮质骨包绕稀疏松质骨,皮质骨极薄、孔隙率极高、弹性模量最低,在此类骨质中,种植体微动极易超过骨愈合的允许范围,导致纤维性包裹^[7];同时载荷集中于薄皮质骨环,易引起应力集中及快速骨吸收。

2.2 基于CBCT与有限元分析的骨质力学特性及相容性定量评估 当前口腔种植学的研究焦点正从传统的定性描述转向精细化的数字化定量评估。锥形束计算机断层扫描(CBCT)凭借其高空间分辨率,使临床医生能够借助术前影像中的灰度值(GV)或经校准的亨氏单位(HU)对颌骨密度进行量化分析。现有研究已建立HU值与骨质力学参数的对应关系,可将个体化骨质力学数据导入有限元分析模型,模拟不同基台材料植入后各类骨质条件下的界面应力分布与微动特征,从而进一步验证骨质力学特性对种植预后的决定性作用。高模量I类骨易出现应力遮挡与局部过载,低模量III、IV类骨易发生微动超标与骨吸收,仅II类骨因力学结构均衡而骨结合稳定性最优。依托这一数字化评估方式,临床可根据患者骨质力学特征优化手术与修复方案,规避因力学失衡导致的骨吸收问题,有效提升种植体的长期相容性^[8]。

3 基台材料性能特征及其界面应力传递机制剖析

3.1 钛及钛合金 (titanium and titanium alloy) 钛及钛合金因其优异的力学性能而在口腔种植领域中得到广泛应用。其弹性模量约为110 GPa, 兼具较高的屈服强度、出色的抗疲劳性能以及良好的断裂韧性^[9]。对于骨质条件较好 (Ⅱ类、Ⅲ类) 的患者, 其能够有效抵抗咀嚼过程中产生的过大变形, 从而保障修复体的功能稳定性。然而, 高刚性同时也带来了应力遮挡风险。在Ⅰ类或Ⅳ类骨质条件下, 钛合金的弹性模量远高于骨组织, 导致咀嚼负载过度集中于种植体本身, 而骨组织因缺乏足够的机械刺激, 易发生适应性吸收, 进而影响长期种植效果^[10]。

3.2 氧化锆 (zirconia) 氧化锆由于具有天然白色底色、半透明度以及良好的软组织亲和性, 因此已经成为前牙美学区种植修复的主要材料^[11]。氧化锆的弹性模量为200 GPa, 远远大于钛合金和天然骨组织, 所以它在受到外力作用时几乎不会变形。然而由于其刚度很高, 氧化锆在负载传递时会造成种植体和骨界面处的力学负载增大, 进而抑制骨组织的生理改建^[12]。

3.3 PEEK及其复合材料 PEEK及CFR-PEEK凭借其特有的力学特性, 正成为口腔种植学中实现“力学相容性”的关键材料。纯PEEK的弹性模量仅为3~4 GPa, 接近致密松质骨, 在骨质薄弱区域可发挥缓冲垫作用, 使应力分布更加均匀。CFR-PEEK通过碳纤维改性后, 弹性模量可达约18 GPa, 接近皮质骨水平, 兼具力学相容性与足够的结构强度^[13]。此外, PEEK材料具有粘弹性, 能够吸收和衰减冲击载荷下的动态峰值, 为骨组织的生理性改建提供更有利的力学微环境。

从以上分析可以看出, 基台材料的弹性模量是影响其与宿主骨组织力学相容性的主要因素。在低密度骨 (Ⅳ类骨) 中, 高刚度的钛合金和氧化锆均会因力学失配而导致应力集中至薄弱的皮质骨环或稀疏的松质骨小梁上, 从而增加骨吸收和微动性骨折的风险。相比之下, 低模量、高阻尼的材料 (如PEEK等) 凭借其粘弹性和缓冲作用, 能够降低界面瞬时峰值应力, 发挥保护性应力分散的效果, 为低密度骨条件下的种植修复提供更有利的力学环境。

3.4 其他材料与未来展望 聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA) 的弹性模量很低, 仅为2~3 GPa, 虽无法长期负重, 但其柔软性可在种植愈合阶段充当临时基台, 为脆弱的骨组织提供初始缓冲垫, 从而降低峰值冲击力^[14]。未来的发展方向在于主动匹配骨组织的力学环境, 仿生梯度复合材料便是这一思路的代表。其设计理念是在种植体的不同区域 (如连接区、穿龈区、骨接触区) 集成不同模量的材料, 使种植体在刚性固定与弹性缓冲之间实现梯度变化, 理论上可消除界面处的应力突变^[10, 15]。

4 构建临床决策矩阵: 架设从理论到实践的桥梁

4.1 构建决策逻辑框架

4.1.1 第一步: 多维度骨质评估 以CBCT为基础的数字化影像量化是评价骨质生物力学性质的基础, 通过CBCT获取术区三维影像数据, 可观察骨质密度及骨小梁分布情况。临床手感评价及全身健康状况等辅助手段则用于综合评定患者的骨愈合潜力。

4.1.2 第二步: 力学风险分析 Ⅰ类骨的主要风险在于应力遮挡, 骨量过多使骨组织缺乏必要的生理性刺激, 进而可能引发骨吸收。Ⅱ/Ⅲ类骨的主要风险在于界面微动, 骨量不足导致种植体初始固位欠佳, 易出现纤维性包裹。Ⅳ类骨的主要风险在于应力集中所致骨折, 刚性过大的材料会在薄层皮质骨上产生局部应力集中, 从而诱发骨折或骨吸收。

4.1.3 第三步: 材料性能匹配 针对Ⅰ类骨, 可选用中等模量材料 (如CFR-PEEK) 以规避应力遮挡风险。针对Ⅱ/Ⅲ类骨, 宜采用低模量、高阻尼材料 (如纯PEEK), 利用其粘弹性缓冲微动, 减少对脆性骨质的刺激。针对Ⅳ类骨, 其承受咀嚼力部位仍需具备一定强度, 而颈部区域则应选用低模量材料, 严格避免高刚性材料所致的刚性失配。

4.1.4 第四步: 临床方案验证与监测 术前对于复杂或高风险的病例, 应进行个性化的三维有限元分析 (FEA), 模拟不同材料下的应力分布情况。术后采用共振频率分析 (RFA) 测量种植体稳定系数 (ISQ值), 以量化初始稳定性。同时

借助口内扫描及数字化设计, 确保修复体实现被动就位。

该“评估-分析-匹配-验证”框架旨在将生物力学理论转化为可操作的临床路径, 实现从普遍性原则向个性化治疗的跨越。

4.2 基于骨质分类的临床决策路径 I类骨在致密骨中种植体固位良好, 但容易因应力遮挡造成骨吸收, 手术时也易因钻头过热引起骨坏死^[16]。应对策略包括选择带有平台转移或微螺纹结构的种植体, 或直接使用模量更低的CFR-PEEK材料; 手术过程中应使用充分的冷却液并采用逐级备孔技术; 修复体设计上应减小材料体积并控制咬合力, 防止对骨组织造成过大冲击^[13, 17]。II类骨的力学和生物学特性较为均衡, 种植成功率较高。材料选择没有太大限制, 追求美学效果时可选用氧化锆, 考虑经济性或对金属无过敏反应时可选用钛合金或CFR-PEEK。由于骨质条件良好, 在达到初始稳定 ($ISQ > 70$) 时可行即刻负重, 但需长期观察边缘骨的变化情况^[18]。III类骨的挑战在于初始固位力较弱, 必须依靠外科手术方法提高固位力, 可采用骨压缩法或使用锥形种植体, 并选用高强度的钛合金材料以保证支撑。IV类骨皮质骨极薄, 是最具挑战性的情况。根本策略在于通过骨增量手术改善骨质条件。若无法实施增量, 则只能采取极端保守措施, 优先选用模量极低的材料, 严格禁用高刚度材料; 修复体设计应为单冠, 并大幅减径, 采用平面咬合, 同时严格延长愈合期并加强随访观察^[19]。

4.3 特殊临床情境的策略调整 全口无牙颌或复杂缺损修复时, 即使考虑即刻负重, 风险依然较高, 仅适用于骨质条件极佳且初始稳定性良好 (一般要求II类骨, 扭矩 $> 25 \text{ N} \cdot \text{cm}$) 的患者^[20]。虽然钛合金因高强度仍作为承受咬合力的主要材料, 但在薄弱部位应采用PEEK或其他低模量材料进行混合搭配。前牙区修复时, 除追求美学效果外, 当骨条件不理想时, 应选用低模量材料 (如PEEK) 以缓冲应力, 不可随意使用高强度的钛合金或氧化锆, 否则容易出现力学失配^[21]。

4.4 决策支持工具的演进 数字化与智能技术正推

动种植决策由经验化向精准化、智能化升级, 为力学相容性匹配提供量化支撑。现代CBCT软件可将GV值换算为HU, 实现骨质密度与力学参数的定量评估, 为骨质分型提供客观标准。FEA云平台可术前模拟多方案下的界面应力分布, 优选种植体位置与材料组合, 规避模量失配风险。数字化口内扫描结合扫描体技术, 能快速获取高精度三维模型, 替代传统印模, 提升修复体被动就位精度, 保障界面力学传递的稳定性。基于临床大数据, 人工智能与机器学习可自动识别骨质类型、预测种植成功率并推荐个性化手术方案, 助力力学相容性的精准实现^[8]。

5 总结

宿主骨质力学特性是决定种植体骨力学相容性的关键条件。Lekholm与Zarb骨质分类可定性区分4类骨质结构与力学性能差异, 不同骨质在初始稳定性、界面应力分布及骨吸收风险上表现迥异, 其中II类复合骨力学适配性最佳, 而I、III、IV类骨均存在各自力学缺陷, 易破坏长期骨结合。然而, 传统骨质分型仅提供定性判断, 依托CBCT GV值与HU值可量化骨密度及弹性模量, 再结合FEA, 能够术前模拟不同基台材料在各类骨质中的受力状态, 直观量化骨质力学缺陷带来的相容性风险, 从而优化手术与修复方案, 缓解应力失衡引发的骨吸收问题。总体而言, 骨质自身模量、皮质厚度及孔隙结构直接决定种植预后, 数字化定量评估手段则为实现骨质力学相容性的术前预判提供了有力支撑, 为个性化种植方案制定奠定力学基础。目前, CBCT联合FEA的评估方式多采用静态简化模型, 难以复刻真实动态咀嚼与长期骨改建过程, 仿真结果存在一定偏差。后续可构建动态仿真模型, 还原骨质在持续受力过程中的改建变化, 以更精准地预判远期骨吸收风险。在材料层面, 梯度模量仿生复合材料与自适应智能修复材料有望弱化不良骨质带来的力学失配问题, 平衡结构强度与应力缓冲效果。与此同时, 结合人工智能与海量临床数据, 可自动化完成骨质力学参数识别与种植方案匹配, 从而推动基于宿主骨质力学特征的精准、个体化种植诊疗体系不断完善。

[参考文献]

- [1] Brizuela A, Herrero-Climent M, Rios-Carrasco E, et al. Influence of the Elastic Modulus on the Osseointegration of Dental Implants[J]. *Materials (Basel)*, 2019, 12(6):980.
- [2] Thomková B, Marcián P, Borák L, et al. Biomechanical performance of dental implants inserted in different mandible locations and at different angles: A finite element study[J]. *J Prosthet Dent*, 2024, 131(1):128.e1-128.e10.
- [3] Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis[J]. *J Periodontol*, 1991, 62(1):2-4.
- [4] Niinomi M, Nakai M. Titanium-Based Biomaterials for Preventing Stress Shielding between Implant Devices and Bone[J]. *Int J Biomater*, 2011, 2011:836587.
- [5] Has LC, Orbak R. Effect of Bone Quality, Implant Length, and Loading Timing on Stress Transmission in the Posterior Mandible: A Finite Element Analysis[J]. *Bioengineering (Basel)*, 2025, 12(8):888.
- [6] Elias A, Banu RF, Vaidyanathan AK, et al. A comparative finite element analysis of titanium, poly-ether-etherketone, and zirconia abutment on stress distribution around maxillary anterior implants[J]. *Dent Res J (Isfahan)*, 2024, 21:22.
- [7] Palomino-Zorrilla JJ, Córdova-Limaylla NE, Rosas-Díaz JC, et al. Jawbone quality classification in dental implant planning and placement studies: A scoping review[J]. *J Int Soc Prev Community Dent*, 2024, 14(2):89-97.
- [8] Falcinelli C, Valente F, Vasta M, et al. Finite element analysis in implant dentistry: State of the art and future directions[J]. *Dent Mater*, 2023, 39(6):539-556.
- [9] 夏昭鑫, 高亦辰, 邓雨瑶, 等. 不同材料种植体修复单颗上前牙缺失的三维有限元分析[J]. *中国组织工程研究*, 2025, 29(22):4687-4693.
- [10] Tonin BSH, Fu J, He Y, et al. The effect of abutment material stiffness on the mechanical behavior of dental implant assemblies: A 3D finite element study[J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2023, 142:105847.
- [11] Sala L, Bascones-Martínez A, Carrillo-de-Albornoz A. Impact of abutment material on peri-implant soft tissue color. An in vitro study[J]. *Clin Oral Investig*, 2017, 21(7):2221-2233.
- [12] de Holanda Cavalcanti Pereira AK, de Oliveira Limirio JPI, Cavalcanti do Egito Vasconcelos B, et al. Mechanical behavior of titanium and zirconia abutments at the implant-abutment interface: A systematic review[J]. *J Prosthet Dent*, 2024, 131(3):420-426.
- [13] Nahar R, Mishra SK, Chowdhary R. Evaluation of stress distribution in an endodontically treated tooth restored with four different post systems and two different crowns: A finite element analysis[J]. *J Oral Biol Craniofac Res*, 2020, 10(4):719-726.
- [14] 刘恒妍. 抛光和牙周维护对聚醚醚酮表面性能的影响及细菌黏附性能研究[D]. 西安: 中国人民解放军空军军医大学, 2024.
- [15] 王欢, 陆婧, 李英, 等. 口腔种植修复中钛基底氧化锆基台的制作和力学性能[J]. *中国组织工程研究*, 2025, 29(10):2171-2177.
- [16] Wang SH, Hsu JT, Fuh LJ, et al. New classification for bone type at dental implant sites: a dental computed tomography study[J]. *BMC Oral Health*, 2023, 23(1):324.
- [17] 周延民, 汪汉池. 种植体颈部设计的研究进展及临床意义[J]. *口腔医学研究*, 2022, 38(11):1005-1009.
- [18] 许竞. 种植初期稳定性的意义及其参数标准[J]. *口腔疾病防治*, 2021, 29(1):1-10.
- [19] 郭文迪, 王星. 不同咬合方式下上颌前牙柱状与锥状种植体的应力分布比较[J]. *中国口腔颌面外科杂志*, 2025, 23(5):442-449.
- [20] 孙传锋, 凤麟飞, 江长军. 牙列缺损患者即刻种植失败的危险因素分析[J]. *临床和实验医学杂志*, 2022, 21(16):1781-1784.
- [21] 吕迪, 陈美玲. 聚醚醚酮在口腔种植领域的应用与表面功能化研究进展[J]. *临床口腔医学杂志*, 2024, 40(4):251-254.

收稿日期: 2026-4-21 编辑: 张蕊