

前牙区钛网暴露并发症的综合防治策略

郭子翔 于群 陈青青 王凌旭 陈蔚 潘逸菲 汤春波

南京医科大学附属口腔医院种植科,口腔疾病研究与防治国家级重点实验室培育建设点,江苏省口腔转化医学工程研究中心,南京 210029

通信作者:汤春波,Email:cbtang@njmu.edu.cn



汤春波

【摘要】 聚焦前牙美学区引导骨再生(GBR)术后钛网暴露并发症的预防与微创处理策略。前牙区退缩易致轮廓塌陷与“黑三角”,钛网的高张力特性常引发软组织裂开。本文系统回顾了钛网暴露的病因学及“伪骨膜”的组织学屏障作用,并探讨基于临床分级的氯己定保守去污及外科干预策略。在预防层面,论述改良“雨披”皮瓣

等无张力闭合设计的生物力学优势。针对已暴露缺损,评价游离上皮下结缔组织移植完美的美学重塑地位,以及富血小板纤维蛋白结合微创隧道技术的生物刺激潜力。此外,阐述Er:YAG激光去污及细胞相容性重建的前沿协议,并展望3D打印定制钛网、可吸收缝线固定与载铜抗菌钛合金等生物活性材料的应用前景,旨在构建涵盖“形态设计-被动闭合-微创修补-激光去污-活性材料”的跨学科系统化解决方案。

【关键词】 口腔种植; 美学区; 引导骨再生; 钛网暴露; 软组织修补

基金项目: 国家自然科学基金(82170993); 中央高校基本科研业务费资助项目(NZ2024037)

引用著录格式: 郭子翔,于群,陈青青,等. 前牙区钛网暴露并发症的综合防治策略[J/OL]. 中华口腔医学研究杂志(电子版), 2026,20(3):165-174.

DOI:10.3877/cma.j.issn.1674-1366.2026.03.002

Comprehensive prevention and management strategies for titanium mesh exposure complications in the anterior zone

Guo Zixiang, Yu Qun, Chen Qingqing, Wang Lingxu, Chen Wei, Pan Yifei, Tang Chunbo

Department of Oral Implantology, The Affiliated Stomatological Hospital of Nanjing Medical University; State Key Laboratory Cultivation Base of Research, Prevention and Treatment for Oral Diseases; Jiangsu Province Engineering Research Center of Stomatological Translational Medicine, Nanjing 210029, China
Corresponding author: Tang Chunbo, Email: cbtang@njmu.edu.cn

【Abstract】 This study focuses on the prevention and minimally invasive management of titanium mesh exposure

following guided bone regeneration in the anterior esthetic zone. Anterior tissue recession often causes contour collapse and "black triangles", while the high tension of titanium meshes frequently induces soft tissue dehiscence. The etiology of mesh exposure and the histological barrier role of the "pseudo-periosteum" are systematically reviewed, alongside evidence-based strategies ranging from conservative chlorhexidine decontamination to surgical interventions based on clinical grading. For prevention, the biomechanical advantages of tension-free passive closure designs, such as the modified poncho technique, are highlighted. To address exposed defects, the gold standard status of subepithelial connective tissue grafts for esthetic remodeling and the biostimulation potential of platelet-rich fibrin combined with minimally invasive tunneling are evaluated. Furthermore, cutting-edge protocols for Er:YAG laser decontamination and cytocompatibility restoration are introduced, anticipating the future applications of 3D-printed customized meshes, resorbable suture fixation, and bioactive copper-bearing titanium alloys. The objective is to provide a comprehensive, interdisciplinary solution encompassing morphological design, passive closure, minimally invasive repair, laser decontamination, and bioactive materials.

【Key words】 Dental implant; Esthetic zone; Guided bone regeneration; Titanium mesh exposure; Soft tissue repair

Fund programs: National Natural Science Foundation of China (82170993); Fundamental Research Funds for the Central Universities (NZ2024037)

DOI:10.3877/cma.j.issn.1674-1366.2026.03.002

一、临床背景

前牙美学区的种植修复被公认为现代口腔种植学中极具挑战性的高难度领域。重度牙周感染、严重的颌面部创伤或进行性病理疾患导致的牙齿缺失,往往伴随牙槽嵴在三维空间上的剧烈吸收与轮廓塌陷^[1]。在这一高度受美学驱动的解剖区域,任何微小的硬组织缺陷或软组织退缩都会被放大,

直接导致修复后唇侧轮廓塌陷、金属基台透色、牙龈缘退缩及牙间乳头丧失(即临床常见的“黑三角”现象)^[2]等严重的轮廓美学并发症。

为了在存在重度萎缩的牙槽嵴上重建理想的种植体周骨的三维骨量,引导骨再生(guided bone regeneration, GBR)技术已经确立为不可或缺的标准治疗方案^[3]。在应对超出常规膜龈手术极限的严重垂直与水平向复合骨缺损时,基于不可吸收钛网(titanium mesh)支撑的GBR技术因其卓越的机械强度和成骨空间维持能力,成为骨增量手术的核心工具。自20世纪80年代Boyne团队首次提出使用刚性钛网进行牙槽嵴重建以来,钛网支撑GBR技术逐渐应用于复杂牙槽嵴缺损的骨增量治疗^[4]。既往研究显示,钛网相关骨增量术后平均垂直骨增量约为 (4.22 ± 1.68) mm^[5],部分定制化钛网病例线性垂直骨增量可达4.8~5.7 mm,移植骨体积稳定性可达 $(87.9\% \pm 19.5\%)$ ^[6],提示其在维持成骨空间和重建牙槽嵴轮廓方面具有一定的可预测性。

然而,钛网的刚性物理特征在提供强大空间支撑的同时,也从根本上改变了表面覆盖软组织的受力模式。高张力的皮瓣覆盖导致局部微循环受阻,使得术后软组织裂开与钛网暴露成为最令临床医师棘手的并发症(图1)。钛网支撑GBR对软组织减张、钛网塑形及固定稳定性要求较高,术后暴露并发症并非少见。根据一项跨越20年(1999—2019年)、纳入31项研究的系统性评价显示,677例钛网骨增量手术部位中有225例发生暴露,平均暴露率为33.23%,不同研究报道的暴露率约为21%~80%^[7]。2024年,《钛网支撑的引导骨再生的专家共识》亦明确指出,当前针对该并发症在国内外的临床处置中尚缺乏标准化的指导规范^[8]。一旦发生暴露,不仅内部骨移植物面临化脓性感染和吸收的巨大风险,更会导致覆盖的软组织产生灾难性的退缩,彻底破坏前牙红白美学^[9]。因此,系统性地探讨前牙区钛网暴露的发生机制、软组织的微创修补策略及前沿的材料学预防手段,对

于提升前牙美学种植的成功率具有至关重要的临床意义。

二、钛网引导骨再生的生物学机制与硬组织三维稳定

理想的种植体周骨量不仅是维持种植体长期机械强度的物理基础,更是支撑上方软组织轮廓、防止牙龈退缩的解剖学基石。在严重萎缩的牙槽嵴重建中,常规的可吸收胶原膜往往因为缺乏足够的抗压强度而发生塌陷,无法为成骨细胞的迁移和血管长入提供稳定的隔离空间^[10-11]。钛网通过其三维金属框架结构,完美地充当了“空间营造者”的角色,它能够强效抵抗来自唇颊侧肌肉系统和咀嚼活动的机械压力,为内部的血凝块稳定和骨移植材料的重塑提供了坚实的保护罩^[5]。

大量的临床数据证实了钛网在骨再生中的优秀效能。一项研究显示,在使用钛网与颗粒状自体骨、去蛋白牛骨基质(deproteinized bovine bone mineral, DBBM)按1:1或70:30比例混合的GBR术中,经过6~8个月的愈合期,患者能够获得高度可预测的垂直骨增量(vertical bone gain, VBG)^[12]。研究表明,钛网组的平均垂直骨增量达到了 (4.22 ± 1.68) mm,甚至在部分使用定制化3D打印钛网的大型骨缺损病例中,线性垂直骨增量高达4.8~5.7 mm。在体积稳定性方面,2025年一项锥形束CT(cone-beam computed tomography, CBCT)三维减影分析指出,钛网支撑下的硬组织体积增加量可达 (0.49 ± 0.20) cm³,移植骨体积的最终稳定性高达 $(87.9\% \pm 19.5\%)$ ^[6]。

除了机械强度,钛网表面的网孔设计也具有深刻的生物学考量。这些孔隙允许骨膜的微血管和营养物质自由穿透进入移植骨床,这对于大体积骨移植物的早期血管化和成骨改建至关重要^[13]。然而,正是这种孔隙结构,在发生软组织裂开时,也成为了口腔细菌长入和上皮细胞向内定植的通道,从而为暴露后的并发症埋下了隐患^[7]。

三、前牙钛网暴露的病因学机制与组织学特征

尽管钛网的硬组织重建效能令人瞩目,但其最常见的并发症——软组织裂开与钛网暴露,直接威胁着骨增量的最终结局。

1. 多因素病因学分析:钛网暴露的病因学是一个涉及生物力学、解剖学和微生物学的复杂网络。首要因素是过度的黏骨膜瓣张力。为了覆盖增量的骨粉和具有一定厚度的钛网,黏骨膜瓣通常需要进行广泛的骨膜减张松解。如果松解不彻底或软

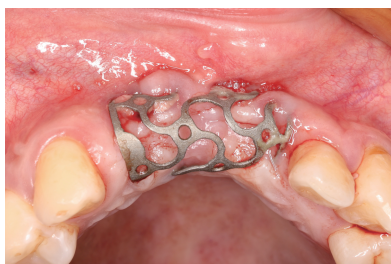


图1 前牙行钛网骨增量手术6个月后患者口内像 可见钛网暴露。

组织量绝对不足,缝合后皮瓣边缘会承受持续的机械牵拉,导致局部缺血坏死,进而裂开^[14]。其次,患者的软组织生物型对暴露风险具有决定性影响。薄龈生物型患者的黏膜固有层缺乏足够的胶原纤维支撑,面对下方坚硬的金属网孔边缘摩擦时极易发生穿孔^[15]。此外,若传统钛网在术中被反复剪裁,其边缘必然留下锐利的金属刺,这些微小的锐角在随后的肌肉运动和咀嚼压力下,会不断切割覆盖其上的菲薄软组织,成为晚期暴露的直接导火索^[16]。

2. 组织学改变与体积缩减:一旦钛网暴露,口腔内的唾液及定植的复杂菌群将通过钛网的微孔直接侵袭下方的骨移植物。细菌生物膜的迅速建立会引发强烈的局部炎症级联反应。上皮细胞为了隔离这一炎症源,会沿着暴露的钛网孔隙向内迅速增殖并包裹,形成软组织长入,从根本上阻断了缓慢的成骨进程^[17]。精确的三维测量数据显示,暴露对最终骨体积的破坏是灾难性的,每暴露 1 cm^2 的钛网面积,就会导致预期获得骨体积约16.3%的吸收与丧失^[18]。

3. “伪骨膜”的生物学屏障作用:然而,临床观察中发现了一个重要的组织学拯救机制。在很多未发生急性化脓性感染的早期或晚期暴露病例中,通过钛网的孔隙可以观察到其下方已经形成了一层致密的结缔组织,被称为“伪骨膜”(pseudo-periosteum)。这层组织由成纤维细胞、致密的胶原纤维和丰富的新生毛细血管网络构成,该组织位于再生骨表面,提示局部已形成一定软组织覆盖,但其具体保护作用及是否应予保留仍存在争议^[19]。2019年,Cucchi等^[20]的研究根据厚度将这种伪骨膜分为3种亚型,并报道相关病例在再入路时仍可获得约4 mm的垂直骨增量。它不仅在物理上隔离了外界细菌向深层成骨中心的进一步渗透,还通过分泌各类生长因子维持了底层移植骨的代谢稳定。因此,伪骨膜的存在提示,部分无急性化脓感染且移植物相对稳定的钛网暴露病例,并不必然导致骨增量完全失败;但其预后仍受暴露时间、暴露范围、感染程度及软组织覆盖情况影响,临床处理仍需个体化判断(图2)。

四、钛网暴露的临床分级评估与循证保守干预

针对钛网暴露,目前的治疗策略主要依据暴露发生的时间节点(早期与晚期)、暴露面积的物理大小及是否存在化脓性感染进行分级管理^[7]。

1. 早期暴露与晚期暴露的差异化特征:早期暴

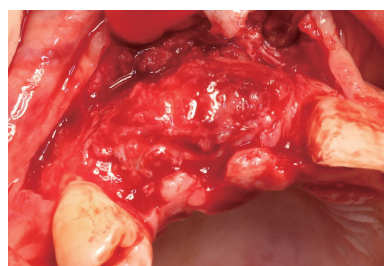


图2 钛网骨增量手术拆除钛网后前牙术区情况 可见伪骨膜形成。

露通常定义为术后4周内发生的创口裂开。此时,移植物的毛细血管网络尚未完全建立,内部处于脆弱的血凝块机化与成骨启动期。早期暴露极易引发深部急性感染,造成大量骨移植物的流失,甚至导致整个GBR手术彻底失败。术后4周后发生者可归为延期或晚期暴露,此时深部的自体骨与骨替代材料已被纤维血管组织高度包裹,甚至开始了早期的矿化,其抵御外界细菌侵袭的能力显著增强。研究表明,晚期暴露对最终实际骨增量的负面影响相对较小,大部分骨体积得以保留^[21]。

2. 保守干预策略的循证数据:系统回顾分析过去二十年间的225例暴露病例发现,多达11种不同的治疗方案被应用于临床,其中化学去污与保守维持是最为主流的选择^[7]。在46%的暴露案例中,首选方案是局部应用浓度为0.12%或0.2%的氯己定(Chlorhexidine)含漱液,或1%氯己定凝胶进行创面涂布。氯己定通过破坏细菌细胞膜,能够有效降低暴露表面的细菌生物量^[22]。结合严格的口腔卫生干预和高频度的专业随访,许多微小且无急性感染的晚期暴露能够被成功维持至预定的愈合终点,无须提前取出钛网。辅助使用0.9%氯化钠溶液冲洗也是清洁创面、维持局部微生态稳定的常用手段。

3. 钛网取出的外科指征:然而,当暴露伴随明显的组织坏死、持续的化脓性渗出,或暴露面积迅速扩大导致深部骨粉大量流失时,保守治疗便不再适用。数据指出,在21%的严重临床并发症中,必须紧急实施钛网的外科取出手术,并同时辅助系统性抗生素治疗^[7]。Fontana等^[23]提出的非吸收膜GBR并发症分类及处理建议指出,对于膜暴露伴化脓性渗出的病例,应及时移除暴露膜,并清除感染性移植颗粒及炎性组织,必要时联合局部冲洗和系统性抗生素治疗。

五、软组织切口设计与微创皮瓣被动闭合技术
预防和处理钛网暴露的第一道防线是优化外

科皮瓣设计,实现真正意义上的“无张力一期闭合”(tension-free primary closure)。任何试图通过强行拉拢缝合来对抗内部钛网张力的做法,最终都会因局部微血管断裂而导致软组织坏死与裂开。

1. 改良“雨披”皮瓣技术:在前牙及上颌美学区,一种被称为改良“雨披”皮瓣技术(modified poncho technique, MPT)的切口设计展现出了极佳的软组织保护与闭合效能。其核心思路是在尽量保留龈乳头和术区血供的基础上,将主要切口设计于骨增量区域之外,并通过前庭沟区域的减张处理,使皮瓣能够被动就位并实现无张力一期闭合。与传统嵴顶切口或梯形切口相比,MPT旨在减少骨增量核心区上方的切口张力及黏膜下血管丛损伤,从而降低早期创口裂开和钛网暴露风险。其基本操作包括远离增量区设计水平及垂直延伸切口,行肌-黏膜下层分离和骨膜减张,完成GBR后采用双层缝合关闭创口,并通过垂直褥式缝合及间断缝合稳定龈乳头和创缘。MPT的基本操作流程见图3。一项临床随访研究表明,采用MPT技术配合数字化钛网进行前牙骨再生时,95.7%的手术部位在观察期内实现了无并发症的软组织一期愈合。在术后3、7、14和30 d的连续观察中,代表伤口愈合质量的Landry愈合指数从初期的(3.0 ± 0.5)稳步攀升至终点的(4.7 ± 1.1),该结果提示,MPT可能有助于改善早期软组织愈合质量并降低创口裂开风险,但其对钛网暴露率的实际影响仍需更高质量研究进一步验证^[24]。

2. 冠向复位舌侧瓣的数据支持:在涉及下颌或后牙区的类似研究中,冠向复位舌侧瓣(coronally

advanced lingual flaps, CALF)进一步支持了“皮瓣充分减张、被动就位和无张力一期闭合”在钛网覆盖中的重要性。一项针对54例受试者的随机对照评估显示,采用被动松解的CALF技术后,钛网暴露率从对照组的43.2%降低至0%($P=0.04$)。该结果提示,软组织瓣的充分松解和无张力复位可能有助于降低创口裂开和钛网暴露风险^[5]。

六、钛网暴露相关软组织缺损的处理与二期美学重建

钛网暴露后的软组织处理应以感染控制、移植物保护和创口稳定为首要目标。对于伴有明显感染、坏死或骨移植物流失的病例,应优先进行清创、抗感染治疗及必要的钛网移除。对于感染已得到控制但遗留前牙区软组织厚度不足、角化龈不足或龈乳头形态欠佳的病例,可在二期修复或种植修复前后考虑软组织增量及牙周成形手术,以改善软组织轮廓和美学预后。结缔组织移植(connective tissue transplantation, CTG)、富血小板纤维蛋白(platelet-rich fibrin, PRF)及隧道技术等方法在该阶段可作为可选治疗手段,但其作用应限定于软组织增量和美学重建,而非替代钛网暴露急性期的感染控制和外科处理。

1. 游离上皮下游结缔组织移植的经典重塑:游离上皮下游CTG被牙周病学和种植学界公认为处理软组织体积缺损、增加局部厚度和覆盖暴露面的“金标准”^[2]。在钛网暴露导致前牙唇侧软组织大面积退缩的病例中,CTG能够提供优异的物理厚度和胶原结构支撑^[25]。

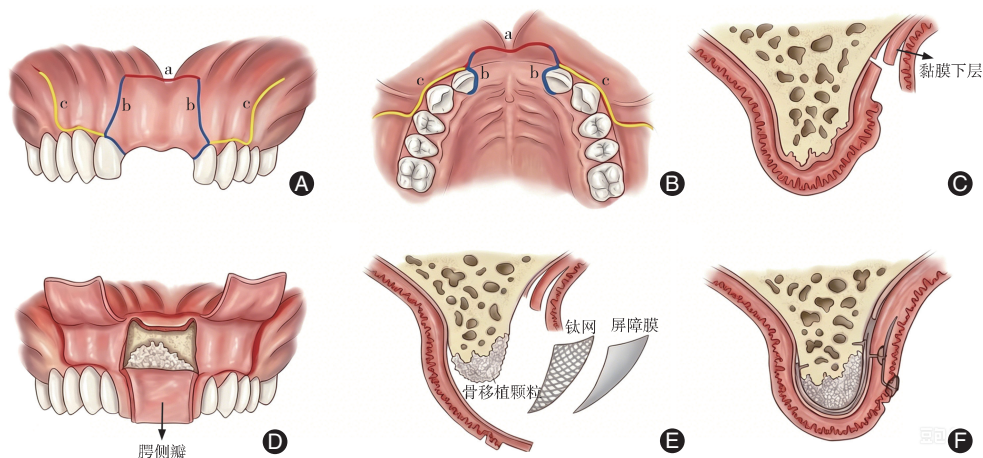


图3 改良“雨披”技术(MPT)操作流程 A:切口线(颊面观);B:切口线(咬合面观);C:肌-黏膜下层分离与骨膜翻起;D:腭侧瓣翻起,完成全部翻瓣制备操作;E:引导骨再生(GBR)操作;F:双层缝合关闭创口;a:水平切口,b:垂直及腭侧延伸切口,c:垂直松弛切口。

注:图片改编自Wang和de Santis^[24],原文依据Creative Commons Attribution License 4.0(CC BY 4.0)开放许可发布。Copyright© 2024 The Author (s). Published by Wolters Kluwer Health, Inc.

在具体的外科手术中,医师首先在唇侧暴露的周边组织进行微创切口,制备半厚瓣(split-thickness flap),保留骨膜层以维持局部微弱的血供,并彻底刮除钛网表面的炎性肉芽组织。随后,从腭侧或上颌结节区获取1块致密的CTG。将此移植植物精确地覆盖于暴露的金属面或骨面上,并通过悬吊缝合技术固定于龈乳头基底部或邻牙上,以防止微动。最后,将唇侧皮瓣进行冠向复位并完全覆盖CTG,实现无张力缝合。CTG中丰富的成纤维细胞不仅能够诱导上方皮瓣的上皮化,其致密的细胞外基质还能有效隔离外界刺激,纠正异常移位的膜龈联合。CTG中丰富的胶原纤维和成纤维细胞可为覆盖皮瓣提供软组织厚度和结构支撑,并有助于改善局部角化组织宽度、龈缘位置及前牙区软组织轮廓。对于钛网暴露后遗留的唇侧软组织塌陷、角化龈不足或龈乳头形态欠佳者,CTG可作为感染控制后或二期阶段的软组织增量方法,用于改善修复前软组织条件和美学预后^[26]。然而,CTG的主要局限在于需要开辟第二术区获取移植植物,不可避免地增加了患者的术后疼痛和整体发病率。

2. 富血小板纤维蛋白的无创生物刺激与替代: 为克服CTG需双术区的创伤缺陷,基于自体血液浓缩物的组织工程学干预在近年来异军突起。其中,PRF作为新一代的血液浓缩物,在软组织微创修复中展现出了巨大的生物学潜能^[27-28]。

PRF是通过在无抗凝剂条件下离心患者自身静脉血制备而成的高密度纤维蛋白膜。在钛网早期局部微小暴露的场景中,PRF内蕴含的巨大能量被释放。巨核细胞合成并主要储存于血小板 α 颗粒中的高浓度生长因子被大量网罗于PRF的纤维蛋白支架内。这些因子包括骨形态发生蛋白(bone morphogenetic protein, BMP)、转化生长因子 β (transforming growth factor- β , TGF- β)、血小板衍生生长因子(platelet derived growth factor, PDGF)、血管内皮生长因子(vascular endothelial growth factor, VEGF)和成纤维细胞生长因子(fibroblast growth

factor, FGF)等^[29]。当暴露发生并伴随软组织裂开时,将PRF膜直接敷贴于暴露处或填入龈缘下方,其致密的纤维蛋白网络不仅能在长达7 d的时间里持续缓慢释放上述生长因子,还富含具有重要凝血与细胞黏附作用的基质糖蛋白——血小板反应蛋白1(thrombospondin-1, TSP-1)。这一天然的三维支架为上皮细胞的爬行和肉芽组织的增殖提供了极佳的床垫,并通过强效刺激微血管新生,迅速促成软组织边缘的爬行闭合。最新的前沿临床技术,如改良前庭切口骨膜下隧道技术(modified vestibular incision subperiosteal tunnel access, M-VISTA)结合钛管富血小板纤维蛋白(Titanium-prepared platelet-rich fibrin, T-PRF),能够在完全不破坏前牙美学区牙龈乳头完整性的情况下,将PRF植入退缩的软组织下方。循证医学证据表明,T-PRF在临床附着水平获得、退缩深度减小及牙龈厚度增加等核心指标上,提供了与传统CTG相媲美的临床效益,且彻底免除了第二术区的创伤,极大地推动了牙周成形术向微创、舒适化方向的演进^[30]。表1展示了CTG与PRF在前牙钛网暴露软组织修补中的临床特性对比。

七、暴露钛网表面的激光去污协议与细胞相容性重建

在探讨软组织覆盖之前,必须正视一个关键的微生物学前提:钛网表面一旦长时间暴露于口腔,其多孔结构和微观粗糙表面会瞬间吸附唾液蛋白并形成顽固的细菌生物膜(biofilm)。如果不彻底破坏并清除这一生物膜,任何软组织修补(无论是CTG还是PRF)都将在炎症的侵袭下走向失败。传统的机械器械(如金属刮治器、超声工作尖)在清除钛表面时容易留下深浅不一的划痕,甚至导致金属碎屑脱落引发异物排斥;而化学药物的渗透性有限,难以从微孔深处根除成熟的生物膜基质^[31]。

在此背景下,掺铒钇铝石榴石(erbium-doped: yttrium aluminum garnet, Er: YAG)激光因其卓越的物理杀菌特性和对钛材质的高选择性安全性,成为钛网表面去污的尖端武器^[32]。Er: YAG激光的波长为

表1 结缔组织移植(CTG)与富血小板纤维蛋白(PRF)在前牙钛网暴露软组织修补中的临床特性多维对比分析		
临床评估维度	游离上皮下CTG	PRF
覆盖成功率	90%~97%(高度一致且可预测)	70%~80%(中度可预测,受限于局部血供)
患者发病率与创伤	较高(必须开辟腭侧或结节区第二术区获取)	极低(仅需静脉采血,无供区附加创伤)
长期组织稳定性	高稳定性(不易发生二次组织萎缩)	中等(缺乏坚固的长期细胞外胶原支架支撑)
美学及体积改善	提供极佳的物理厚度增量与完美的颜色匹配	显著改善微血管化和上皮闭合,但物理体积增加有限
推荐适应证	前牙伴随严重轮廓塌陷、薄龈生物型及广泛暴露	钛网早期点状或微小暴露、拒绝二次手术创伤者

2 940 nm,正处于水分子吸收的光谱高峰。激光照射时,生物膜内和钛表面的水分子瞬间吸收高能光子发生汽化,产生微小爆破效应(micro-explosions),从而物理性地将细菌生物膜、大块牙石及炎症肉芽组织从钛网及基底骨表面剥离,同时还发挥着优秀的局部微血管热凝固止血作用^[33]。

1. 最优激光参数的探索与确立:尽管Er:YAG激光效能卓著,但其照射能量必须被精确定制。能量过高会引起钛网局部温度飙升,导致金属表面熔融破坏、微观粗糙度丧失;能量过低则无法摧毁顽固的细菌群落^[34]。大量的体外与动物模型实验经过反复测定,最终确立了高效且安全的激光去污协议。当使用能量50 mJ/pulse,频率30 Hz,处于超短脉冲模式(super short pulse, SSP; 50 μ s),能量密度设定为3.76 J/cm²时,配合适量的水气喷雾冷却(例如气压6挡、水压4挡),以2 mm/s的扫描速度在钛表面进行3次重复移动照射,可以在1 min内极速、高效地完成整个钛表面的彻底去污,且通过扫描电镜(scanning electron microscopy, SEM)观察证实,此参数下的照射不对钛材的表面形貌产生任何破坏^[32]。

需要指出的是,目前Er:YAG激光用于暴露钛网表面去污的直接临床证据仍较有限,相关参数多来源于污染钛片或种植体表面模型研究。因此,SLA、HA涂层等表面类型并不代表常规GBR钛网表面,而是作为不同钛基材料表面条件下激光去污效果与细胞相容性变化的体外证据。现有研究提示,不同表面形貌和涂层结构对Er:YAG激光能量耐受性、生物膜清除效率及处理后细胞反应均有影响,为便于呈现不同污染钛表面模型下Er:YAG激光去污效果及细胞相容性差异,本文根据Huang等^[34]的研究结果整理形成表2。因此,在暴露钛网处理中应用Er:YAG激光时,应避免简单套用种植体表面参数,而需结合钛网厚度、表面形貌、暴露范围及局部软组织情况谨慎选择。

2. 细胞相容性的逆转与重建:更令人振奋的

是,经过优化参数照射的钛材料,其表面发生了一系列积极的物理化学转变。激光去除表面附着的碳氢化合物等有机污染物后,显著提升了钛表面的亲水性(hydrophilicity)。在体外细胞培养实验中,经过Er:YAG激光去污的钛盘不仅恢复了无菌状态,还极大程度地显示出优异抗生物膜效果^[35]。

八、数字化三维打印与新型微创固定技术的预防性重构

面对软组织修补的复杂性,医学界始终秉持“预防重于治疗”的核心理念。随着计算机辅助设计与制作(computer aided design/computer aided manufacturing, CAD/CAM)技术的全面普及,钛网的设计与制造正经历一场深刻的技术革命。

1. 定制化3D打印钛网的解剖学顺应性:传统的二维平面钛网需要在术中由医师手动反复剪裁、弯折以试图贴合缺损的三维形态。这种被动适配不仅耗费大量手术时间,而且在剪裁边缘必然形成微小却极其锐利的金属尖端。正是这些尖端,在覆盖皮瓣后形成了致命的“应力集中点”,如同隐形的刀刃,随着肌肉的牵拉慢慢切透菲薄的黏膜^[36]。

如今,选区激光熔化(selective laser melting, SLM)3D打印技术能够完美解决这一顽疾。基于患者的颌骨CBCT数据,工程师与临床医师可以在3D软件中精确预构缺损区的理想轮廓,智能避开颞神经孔、切牙孔等关键解剖结构,从而打印出与受区骨面高度贴合的个性化钛网。更为重要的是,3D打印软件可以对钛网的边缘进行完美的圆钝化与平滑过渡处理,彻底消除了锐利边缘对软组织的机械切割力。同时,定制化设计能够通过拓扑优化控制孔隙分布,在保证机械强度的前提下显著降低钛网的整体厚度与体积^[37]。系统综述证实,相较于传统钛网高达60%(95% CI:52%~68%)的暴露率,个性化数字化3D打印定制钛网的总体暴露率大幅骤降至20%(95% CI:13%~27%),在处理高度复杂的前牙美学区联合骨缺损中展现出了压倒性的预防优势^[38]。

表2 掺钕钇铝石榴石激光(Er:YAG)处理不同污染钛表面模型的体外去污效果及其生物学效应

研究对象/表面模型	推荐能量(mJ/pulse)	细菌生物膜清除率	细胞相容性评价
污染SLA钛表面模型	100	84.1%	MC3T3-E1细胞黏附与增殖改善,增殖活性可高于清洁钛片对照组($P<0.01$)
污染HA涂层钛表面模型	70	76.4%	细胞黏附与增殖活性与清洁钛片对照组相近,差异无统计学意义($P>0.05$)

注:SLA为大颗粒喷砂酸蚀表面;HA为羟基磷灰石。

2. 可吸收缝线微创固定技术的探索性应用:除了钛网自身的形态,将其固定于宿主骨表面的方式同样会对软组织施加影响。传统的操作标准是使用微型钛合金螺钉进行刚性固定。然而,钛钉的钉帽会不可避免地凸起于钛网表面,额外增加了局部的物理厚度,并与覆盖其上的黏膜发生持续的机械摩擦,这同样是引发局部微缺血和穿孔的高危因素。此外,取出钛网时必须再次翻起大面积皮瓣以寻找并旋出这些钛钉,二次手术创伤极大。

为此,一项新颖的回顾性研究提出了一种摒弃钛钉的“可吸收缝线微创固定技术”^[39]。该方法巧妙地利用受区周围坚韧的骨膜与固有韧带组织作为天然锚点,通过可吸收缝线在钛网上方编织具有一定张力的固定网络,实现钛网在早期的稳定就位。对纳入的36例接受GBR治疗的患者随访显示,传统钛钉固定组(TS组)出现了16.67%的钛网暴露,而令人瞩目的是,采用可吸收缝线固定组(RS组)暴露率为0%。两组在钛网的空间位移、垂直及水平骨增量及后期的骨吸收参数上差异均无统计学意义($P>0.05$)。因此,可吸收缝线固定可能在减少钉帽相关机械刺激、降低二期取出创伤及维持早期钛网稳定方面具有潜在优势。然而,该研究为回顾性设计,样本量有限,且病例选择、缺损类型和术者因素可能影响结果解释。其真实临床获益仍需通过更高质量的前瞻性随机对照研究加以验证。

九、生物活性涂层与功能化钛基材料研究进展

即便在物理形态优化与无张力皮瓣技术应用到极致的情况下,前牙区的微小创伤或患者不良的咀嚼习惯依然可能导致偶发性的钛网微小裂开。一旦屏障受损,如何防止大量致病菌的长入,是当前材料科学攻坚的核心靶点。钛及钛合金并非严格意义上的化学惰性材料,其优良的耐腐蚀性和生物相容性主要归因于表面可自发形成稳定的二氧化钛(TiO_2)钝化膜。然而,常规钛网表面本身并不具备主动抗菌或免疫调控功能,一旦发生软组织裂开并暴露于口腔环境,仍易发生唾液蛋白吸附和细菌生物膜定植。因此,通过表面改性或合金化策略赋予钛网抗菌、抗炎及促成骨等多重生物活性,已成为近年来植入材料研究的重要方向。

1. 载铜钛合金(Ti-xCu)的冶金学突破:纯钛及传统的Ti-6Al-4V合金虽然广泛应用,但后者在腐蚀环境下可能释放出具有潜在细胞毒性的铝离子和钒离子。为了克服这一缺陷并赋予材料抗菌属性,

研究人员利用SLM 3D打印技术,成功合成了不同掺杂比例的载铜钛合金(Ti-xCu , Cu的质量分数分别为0%、4%、6%、8%)^[37]。

微观组织学分析揭示,随着合金中铜元素比例的增加,其内部的 α -Ti基体中会大量析出一种称为 Ti_2Cu 的金属间化合物沉淀相。这种纳米级析出相不仅维持了钛材固有的耐腐蚀性能和极高的机械强度,更赋予了材料持续释放痕量铜离子(Cu^{2+})的卓越能力。

2. 持续双效抗菌性能与巨噬细胞免疫调控:体外抗菌实验给出了极具说服力的数据:当合金中的铜质量分数达到或超过4%时,该合金对口腔内常见的金黄色葡萄球菌(*Staphylococcus aureus*)和肠道共生菌大肠杆菌(*Escherichia coli*)的抑菌率超过了90%。铜离子的抗菌机制被认为是通过诱导细菌内部产生过量的活性氧(reactive oxygen species, ROS),破坏细菌细胞膜并干扰其DNA复制,从而从根源上杀灭黏附在表面的早期定植菌。这类生物活性材料为钛网功能化设计提供了新的研究方向,即在维持机械支撑和空间维持能力的基础上,进一步赋予其抗菌、抗炎及促成骨潜能。然而,目前相关证据仍以基础研究和早期转化研究为主,其临床安全性、长期稳定性及对钛网暴露相关并发症的实际预防效果仍需进一步验证。

3. 其他多功能表面改性策略:除载铜钛合金外,当前钛基材料功能化研究还包括银、锌、锶和镁等离子掺杂,以及羟基磷灰石、磷酸钙、 TiO_2 纳米管/纳米线、聚多巴胺、壳聚糖和抗菌肽等复合涂层。不同体系的功能侧重并不相同:银离子主要用于抑制细菌黏附和生物膜形成,但需关注剂量相关细胞毒性;锶、镁及羟基磷灰石类涂层更偏向于促进成骨分化和骨结合;锌则兼具一定抗菌和促成骨潜力。已有综述指出,钛表面改性策略已从单一粗糙化处理逐渐发展为离子掺杂、羟基磷灰石涂层、纳米结构和石墨烯类复合改性等多路径并行的研究格局^[40]。

在复合功能化方面,银/锶双功能涂层是较具代表性的研究方向。系统综述显示,Sr/Ag复合改性钛表面在体外研究中可同时改善抗菌和成骨相关指标,但其临床有效性、涂层稳定性及释放动力学仍需进一步验证^[41]。此外,钛网本身的表面改性也已有探索。例如,镁掺杂纳米线改性钛网(Mg-NW-Ti)在体外表现出良好生物相容性并促进成骨细胞增

殖、分化,在兔下颌种植体周围骨缺损模型中亦显示出促进骨再生和骨结合的潜力^[42]。另有研究通过Ca/P/Co/F/Sr共掺杂TiO₂微孔涂层实现抗菌、血管化和成骨功能的协同调控,提示多元素共掺杂可能是未来钛网材料功能化的重要方向^[43]。

总体而言,功能化钛网材料的研究趋势已由单一抗菌逐渐转向“抗菌-抗炎-促血管化-促成骨”的多功能协同调控。然而,目前多数证据仍来自钛片、种植体表面、体外实验或动物模型,真正针对GBR钛网暴露预防的临床研究仍较有限。因此,相关材料的临床转化仍需重点评估涂层长期稳定性、离子释放安全窗、机械耐久性、成型加工适配性以及对骨增量结局和暴露相关感染的实际影响。

十、总结与展望

前牙美学区钛网支撑的GBR技术具有较好的空间维持能力和机械支撑作用,可用于重度水平或垂直骨缺损的三维重建,并为种植修复后的软硬组织轮廓稳定提供基础。然而,软组织裂开和钛网暴露仍是影响GBR愈合过程和最终骨增量效果的重要并发症。现有研究提示,钛网暴露后的处理应依据暴露发生时间、暴露范围、局部感染程度、移植体稳定性及患者美学需求进行分层决策。对于晚期、范围较小且无急性化脓性感染的暴露,可在严格菌斑控制、局部去污和密切随访基础上尝试保守维持;而对于早期大面积暴露、伴持续化脓、软组织坏死或骨移植体明显流失的病例,应及时考虑外科干预甚至移除钛网。目前尚缺乏高质量研究直接证明保留钛网较早期取出具有显著优势,因此临床决策不宜采用单一处理原则,而应建立基于风险评估和分级管理的综合处置策略。

首先,钛网暴露的预防应重视术前设计与软组织条件评估。基于SLM/CAD/CAM技术的个性化钛网可通过术前数字化规划改善钛网与缺损区的解剖贴合度,并有助于提高骨增量空间设计的精确性。对于可吸收缝线固定等新型固定方式,目前证据主要来自小样本回顾性研究,其在减少软组织机械刺激和简化二期手术方面具有一定探索价值,但尚不足以支持作为常规临床推荐,仍需前瞻性、多中心对照研究进一步验证。软组织处理方面,MPT、冠向复位等无张力闭合理念提示,充分减张、被动就位和稳定缝合可能有助于降低创口裂开风险。具体术式仍应根据缺损部位、软组织厚度、角化龈宽度及术者经验进行个体化选择。

其次,一旦发生钛网暴露,应根据发生时间点、暴露范围、感染情况、软组织裂开程度及骨移植体稳定性进行分层处理。对于小范围、无急性化脓且移植体稳定的暴露,可在局部清洁、抗菌维护和密切随访下观察;对于早期大面积暴露、持续化脓、软组织坏死或骨移植体明显流失者,应及时清创,并根据情况移除钛网。Er:YAG激光可作为辅助去污手段,但其临床适应证仍需进一步验证。CTG、PRF及隧道技术更适用于感染控制后或二期阶段的软组织增量与美学重建,而不宜作为钛网暴露急性期的常规处理方案。

最后,前牙区钛网暴露并发症的防治仍存在若干尚未解决的关键问题。首先,目前钛网暴露的分级标准、感染判定标准及保留或移除钛网的决策流程尚未统一,未来需建立更规范的临床分层评估体系。其次,个性化钛网、可吸收缝线固定、Er:YAG激光去污和CTG/PRF软组织增量等策略的证据等级仍有限,其真实临床获益仍需通过前瞻性、多中心对照研究加以验证。再次,功能化钛基材料虽为钛网设计提供了新的研究方向,但其长期安全性、涂层稳定性、离子释放可控性,以及对钛网暴露相关感染和骨增量稳定性的实际影响仍不明确。未来研究应围绕标准化分级、个体化处置流程、软硬组织联合评价指标和新型材料的临床转化开展,以进一步提高前牙美学区GBR治疗的安全性和可预测性。

利益冲突 所有作者均声明不存在利益冲突

作者贡献声明 郭子翔:文献查阅、实施研究、统计分析、文章撰写;于群、王凌旭:文献查阅、统计分析、文章修改;陈青青、陈蔚、潘逸菲:文献查阅、实施研究、文章撰写;汤春波:课题酝酿和设计、研究指导、文章审阅和修改

参 考 文 献

- [1] 赵丽萍,胡文杰,徐涛,等.罹患重度牙周病变磨牙拔牙后两种牙槽嵴保存方法的比较[J]. 北京大学学报(医学版), 2019,51(3):579-585. DOI:10.19723/j.jissn.1671-167X.2019.03.030.
- [2] 张瑜,陈银燕,肖玉鸿.牙种植中牙龈乳头保护与重建的研究进展[J/OL]. 中华口腔医学研究杂志(电子版), 2016,10(3):212-215. DOI:10.3877/cma.j.issn.1674-1366.2016.03.012.
- [3] Poli PP, Beretta M, Cicciù M, et al. Alveolar ridge augmentation with titanium mesh. A retrospective clinical study[J]. Open Dent J, 2014(8):148-158. DOI:10.2174/1874210601408010148.
- [4] Gongloff RK, Cole M, Whitlow W, et al. Titanium mesh and particulate cancellous bone and marrow grafts to augment the maxillary alveolar ridge[J]. Int J Oral Maxillofac Surg, 1986,15(3):263-268. DOI:10.1016/s0300-9785(86)80083-7.

- [5] Lorusso F, Gehrke SA, Alla I, et al. The early exposure rate and vertical bone gain of titanium mesh for maxillary bone regeneration: A systematic review and Meta-analysis [J]. Dent J (Basel), 2025, 13(2):52. DOI:10.3390/dj13020052.
- [6] Soares KH, King C, Palkovics D, et al. Customized three-dimensional-printed titanium mesh for alveolar bone augmentation: Retrospective consecutive case series [J]. Clin Adv Periodontics, 2025. DOI:10.1002/cap.70015.
- [7] Cunha G, Carvalho PHA, Quirino LC, et al. Titanium mesh exposure after bone grafting: Treatment approaches—A systematic review [J]. Craniomaxillofac Trauma Reconstr, 2022, 15(4):397-405. DOI:10.1177/19433875211046114.
- [8] 《中国口腔种植学杂志》编辑部,刘倩,任斌,等.钛网支撑的引导骨再生的专家共识[J].中国口腔种植学杂志, 2024, 29(2): 95-100. DOI:10.12337/zgkqzzzz.2024.04.001.
- [9] Torres-Solis AL, Aguilar-Salazar KE, Bojórquez-Armenta HA, et al. Clinical management of titanium mesh exposure following guided bone regeneration (GBR): A case report [J]. J Dent Health Oral Res, 2025; 1-7. DOI:10.46889/JDHOR.2025.6207.
- [10] Ren Y, Fan L, Alkildani S, et al. Barrier membranes for guided bone regeneration (GBR): A focus on recent advances in collagen membranes [J]. Int J Mol Sci, 2022, 23 (23): 14987. DOI:10.3390/ijms232314987.
- [11] 李广大,丁明超,常欣,等.屏障膜在口腔引导骨再生中的研究进展[J].中国口腔种植学杂志, 2025, 30(3): 288-295. DOI: 10.12337/zgkqzzzz.2025.06.014.
- [12] Ng E, Donos N, Jaafar MA, et al. Clinical outcomes of titanium mesh for alveolar bone augmentation: An umbrella review [J]. Clin Exp Dent Res, 2025, 11 (6): e70250. DOI: 10.1002/cre2.70250.
- [13] Chiapasco M, Casentini P, Tommasato G, et al. Customized CAD/CAM titanium meshes for the guided bone regeneration of severe alveolar ridge defects: Preliminary results of a retrospective clinical study in humans [J]. Clin Oral Implants Res, 2021, 32(4):498-510. DOI:10.1111/clr.13720.
- [14] Cucchi A, Vignudelli E, Napolitano A, et al. Evaluation of complication rates and vertical bone gain after guided bone regeneration with non-resorbable membranes versus titanium meshes and resorbable membranes. A randomized clinical trial [J/OL]. Clin Implant Dent Relat Res, 2017, 19(5): 821-832. DOI:10.1111/cid.12520.
- [15] Levine RA, Lai PC, Manji A, et al. Implant site development using titanium mesh in the maxilla: A retrospective study of 58 mesh procedures in 48 patients [J]. Int J Periodontics Restorative Dent, 2022, 42(1): 43-51. DOI:10.11607/prd.5530.
- [16] Zhou L, Su Y, Wang J, et al. Effect of exposure rates with customized versus conventional titanium mesh on guided bone regeneration: Systematic review and Meta-analysis [J]. J Oral Implantol, 2022, 48(4): 339-346. DOI: 10.1563/aaid-joi-D-20-00200.
- [17] Retzeppi M, Donos N. Guided bone regeneration: Biological principle and therapeutic applications [J]. Clin Oral Implants Res, 2010, 21 (6): 567-576. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2010.01922.x.
- [18] Lizio G, Corinaldesi G, Marchetti C. Alveolar ridge reconstruction with titanium mesh: A three-dimensional evaluation of factors affecting bone augmentation [J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2014, 29(6): 1354-1363. DOI:10.11607/jomi.3417.
- [19] 杨敏雪,李帝泽,陈陶.钛网辅助引导骨再生下假骨膜的研究进展[J].中国口腔种植学杂志, 2025, 30(1): 35-39. DOI: 10.12337/zgkqzzzz.2025.02.007.
- [20] Cucchi A, Sartori M, Aldini NN, et al. A proposal of pseudo-periosteum classification after GBR by means of titanium-reinforced d-PTFE membranes or titanium meshes plus cross-linked collagen membranes [J]. Int J Periodontics Restorative Dent, 2019, 39(4): e157-e165. DOI:10.11607/prd.e3598.
- [21] Abu - Mostafa NA, Alotaibi YN, Alkahtani RN, et al. The outcomes of vertical alveolar bone augmentation by guided bone regeneration with titanium mesh: A systematic review [J]. J Contemp Dent Pract, 2022, 23(12): 1280-1288. DOI:10.5005/jp-journals-10024-3444.
- [22] Jones CG. Chlorhexidine: Is it still the gold standard? [J]. Periodontology 2000, 1997 (15): 55-62. DOI: 10.1111/j.1600-0757.1997.tb00105.x.
- [23] Fontana F, Maschera E, Rocchietta I, et al. Clinical classification of complications in guided bone regeneration procedures by means of a nonresorbable membrane [J]. Int J Periodontics Restorative Dent, 2011, 31(3): 265-273.
- [24] Wang S, de Santis D. Enhancing early-stage healing responses through the modified "Poncho" technique in customized titanium mesh-mediated bone regeneration: A soft tissue management approach—case series [J]. Medicine, 2024, 103 (39): e39806. DOI:10.1097/MD.00000000000039806.
- [25] Punse S, Dhadse P, Wankhede A, et al. Regenerative potential of connective tissue grafts vs. platelet-rich fibrin preparations in periodontal therapy: A comparative review [J]. AIMS Bioengineering, 2025, 12 (2): 249-264. DOI: 10.3934/bioeng.2025012.
- [26] Kaushik A, Pk P, Jhamb K, et al. Clinical evaluation of papilla reconstruction using subepithelial connective tissue graft [J]. J Clin Diagn Res, 2014, 8(9): ZC77-ZC81. DOI: 10.7860/JCDR/2014/9458.4881.
- [27] Hajibagheri P, Basirat M, Tabari - Khomeiran Z, et al. The efficacy of platelet-rich fibrin (PRF) in post-extraction hard and soft tissue healing and associated complications: A systematic review and meta-analysis of split-mouth randomized clinical trials [J]. BMC Oral Health, 2025, 25(1): 869. DOI: 10.1186/s12903-025-06238-1.
- [28] Boudet C. Platelet-rich fibrin in mesh exposure repair [J]. Dentistry Today, 2014, 33(1): 112-113.
- [29] 曾令紫,莫安春.富血小板纤维蛋白在口腔种植中的应用进展 [J].中国口腔颌面外科杂志, 2023, 21(5): 518-521. DOI:

- 10.19438/j.cjoms.2023.05.016.
- [30] Punse S, Dhadse P. Comparative effectiveness of titanium platelet-rich fibrin and connective tissue graft harvested from the tuberosity area via modified vestibular incision suprapariosteal tunnel access for managing gingival recession: Protocol for a randomized controlled trial [J]. JMIR Res Protoc, 2025 (14): e67168. DOI:10.2196/67168.
- [31] Louropoulou A, Slot DE, van der Weijden FA. Titanium surface alterations following the use of different mechanical instruments: A systematic review [J]. Clin Oral Implants Res, 2012, 23 (6): 643-658. DOI:10.1111/j.1600-0501.2011.02208.x.
- [32] Nejem Wakim R, Namour M, Nguyen HV, et al. Decontamination of dental implant surfaces by the Er: YAG laser beam: A comparative *in vitro* study of various protocols [J]. Dent J (Basel), 2018, 6(4): 66. DOI:10.3390/dj6040066.
- [33] Mellado - Valero A, Buitrago - Vera P, Solá - Ruiz MF, et al. Decontamination of dental implant surface in peri - implantitis treatment: A literature review [J]. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2013, 18(6): e869-e876. DOI:10.4317/medoral.19420.
- [34] Huang P, Chen X, Chen Z, et al. Efficacy of Er: YAG laser irradiation for decontamination and its effect on biocompatibility of different titanium surfaces [J]. BMC Oral Health, 2021 (21): 649. DOI:10.1186/s12903-021-02006-z.
- [35] Polak D, Shani-Kdoshim S, Alias M, et al. The *in vitro* efficacy of biofilm removal from titanium surfaces using Er: YAG laser: Comparison of treatment protocols and ablation parameters [J]. J Periodontol, 2022, 93 (1): 100 - 109. DOI: 10.1002/JPER.19-0574.
- [36] Di Spirito F, Giordano F, Di Palo MP, et al. Customized 3D-printed mesh, membrane, bone substitute, and dental implant applied to guided bone regeneration in oral implantology: A narrative review [J]. Dent J (Basel), 2024, 12(10): 303. DOI: 10.3390/dj12100303.
- [37] Luo L, Zhong Q, Chen ZQ, et al. 3D-printed copper-containing tailored titanium alloys with corrosion resistance, biocompatibility, and anti - inflammatory properties for enhanced guided bone regeneration [J]. Front Bioeng Biotechnol, 2025 (13): 1647678. DOI:10.3389/fbioe.2025.1647678.
- [38] 周立波, 宿玉成. 比较个性化钛网与传统钛网在引导骨再生后暴露的系统综述 [J/OL]. 中国口腔种植学杂志, 2022, 27(2): 112-118. DOI:10.12337/zgkqzzzz.2022.04.011.
- [39] Li S, Zhao Y, Tian T, et al. A minimally invasive method for titanium mesh fixation with resorbable sutures in guided bone regeneration: A retrospective study [J]. Clin Implant Dent Relat Res, 2023, 25(1): 87-98. DOI:10.1111/cid.13147.
- [40] Zhang H, Wu Z, Wang Z, et al. Advanced surface modification techniques for titanium implants: A review of osteogenic and antibacterial strategies [J]. Front Bioeng Biotechnol, 2025 (13): 1549439. DOI:10.3389/fbioe.2025.1549439.
- [41] Kheirmand - Parizi M, Doll - Nikutta K, Gaikwad A, et al. Effectiveness of strontium/silver-based titanium surface coatings in improving antibacterial and osteogenic implant characteristics: A systematic review of *in - vitro* studies [J]. Front Bioeng Biotechnol, 2024 (12): 1346426. DOI: 10.3389/fbioe.2024.1346426.
- [42] Shen Z, Zhu YW, Wei YW, et al. Enhanced osteogenic activity of a titanium mesh modified with magnesium-doped nanowires for peri-implant guided bone regeneration: *In vitro* and *in vivo* [J]. ACS Biomater Sci Eng, 2025, 11(5): 2664-2676. DOI: 10.1021/acsbmaterials.4c01854.
- [43] Zhou J, Wang X, Zhao L. Antibacterial, angiogenic, and osteogenic activities of Ca, P, Co, F, and Sr compound doped titania coatings with different Sr content [J]. Sci Rep, 2019, 9 (1): 14203. DOI:10.1038/s41598-019-50496-3.

(收稿日期:2026-03-14)

(本文编辑:王嫚)