

外科手术缝合线的研究进展

束静¹, 赵黎黎², 毛成刚³

1 南京医科大学附属妇产医院 (江苏南京 210028); 2 南京医科大学第一附属医院 (江苏南京 210029); 3 江苏省中医院 (江苏南京 210029)

〔摘要〕该研究结合手术缝合线的设计要求和应用场景, 以及材料科学、工程技术、生物医学等多学科融合创新, 分别从缝合线的材料类型、结构革新、功能化改造等方面详细综述近年来外科手术缝合线的研究进展, 探讨其对于创面愈合的改善作用, 以及手术缝合领域面临的挑战和对未来的展望, 旨在为创新性手术缝合线的产品设计和生产提供指导建议。

〔关键词〕手术缝合线; 生物材料; 功能化

〔中图分类号〕R61 〔文献标识码〕A 〔文章编号〕1002-2376(2025)02-0160-05

〔DOI〕10.3969/j.issn.1002-2376.2025.02.046

The Research Progress on Surgical Sutures *Shu Jing¹, Zhao Lili², Mao Chenggang³*
1 The Affiliated Obstetrics and Gynecology Hospital of Nanjing Medical University, Nanjing Jiangsu 210028, China; 2 The First Affiliated Hospital of Nanjing Medical University, Nanjing Jiangsu 210029, China; 3 Jiangsu Provincial Hospital of Traditional Chinese Medicine, Nanjing Jiangsu 210029, China

〔Abstract〕 In this study, with the combination of design requirements and application scenarios of surgical sutures, as well as multidisciplinary integration innovation in materials science, engineering technology and biomedicine, the research progress of surgical sutures in recent years was discussed in detail from the aspects of suture material types, structural innovations, and functional modifications, and its improvement effect on wound healing was explored. In addition, the challenges and future prospects in the field of surgical suture were discussed in depth, aiming to provide guidance and suggestions for the design and manufacture of innovative surgical suture products.

〔Key words〕 Surgical sutures; Biomaterials; Functionalization

在封闭受损组织、促进术后创面愈合中具有关键作用。随着医疗技术和手术微创化、精细化的发展, 临床对手术缝合线的要求也越来越高。手术缝合线植入后可能产生异物反应和过度纤维化, 从而导致创面出现炎症反应, 延迟创面愈合进程^[1]。此外, 术后创面伤口细菌感染可能限制缝合效果。因此, 创新性手术缝合线应适应组织愈合的生物学特性, 具备更好的生物相容性、更高的强度、更低的感染风险及更强的愈合修复能力^[2]。

近年来, 新型手术缝合线的研发在材料、结构、功能化与智能化设计等领域取得了显著进展。生物

活性成分和药物已被运用到手术缝合线中, 通过表面涂层、定向加载和其他方法修饰手术缝合线, 实现抗菌、炎症调节、瘢痕消除等功能^[3]。而智能化手术缝合线可监测创面愈合情况, 指导医疗干预策略的及时调整^[1]。本研究详细论述近年来外科手术缝合线的研究进展, 提出手术缝合领域面临的挑战及对未来的展望。

1 手术缝合线的材料

根据材料的体内组织可吸收性, 手术缝合线可分为不可吸收缝合线和可吸收缝合线^[4]。不可吸收缝合线强度高、稳定性好, 但可能引起组织排斥反应, 并且需要二次拆线^[5]。可吸收缝合线通常具有较好的生物相容性, 引起的组织反应较小, 但价格

收稿日期: 2024-11-19

相对较高^[4]。根据材料的来源和性质,手术缝合线的组成成分可为天然材料和合成材料。天然材料具有良好的生物相容性,但抗拉强度较差,性能不稳定;合成材料的抗拉强度较好,通过调整材料结构和性能可控制其理化特性和降解性能^[5]。

1.1 不可吸收缝合线

天然不可吸收缝合线是由天然来源的材料制成,在体内不被吸收,通常为动物组织或天然聚合物,常见材料包括纤维素、蚕丝等^[6]。其中,纤维素的成本低、可重复性高、机械性能好。有研究利用界面聚电解质复合法构筑了一种新型瓜尔胶/纳米纤维素复合丝线,该缝合线具有良好的生物相容性和抗菌性,体内测试时材料诱导炎症反应水平低^[7]。而蚕丝是一种天然的多结构聚合物,具有高强度、低细菌粘附性和良好的处理性能,被广泛用于软组织闭合或结扎及眼、神经或心血管手术^[8]。Franco 等^[9]利用生物工程技术将抗菌肽 6mer-HNP1 涂覆于蚕丝缝合线上,并通过实验证实了该涂层可显著抑制细菌的附着和生物膜的形成,有效改善蚕丝缝合线的抗菌性能,且保持缝合线的力学性能不受影响。可见天然不可吸收缝合线在材料选择、抗菌性能改进和临床应用方面均取得了显著进展,但其来源受到自然条件的限制。

合成不可吸收缝合线由人工合成的聚合物制成,在人体内不会降解或吸收,主要包括聚丙烯(polypropylene, PP)、聚酰胺(polyamide, PA)等^[10]。其中,PP缝合线具有良好的生物相容性和弹性,但柔韧性较差,主要用于心血管外科、普外科和骨科手术^[11]。PA 又被称为尼龙,具有良好的力学性能、弹性和耐磨性。PA缝合线在人工血管及大动脉移植和缝合手术中应用较多^[12]。但 PA 制成的编织缝合线易发生细菌感染。Debbabi 等^[13]开发了一种新型抗菌 PA 编织缝合线,并将壳聚糖柠檬酸生物聚合物涂覆于缝合线表面,实验证实该缝合线具有明显的抗菌作用,力学测试证实该缝合线采用的涂层工艺并未影响缝合线的机械性能。合成不可吸收缝合线在现代外科手术中扮演着重要角色,凭借高强度、低组织反应和多样化的特点成为许多复杂手术和高张力伤口的首选材料。但其需要拆线的特性以及较高的价格也在一定程度上限制了其应用。

1.2 可吸收缝合线

天然可吸收缝合线的材料主要来源于动物组织或天然聚合物,能够在人体内逐渐降解并最终被吸收。羊肠线于 19 世纪正式被用于手术缝合,包括

普通外科肠线和有色外科肠线^[14]。胶原蛋白缝合线通常呈单丝状,表面光滑,具有较好的生物相容性,组织反应小,能有效促进止血和创面愈合,但其强度较差,在口腔科、眼科等显微外科手术中应用较多^[15]。

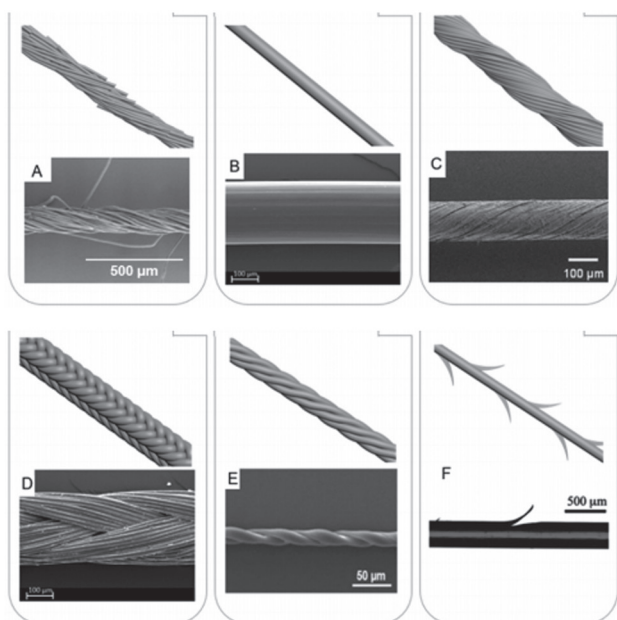
合成可吸收缝合线由合成聚合物制成,在人体内可被逐渐降解和吸收,主要包括聚乙醇酸(polyglycolic acid, PGA)、聚乳酸(polylactic acid, PLA)等^[16]。其中,PGA缝合线具有良好的生物相容性、生物可降解性和机械性能,适用于皮下和皮内缝合及腹部和胸部手术^[17]。于波等^[18]研究指出 PGA缝合线具有较强的抗酸和抗感染作用,是最佳妇产科手术缝合材料,弥补了肠线的低张力强度、高组织反应缺点。PLA缝合线具有良好的生物相容性,且无毒无刺激、拉伸强度高、冲击韧性低,适合于较强张力的伤口缝合^[19]。Yang 等^[20]改进开发了一种新型包芯手术缝合线载药系统,该系统在 PLA缝合线外层包裹由聚乙醇酸、聚己内酯和环丙沙星抗菌药物组成的纳米纤维膜,通过调节聚乙醇酸和聚己内酯的组成比例,构建了调节药物释放速率和释放周期的新模式,为新型抗菌手术缝合线的研究提供了新思路。合成可吸收缝合线在深层组织手术中应用较多,具有强度高、吸收速度可控且操作性能更好的特点,但价格相对较高,且部分合成可吸收缝合线(如编织缝合线)可能增加感染风险。因此,临床在选择缝合线时,需根据手术部位、伤口愈合时间以及患者的具体情况综合考虑。

2 手术缝合线的结构

纤维与细丝是制作手术缝合线的基本结构。多数常见纤维的直径稳定控制在微米范围内,主要通过溶液纺丝、熔融纺丝和微流控纺丝等方法制备^[21]。纳米纤维直径在几纳米至几百纳米之间,其纤维形态和尺度与天然细胞外基质中的纤维相似。与传统的微纤维相比,纳米纤维可以增强细胞的活性和粘附、增殖和甚至分化等功能,从而加速伤口愈合和组织再生^[22]。虽然纳米纤维缝合线显示出以上先进的优点,但其制造技术仍不够成熟,将纳米纤维缝合线的生产规模从实验室扩大至商业批量生产仍然具有挑战性。

根据二级结构形式的不同,手术缝合线可分为短纤维缝合线、单丝缝合线和多丝缝合线。其中,多丝缝合线根据加工方法又可分为绞丝缝合线和编织缝合线。多丝缝合线比单丝缝合线更坚固、更柔软,可以设计不同的结构,以达到预定的医疗效果。但多丝缝合线的空隙数量增加,表面更粗糙,可能

对伤口周围脆弱的组织造成二次损伤^[3]。此外，缝合线的类型还包括股线缝合线（由多根单线绞合而成）和表面有倒刺突起的倒刺缝合线。倒刺缝合线的倒钩结构可以消除传统缝合线的打结现象，提高缝合性能，并在一定程度上防止微生物附着，因此被认为是一种比较理想的缝合线结构^[23]。缝合线二级结构示意图及对应的电子显微镜下图像见图 1^[24]。



注：A 为多丝缝合线；B 为单丝缝合线；C 为股线缝合线；D 为编织缝合线；E 为绞丝缝合线；F 为倒刺缝合线

图 1 缝合线结构示意图及对应的电子显微镜下图像

3 功能化手术缝合线

3.1 多功能生物材料缝合线

材料的改进及复合修饰可赋予缝合线更多创新的生物学功能。例如，表面涂层可减少表面摩擦和细菌定植风险，药物、生长因子或其他生物活性物质负载掺入缝合线材料可增加抗菌、促进伤口愈合、减少炎症反应等生物调节效应^[25]。Chen 等^[26]开发了一种可以根据伤口愈合阶段控制抗菌性能的缝合线。该研究将单宁酸（tannic acid, TA）通过自聚合形成聚单宁酸（poly tannic acid, PTA），并利用 TA 和 PTA 在水溶液中的可逆转化形成一种复合涂层（multifunctional poly tannic acid, MPTA）。该涂层能够根据伤口愈合不同阶段（炎症期和修复期）的 pH 值变化，实现阶段性的抗菌控制。抑菌实验证实，MPTA 在体外具备较好的抗菌性能。小鼠实验证实，MPTA 涂层缝合线能够减少组织坏死，促进组织再生，加快伤口愈合。Shibuya 等^[27]

制备了具有干扰素 γ （interferon- γ , IFN γ ）、白细胞介素 2（interleukin-2, IL-2）、抗 CD³/CD²⁸、抗 CD³/CD²⁸ + IL-2 或抗 CD³/CD²⁸ + IFN γ 等药物负载的生物活性缝合线，体外实验证实该缝合线可延长 Th1 免疫反应并扩增特异性 T 细胞，刺激其他细胞分泌 IL-12 并延长免疫反应，为增强癌症患者的免疫治疗效果提供了原位刺激辅助。另有研究设计了一种新型高韧粘性水凝胶多功能超薄涂层^[28]。该涂层由一层锚定网络和一层韧性增强网络的双层水凝胶构成，实现了手术缝合线和水凝胶之间的超韧界面，保证了手术操作过程中涂层的稳定性，减少了对生物组织的牵引和磨损。多功能生物材料缝合线通过材料改进和复合修饰实现了抗菌、加速愈合、免疫调节等多种功能，不仅提高了缝合线的性能，还为术后伤口管理和治疗提供了新的解决方案。

3.2 新型仿生手术缝合线

新型仿生缝合线旨在模仿了自然生物体的优势结构特性，提高手术缝合线的生物相容性、韧性及药物负载能力等相关性能。中国科学技术大学俞书宏院士团队^[29]研制的仿莲丝细菌纤维素水凝胶纤维，具有高生物相容性、高含水量、低刺激性和低摩擦阻力等特点。这种材料的多孔结构还允许其有效吸附抗生素或抗炎药物，并在伤口处持续释放，发挥加速伤口愈合和抗炎等作用。该材料的仿生螺旋结构使其具有与人体皮肤相近的弹性模量，能有效缓冲吸收能量，与人体组织实现同步形变，避免割伤伤口造成二次伤害。目前，新型仿生手术缝合线部分技术仍处于临床试验阶段，尚未大规模应用于临床，未来有望进一步拓展其应用领域。

3.3 智能化缝合线

随着柔性电子科技研究的进步，智能化缝合线的研发成为近期的热点。智能化缝合线也被称为电子缝合线，是指在缝合线中加入特殊涂层或添加柔性电子设备，实现检测伤口或目标组织的实时数据、监测伤口愈合过程、评估伤口愈合效果的目的^[30]。新加坡国立大学团队^[31]开发的电子智能缝合线，可无线感应、传输信息且无需电池，并可监测深部手术部位的物理化学状态。该智能缝合线包含一个小型电子传感器，可监测伤口的完整性和微小变化，同时提供相当于医疗级缝合线的愈合效果。该团队测试了聚合物涂层的毒性，发现其强度和对身体的生物毒性与普通缝合线无区别。Lee 等^[32]设计了一种具有免疫耐受性的无线电子缝合线，将医用缝合线与无线光纤应变传感系统集成，同时在缝合线表面均匀涂覆了一层

金纳米粒子和聚氨酯。猪模型实验证实,该缝合线能够在跟腱断裂和重建术后的愈合过程中,连续监测重建跟腱的机械刚度变化,定量评估跟腱的修复情况。研究人员对于智能化缝合线的开发与设计有望为术后监测提供更准确、更便捷的解决方案,尤其在深部伤口的愈合过程中具有重要意义。

4 结论和展望

外科缝合领域得益于多学科的合作,在缝合理论、医械创新装置等领域取得了许多突破^[33]。材料科学的发展使缝合材料从天然聚合物到合成材料、从不可吸收物质到可吸收物质进行探索,医用电子科学的发展使缝合材料既能达到伤口愈合效果,又能实现智能化监测。未来,外科手术缝合线的潜在发展方向包括如下方面。(1)新型缝合线的转化应用。目前,外科手术缝合线仍以创面缝合固定功能为主,具有抗菌或其他附加功能的缝合线比较少见。多功能手术缝合线因其研发应用具有较高的技术门槛和巨大的经济成本,尚未实现大规模生产。因此,如何推进新型缝合线的产业转化是未来重要的攻关领域。(2)生物活性手术缝合线的创新开发。基于外科手术的精准微创发展,缝合线的开发需契合临床诊疗发展,进一步提高生物相容性、减少组织反应、增强伤口愈合能力,并强化监测等诊疗一体化功能,为优化医疗服务质量奠定基础。

[参考文献]

[1] Deng X, Gould M, Ali MA. A review of current advancements for wound healing: Biomaterial applications and medical devices[J]. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2022, 110(11): 2542–2573.

[2] Alshomer F, Madhavan A, Pathan O, et al. Bioactive sutures: A review of advances in surgical suture functionalisation[J]. *Curr Med Chem*, 2017, 24(2): 215–223.

[3] Byrne M, Aly A. The surgical suture[J]. *Aesthet Surg J*, 2019, 39(Suppl_2): S67–S72.

[4] Chen XH, Tan PF, Wen Y, et al. Facile scalable one-step wet-spinning of surgical sutures with shape memory function and antibacterial activity for wound healing[J]. *CCL*, 2020, 31(6): 1499–1503.

[5] Wu H, Guo T, Zhou F, et al. Surface coating prolongs the degradation and maintains the mechanical strength of surgical suture in vivo[J]. *Colloids Surf B Biointerfaces*, 2022, 209(Pt 1): 112214.

[6] Edmiston CE, Seabrook GR, Goheen MP, et al. Bacterial adherence to surgical sutures: Can antibacterial-coated

sutures reduce the risk of microbial contamination?[J]. *J Am Coll Surg*, 2006, 203(4): 481–489.

[7] Wu M, Liu Y, Liu C, et al. Core-shell filament with excellent wound healing property made of cellulose nanofibrils and guar gum via interfacial polyelectrolyte complexation spinning[J]. *Small*, 2023, 19(4): e2205867.

[8] Dasgupta A, Sori N, Petrova S, et al. Comprehensive collagen crosslinking comparison of microfluidic wet-extruded microfibers for bioactive surgical suture development[J]. *Acta Biomater*, 2021, 128: 186–200.

[9] Franco AR, Fernandes EM, Rodrigues MT, et al. Antimicrobial coating of spider silk to prevent bacterial attachment on silk surgical sutures[J]. *Acta Biomater*, 2019, 99: 236–246.

[10] Manigrasso M, Velotti N, Calculli F, et al. Barbed suture and gastrointestinal surgery. A retrospective analysis[J]. *Open Med (Wars)*, 2019, 14: 503–508.

[11] Razumov M, Gornukhina OV, Golubchikov OA, et al. Polypropylene suture material with anti-inflammatory action[J]. *Iranian Polym J*, 2018, 27: 629–634.

[12] 张正, 李方全, 李杰, 等. 聚酰胺在医用卫生材料中的应用及研究进展 [J]. *中国塑料*, 2024, 38(5): 113–119.

[13] Debbabi F, Gargoubi S, Hadj Ayed MA, et al. Development and characterization of antibacterial braided polyamide suture coated with chitosan-citric acid biopolymer[J]. *J Biomater Appl*, 2017, 32(3): 384–398.

[14] de la Harpe KM, Kondiah PPD, Marimuthu T, et al. Advances in carbohydrate-based polymers for the design of suture materials: A review[J]. *Carbohydr Polym*, 2021, 261: 117860.

[15] Shoueir KR, El-Desouky N, Rashad MM, et al. Chitosan based-nanoparticles and nanocapsules: Overview, physicochemical features, applications of a nanofibrous scaffold, and bioprinting[J]. *Int J Biol Macromol*, 2021, 167: 1176–1197.

[16] Lou D, Pang Q, Pei X, et al. Flexible wound healing system for pro-regeneration, temperature monitoring and infection early warning[J]. *Biosens Bioelectron*, 2020, 162: 112275.

[17] 董露茜, 徐芳, 翁云宣. 聚乙醇酸改性及其应用研究进展 [J]. *中国塑料*, 2022, 36(4): 166–174.

[18] 于波, 何玲. 生物性可吸收缝线在妇产科临床治疗中的应用 [J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2010, 14(38): 7209–7212.

