

短纤维/水凝胶复合气管软骨环状支架的制备及性能研究

韩凤仪^{1,2}, 王国华^{1,2}, 沃杨², 徐荣建^{2*}

¹青岛大学青岛医学院, 山东 青岛

²青岛大学附属医院胸外科, 山东 青岛

收稿日期: 2026年3月21日; 录用日期: 2026年4月30日; 发布日期: 2026年5月12日

摘要

目的: 开发机械性能良好的仿生三维环状气管软骨复合支架, 用于组织工程气管的构建。方法: 通过同轴静电纺丝技术制备PLGA/GelMA短纤维, 并将其加入ChSMA和PEGNB水凝胶体系, 将复合体系加入环形模具, 经365 nm紫外光照射固化、冻干后得到短纤维/水凝胶复合支架。通过观察表面形态、拉伸-压缩力学实验以及接触角实验评估支架的性能, 探究短纤维的加入对支架的优化效果。结果: 短纤维的掺入增加了支架表面孔隙结构的连续性和均匀性, 并提高了支架的孔隙率; 拉伸和压缩力学实验结果显示, 短纤维的掺入增强了支架的拉伸和压缩模量, 且随着短纤维含量的增加, 支架的力学性能呈增强趋势; 接触角实验显示, 短纤维/水凝胶复合支架相较于单纯的水凝胶支架具有更好的亲水性。结论: 短纤维/水凝胶复合支架相比于单纯的水凝胶支架具有更高的孔隙率、更优异的力学性能及更强的亲水性。该复合支架体系为组织工程气管支架的设计提供了前沿思路。

关键词

组织工程气管支架, 静电纺丝, 纳米短纤维, 水凝胶, 硫酸软骨素

Preparation and Performance Evaluation of Short Fiber/Hydrogel Composite Tracheal Cartilage Ring-Shaped Scaffolds

Fengyi Han^{1,2}, Guohua Wang^{1,2}, Yang Wo², Rongjian Xu^{2*}

¹Qingdao Medical College, Qingdao University, Qingdao Shandong

²Department of Thoracic Surgery, The Affiliated Hospital of Qingdao University, Qingdao Shandong

Received: March 21, 2026; accepted: April 30, 2026; published: May 12, 2026

*通讯作者。

文章引用: 韩凤仪, 王国华, 沃杨, 徐荣建. 短纤维/水凝胶复合气管软骨环状支架的制备及性能研究[J]. 生物医学, 2026, 16(3): 377-387. DOI: 10.12677/hjbm.2026.163040

Abstract

Objective: A biomimetic 3D annular tracheal cartilage composite scaffold with excellent mechanical properties was developed for tissue-engineered trachea construction. **Methods:** PLGA/GelMA short fibers were prepared by coaxial electrospinning and incorporated into a hydrogel matrix of ChSMA and PEGNB. The composite precursor was loaded into an annular mold, photocrosslinked under 365 nm UV light, and freeze-dried to obtain the short fiber/hydrogel composite scaffold. Scaffold performance was evaluated via morphological observation, tensile and compressive mechanical tests, and contact angle measurements, so as to explore the optimization effect of short fiber incorporation on the scaffold. **Results:** The incorporation of short fibers improved the continuity and uniformity of the surface pore structure of the scaffold and increased its porosity. Tensile and compressive mechanical test results demonstrated that the incorporation of short fibers significantly enhanced the tensile modulus and compressive modulus of the scaffold, and the mechanical properties of the scaffold showed an increasing trend with the increase of short fiber content. Contact angle measurements indicated that the short fiber/hydrogel composite scaffold exhibited superior hydrophilicity compared to the pure hydrogel scaffold. **Conclusion:** Compared with the pure hydrogel scaffold, the short fiber/hydrogel composite scaffold has higher porosity, more excellent mechanical properties and stronger hydrophilicity, which provides a reliable structural basis for its application in tissue-engineered trachea construction.

Keywords

Tissue-Engineered Tracheal Scaffold, Electrospinning, Nano-Short Fibers, Hydrogel, Chondroitin Sulfate

Copyright © 2026 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

气管是连接上呼吸道系统和肺的重要通道，是人体内重要的器官之一[1]。遗传变异、发育异常、创伤及肿瘤等原因常引起气管损伤[2][3]。外科手术仍是治疗气管损伤疾病的主要手段，主要包括气管造口术、窗式切除联合组织瓣修复术及切除后的端-端吻合术[4]。而当疾病原因造成的气管缺损长度超过人气管总长的50%，儿童超过30%时[2]，难以通过传统的手术方式修复，需要进行气管重建，而长段气管的重建仍然是一项临床难题。现有的重建替代物如自体组织、异体或异种主动脉等组织仍然面临材料短缺、免疫排斥、感染等限制[5][6]。

近年来，组织工程气管因其独特优势受到广泛关注，被认为是气管重建领域最具前景的发展方向[7]。其核心目标是生成一个具备完整功能的气管替代物，实现移植自体化，避免免疫排斥反应，并针对患者具体的缺损情况设计个体化的组织替代方案。组织工程基本要素包括生物材料支架、能够在支架上生长的细胞以及促进细胞分化和组织再生的生长因子[8]。其中，利用生物材料构建力学性能和生物相容性良好的支架是组织工程的核心和基础，也是研究的热点[9]。基于天然气管生理结构，首先需要支架提供足够的机械强度，以避免术后气道塌陷的并发症，使用合成生物材料能使支架具备较强的机械性能，但其缺乏天然生物材料的生物相容性，因此，开发合成与天然材料混合的支架成为当前研究趋势[10]。

水凝胶是由亲水性聚合物组成的3D网络，通过交联作用吸水膨胀后能维持其结构，因其通常含有比

聚材料更多的水而具有良好的生物相容性, 并且它的物理化学性质与细胞外基质高度相似, 在组织工程中应用广泛[11][12]。其中光固化水凝胶基于自由基聚合的快速性, 能够在温和的生理条件下快速成型, 具备良好的塑性[13]。然而大多数水凝胶在机械性能上较弱且易碎, 现有提高水凝胶机械性能的方法, 如逐步交联、浸泡、重复加热/冷却循环等, 则将水凝胶的制备时长延长至几小时到几天不等。研究人员参考天然贻贝足丝外皮通过复合相间相互作用来提高抗断裂性和拉伸性的原理, 提供了一种快速合成坚固水凝胶的新策略[14]。该研究中, 选用甲基丙烯酸酯(MA)接枝的透明质酸(HAMA)和邻硝基苯甲醇(NB)封端的四臂聚乙二醇(PEGNB)为主要原料, 当以上两者在苯基-2,4,6-三甲基苯甲酰基次磷酸锂(LAP)光引发剂的水溶液中用 395 nm 的紫外光照射时, MA 作为自由基聚合中常见的官能团, 诱导 HAMA 进行聚合反应形成高度交联和硬相颗粒, 同时, PEG 链末端的 NB 基团在 LAP 的加速作用下发生光解, 产生亚硝基, 并立即捕获自由基产生氮氧自由基, 立即与 HAMA 颗粒上的碳中心自由基耦联, 从而实现颗粒和 PEG 基质之间的共价界面结合, 这同时在几秒钟内完成了凝胶化过程, 这种光触发的瞬态自由基和持久自由基耦联反应被称为 PTPC 反应。在 PTPC 反应中, 硝基氧化物与 HAMA 颗粒的高效连接确保了界面的紧密结合, 并防止 PEGNB 的自交联, 减少了网络缺陷的形成, 增强了软相中 PEG 结构的均匀性。这种性质的结合显著提高了水凝胶的断裂应力和拉伸强度, 这能够满足组织工程支架对机械性能的要求。

静电纺丝技术是一种利用高压静电场制备连续纳米级至微米级纤维的简单高效方法。大部分合成高分子材料、天然化合物以及它们的共混复合物都可以通过该技术转制为纳米级纤维或微/纳米级颗粒, 因此静电纺丝被认为是目前最通用且用途最广泛的纳米纤维制造技术之一[2]。通过静电纺丝技术制备的支架具有高比表面积、高孔隙率、可控的拓扑结构以及易于进行生化功能化修饰等优良特性。这些特性使静电纺丝纤维支架能够高度模拟天然细胞外基质的层次结构和纤维特征, 为细胞粘附、迁移、增殖和分化提供了理想的微环境, 从而有效促进组织再生[15]。然而, 静电纺丝纤维通常形成孔径小、厚度低的二维(2D)膜, 而不是立体的三维(3D)支架, 故将静电纺丝纤维制备成具有精确可控形状的三维多孔仿生支架用于组织再生成为了研究的热点。有研究将静电纺丝纤维膜转化为短纤维结构[16], 优化其他组分配比形成生物墨水, 通过 3D 生物打印制备了具有可控 3D 形状和大孔径支架, 并验证了其促软骨再生效果和形态维持; 但以短纤维为主要基质的生物墨水保证从喷嘴打印的可挤出性具有一定难度, 且对纤维的基质成分和其他组分配比有所要求。将静电纺丝纤维膜转化成分散的短纤维可操作性强, 而目前仍缺少简易且精准可控的方案将短纤维用于组织工程气管支架的构建。

本研究结合现有理论, 模拟天然气管软骨 C 型环状结构[17][18], 构建了气管软骨环形支架。使用了天然软骨成分之一的硫酸软骨素为主要原料, 将硫酸软骨素以水凝胶形态掺入支架中, 使用了甲基丙烯酰化的硫酸软骨素(ChSMA)和 PEGNB 为原料通过 PTPC 反应来制备水凝胶, 同时, 通过同轴静电纺丝技术制备 PLGA/GelMA 纤维膜并处理成短纤维, 并将二者结合形成短纤维-水凝胶复合体。将短纤维-水凝胶复合前体加入环形模具, 通过 395 nm 紫外光照射即可得到环形气管支架。短纤维-水凝胶复合支架拉伸与压缩性能得到明显提升, 并显示出仿生天然细胞外基质的 3D 拓扑结构, 其孔隙能够满足软骨细胞生长所需氧气与营养物质的传递。本研究中的复合支架体系为增强组织工程气管支架机械强度、模拟天然气管细胞外基质提供了新的思路。

2. 材料与方法

2.1. 材料

酯封端乳酸乙醇酸共聚物(PLGA, 50:50)购自济南岱罡生物工程有限公司; 六氟异丙醇购自麦克林生化科技有限公司; 甲基丙烯酰化的明胶(GelMA)、甲基丙烯酰化的硫酸软骨素(ChSMA)和苯基(2,4,6-三甲

基苯甲酰基)磷酸锂盐(LAP)均购自苏州永沁泉智能设备有限公司;邻硝基苄醇化聚乙二醇(PEGNB)购自上海筑就医疗科技有限公司。

2.2. 气管软骨环支架的制备

通过同轴静电纺丝制备 PLGA/GelMA 短纤维。将 PLGA 溶解在 HFIP 中,浓度为 20% (m/v),磁力搅拌棒搅拌过夜,得到 PLGA 壳层纺丝液;将 GelMA 溶解在 0.25% LAP 溶液中,55 摄氏度水浴 1 h,得到 GelMA 芯层纺丝液。组装同轴纺丝针头,芯层针头连接 GelMA 纺丝液,壳层针头连接 PLGA 纺丝液,首先采用静电纺丝一体机(北京,永康乐业科技发展有限公司)制备 PLGA/GelMA 纳米纤维膜,芯层纺丝液流速为 0.3 mL/h,壳层纺丝液流速为 1.5 mL/h,喷头与滚筒间的距离为 15 cm,喷头正电压调节在 8~13 kV,负电压调节在-3~-1 kV,转筒接地线,滚筒转速为 600 rpm。注射器内纺丝液完全耗尽后获得 PLGA/GelMA 纳米纤维膜。接着将 PLGA/GelMA 纳米纤维膜在 395 nm 紫外光下照射 5 min,晾置过夜,然后将纤维膜切成小块(0.5 cm × 0.5 cm),并置于纯水中。使用均质器,通过以 6000 rpm 的转速均质纤维碎片 20 分钟,获得均匀的纤维分散液。最后,将纤维分散液冻干以去除水分。将最终制得的短纤维置于真空环境中储存,并用于后续组装支架。

制作复合水凝胶前体液。首先将 ChSMA 溶解在 0.25% LAP 溶液中,浓度为 10% (m/v),室温下避光溶解 1 小时,接着将 PEGNB 溶解在 ChSMA 溶液中,浓度为 10% (m/v),室温下震荡溶解 2~3 min,得到水凝胶前体液。

将单纯的水凝胶前体液注入外直径 10 mm、内直径 5 mm、高深 1 mm 的定制环形硅胶模具中,使用 395 nm 紫外光照 1 min,得到环形水凝胶环;将含 10% (w/v)短纤维的水凝胶前体液按照同样方法制得含 10%短纤维的复合水凝胶环;将含 20% (w/v)短纤维的水凝胶前体液按照同样方法制得含 20%短纤维的复合水凝胶环。分别将纯水凝胶环、含 10%短纤维的复合水凝胶环以及含 20%短纤维的复合水凝胶环放入-80℃冰箱冷冻过夜,之后放入冷冻干燥机(日本,东京化成工业株式会社)冻干 24 h,最终得到短纤维含量为 0 的纯水凝胶支架、含 10%短纤维的复合支架以及含 20%短纤维的复合支架。

2.3. 形貌及孔径观察

使用扫描电镜观察支架表面形貌。将纯水凝胶支架、含 10%短纤维的支架和含 20%短纤维的支架通过导电胶贴于显微镜载物台上,对冻干支架的表面喷金 1 min,于扫描电镜加速电压 20 kV 下观察。在同一样品的不同位置拍摄放大倍数不同的照片,通过 ImageJ 软件统计孔径面积大小及孔隙率。

2.4. 力学性能测试

使用电子万能试验机测试复合支架的拉伸和压缩性能。拉伸实验使用环形支架样品,使用外径 10 mm、内径 5 mm、高 1 mm 的环形模具制备,所有样品在湿态下测试。样品端面垂直于轴线、无毛刺,采用千分尺精确测量内径、外径、壁厚与高度并取均值。试验在电子万能试验机上进行,使用与环形支架内径匹配的平行圆柱销保证对中加载,室温环境下以恒定位移速率匀速拉伸至试样断裂,通过力传感器同步采集载荷-位移/应变数据,得到力-位移曲线和应力-应变曲线,拉伸模量由应力-应变曲线线性段斜率获取;压缩实验使用柱形支架样品,使用直径 10 mm、高 10 mm 的圆柱形模具制备,所有样品在湿态下测试。样品端面平行度 ≤ 0.05 mm、垂直度 $\leq 0.25^\circ$,试验在电子万能试验机上进行,采用平行刚性压板,室温下以恒定位移速率轴向压缩至屈服或断裂;通过力传感器采集载荷数据,应变片测量轴向应变,得到力-位移曲线和应力-应变曲线,压缩模量由应力-应变曲线线性段斜率获取。

2.5. 接触角实验

使用接触角/表面张力测量仪测试支架表面的亲水性。制作纯水凝胶环形支架、含 10%短纤维的复合

环形支架和含 20%短纤维的复合环形支架，保持样品表面平整，避免污染与氧化。在室温、相对湿度(50±5)%环境下，用自动进样器滴加 2 μL 去离子水于样品表面，在液滴平衡 60 s 内，相机采集液滴轮廓图像，在气、液、固三相交界处作切线，使用 ImageJ 软件计算接触角。

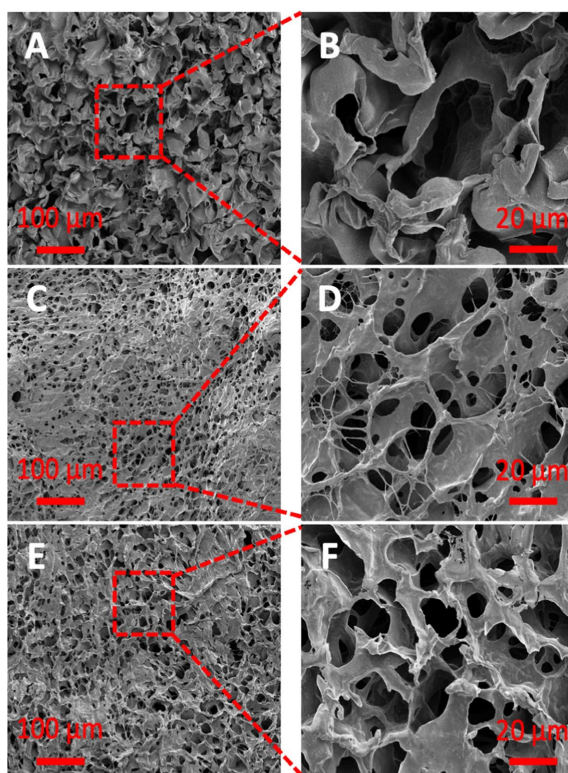
2.6. 统计学分析

所有实验使用至少 3 个平行样本进行，结果以均数 ± 标准差表示。使用 GraphPad Prism 10 软件进行统计分析和作图，使用 t 检验进行两两比较。当 *P < 0.05, **P < 0.01, ***P < 0.001 时，认为有统计学意义。

3. 结果

3.1. 不同含量短纤维支架的形貌比较

通过 SEM 观察短纤维含量不同复合支架的形貌。纯水凝胶(短纤维含量为 0)、含 10%短纤维和含 20%短纤维三种支架都表现出三维互连多孔结构。图 1(A)中观察到纯水凝胶支架表面皱缩，连续性一般，在放大的图 1(B)中可见同一样品其孔隙面积变异度较大；在图 1(C)、图 1(E)中，分别观察含 10%短纤维支架和含 20%短纤维支架的表面，与图 1(A)相比，添加短纤维增强了支架表面的均匀连续性，在放大的图 1(D)和图 1(F)中同一样品可见孔隙排列连续、规则。



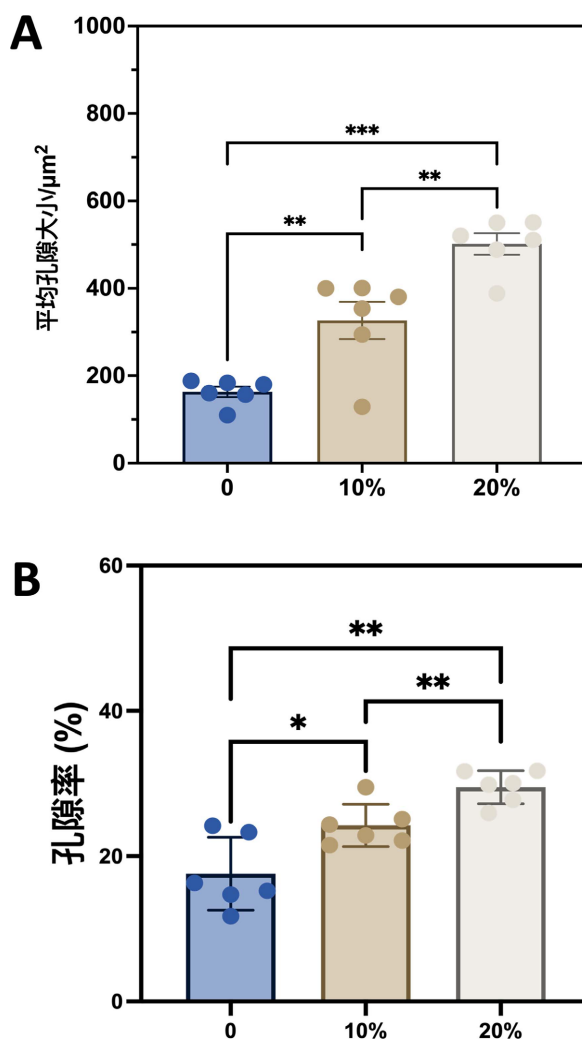
注：(A) 为纯水凝胶支架的 SEM 照片；(B) 为(A)中插入红色线框放大 5 倍形貌；(C) 为含 10%短纤维支架的 SEM 照片；(D) 为(C)中插入红色线框放大 5 倍形貌；(E) 为含 20%短纤维支架的 SEM 照片；(F) 为(E)中插入红色线框放大 5 倍形貌。

Figure 1. SEM images of the ring-shaped scaffolds

图 1. 环状支架的 SEM 图

3.2. 不同含量短纤维支架的孔径分析

接着定量分析三种支架的孔径和孔隙率。使用 ImageJ 软件统计同一样品不同部位孔隙大小并取平均值，并统计同一样品不同部位孔径面积占总面积的百分比并取平均值，同种样品取 $n=6$ 个平行样的均值作为最终统计结果。如图 2 所示，纯水凝胶支架组表现出最小的孔隙面积($163.24 \pm 29.13 \mu\text{m}^2$)和孔隙率($17.58 \pm 5.02\%$)，含 10%短纤维支架组表现出中等的孔隙面积($326.39 \pm 104.50 \mu\text{m}^2$)和孔隙率($24.24 \pm 2.90\%$)，含 20%短纤维支架组表现出最大的孔隙面积($501.55 \pm 60.91 \mu\text{m}^2$)和孔隙率($29.49 \pm 2.27\%$)。结果表明，向支架成分中添加短纤维能够增加支架的孔径大小和孔隙率，而较大的孔隙能够促进毛细血管的长入，较高的孔隙率则有利于嵌入细胞的增殖，有利于再生组织的营养交换和代谢[6]。

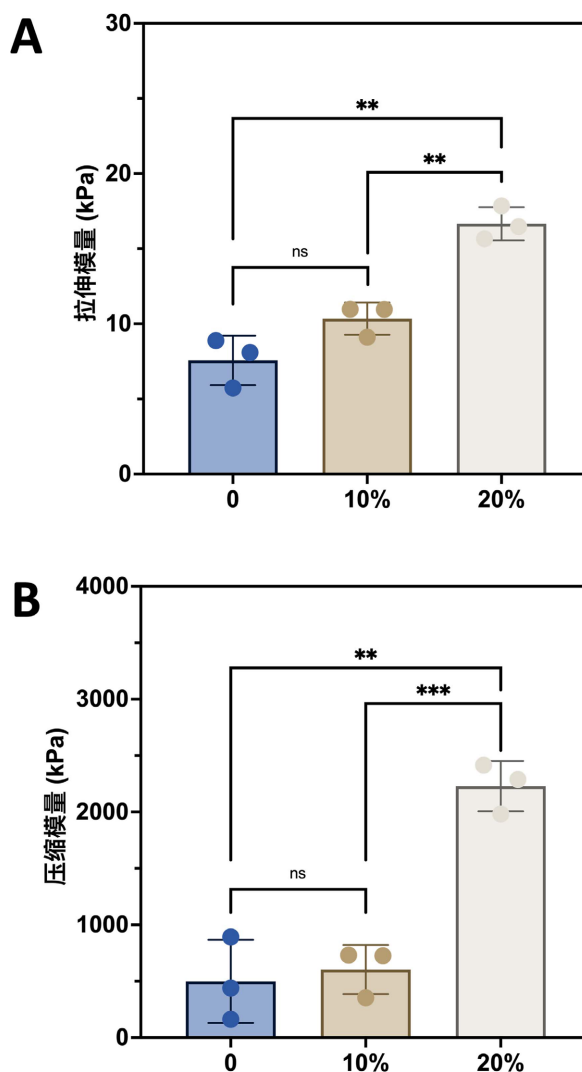


注：图中的 0、10%、20% 分别表示纯水凝胶支架组、含 10%短纤维支架组、含 20%短纤维支架组。采用 ImageJ 软件分析各组支架 SEM，并统计孔隙面积大小和孔隙率，统计数据结果以均数 \pm 标准差表示。(A) 统计各组平均孔隙面积大小， $n=6$ ，经两样本 t 检验，0 vs 10%， $P < 0.01$ ，差异有统计学意义，0 vs 20%， $P < 0.001$ ，差异有统计学意义，10% vs 20%， $P < 0.01$ ，差异有统计学意义。(B) 统计各组孔隙率， $n=6$ ，经两样本 t 检验，0 vs 10%， $P < 0.05$ ，差异有统计学意义，0 vs 20%， $P < 0.01$ ，差异有统计学意义，10% vs 20%， $P < 0.01$ ，差异有统计学意义。

Figure 2. Statistical chart of average pore size and porosity of scaffolds with different short fiber contents
图 2. 不同含量短纤维支架的平均孔隙大小和孔隙率统计图

3.3. 不同含量短纤维支架拉伸与压缩性能比较

通过拉伸和压缩实验测试三种支架的力学性能,通过应力-应变曲线分别得到拉伸模量和压缩模量,同种样品取 $n = 3$ 个平行样的均值作为最终结果。统计结果显示(图 3),含 20%短纤维的支架在拉伸和压缩测试中均表现出最大的拉伸模量(16.66 ± 1.11 kPa)和压缩模量(2229 ± 223.13 kPa),此发现表明短纤维的掺入增强了所得复合支架的拉伸、压缩性能,且短纤维掺入的越多,这种增强的效果越明显。而这种机械性能的增强则有利于支架形状的维持,更利于后续操作,且在诱导软骨组织形成中具有促进作用。



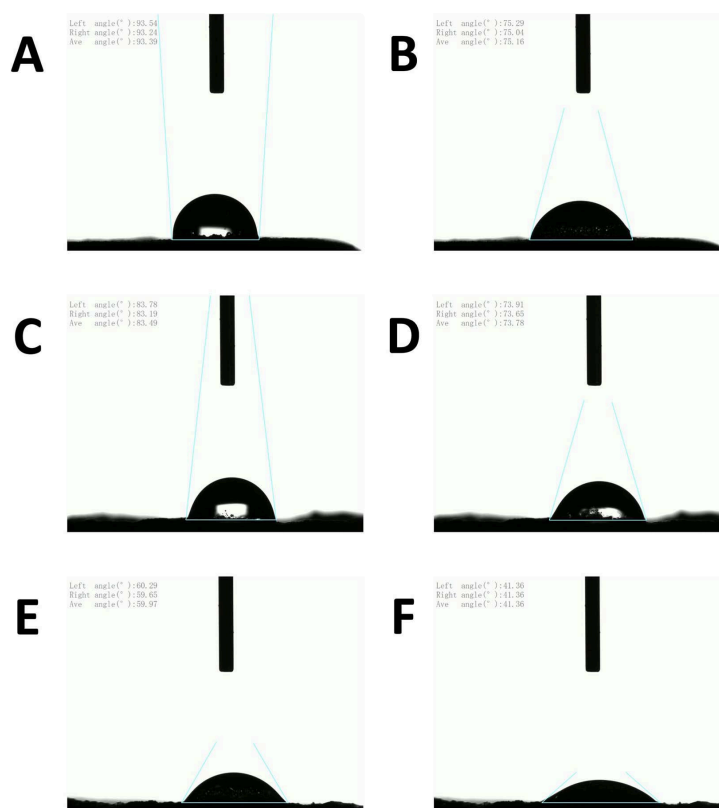
注:图中的0、10%、20%分别表示纯水凝胶支架组、含10%短纤维支架组、含20%短纤维支架组。统计数据结果以均数 \pm 标准差表示。(A)统计各组拉伸模量, $n = 3$,经两样本t检验,0 vs 10%, $P > 0.05$,差异无统计学意义,0 vs 20%, $P < 0.01$,差异具有统计学意义,10% vs 20%, $P < 0.01$,差异有统计学意义。(B)统计各组压缩模量, $n = 3$,经两样本t检验,0 vs 10%, $P > 0.05$,差异无统计学意义,0 vs 20%, $P < 0.01$,差异有统计学意义,10% vs 20%, $P < 0.001$,差异有统计学意义。

Figure 3. Statistical chart of tensile modulus and compressive modulus of scaffolds with different short fiber contents

图 3. 不同含量短纤维支架的拉伸模量和压缩模量统计图

3.4. 不同含量短纤维支架亲水性比较

通过水接触角实验评估不同短纤维含量支架的亲水性。在图 4 中, 在水滴与支架接触的第 30 s, 纯水凝胶支架、含 10%短纤维支架和含 20%短纤维支架的接触角分别是 93.39 度、83.49 度和 59.97 度; 在水滴与支架接触的第 60 s, 纯水凝胶支架、含 10%短纤维支架和含 20%短纤维支架的接触角分别是 75.16 度、73.78 度和 41.36 度。结果显示, 随着短纤维含量的增加, 支架对水的吸收性增强, 含 20%短纤维支架表现出最好的亲水性。在平行样品中观察到同样的趋势。表明在支架成分中添加短纤维, 使短纤维/水凝胶复合支架表现出良好的亲水性, 使其更适于细胞渗透、黏附、增殖以及基质分泌等生物行为。



注: (A) 纯水凝胶支架在与水滴接触第 30 s 形态及接触角度。(B) 纯水凝胶支架在与水滴接触第 60 s 形态及接触角度。(C) 含 10%短纤维支架在与水滴接触第 30 s 形态及接触角度。(D) 含 10%短纤维支架在与水滴接触第 60 s 形态及接触角度。(E) 含 20%短纤维支架在与水滴接触第 30 s 形态及接触角度。(F) 含 20%短纤维支架在与水滴接触第 60 s 形态及接触角度。

Figure 4. Morphology images and contact angles of scaffolds with different short fiber contents at 30 s and 60 s after water droplet contact

图 4. 不同短纤维含量支架在与水滴接触第 30 s 和第 60 s 形态照片及接触角度

4. 讨论

气管是人体内重要器官之一, 气管损伤的常见原因包括气管缺乏、气管软化等先天性气管缺陷, 以及复发性插管、长期插管造成的获得性气管缺陷[19], 而气管食管瘘、气管肿瘤和累及气管的甲状腺肿瘤等也会引起气管的损伤[20][21]。长段气管损伤后的气管重建仍然具有挑战性。心包、游离皮瓣、肋软骨等自体组织以及异种或异体主动脉等组织是气管重建的常用替代物, 但仍然面临自体材料短缺、异体或

异种材料感染等限制,极大阻碍了其在临床中的应用。有研究通过组合经显微外科操作分离的带血管斜方肌筋膜瓣、口腔黏膜上皮、软骨组织等构建气管替代物,在山羊动物模型中实现了长段气管替代物移植[22],但仍存在潜在的免疫排斥风险,缺乏可行性。组织工程技术采用一种新的气管替代物研究方法,来构建满足形态和生物活性需求的组织工程气管。正常气管由多个软骨环构成,提供刚性以保持气道通畅。而体外诱导再生具有合格机械强度的成熟软骨是繁琐且耗时的,因此需要探索构建一种具有足够机械强度以维持形状且具有软骨诱导能力的支架。

本研究模拟天然气管软骨环状结构,采用模块化构建策略,将 ChSMA/PEGNB 光固化水凝胶与 PLGA/GelMA 短纤维复合,制备了环状复合支架。结果表明,与单纯水凝胶支架相比,短纤维/水凝胶复合支架具有更连续、均一的孔隙结构,更高的孔径与孔隙率,以及更优的拉伸、压缩力学性能和表面润湿性。说明短纤维的引入不仅改善了支架的微观拓扑结构,也同步优化了其宏观力学行为和表面界面特性。

从微观结构看,短纤维分散于水凝胶网络中,可在光交联、冷冻及冻干过程中限制基体的过度收缩和局部塌陷,从而提高孔结构的完整性、连续性和均一性;同时,短纤维的存在有助于形成更稳定的相间界面,并优化水分迁移及成孔过程,最终表现为更高的孔隙率和更规则的多孔结构。这种结构特征有利于细胞向支架内部迁移,并促进氧气、营养物质和代谢废物的交换。

复合支架力学性能的增强与其微观增强机制密切相关。单纯水凝胶主要依赖聚合物链段交联维持结构,受力时易出现链段滑移和局部应力集中,因此力学性能有限。加入短纤维后,支架形成“软基体-硬增强相”复合体系,外力可由水凝胶网络传递至短纤维,短纤维通过桥联、牵拉和约束作用分担载荷,从而提高整体抗变形能力。随着短纤维含量增加,支架内部受力传递网络更为致密,因此拉伸模量和压缩模量均呈增强趋势。

短纤维对亲水性的改善亦与其微观表面结构有关。一方面,短纤维引入增加了支架表面的粗糙度和微纳层次,使液滴更易沿孔隙和纤维间隙铺展、渗透;另一方面, GelMA 成分中含有较多亲水性基团,短纤维掺入后可增加亲水基团在材料表面或近表层的暴露。同时,更连续的孔隙网络还可通过毛细作用促进液体向内部渗入,因此复合支架表现出更低的接触角和更好的润湿性,这对于细胞黏附、渗入及后续组织再生具有积极意义。

本研究仍存在一定局限性。首先,本研究对支架力学行为的评价尚不够全面,尚缺乏断裂强度、断裂应变等关键指标及与天然气管软骨力学参数的对比分析;其次,目前证据主要停留在材料理化性能层面,尚缺乏系统的体外细胞相容性和生物活性验证,尚不能充分说明其促软骨再生效果;再次,未开展体内植入研究,尚无法评价支架在复杂生理环境中的组织整合、抗塌陷、抗炎反应及长期形态维持能力。

未来更深入的研究可沿“材料优化-生物学验证-结构升级-体内转化”的思路展开。第一,进一步优化短纤维长度、直径、含量及分散性,并结合降解、溶胀等实验明确适宜参数;第二,系统开展软骨细胞或干细胞相关体外实验,评价其细胞黏附、增殖、表型维持及软骨基质分泌能力;第三,在现有软骨环的基础上引入上皮层、纤维层及血管化相关设计,推进多层仿生构建;最终,通过小动物到大动物的递进式体内研究,系统评价其组织整合、气道通畅性及软骨再生效果,为临床转化奠定基础。

综上,短纤维/水凝胶复合环状气管软骨支架通过优化微观多孔结构,实现了力学性能与表面润湿性的协同提升,为组织工程气管软骨支架的设计提供了新的材料学依据和仿生构建思路。

参考文献

- [1] Nahumi, A., Panahi, Y., Asadi, A. and Abdolmaleki, A. (2022) Tracheal Anatomy and Factors Contributing to Tissue Engineering. *Gene, Cell and Tissue*, 10, e123911. <https://doi.org/10.5812/gct-123911>

- [2] Soriano, L., Khalid, T., Whelan, D., O'Huallachain, N., Redmond, K.C., O'Brien, F.J., *et al.* (2021) Development and Clinical Translation of Tubular Constructs for Tracheal Tissue Engineering: A Review. *European Respiratory Review*, **30**, Article 210154. <https://doi.org/10.1183/16000617.0154-2021>
- [3] Fockens, M.M., de Bakker, B.S., Oostra, R. and Dikkers, F.G. (2020) Development Pattern of Tracheal Cartilage in Human Embryos. *Clinical Anatomy*, **34**, 668-672. <https://doi.org/10.1002/ca.23688>
- [4] Wong, G., Clark, J. and Ch'ng, S. (2014) Reconstruction of the Trachea. *Journal of Reconstructive Microsurgery*, **30**, 153-162. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1358786>
- [5] Cheng, S., Wu, S., Li, Q., Sang, H. and Fan, Z. (2020) Airway Reconstruction Using Decellularized Aortic Xenografts in a Dog Model. *Organogenesis*, **16**, 73-82. <https://doi.org/10.1080/15476278.2020.1790273>
- [6] Xu, Y., Dai, J., Zhu, X., Cao, R., Song, N., Liu, M., *et al.* (2022) Biomimetic Trachea Engineering via a Modular Ring Strategy Based on Bone-Marrow Stem Cells and Atelocollagen for Use in Extensive Tracheal Reconstruction. *Advanced Materials*, **34**, Article 2106755. <https://doi.org/10.1002/adma.202106755>
- [7] Mammana, M., Bonis, A., Verzeletti, V., Dell'Amore, A. and Rea, F. (2024) Tracheal Tissue Engineering: Principles and State of the Art. *Bioengineering*, **11**, Article 198. <https://doi.org/10.3390/bioengineering11020198>
- [8] Feng, X., Hu, Y., Cao, L. and Liu, L. (2023) Artificial Trachea Design, Construction, and Application: Materials, Cells, and Growth Factors. *Applied Materials Today*, **35**, Article 101968. <https://doi.org/10.1016/j.apmt.2023.101968>
- [9] Jing, H., Gao, B., Gao, M., Yin, H., Mo, X., Zhang, X., *et al.* (2018) Restoring Tracheal Defects in a Rabbit Model with Tissue Engineered Patches Based on TGF- β 3-Encapsulating Electrospun Poly(L-Lactic Acid-Co- ϵ -Caprolactone)/Collagen Scaffolds. *Artificial Cells, Nanomedicine, and Biotechnology*, **46**, 985-995. <https://doi.org/10.1080/21691401.2018.1439844>
- [10] Naik, S.S., Dutta, N.K., Kiran Sukumaran Nair, and Choudhury, N.R. (2025) Critical Advances in Biofabrication and Bio-material Strategies in Tracheal Tissue Engineering: A Comprehensive Overview. *Advances in Colloid and Interface Science*, **345**, Article 103604. <https://doi.org/10.1016/j.cis.2025.103604>
- [11] Chen, R., Wang, Y., Yu, C., Zhang, X., Wang, Y., Yu, T., *et al.* (2025) Bioactive Glass-Reinforced Hybrid Microfibrous Spheres Promote Bone Defect Repair via Stem Cell Delivery. *Advanced Fiber Materials*, **7**, 240-253. <https://doi.org/10.1007/s42765-024-00481-x>
- [12] Wang, J., Zhou, Z., Zhang, X., Fu, M., Fang, K., Wang, Y., *et al.* (2025) One-Step Manufacture and Crosslinking of Gelatin/Polygonum Sibiricum Polysaccharide Bioactive Nanofibrous Sponges for Rapid Hemostasis and Infected Wound Healing. *Advanced Fiber Materials*, **7**, 1148-1164. <https://doi.org/10.1007/s42765-025-00545-6>
- [13] Yu, C., Chen, J., Wang, T., Wang, Y., Zhang, X., Zhang, Z., *et al.* (2024) GelMA Hydrogels Reinforced by PCL@GelMA Nanofibers and Bioactive Glass Induce Bone Regeneration in Critical Size Cranial Defects. *Journal of Nanobiotechnology*, **22**, Article No. 696. <https://doi.org/10.1186/s12951-024-02980-w>
- [14] Bao, B., Zeng, Q., Li, K., Wen, J., Zhang, Y., Zheng, Y., *et al.* (2023) Rapid Fabrication of Physically Robust Hydrogels. *Nature Materials*, **22**, 1253-1260. <https://doi.org/10.1038/s41563-023-01648-4>
- [15] Hao, Z., Dong, M., Wang, Y., Wang, Z., Zhang, Z., Chen, J., *et al.* (2026) Advancing Electrospun Nanofiber Scaffolds for Next-Generation Tissue Engineering: From Trend Analysis to Multifunctionalization and Hybrid Fabrication. *Materials Horizons*, **13**, 1096-1137. <https://doi.org/10.1039/d5mh01483b>
- [16] Chen, W., Xu, Y., Liu, Y., Wang, Z., Li, Y., Jiang, G., *et al.* (2019) Three-Dimensional Printed Electrospun Fiber-Based Scaffold for Cartilage Regeneration. *Materials & Design*, **179**, Article 107886. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2019.107886>
- [17] Li, Y., Xun, X., Duan, L., Gao, E., Li, J., Lin, L., *et al.* (2025) Cartilage Structure-Inspired Nanofiber-Hydrogel Composite with Robust Proliferation and Stable Chondral Lineage-Specific Differentiation Function to Orchestrate Cartilage Regeneration for Artificial Tracheal Construction. *Bioactive Materials*, **47**, 136-151. <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2025.01.007>
- [18] Gao, E., Li, G., Cao, R., Xia, H., Xu, Y., Jiang, G., *et al.* (2022) Bionic Tracheal Tissue Regeneration Using a Ring-Shaped Scaffold Comprised of Decellularized Cartilaginous Matrix and Silk Fibroin. *Composites Part B: Engineering*, **229**, Article 109470. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2021.109470>
- [19] Sibley, S.R., Ball, I.M., D'Arsigny, C.L., Drover, J.W., Erb, J.W., Galvin, I.M., *et al.* (2022) Airway Injury from the Presence of Endotracheal Tubes and the Association with Subglottic Secretion Drainage: A Prospective Observational Study. *Canadian Journal of Anesthesia/Journal Canadien d'Anesthésie*, **69**, 1507-1514. <https://doi.org/10.1007/s12630-022-02333-x>
- [20] Lee, Y., Hsu, J. and Yang, C. (2019) Tracheoesophageal Fistula in a Patient with Advanced Non-Small Cell Lung Cancer Who Received Chemoradiotherapy and Ramucirumab. *Journal of Thoracic Oncology*, **14**, e17-e18. <https://doi.org/10.1016/j.jtho.2018.08.2031>
- [21] Wu, M. and Wu, H. (2016) Thyroid Carcinoma Showing Thymus-Like Differentiation with Tracheal Invasion. *Asian*

Cardiovascular and Thoracic Annals, **24**, 878-880. <https://doi.org/10.1177/0218492315596659>

- [22] Li, D., Yin, Z., Liu, Y., Feng, S., Liu, Y., Lu, F., *et al.* (2019) Regeneration of Trachea Graft with Cartilage Support, Vascularization, and Epithelization. *Acta Biomaterialia*, **89**, 206-216. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2019.03.003>