

doi:10.3969/j.issn.1001-3539.2026.06.025

生物可降解压电材料研究进展

罗培, 章丽娜, 王珏, 徐顺建
(湖州学院智能制造学院, 浙江湖州 313000)

摘要: 传统压电材料的生态化缺陷限制了其在生物医疗与环境保护等领域的应用。而生物可降解压电材料可在实现预期功能后无毒天然降解, 减少电子废弃物污染环境。本文系统梳理了近年来生物可降解压电材料的研究进展, 首先介绍了该材料的分类体系与结构特征, 分析了加工诱导取向、复合改性及结构优化等性能调控策略, 简述了其压电效应的微观机制, 回顾了材料在压电系数、力学性能与降解行为等方面的核心性能指标及其关键影响因素。在此基础上, 指出当前该材料面临的主要瓶颈。提出未来应聚焦的研究方向, 以加速其在植入式医疗、可持续电子等领域的实用化进程

关键词: 生物质; 可降解; 压电效应; 性能调控; 研究与应用

中图分类号: TB34 **文献标识码:** A **文章编号:** 1001-3539(2026)06-0214-07

Research progress on biodegradable piezoelectric materials

LUO Pei, ZHANG Lina*, WANG Jue, XU Shunjian

(School of Intelligent Manufacturing, Huzhou College, Huzhou 313000, China)

Abstract : The ecological drawbacks of traditional piezoelectric materials have limited their applications in fields such as biomedicine and environmental protection. However, biodegradable piezoelectric materials can naturally degrade without toxicity after achieving the intended function, reducing the pollution of electronic waste to the environment. From natural biomass-derived materials and synthetic polymers, the research progress of biodegradable piezoelectric materials in recent years was systematically reviewed in this article. The classification system and structural features of these materials were first introduced; the performance control strategies such as processing-induced orientation, composite modification, and structural optimization were analyzed; the microscopic mechanism of their piezoelectric effect was briefly described; and the core performance indicators and key influencing factors of the materials in terms of piezoelectric coefficient, mechanical properties, and degradation behavior were reviewed. On this basis, the main bottlenecks currently faced by these materials were pointed out. Future research directions were proposed to accelerate their practical application in implantable medical devices and sustainable electronics.

Keywords : biomass ; degradable ; piezoelectric effect ; property modulation ; research and application

压电效应于1880年由居里兄弟首次发现, 指的是一种机械应力会诱发电极化, 反之电极化也会产生机械应力的线性机电耦合现象^[1-2]。凭借这种独特的机电转换能力, 压电材料已广泛渗透至现代科技的诸多核心领域, 应用场景涵盖自供能传感器、制动器及能量收集器等^[3-10]。传统压电材料主要包括无机压电陶瓷如锆钛酸铅(PZT)、钛酸钡(BaTiO₃)和压电聚合物如聚偏氟乙烯(PVDF)及其共聚衍生物两大类。然而, 无机压电陶瓷虽具有较高的压电系数, 如PZT的纵向压电系数(d_{33})=593 pC/N, 但它们的脆性、铅基成分的毒性及不可降解性, 大大限制了其在生物医疗和环境保护器件中的

应用^[11-15]。而PVDF等压电聚合物虽因其出色的柔韧性与可加工性在柔性电子领域广泛应用, 但其生物降解性较差, 废弃后难以自然降解, 易形成有毒的微塑料, 对生态系统构成潜在威胁^[16-20]。

植入式生物医学器件和可持续电子产品需求量的日益增长, 推动了可降解压电材料的发展。这类材料能在特定时期内实现预期功能, 随后降解为无毒副产物(如水、二氧化碳或氨基酸等可代谢小分子), 被人体或环境吸收, 无需二次手术取出, 同时减少电子废弃物^[21]。生物可降解压电材料的来源主要分为天然生物质如胶原蛋白、纤维素、蚕丝, 以及鱼

基金项目: 浙江省自然科学基金项目(Y24E020055), 湖州市科技项目(2024GZ164), 大学生创新创业训练计划项目(X202513287017)

通信作者: 章丽娜, 硕士, 实验师, 研究方向为绿色智能材料

收稿日期: 2026-03-20

引用格式: 罗培, 章丽娜, 王珏, 等. 生物可降解压电材料研究进展[J]. 工程塑料应用, 2026, 54(6): 214-220.

LUO Pei, ZHANG Lina, WANG Jue, et al. Research progress on biodegradable piezoelectric materials[J]. Engineering Plastics Application, 2026, 54(6): 214-220.

鳔、石榴皮、洋葱皮等生物材料和合成聚合物如聚L-乳酸(PLLA)、聚羟基脂肪酸酯(PHA)两大类。天然生物质材料具有固有的生物相容性和丰富储量,合成聚合物则具备可调控的力学性能和降解特性^[22-23]。

本综述基于近年发表的相关研究,对可降解压电材料进行全面分析。整合了天然及合成可降解压电材料的分类与结构特征、压电效应的微观机制及性能优化策略、核心性能指标及影响因素、在生物医学、能量收集领域和可持续电子学领域的新兴应用、当前面临的挑战与未来研究方向。

1 生物可降解压电材料的分类与结构特征

生物可降解压电材料根据其来源,主要可分为天然生物衍生材料和生物可降解压电聚合物两大类,如图1所示。其均具有独特的结构特征,这些特征决定了其压电性能。

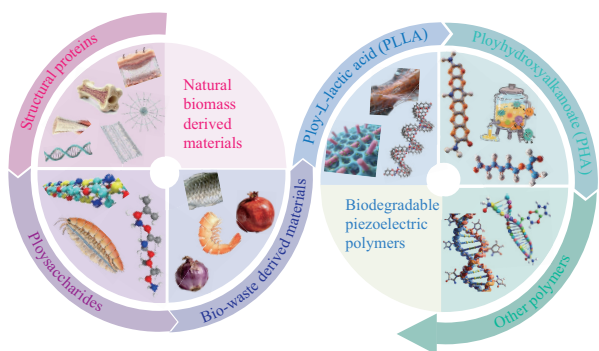


图1 生物可降解压电材料按来源分类

Fig. 1 Biodegradable piezoelectric materials classified by their sources.

1.1 天然生物质衍生材料

天然生物质衍生材料凭借其可再生、生物相容性及独特的微观结构等优势,成为当前研究的热点。其直接来源于自然界中的可再生生物资源,包括结构蛋白、多糖及生物废弃物。其压电性能普遍源于材料内在的非中心对称晶体结构与有序排列的偶极取向^[24]。

1.1.1 结构蛋白

胶原蛋白作为动物结缔组织如骨骼、皮肤、肌腱中含量最丰富的结构蛋白,其压电性来源于独特的三条 α -螺旋多肽链扭曲形成的三螺旋结构。该结构由重复的甘氨酸-X-Y (Gly-X-Y)构成,其中X和Y位上的氨基酸残基如脯氨酸和羟脯氨酸所携带的氨基-羧基基团,构成了沿肽链方向排列的固有偶极矩。在受到机械应力时,这些偶极子会发生重新取向,进而产生压电效应^[22,25-28]。这一结构特性在分子排列规整的体系中尤为突出。如天然胶原原纤维主要表现出剪切压电效应[剪切压电系数(d_{14})= -12 pC/N]^[29],而从由高度有序化胶原蛋白纳米纤维组成的鱼鳔,则展现出较强的纵向压电系数(d_{33} = 22 pC/N)^[30]。利用X射线吸收精细结构(NEXAFS)光谱,研究者直接证实了鱼鳔胶原中分子链的取向特性,这使得基于鱼鳔构建的生物压电纳米发电机(BPNGs)能够输出10 V的开路电压和 $4.15 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ 的功率密度^[30]。

胶原蛋白的压电改性主要聚焦于结构优化,利用EDC-

NHS或京尼平等交联剂进行化学修饰,可在分子间构建稳定的共价键网络。这一网络不仅能增强材料的机械鲁棒性,更关键的作用在于锁定优化后的偶极子取向,有效防止其在循环应力或热扰动下发生弛豫,从而显著增强并稳定材料的压电响应^[31]。这是一种在分子尺度上实现性能持久化的稳定策略。除了胶原蛋白的化学交联外,另一结构优化的典型例子是构建仿生的多孔结构如木材、海绵等。多孔结构将外部载荷转化为更显著的内部分子链取向变化与偶极矩变化,从而极大地提升材料在低应力下的可压缩性与应变灵敏度,放大压电输出。Sun等^[32]在2020年基于这种原理设计的木材海绵纳米发电机,其性能较天然木材提升了85倍,凸显了宏观多孔结构设计对性能的决定性影响。

丝素蛋白(SF)是另一类备受关注的结构蛋白,其压电机理与胶原蛋白不同,主要归因于 β -折叠微晶及其单轴分子取向^[33]。Sencadas等^[34]在2019年的研究表明,通过电纺工艺制备的丝素蛋白,其纵向压电系数 d_{33} 能达到 (38 ± 2) pC/N。另外,基于蜘蛛丝(一种天然丝素蛋白)的纳米发电机已实现高达66%的能量转换效率,这一卓越性能凸显了丝素蛋白在高效可穿戴能量收集装置中的巨大应用潜力^[35]。

1.1.2 多糖

多糖类压电材料的核心优势在于其丰富的来源、优异的生物可降解性及由糖单元规整排列形成的刚性晶体结构。

纤维素是自然界中含量最丰富的多糖,广泛存在于植物细胞壁、木材及农业废弃物中。其压电性根植于由 β -1,4-糖苷链连接的D-葡萄糖单元所构成的线性链,以及由此形成的非中心对称的纤维素 I_a 和 I_β 晶型^[36]。对于以纤维素I(I_a/I_β)为主要晶型的纤维素材料,其压电响应主要源于纤维素I晶体在电场作用下的晶格扩展,以及分子间非极性的范德华力在应力作用下的协同变化^[37]。此外,纤维素类材料的压电性能的强弱还高度依赖于纤维的尺寸和有序度。如从木材中提取的纤维素微纤维压电系数 d_{33} 仅为 0.4 pC/N^[38],而高度结晶的纤维素纳米晶(CNC)则表现出高达 $2.1 \text{ \AA}/\text{V}$ 的剪切压电系数,等效于 d_{33} = 28.8 pC/N^[39]。然而,通过调控纤维尺寸与结晶有序度难以满足诸多应用场景的需求,复合改性成为突破单一材料性能瓶颈的另一核心策略,其本质在于通过多组分间的协同效应实现性能增益。如Mahadeva等^[38]制备的负载了质量分数48% BaTiO₃的木材纤维素,其 d_{33} 较纯纤维素提升了12倍,达到 (4.8 ± 0.4) pC/N。而为了克服天然纤维素成膜性差、柔韧性不佳等问题,并进一步提高其压电输出,Alam等^[40]还开发了纤维素-碳纳米管-聚二甲基硅氧烷三元复合材料。该策略成功将功率密度提升至 $9 \mu\text{W}/\text{cm}^3$,显著拓展了纤维素材料在柔性纳米发电机中的应用前景。

甲壳素与它的脱乙酰化衍生物壳聚糖,是另外两类多糖类压电材料。甲壳素主要存在于甲壳类动物的外骨骼中,其压电性能受晶型(α 或 β)影响。据报道, β -甲壳素纳米纤维的 d_{33} = 9.49 pC/N^[41]。通过对甲壳素进行脱乙酰化处理得到的壳聚糖,其分子链上的大量游离氨基改变了晶格内的相互作

用,形成了正交晶系结构,从而获得了更优异的压电性能,其 d_{33} 可达18.4 pC/N^[42]。这一性能水平使得壳聚糖成为制造高性能可降解压电传感器的理想材料之一。

1.1.3 生物废弃物衍生材料

近年来,各类生物废弃物因其优异的压电特性,正从被丢弃的副产品转变为低成本、可持续的功能材料来源。目前的研究呈现出两类清晰导向:一类追求高性能输出,如基于甲壳素的鱼鳞压电器件功率密度可达1.14 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ ^[43];而将石榴皮(PM)与PVDF杂化,则巧妙利用了生物质废弃物的生物活性,石榴皮中的活性成分能高效地诱导PVDF晶相由 α 相向压电活性更高的 β/γ 相转变,这种晶相调控使得PM-PVDF杂化材料获得高达65 V的开路电压,同时功率密度高达84 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$,远超纯PVDF的6 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ ^[44]。另一类则侧重于高灵敏度和柔性传感,例如,洋葱皮中自组织的纤维素纤维实现了对语音和运动的有效监测^[45];虾壳甲壳素更被制成自供能可穿戴传感器,成功用于捕捉脉搏、咳嗽等微弱生理信号^[46]。这些进展共同凸显了生物废料在构建下一代绿色电子系统方面的巨大潜力。

1.2 生物可降解压电聚合物

与天然材料相对应,生物可降解压电聚合物(通常为脂肪族聚酯)提供了性能可精确调控的另一条技术路径。其压电性能并非固有的本征特性,而是强烈依赖于后天的加工工艺,通过调控结晶度、分子链取向与偶极排列才能被诱导和优化,这为材料设计提供了高度的灵活性^[1]。

1.2.1 PLLA

PLLA是当前研究最深入、体系最成熟的生物可降解压电聚合物,由L-乳酸单体聚合而成。其压电性源于L-乳酸单元构成的手性分子链所形成的103螺旋构象(α 相),这种结构使其主要表现出剪切压电效应, d_{14} 在7~12 pC/N之间^[21]。为了提升性能,Tai等^[47]在2021年通过静电纺丝工艺综合拉伸流场与高压电场的协同取向效应制备的PLLA,其C=O偶极子垂直于纤维方向排列,从而表现出增强的压电性能。此外,Smith等^[48]对PLLA进行拉伸比为5的单轴拉伸,不仅能将其结晶度提升至最大,更诱导了压电活性更高的 β 相形成,使其 d_{14} 达到11 pC/N。

然而,PLLA固有的压电响应仍有限。因此复合改性成为关键策略。通过与氧化锌(ZnO)或铌酸钾钠(KNN)等功能填料复合改性后,可进一步提升压电性能。如Wu等^[49]制备的聚羟基丁酸酯-羟基戊酸酯/聚L-乳酸/铌酸钾钠(PHBV/PLLA/KNN)三元复合材料中, d_{33} 提升至约13.7 pC/N,显著超越了纯PLLA的性能。除了性能,PLLA的另一核心优势在于其生物可降解性,完全降解周期为1~6年^[50]。这种可控的降解特性与可调的压电性能相结合,使其成为长期植入式医用传感器的理想材料。

1.2.2 PHA

PHA包括均聚物聚羟基丁酸酯(PHB)和共聚物聚羟基丁酸酯-羟基戊酸酯(PHBV),是一类由微生物发酵制备的完

全生物基可降解聚酯,其压电性能虽不如PLLA,但具备更佳的力学柔韧性和生物相容性。

纯PHB的压电系数 d_{33} 约为2.9 pC/N。与PLLA类似,将高介电常数或高压电系数的无机纳米颗粒掺入PHB中,这些填料不仅作为分散的额外极化中心,更能在基体与填料界面处引发强烈的局部电场与界面极化效应,从而显著增强整体压电输出。如Zviagin等^[51]将ZnO掺入到PHB中后,其 d_{33} 跃升至13.7 pC/N。此外,更有趣的设计思路在于其共混体系:Wu等^[49]将PHBV与PLLA共混,可以巧妙地将PLLA的压电优势与PHBV的柔性特质相结合。这种共混物可被用于制备超声驱动的纳米发电机,并在神经组织修复等前沿生物医学领域展现出应用潜力,实现了在外界远程超声激励下对细胞行为的电刺激激励。

1.2.3 其他生物可降解压电聚合物

除了PLLA和PHA,其他生物可降解压电聚合物也凭借独特的机制丰富了可降解压电材料的种类。聚 γ -苄基-L-谷氨酸酯(PBLG)作为一种多肽基聚合物,其压电性来源于 α -螺旋二级结构,表现出纵向压电效应, d_{33} 高达22 pC/N^[52]。通过静电纺丝技术,可使PBLG分子链沿纤维轴高度取向,从而在电场中实现更充分的极化,极大增强其压电响应^[53]。

此外, γ -甘氨酸-聚乙烯醇(γ -Glycine-PVA)压电薄膜提出了一种创新的技术途径,通过红外照射选择性增强界面氢键策略来提升其压电性能。利用特定波长的脉冲红外激励诱导局部光热膨胀,从而拉伸氢键并促进偶极沿薄膜厚度方向排列。这一方法使压电常数在低值区域从3.5 pC/N显著提升至8.5 pC/N,而高值区域最大达到9.8 pC/N,接近 γ -甘氨酸薄膜的理论极限值10.4 pC/N。该研究为开发高性能植入式/可穿戴生物医学器件提供了一条有前景的氢键工程路径^[54]。

2 压电效应机制

生物可降解压电材料的压电效应,本质上是机械能与非中心对称晶格内电荷位移相互耦合的物理过程。其微观机制主要归结为本征偶极取向极化和机电耦合传递放大两类,如图2所示。

本征偶极取向极化是压电效应的核心。如图2a所示,具有非中心对称晶体结构的材料如胶原蛋白的三螺旋、纤维素的I_B晶型、PLLA的 β 相,本身会形成宏观的净偶极矩。当受到机械应力时,晶格发生形变,导致固有偶极子的相对位置 and 取向发生改变,从而产生电极化现象。

图2b所示为机电耦合传递放大,其指的是材料中的氢键网络与分子间的相互作用,能将外部宏观应力有效地传递至分子内的固有偶极子,并通过自身的协同形变来放大整体的极化响应^[55]。

比较典型的例子是甘氨酸的 β 和 γ 晶型因其非中心对称结构而具备压电性,而中心对称的 α 晶型则完全没有压电响应,这直接印证了晶体对称性是产生压电效应的必要条件^[56]。此外,胶原蛋白在机械拉伸下,其三螺旋结构会发生解旋,迫使侧链上的氨基酸残基偶极子重新排列,从而提高

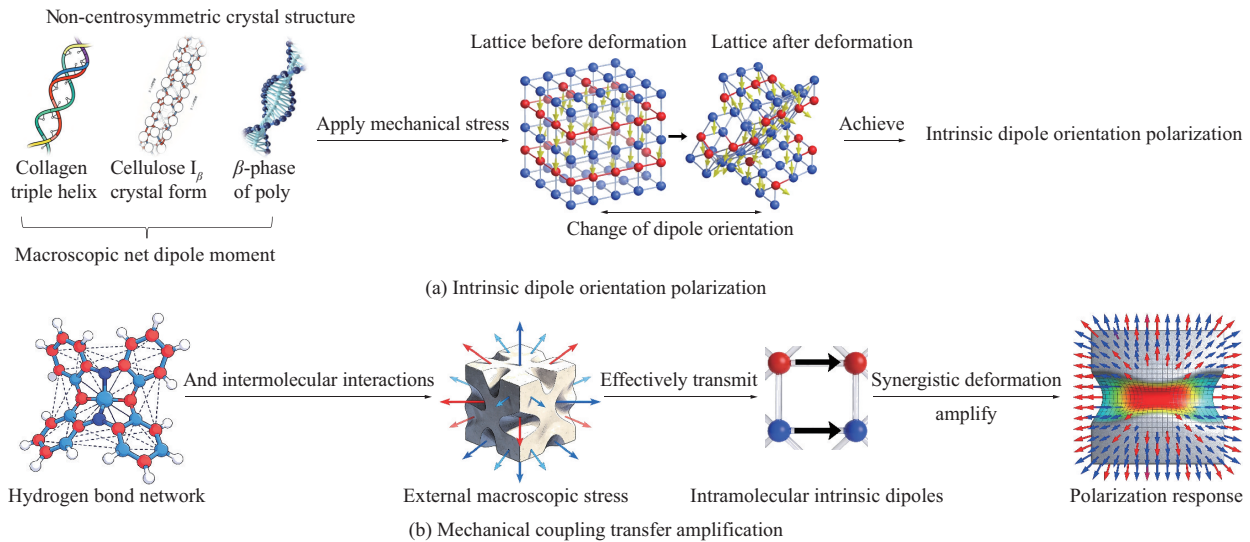


图2 压电效应的微观机制

Fig. 2 Microscopic mechanism of the piezoelectric effect

整体极化程度,清晰地展示了外力对微观偶极结构的定向调控作用^[28]。

3 核心性能及影响因素

生物可降解压电材料的实际应用效果,是其压电性能、力学性能与降解行为三者协同作用的综合结果。因此,系统评估这三类核心性能及其内在关联对于材料的选择与优化至关重要。

3.1 压电系数

压电系数如 d_{33} 、 d_{14} 等是衡量材料将机械能转换为电能能力的最直观的参数。表1为不同来源的生物可降解材料的压电系数。总体而言,天然材料的压电系数普遍高于合成聚合物,同时二者均远低于传统压电陶瓷。

3.2 力学性能

生物可降解压电材料需具备与目标组织或应用场景相

匹配的力学性能。如用于可穿戴设备或神经接口时,需要材料具备优异的柔韧性。丝素蛋白兼具高强度与一定的延展性,动态拉伸模量在室温至 170 °C 基本恒定,是理想的柔性基底材料^[33]。而对于像 PLLA 这样模量高达 2~4 GPa、质地偏硬的聚合物,则可通过与 PHBV 等柔性聚合物共混来调控其力学行为,共混物的杨氏模量可降至 1~2 GPa,从而更好地满足柔性传感器的需求^[49]。

3.3 降解性能

降解性能是生物可降解材料的定义性特征,其速率必须与器件的功能寿命相匹配。例如,用于短期伤口愈合监测的传感器,需要材料在数周内降解以避免二次取出手术,体内降解周期为 4~8 周的材料是此类应用的理想选择^[42]。相反,用于骨修复的支架则需要维持数月甚至数年的结构完整,此时降解周期 1~6 年的 PLLA 则更具优势^[50]。这种降解周期的可

表1 代表性生物可降解压电材料的压电系数

Tab. 1 The piezoelectric coefficient of representative biodegradable piezoelectric materials.

Material type	Specific materials	Piezoelectric coefficient	Reference
Natural Biomass	Fish swim bladder collagen	$d_{33}=22$ pC/N	[30]
	CNC	$d_{25}=2.1$ Å/V ($d_{33}\approx 28.8$ pC/N)	[39]
	Collagen fibril	$d_{14}=12$ pC/N	[29]
	Fibroin	$d_{33}=38\pm 2$ pC/N	[34]
	Chitin	$d_{33}=9.49$ pC/N	[41]
	Chitosan	$d_{33}=18.4$ pC/N	[42]
Polymers	PLLA	$d_{14}=11$ pC/N	[21]
	PHB/ZnO	$d_{33}=13.7$ pC/N	[51]
	PBLG	$d_{33}=22$ pC/N	[52]
	γ -glycine-PVA	$d_{33}=8.5-9.8$ pC/N	[54]
Traditional Piezoceramics	BaTiO ₃	$d_{33}=206$ pC/N	[57]
	PZT	$d_{33}=410$ pC/N	[58]
		$d_{33}=593$ pC/N	[11]

Notes: d_{33} is longitudinal piezoelectric strain coefficient (stress parallel to polarization); d_{14} and d_{25} are shear piezoelectric strain coefficients for shear deformation modes.

调性,是实现精准医疗的关键。

3.4 影响因素

材料的最终性能是多元因素共同作用下的复杂函数。复合改性是提升性能的常用手段,但需权衡利弊。如引入BaTiO₃或ZnO等无机填料虽可显著提升压电系数,但可能以牺牲部分生物降解速度为代价。同样在杂化材料中,生物质填料的含量也会直接影响其对聚合物基体的晶相诱导效率,进而决定性能增益的幅度。

结构有序度是决定压电性能的内在关键,而制备过程中的工艺参数如拉伸比、极化电压、静电纺丝参数等作为连接材料设计与性能实现的核心桥梁可直接控制分子链与偶极子的取向程度与结晶形态。如通过拉伸或静电纺丝实现的分子链有序取向能够显著提升偶极子的协同作用,从而增强压电输出。

此外,对于生物可降解材料,特定的环境条件会显著影响其降解性能,不同材料的降解机制与降解条件存在本质差异,这直接决定了材料的服役寿命与性能稳定性。对于天然生物质材料,其主要依赖酶介导降解,降解行为及速率由特定酶的存在及其活性浓度决定。例如对于胶原蛋白,在引导骨再生(GBR)的体内场景中,其易被基质金属蛋白MMP-1、MMP-8等特异性识别并裂解,愈合早期MMPs无阳性表达时膜结构完整,随着愈合进程推进MMPs活性升高,膜的酶解速率显著升高,表现为胶原蛋白束断裂、膜厚度显著降低^[59];而纤维素及其衍生物则依赖于纤维素酶催化 β -1,4-糖苷键水解。2025年Yuan等^[60]的研究报道,基于细菌纤维素的压电粗视纤维在6 h内即可被纤维素酶完全降解为水和葡萄糖,展现出极高的可控酶解能力;甲壳素以及壳聚糖的糖苷键水解则依赖于溶菌酶或几丁质酶催化,降解产物为氨基葡萄糖及壳寡糖,降解速率可通过调节酶浓度、PH值及温度精确控制^[61-63]。

而合成可降解聚合物的降解则以非酶促水解为主。其酯键在水性环境中自发断裂,降解速率由聚合物的本征属性与环境参数决定。例如高分子量、高结晶度的PLLA,降解周期长达1~6年,高度契合骨修复等长期植入场景的临床需求^[50];而通过共聚、共混或引入亲水性组分得到的聚合物如PLGA、PLLA/PHBV等,其水解速度显著加快,如2023年Cheng等^[64]报道,在PLA中混合八臂聚乙二醇胺盐酸盐(8-arm PEG-NH₂·HCl)制备的植入式传感器可在4周内完成体内水解。

4 应用

生物可降解压电材料的独特价值在于集压电特性、生物相容性和可降解能力于一身,这使其近年来在生物医学、能量收集及可持续电子学等领域展现出传统材料无法比拟的应用前景,如图3所示。它们不仅能安全地与生命系统交互并最终被其吸收,实现从诊断、治疗到无害消失的完美闭环,还能为微型电子设备提供环境友好的自供能解决方案,并从源头上解决电子废弃物的问题。

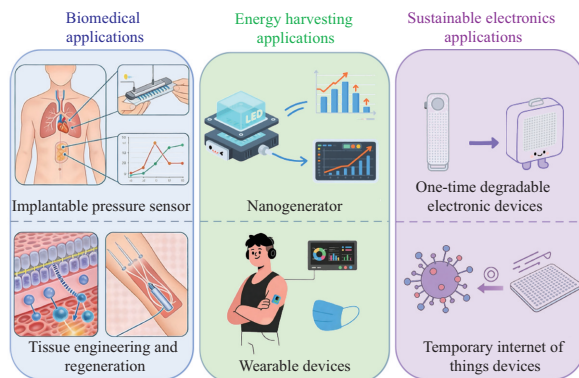


图3 生物可降解压电材料的应用领域

Fig. 3 Application fields of biodegradable piezoelectric materials

4.1 生物医学应用

在生物医学领域,此类材料的应用核心在于实现精准、微创且无须二次手术的诊疗过程。

4.1.1 植入式压力传感器

生物可降解压电传感器被用于在体实时监测关键生理参数后自行通过酶解、水解、物理溶解、细胞降解等方式降解为可代谢小分子。例如Hosseini等^[65]基于壳聚糖-甘氨酸制备的传感器具备 (2.82 ± 0.2) mV/kPa的高灵敏度,适用于监测0~60 kPa范围内的伤口愈合压力变化。该器件中壳聚糖基体可依赖溶菌酶介导的酶解生成壳寡糖、氨基葡萄糖等小分子,甘氨酸晶体则通过物理溶解直接进入体液参与代谢^[61-63];而植入式的PLLA纳米纤维传感器可无线监测小鼠腹腔内压力,该材料已获FDA认证为生物相容性材料,在体液环境中通过酯键水解生成乳酸^[21,66-68];Selvarajan等^[69]基于BT-PLGA复合材料制成的压电传感器功率密度高达10 mW/cm²,能将超声能量转化为电能,为瞬时植入物供电,同时具备逆压电效应,可用于超声通信等功能,且可在生理条件下100天内完全降解,其PLGA基质通过整体侵蚀发生水解,降解为乳酸和乙醇酸等可代谢小分子,同时释放出BT纳米颗粒,可被巨噬细胞吞噬内化;Wu等^[49]通过PHBV/PLLA/KNN复合材料构建的压电纳米发电机则能通过可编程超声脉冲远程产生可调电刺激,无需经皮导线即可作用于周围神经损伤部位,辅助神经修复过程,还可结合肌肉电生理响应实时监测神经修复情况,该材料的组分均可通过水解作用降解为乳酸、3-羟基丁酸、3-羟基戊酸等小分子产物,可在体内正常代谢。

4.1.2 组织工程与再生领域

压电支架能主动将人体机械活动转化为促进再生的生物电信号,如PLLA-HA复合支架可增强成骨细胞矿化以修复骨缺损^[70-73];壳聚糖-聚多巴胺复合材料通过响应运动产生的压电电压加速伤口愈合^[42,74-77];而3D打印的多孔丝素蛋白支架更在促进软组织再生的同时实现了治疗与诊断的一体化^[78-82]。

4.2 能量收集应用

在能量收集领域,生物可降解压电材料的目标是将环境

中广泛分布的废弃机械能转化为可持续的电能。

4.2.1 纳米发电机(NGs)

生物可降解压电纳米发电机的性能已足以驱动多种低功耗微型电子设备,例如 Ghosh 等^[30]基于鱼鳔制备的生物压电纳米发电机可产生 10 V 开路电压以点亮 55 个串联 LED; Karan 等^[33]制备的丝基纳米发电机在温和外力下产生的 2.6 V 电压可直接为计算器、手表、液晶显示面板等低功耗电子设备供电;2020 年 Gaur 等^[44]制作的 PM-PVDF 杂化纳米发电机实现了 $84 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ 的功率密度并能在 35 s 内为 10 μF 的电容器充电;而 2021 年 Sarkar 等^[83]基于苦苣菜制作的压电纳米发电机可产生 81.2 V 开路电压及 1 μF 短路电流,能点亮 39 个串联的商用高功率蓝色 LED。

4.2.2 可穿戴设备

在此领域,生物可降解压电材料的柔性与生物相容性得到充分发挥。如基于虾壳的传感器能高保真监测咳嗽与语音等生理活动^[46];纤维基电子皮肤可贴附于体表监测运动与脉搏^[84];而 2022 年 Le 等^[85]制作的 PLLA 纳米纤维口罩可通过呼吸驱动的压电效应产生静电场,实现了对 PM2.5 超过 99% 过滤效率的主动智能防护。

4.3 可持续电子学应用

生物可降解压电材料在可持续电子学领域的核心贡献在于从源头减少电子污染。它们可用于制造一次性电子器件,如 Kim 等^[86]报道基于甲壳素的麦克风和扬声器在几丁质酶溶液中仅需 8 天即可完全溶解,完美适用于短期医疗诊断或环境监测等场景。同时它们也是构建临时物联网(IoT)器件的理想选择,如 2022 年 Delgado-alvarado 等^[87]由细菌纤维素构建的纳米发电机可为可穿戴式临时 IoT 设备供电,并具备生物可降解、可水洗特性,为部署大规模、无遗留污染的智能传感网络提供了环保自供电方案。

5 总结与展望

生物可降解压电材料,作为传统不可降解压电材料的替代方案,源于天然生物质与合成聚合物,其核心价值在于成功将压电性、生物相容性与可降解能力融为一体。本文系统梳理了该领域的研究进展,从材料的分类与结构特征出发,深入阐述了其压电效应的分子机制,并总结了通过加工诱导、复合改性与结构优化等策略调控性能的路径,最终展示了其在生物医学、能量收集及可持续电子等领域的多元化应用前景。

此外,当前生物可降解压电材料的发展主要面临三方面技术瓶颈:

(1)压电性能存在显著差距,天然与合成聚合物的压电系数($d_{33}=1\sim 38 \text{ pC/N}$)远低于传统陶瓷材料,制约其在高效能量收集与高灵敏度传感中的应用;

(2)性能与降解性难以协同,复合改性虽可提升压电输出,但常以牺牲生物降解速率与生物相容性为代价;

(3)制备工艺与长期稳定性不足,静电纺丝等实验室技术难以规模化放大,且材料在体内环境中易发生性能衰减,

影响器件功能持久性。

上述问题的根源在于材料本征压电活性有限、降解行为与电学性能耦合机制复杂,以及面向应用的工程化制备技术不成熟。因此,未来应深化对压电效应微观机制的探索,从分子设计、晶体结构、宏观取向等多尺度协同优化,以突破现有材料的上限;同时,对于改性体系,需转向全可降解复合体系,引入同样可降解的高压电响应单元替代原不可降解的填料,以维持压电活性与降解性能的协同;此外,还应基于材料的降解机制,通过调控分子量、结晶度等参数设计降解速率,建立与功能需求相匹配的降解调控方法。最终通过聚焦以上方向,有望突破当前瓶颈,以促进生物可降解压电材料在植入式医疗、可持续电子等领域的实用化进程。

参考文献

- [1] WANG Z L. MRS Bulletin, 2023, 48(10):1 014–1 025.
- [2] 李飞,等.物理学报. 2020, 69(21):73–85.
LI Fei, et al. Acta Physica Sinica, 2020, 69(21):73–85.
- [3] 仇达.内燃机与配件. 2024, (23):108–110.
CHOU Da. Internal Combustion Engine & Parts, 2024, (23): 108–110.
- [4] 李洁,等.工程塑料应用. 2020, 48(10):13–18.
LI Jie, et al. Engineering Plastics Application, 2020, 48(10):13–18.
- [5] 马超群,等.微纳电子技术. 2024, 61(2):109–116.
MA Chaoqun, et al. Micronanoelectronic Technology, 2024, 61(2): 109–116.
- [6] 祁一洲,等.计量学报. 2025, 46(10):1 411–1 418.
QI Yizhou, et al. Acta Metrologica Sinica, 2025, 46(10): 1 411 – 1 418.
- [7] 章丽娜,等.工程塑料应用. 2025, 53(7):25–31.
ZHANG Lina, et al. Engineering Plastics Application, 2025, 53(7): 25–31.
- [8] 赵慧如,等.上海纺织科技. 2025, 53(12):76–80.
ZHAO Huiru, et al. Shanghai Textile Science & Technology, 2025, 53(12):76–80.
- [9] NG D W H, et al. Small, 2025, 22(11). DOI: 10.1002/small.202511146.
- [10] WU P, et al. Applied Surface Science, 2025, 680. DOI:10.1016/j.apsusc.2024.161431.
- [11] ALI M, et al. Advanced Healthcare Materials, 2023, 12(23): 2300318.
- [12] CHEN S, et al. Advanced Materials, 2023, 35(25). DOI:10.1002/adma.202208256.
- [13] 马俊男,等.功能材料. 2025, 56(6):6 082–6 090.
MA Junnan, et al. Journal of Functional Materials, 2025, 56(6):6 082–6 090.
- [14] 马融婕.聚偏氟乙烯基压电聚合物的分子序构及心脏无线电信刺激响应机理研究[D].杭州:杭州电子科技大学, 2025.
MA Rongjie. Research on molecular ordering of PVDF-based piezoelectric polymers and the mechanism of wireless electrical stimulation for the heart[D]. Hangzhou: Hangzhou Dianzi University, 2025.

- [15] 钟兴平,等.化学进展.2024,36(7):975–986.
ZHONG Xingping, et al. Progress in Chemistry, 2024, 36(7): 975–986.
- [16] MELO A, et al. Polymer Testing, 2025, 149. DOI:10.1016/j.polymer-testing.2025.108838.
- [17] BEYERLEIN G-S, et al. Journal of Cleaner Production, 2024, 446. DOI:10.1016/j.jclepro.2024.141426.
- [18] DI GIANNANTONIO M, et al. Toxics, 2022, 10(8). DOI:10.3390/toxics10080479.
- [19] DOLATABAD A A, et al. Journal of Hazardous Materials, 2025, 496. DOI:10.1016/j.jhazmat.2025.139322.
- [20] AL HARRAQ A, et al. Acs Environmental Au, 2021, 2(1):3–10.
- [21] CURRY E J, et al. Proceedings of the National Academy of Sciences, 2018, 115(5):909–914.
- [22] RIBEIRO C, et al. Colloids and Surfaces B 2015(136):46–55.
- [23] 杨尚科,等.工程塑料应用.2024,52(2):187–192.
YANG Shangke, et al. Engineering Plastics Application, 2024, 52(2):187–192.
- [24] CHAE I, et al. ACS Applied Bio Materials, 2018, 1(4):936–953.
- [25] CHINH N T, et al. Natural Product Communications, 2019, 14(7). DOI:10.1177/1934578X19866288.
- [26] GAUZA-WŁODARCZYK M, et al. International Journal of Biological Macromolecules, 2017, 104:987–991.
- [27] ATHENSTAEDT H. Nature, 1970, 228(5274):830–834.
- [28] ZHOU Z, et al. ACS Biomaterials Science & Engineering, 2016, 2(6):929–936.
- [29] DENNING D, et al. ACS Biomaterials Science & Engineering, 2017, 3(6):929–935.
- [30] GHOSH S K, et al. Nano Energy, 2016, 28:356–365.
- [31] NAIR M, et al. Nanoscale, 2019, 11(32):15 120–15 130.
- [32] SUN J, et al. ACS Nano, 2020, 14(11):14 665–14 674.
- [33] YUCEL T, et al. Advanced functional materials, 2011, 21(4): 779–785.
- [34] SENCADAS V, et al. Nano Energy, 2019, 66. DOI: 10.1016/j.nanoen.2019.104106.
- [35] KARAN S K, et al. Nano Energy, 2018, 49:655–666.
- [36] GARCÍA Y, et al. Scientific reports, 2016, 6(1). DOI: 10.1038/srep34616.
- [37] GINDL W, et al. Biomacromolecules, 2010, 11(5):1 281–1 285.
- [38] MAHADEVA S K, et al. ACS applied materials & interfaces, 2014, 6(10):7 547–7 553.
- [39] CSOKA L, et al. ACS Macro Letters, 2012, 1(7):867–870.
- [40] ALAM M M, et al. ACS Applied Materials & Interfaces, 2016, 8(3):1 555–1 558.
- [41] HOQUE N A, et al. Journal of Materials Chemistry, 2018, 6(28): 13 848–13 858.
- [42] PRAVEEN E, et al. RSC advances, 2017, 7(56):35 490–35 495.
- [43] GHOSH S K, et al. Applied Physics Letters, 2016, 109(10). DOI: 10.1063/1.4961623.
- [44] GAUR A, et al. ACS Applied Electronic Materials, 2020, 2(5): 1 426–1 432.
- [45] MAITI S, et al. Nano Energy, 2017, 42:282–293.
- [46] GHOSH S K, et al. Applied Physics Letterst, 2017, 110(12). DOI: 10.1063/1.4979081.
- [47] TAI Y, et al. Nano Energy, 2021, 89. DOI: 10.1016/j.nanoen.2021.106444.
- [48] SMITH M, et al. APL Materials, 2017, 5(7). DOI: 10.1063/1.4979547.
- [49] WU P, et al. Nano Energy, 2022, 102. DOI: 10.1016/j.nanoen.2022.107707.
- [50] DA SILVA D, et al. Chemical Engineering Journal, 2018, 340: 9–14.
- [51] ZVIAGIN A S, et al. European Polymer Journal, 2019, 117: 272–279.
- [52] REN K, et al. Applied Physics A, 2012, 107(3):639–646.
- [53] AHMAD Z. Poly (3-hexylthiophene) (P3HT), poly (gamma-benzyl-L-glutamate) (PBLG) and poly (methyl methacrylate) (PMMA) as energy harvesting materials[M]//Smart polymer nanocomposites: energy harvesting, self-healing and shape memory applications. Cham: Springer International Publishing, 2017: 95–118.
- [54] WANG L, et al. Journal of Materials Chemistry C, 2025, 13(48): 23 849–23 854.
- [55] WERLING K A, et al. The Journal of Physical Chemistry A, 2014, 118(35):7 404–7 410.
- [56] KIM D, et al. Advanced Materials, 2020, 32(14). DOI: 10.1002/adma.201906989.
- [57] CHEN X, et al. Ceramics International, 2022, 48(1):1 285–1 292.
- [58] JAIN A, et al. Polymer Engineering & Science, 2015, 55(7): 1 589–1 616.
- [59] CALCIOLARI E, et al. Journal of periodontal research, 2018, 53(3):430–439.
- [60] YUAN Z, et al. Chemical Engineering Journal, 2025, 509. DOI: 10.1016/j.cej.2025.161034.
- [61] TAMBURACI S, et al. Materials Science and Engineering C, 2021, 128. DOI:10.1016/j.msec.2021.112298.
- [62] HAMIDI S, et al. Molecules, 2025, 30(10). DOI: 10.3390/molecules30102202.
- [63] SURESH M, et al. Nanomedicine Journal, 2026, 13(1):170–182.
- [64] CHENG Y, et al. Advanced Science, 2023, 10(11). DOI:10.1002/advs.202207269.
- [65] HOSSEINI E S, et al. ACS applied materials & interfaces, 2020, 12(8):9 008–9 016.
- [66] CURRY E J, et al. Proceedings of the National Academy of Sciences, 2020, 117(1):214–220.
- [67] BAEK S-W, et al. Biomaterials Research, 2022, 26(1). DOI: 10.1186/s40824-022-00334-x.