

人工肌纤维的研究进展及挑战

王晓波^{1,2}, 邱江涛^{1,2*}

1. 中国科学院苏州纳米技术与纳米仿生研究所, 苏州 215123

2. 中国科学技术大学纳米技术与纳米仿生学院, 合肥 230026

* 联系人, E-mail: jtdi2009@sinano.ac.cn

2026-05-04 收稿, 2026-06-22 修回, 2026-06-22 接受, 2026-06-23 网络版发表

国家自然科学基金(22475233, 22305263, 52403343)和苏州市科技项目(SYG202320)资助

摘要 人工肌纤维作为新一代柔性致动材料, 凭借其多样的驱动响应、类肌肉的可控线性伸缩以及卓越的柔性结构与优势, 在智能服饰、医疗康复、航空航天、仿生机械等领域展现出巨大的应用潜力. 本文简要介绍了人工肌纤维的研究进展及挑战, 从分子链微观构象变化和宏观结构放大两个角度分析了人工肌纤维的类肌肉形变机制, 结合其驱动方式特点重点介绍了其典型场景应用, 提出了能量转换效率低、致动精度差、有效做功难、规模化制备挑战大以及尚未建立相应控制理论等限制人工肌纤维应用的科学技术问题, 并对其发展趋势做了展望.

关键词 人工肌肉, 纤维, 线性致动器, 智能材料

人工肌纤维(artificial muscle fibers)是一类可以在外界刺激作用下产生与生物肌肉类似的收缩行为的新型线性致动器^[1~4]. 凭借其致动/传动高效、柔顺性好、结构简单、尺寸可调、材料体系丰富等独特优势, 人工肌纤维备受学术界和产业界广泛关注^[5~12]. 近些年来, 国内外学者通过材料体系拓展^[13~15]、纤维组装结构调控^[10,11,16]、工作机制探索等使人工肌纤维的致动性能得到重要进展^[17], 并结合湿度^[18,19]、磁场^[20~22]、离子嵌入/脱嵌^[23~25]、电热效应^[12,26,27]等多种刺激响应方式, 发展了其在诸多领域的应用(图1). 相较于传统的电机及传动技术, 人工肌纤维更易于实现致动/传动系统的轻量化与集成化, 在受限空间与复杂工况下表现出更强的环境适应性与应用可行性, 例如柔性微创医疗导丝^[28~31]、精密电子器件装配^[32]等. 与传统刚性器械相比^[2], 人工肌纤维百微米级的直径使其可高效进入微尺度作业场景, 更具灵活性和可控变形优势; 人工肌纤维还可以满足柔性机器人的灵巧手、脸部表情仿真等多个部位在空间受限条件下对多自由度运动的需求^[33~37], 人工肌纤维易于编织集成与阵列化组装, 进而

提升致动性能与满足实际服役需求, 在智能服饰^[18,38,39]、柔性外骨骼与助力装备^[40~42]等可穿戴领域展现出极为广阔的应用前景; 未来可植入人工肌纤维有望缓解患有肌肉萎缩、肌肉运动功能丧失、肌肉神经系统故障等患者的痛苦^[43~45].

尽管如此, 人工肌纤维在面向实际应用的过程中仍面临诸多挑战. 其中, 人工肌纤维的能量转换效率低是限制人工肌纤维的响应速率、做功能力、控制精度等致动性能提升的关键, 是亟待攻克的核心科学问题. 与此同时, 人工肌纤维致动器的低成本连续制备、驱动控制技术开发、多功能集成、致动结构适配等也需重点解决^[19,46~48].

鉴于已有数篇关于人工肌纤维的综述发表^[1,3,17,49~51], 本文尝试从以下三方面进行总结: 第一, 对现有人工肌纤维工作机制, 从新角度进行重新归纳与理解, 以期建立一个更为直观、便于把握的框架; 第二, 在应用层面, 强调将刺激响应机制与具体应用场景深度融合, 而非孤立地讨论材料性能或驱动原理; 第三, 重点讨论人工肌纤维当前存在的关键科学问题与技术

引用格式: 王晓波, 邱江涛. 人工肌纤维的研究进展及挑战. 科学通报, 2026, 71: 6471–6484

Wang X, Di J. Research progress and challenges of artificial muscle fibers (in Chinese). Chin Sci Bull, 2026, 71: 6471–6484, doi: [10.1360/CSB-2026-0629](https://doi.org/10.1360/CSB-2026-0629)

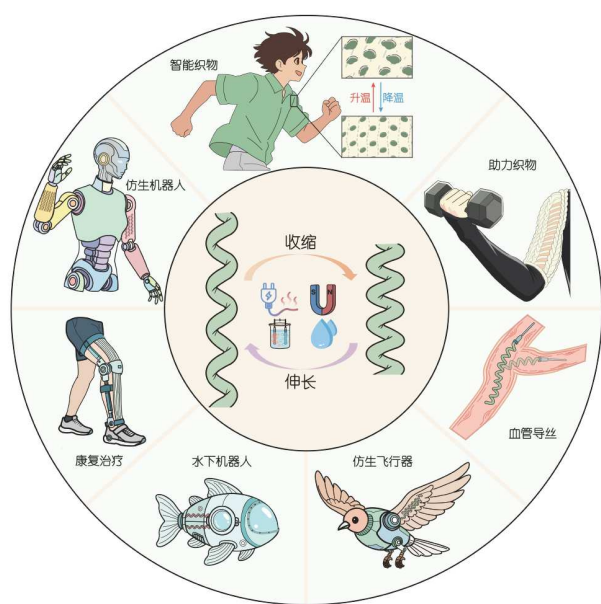


图1 人工肌纤维的驱动方式与典型应用领域

Figure 1 Driving modes and typical application fields of artificial muscle fibers

瓶颈, 并对其未来发展方向进行简要展望。

1 人工肌纤维的工作原理与材料体系

生物肌肉中, 在三磷酸腺苷(adenosine triphosphate, ATP)驱动的交叉桥循环过程中, 肌球蛋白头部经历结合、解离及构象变化, 并与肌动蛋白发生相对滑动, 从而产生肌肉收缩(图2(a)). 虽然工作机制不同, 人工肌纤维的宏观致动行为表现为类肌肉的可逆长度变化^[6,11,18,52,53]. 显著的纤维轴向运动通常仅在分子链取向发生较大变化时产生, 而纤维中分子链取向变化有限时, 精巧的宏观纤维结构的设计可以实现纤维整体轴向收缩. 因此, 人工肌纤维的工作原理可以大致归为熵弹性驱动收缩机制与加捻螺旋结构放大机制这两大类(图2(b), (c)).

1.1 熵弹性驱动收缩机制

液晶弹性体纤维^[54,55]、蜘蛛丝^[56]以及水响应高分子取向纤维^[37]在外界刺激作用下, 均可在轴向上发生十分显著的大幅收缩. 这类纤维在结构上具有一个共同特征, 即链段在常态下处于低熵取向状态, 链间次级作用(如氢键)可构成暂时性约束. 在热、光、溶剂或pH等外界刺激下, 这些次级键被削弱, 链段重新获得

构象选择的能力, 进而在熵弹性驱动下自发地从低熵取向状态向高熵无序的卷曲构象弛豫(图2(b)). 这一构象转变在宏观上体现为纤维沿轴向的大幅度收缩. 以液晶弹性体(liquid crystal elastomers, LCE)纤维为例, 在加热作用下其分子链结构由向列相至各向同性相转变, 分子链段有序度降低, 进而沿轴向发生收缩形变^[55,57~61]. LCE人工肌纤维可在0.05 s内产生54%的收缩^[61], 但强度、驱动应力与做功能力均较为有限, 例如单股LCE/碳纳米管(carbon nanotube, CNT)纤维的最大做功能力仅为 0.45 J g^{-1} ^[61].

此外, 高亲水性材料如水凝胶纤维^[61,62]以及蚕丝纤维^[18]、蜘蛛丝纤维^[56]等在湿度变化下, 其分子链取向结构发生显著重构, 表现为宏观的可逆收缩与伸长^[19]. 以蚕丝基人工肌纤维为例, 随着相对湿度从20%提升至80%, 纤维收缩率最高可达70%^[18]. 这一特性使得该类型人工肌纤维在智能服饰中被广泛地研究并应用.

除了上述纤维外, 从表观来看, 形状记忆合金(shape memory alloy, SMA)呈现类似的直纤维状, 同样可在热作用下发生显著的轴向伸缩. 然而, 需要指出的是, 其收缩的微观本质并非分子链的熵弹性弛豫, 而是源于热弹性马氏体-奥氏体相变所释放的晶格自由能差^[63]. 在低温马氏体相下, 其晶体对称性较低, 材料质软且易变形; 当温度升高越过相变点时, 晶格自发转变为高度对称的奥氏体相, 伴随着材料强度与刚性的急剧上升, 从而驱动结构克服外部负载, 恢复至原始构型^[64,65].

1.2 加捻螺旋结构放大机制

与上文所述熵弹性致动机制不同, 尼龙、碳纳米管纤维以及某些高取向高分子纤维, 其分子链间具有长程有序的相互作用, 链段运动受抑显著, 难以在刺激下发生大幅构象转变. 因此, 这类纤维的本征轴向收缩量极为有限. 为实现大行程致动, 研究者巧妙地通过过度加捻将纤维构筑成螺旋构型, 纤维受刺激产生的径向胀缩会诱发螺旋结构的解捻, 进而通过螺距变化将微观形变几何放大为显著的轴向变化^[10](图2(c)). 有趣的是, 当加捻方向与螺旋方向一致时, 解捻使螺距减小, 纤维整体表现为收缩; 反之, 若加捻方向与螺旋方向相反, 解捻过程导致螺距增大, 纤维表现为伸长. 然而, 伸长模式通常通过绕芯轴的方式实现, 产生的对外做功能力较弱^[11]. 因此, 目前大家普遍关注纤维的收缩

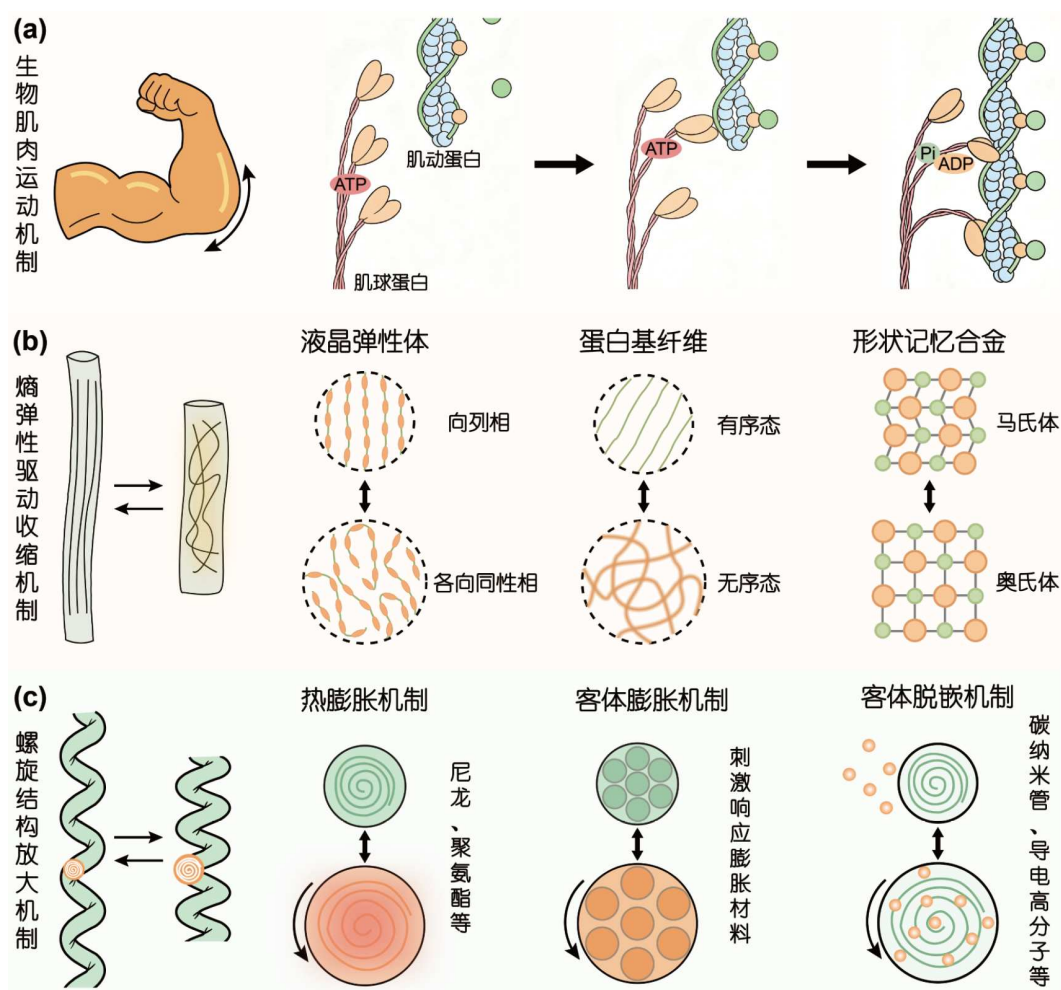


图2 人工肌纤维的工作机制与材料体系。(a) 生物肌肉的运动机制; (b) 熵弹性驱动收缩机制; (c) 螺旋结构放大机制

Figure 2 Actuation mechanisms and material system of artificial muscle fibers. (a) Motion mechanism of biological muscles. (b) Entropy elasticity-driven contraction mechanism. (c) Helical structure amplification mechanism

性能, 本综述亦重点讨论该致动模式。

实现螺旋纤维解捻收缩的关键在于诱发纤维的径向体积膨胀。根据纤维材料本征特性的差异, 研究者发展出了不同的驱动策略。对于尼龙、聚乙烯等高取向高分子纤维, 通常采用直接热刺激的方式。加热使分子链间距增大, 纤维发生径向膨胀, 进而诱发螺旋结构解捻收缩。此外, 热响应亦可借助在纤维表面复合具有焦耳热效应的材料(如金属丝、碳材料等)实现, 从而显著提升热驱动的可控性^[32,46]。

然而, 对于碳纳米管纤维、石墨烯纤维等碳基材料, 其径向热膨胀系数极低, 往往需要上千摄氏度才能产生明显收缩, 这严重限制了其实际应用^[10]。为此, 研究者主要采用客体材料辅助的策略, 在碳纳米管纤维

骨架中引入具有膨胀能力的高分子客体材料, 当客体材料吸水/有机溶剂或者受热发生膨胀时, 在碳纳米管骨架的空间约束下复合纤维径向膨胀后产生轴向收缩^[66,67]。

更具应用前景的是电化学调控策略。在外加电场作用下, 离子可逆地嵌入与脱出纤维内部, 引起显著的体积变化, 使得螺旋纤维产生大幅收缩^[23], 碳纳米管纤维及石墨烯纤维通过该策略已可实现60%以上的可观收缩量^[52]。类似地, 导电高分子纤维可通过法拉第反应过程中的离子吸入与排出产生致动过程, 但目前其致动性能与循环稳定性仍较为受限^[13]。总体而言, 电化学调控因引入电控方式, 在控制精度和实际应用方面展现出显著的优越性, 是目前领域内备受关注的一类驱

动方式。

2 人工肌纤维的应用现状

多样化的刺激方式使得人工肌纤维具有广阔的应用前景。由湿度、温度、磁、电化学离子等方式调控的人工肌纤维,尽管在做功能力、响应速率等方面具有差异化的表现,但在不同场景中均有其独特的应用需求。根据驱动调控方式与相应应用场景的特点,我们将人工肌纤维的应用分为两类:环境响应人工肌纤维与电控人工肌纤维。

2.1 环境响应人工肌纤维的应用

如上文工作机制部分所述,湿度、温度等外界环境改变可以刺激人工肌纤维产生致动。利用该特性可以开发温湿度响应智能热管理服装、湿度响应伤口促愈合敷料以及磁响应导丝等。

由湿度驱动的人工肌纤维通常由亲水性材料构成,如蛛丝、蚕丝、纤维素、水凝胶等,具有绿色、低成本的优势。对于疏水三醋酸酯与亲水纤维素双组分纤维织物,排汗导致的皮肤表面湿度变化可以有效地调节织物中纤维间距,进而通过纤维表面涂覆的碳纳米管等离子体共振效应使得织物的红外辐射增强,起到良好的降温作用(图3(a))^[38]。改性蚕丝纤维在湿度变化下可以发生70%的收缩,由其编织的服装可以动态响应体表汗液排出情况,产生相应的结构变化(比如排汗后纤维吸湿变短使得袖子收缩,汗湿褪去后袖子恢复原长),进而提高穿着者的舒适度^[18]。低成本的商业黏胶纤维经拉伸取向处理后对湿度变化响应迅速,由其制得的智能遮阳窗帘可在不同天气发生相应的收卷与展开(雨天窗帘卷起以增加透光,晴天窗帘展开以遮光),从而动态调节农业温室的温度与光照^[68]。在宏观创面修复领域,湿度响应型人工肌纤维同样展现出良好的应用潜力。高亲水性海藻酸钠复合纤维可在创口渗出液的刺激下快速溶胀实现高效止血,随着渗出液自然干燥,纤维内部氢键重构并产生轴向收缩,进而牵引创面闭合,促进伤口愈合(图3(a))^[69]。湿度响应型纤维的致动回复依赖水分的自然蒸发,这一过程固有的缓慢特性是制约该类型纤维致动可控性的核心瓶颈;通过微观传质结构的设计加速水分子迅速排出,并结合适配的主动干燥策略,是突破上述瓶颈的关键技术路径。

智能服饰通常还搭载热驱动型人工肌纤维,这类

纤维通常由尼龙、氨纶、LCE等材料构成,织物内部孔隙结构通过环境温度变化发生改变,实现人体热平衡的主动调控。由无芯轴工艺制得的高弹簧指数尼龙纤维,能够在无预应力与外部约束的条件下响应温度变化实现可逆伸缩形变,复合该纤维的织物孔隙随之发生闭/开,实现保暖、散热双向热调控功能(图3(b))^[12]。LCE纤维受热收缩、冷却伸长的运动特点也使其在智能服饰中发挥重要作用,温热环境中纤维收缩带动织物以打开表面微孔结构增强透气,室温下纤维膨胀关闭织物中微孔结构,按需调控人体体表温度(图3(b))^[55]。

磁驱动型人工肌纤维由含有磁性组分(如NdFeB颗粒、Fe₃O₄颗粒等)的纤维构成,具有驱动速率快与无源调控的特点,无需搭载复杂的外部线路,在狭窄空间中具有高度应用优势(图3(c))^[70]。通过外界可编程磁场的实时调控,纤维内部磁性颗粒产生定向驱动力矩,进而产生纤维弯曲、伸缩与转向等多维运动,在微创介入诊疗、体内靶向药物递送等场景具备潜在应用价值(图3(c))^[71]。但是磁驱动型人工肌纤维易受环境中磁性物质的干扰,这在一定程度上影响了其工作稳定性。

2.2 电控型人工肌纤维的应用

与环境响应型纤维相比,由电刺激控制的人工肌纤维具有更高的可控程度与稳定性,在柔性仿生机器人、智能抓手、可穿戴设备等领域具有强大的应用潜力。电刺激控制的人工肌纤维主要分为电热驱动型与电化学离子驱动型。

电热驱动型人工肌纤维响应焦耳热的刺激发生驱动,常用的材料包括SMA丝、尼龙、LCE、聚二甲基硅氧烷(polydimethylsiloxane, PDMS)等。其中,SMA已在微型成像系统中实现实际应用,尤其是在光学防抖和自动对焦等需要高精度微位移调控的场景中表现出显著优势。通过多根SMA丝的协同驱动,可实现对镜头位移的精确补偿,从而满足消费电子领域对尺寸、精度及可靠性的严格要求^[72,73]。此外,在多摄像头模组高度集成的紧凑空间中,传统音圈马达由于依赖电磁驱动,可能引入磁场耦合及电磁串扰,从而增加系统设计复杂度。相比之下,SMA驱动基于热致相变过程,不涉及电磁场作用,在电磁兼容性方面展现出潜在优势。镀银尼龙/氨纶复合肌纤维中,镀银尼龙的电加热作用使其表面包覆的氨纶均匀受热并产生~40%的大幅收缩,在机械臂中可分别模拟肱二头肌与手指肌腱的作用,

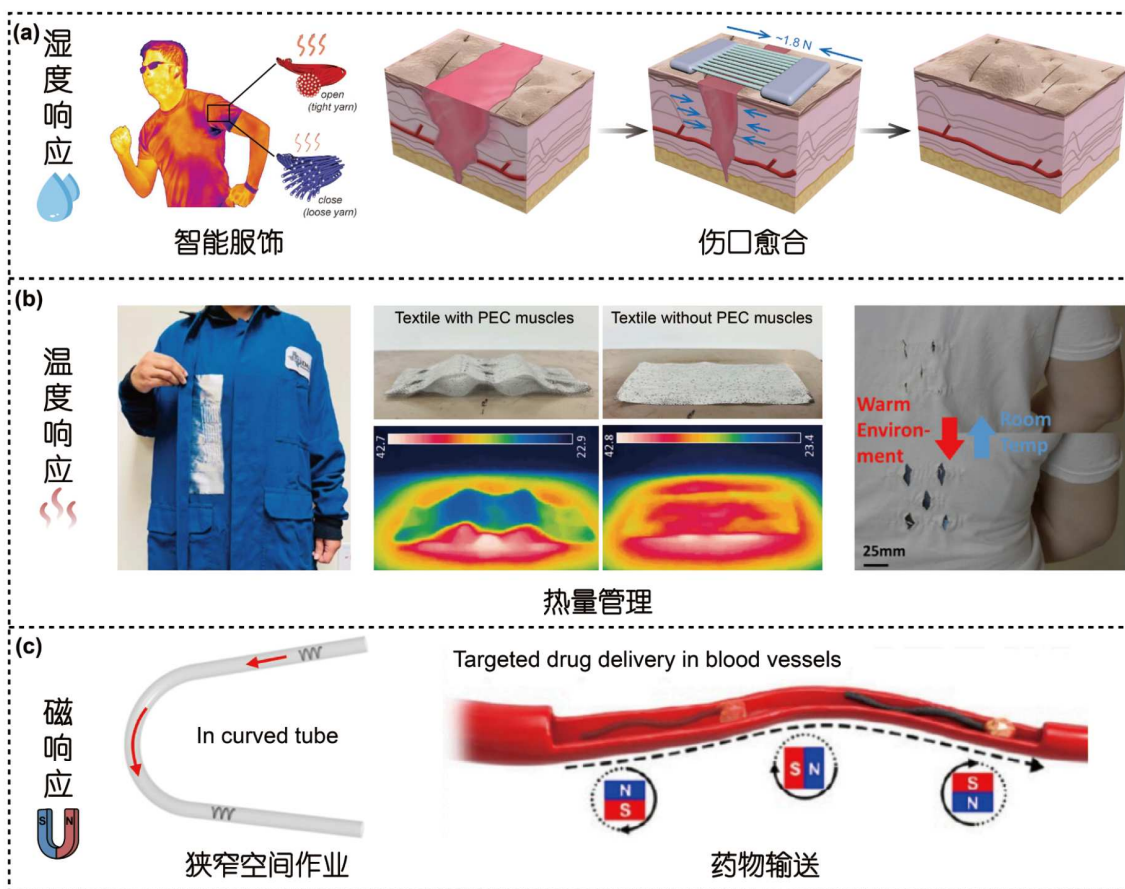


图 3 环境响应型人工肌纤维的应用. (a) 湿度响应型人工肌纤维在智能服饰^[38]与伤口愈合^[69]等领域的应用. Copyright©2019, American Association for the Advancement of Science; Copyright©2023, Wiley-VCH. (b) 温度响应型人工肌纤维在热量管理织物中的应用^[12,55]. Copyright©2025, American Association for the Advancement of Science; Copyright©2019, American Chemical Society. (c) 磁响应型人工肌纤维在狭窄空间与药物输送等领域的应用^[70,71]. Copyright©2022, American Association for the Advancement of Science; Copyright©2024, American Chemical Society

Figure 3 Application of environmentally responsive artificial muscle fibers. (a) Application of humidity-responsive artificial muscle fibers in fields such as smart clothing^[38], and wound healing^[69]. Copyright©2019, American Association for the Advancement of Science; Copyright©2023, Wiley-VCH. (b) Application of temperature-responsive artificial muscle fibers in thermal management fabrics^[12,55]. Copyright©2025, American Association for the Advancement of Science; Copyright©2019, American Chemical Society. (c) Application of magnetic-responsive artificial muscle fibers in areas including confined spaces and drug delivery^[70,71]. Copyright©2022, American Association for the Advancement of Science; Copyright©2024, American Chemical Society

实现肘部弯曲与手指抓取等动作^[74]. LCE/CNT人工肌纤维被用于夹爪模型, 通过电压控制纤维的收缩状态, 可实现夹爪对物体的精确抓取、释放及整体移动; 该纤维还被用于爬行尺蠖机器人中, 通过对机器人足部进行不对称摩擦力设计, 该机器人在电热刺激循环中向摩擦力较小的方向实现定向爬行^[53]. 将镀银尼龙/PDMS人工肌纤维应用于扑翼飞行器中, 通过控制两根对置纤维的收缩与伸长, 取代了传统舵机实现飞行器尾翼偏转及飞行姿态的调控(该纤维与传统舵机相比减重92%)^[75]. 此外, 凭借优异的结构柔性 with 驱动性能,

电热驱动型纤维还可用于构筑可穿戴织物^[40,76,77], 将多根镀银尼龙/PDMS人工肌纤维并联编织为理疗压力带, 通过电热诱导收缩与PDMS鞘层弹性复位作用实现节律性往复驱动, 为压力带提供动态可控的循环挤压力, 模拟骨骼肌泵效应以促进下肢静脉血液回流, 从而达到预防与缓解静脉曲张的效果^[75].

然而, 受到高温、散热等问题的影响, 电热型人工肌纤维的应用受到一定限制. 相比之下, 电化学人工肌纤维热效应不明显, 且驱动电压较低, 应用场景更为广阔. CNT纤维具有优异的柔韧性 with 导电性, 是电化学人

工肌纤维中最常见的材料,已报道的最高驱动收缩量可达62.4%^[52]。除CNT纤维之外,导电高分子纤维也具有较好的应用前景,如聚3,4-乙烯二氧噻吩:聚苯乙烯磺酸盐(poly(3,4-ethylenedioxythiophene):poly(styrene sulfonate), PEDOT:PSS)纤维的电化学收缩可达11.4%^[78]。与单根人工肌纤维相比,纤维束构型在载荷承载能力与做功能力等方面具有显著优势,更能满足实际应用中的性能要求^[25,79]。然而,电解液依赖仍是制约电化学人工肌纤维实际应用的关键因素。为实现其在空气环境中的稳定工作,研究者发展了多种策略,例如凝胶电解质体系的设计与引入^[80,81],但凝胶体系的高模量及离子在其中的低迁移速率对纤维的运动性能产生了一定的阻碍。CNT人工肌纤维通过静电纺丝技术可在表面均匀包覆聚偏氟乙烯-六氟丙烯共聚物(polyvinylidene fluoride-hexafluoropropylene copolymer, PVDF-HFP)纳米纤维鞘层,其可以起到电解液存储与防止电极短路的基础作用,对纤维运动过程的阻碍也较小。将该固态人工肌纤维应用于仿生机器夹手,可在11 s内完成物体的抓取与释放循环动作^[82]。织物集成也是电化学人工肌纤维在实际应用中的重要组装方式,该方式能够集成多根纤维增大输出作用力,同时织物基底对电解液的存储作用能够使其脱离电解池环境在空气中直接工作。将CNT人工肌纤维编织为电化学织物致动器,通过对纤维手性与排列结构的设计,避免了可能出现的结构扭转与电极接触短路等问题,在收缩形变过程中没有观察到明显的热效应,充分验证了其在可穿戴助力织物领域的应用潜力^[42]。无论采用何种技术方案,电化学驱动体系的封装技术仍是未来需要重点解决的问题。如何在防止电解液泄漏的前提下,最大限度降低封装体系对纤维运动性能的影响,是实现其规模化应用的关键。

上述应用实践表明,电控型人工肌纤维凭借调控精度高、响应速度快、易于系统集成等突出优势,已在柔性仿生机器人、智能抓手、可穿戴设备等领域得到了广泛的应用探索,为柔性驱动与智能交互场景提供了重要的技术支撑(图4)。

综上,不同刺激响应型人工肌纤维各具驱动特性与适用场景,表1系统对比了几类典型人工肌纤维的核心驱动性能。

3 人工肌纤维面临的挑战与解决思路

尽管人工肌纤维凭借柔性驱动、线性形变以及可

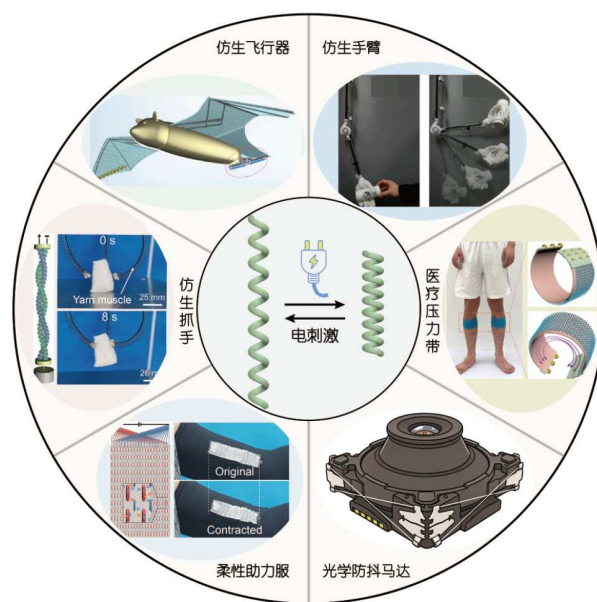


图4 电控型人工肌纤维在仿生飞行器^[75]、仿生抓手^[82]、仿生手臂^[74]、柔性助力服^[42]、医疗压力带^[75]以及光学防抖马达等领域中的应用。Copyright©2021, Wiley-VCH; Copyright©2018, Wiley-VCH; Copyright©2024, American Chemical Society; Copyright©2025, Elsevier

Figure 4 Application of electronically controlled artificial muscle fibers in the fields of bionic aircraft^[75], bionic grippers^[82], bionic arms^[74], flexible power-assisted suits^[42], medical compression belts^[75], and optical image stabilization motors. Copyright©2021, Wiley-VCH; Copyright©2018, Wiley-VCH; Copyright©2024, American Chemical Society; Copyright©2025, Elsevier

编织集成等特点,已在软体机器人、智能穿戴、康复医疗与人机交互等前沿领域展现出良好的发展潜力与应用前景,为下一代柔性智能系统提供了新的技术路线。但在关键驱动性能提升、复杂环境适应性优化以及从实验室原型走向实际应用的过程中,相关纤维驱动体系仍面临一系列亟待解决的科学问题与工程技术瓶颈,在很大程度上限制了其进一步实用化、规模化与产品化进程。

3.1 人工肌纤维中的科学问题

3.1.1 能量转换效率低

能量转换效率是评价人工肌纤维综合性能的核心指标。自然界生物肌肉通过ATP水解将化学能直接转化为机械功^[85],其效率随活动类型不同通常可达20%^[86],部分工况下甚至高达60%^[87]。与之形成鲜明对比的是,现有工肌纤维的能量转换效率远低于这一水平。

电热驱动型人工肌纤维效率低下的物理根源,可

表1 典型刺激响应型人工肌纤维的核心性能对比^{a)}

Table 1 Core performance comparison of typical stimuli-responsive artificial muscle fibers

驱动类型	材料	收缩量(%)	做功(J g ⁻¹)	效率(%)	平均收缩速率(% s ⁻¹)	文献
湿度	蚕丝纤维	70	0.073	/	1.04	[18]
湿度	PU/SPU纤维	96.68	/	/	10.74	[83]
湿度	聚轮烷基水凝胶纤维	82	1.89	/	0.39	[84]
热	Nylon/PDMS纤维	54	0.24	/	11.5	[75]
热	CNT/LCE纤维	56.9	2.11	/	1078	[61]
热	Polyethylene纤维	16	2.63	1.32	18	[11]
电化学	CNT纤维/BF ₄ ⁻	62.4	1.5	/	23.8	[52]
电化学	CNT纤维/THA ⁺	16.5	2.2	5.4	20	[23]
电化学	Nafion@CNT纤维/Li ⁺	5.8	1.04	6.1	26	[24]

a) PU: 疏水聚氨酯; SPU: PEG型亲水聚氨酯; Nylon: 尼龙; Polyethylene: 聚乙烯

从以下三方面理解。其一, 受卡诺循环效率的理论上限约束(以尼龙纤维为例, 假设从室温加热至约150°C, 其卡诺效率理论上限约为29%)。其二, 分子链各向同性的无规热运动, 需在纤维一维形状的约束下转化为定向收缩, 这一转化过程存在不可逆的方向选择性损耗。同时, 分子链构象转变过程中伴随的链段间内摩擦, 亦造成额外的黏弹损耗。其三, 现有电热驱动体系普遍缺乏有效的热回收机制, 降温复位阶段输入的热量大量耗散至环境, 无法在后续循环中再利用^[10]。受制于上述因素, 目前实验报道的电热驱动型人工肌纤维能量转换效率普遍低于2%^[10,11], 远低于卡诺循环的理论上限。

电化学驱动则从原理上避开了上述瓶颈, 离子在电场作用下直接嵌入纤维内部引起体积膨胀, 热效应不明显。然而, 目前电化学人工肌纤维的能量转换效率最高也仅为6.1%(在碳纳米管纤维体系中实现)^[24], 远未达到理想水平。需要指出的是, 当前能量转换效率以输出机械功与净输入电能之比计算, 其中净输入电能为外界输入电能扣除纤维回复过程中释放电能。此外, 这一最高效率值所对应的工况为极高负载、极低收缩量, 而在低负载、高收缩量的工况下, 其能量转换效率仍然远低于此。

电化学驱动效率偏低的原因在于, 纤维内部多为多孔结构, 相当一部分离子仅以双电层吸附的形式驻留在孔道表面, 此类吸附并不引起明显的体积变化。换言之, 离子虽已进入纤维并伴随电流响应, 却未能有效转化为致动所需的体积形变。因此, 构筑与离子尺寸和输运行为相适配的纤维微观结构, 使离子的嵌入能够切实产生体积变化是提升该类纤维能量转换效率的重要举措^[23,88]。此外, 离子-电解液体系的设计与拓展也是提升电化学人工肌纤维能量转换效率的关键途径, 适

配的离子种类与电解液配方能够显著降低电化学驱动的界面与本体电阻, 并有效抑制副反应发生, 同时减少不必要的能量损耗。

综合来看, 无论是电热驱动还是电化学驱动, 人工肌纤维的能量转换效率目前仍普遍偏低。如何实现能量转换效率的根本性突破, 是该领域亟待解决的核心科学问题, 迄今尚无显著进展。

3.1.2 有效做功能力受限

生物肌肉通过肌动蛋白与肌球蛋白结合位点的神经信号可逆调控, 实现了收缩与松弛的自由切换, 呈现高负载收缩、低负载回复的高效做功模式。然而, 多数人工肌纤维在完整致动循环中的有效做功为零, 根本原因在于驱动过程的单向性, 其收缩是在刺激作用下产生的, 而回复至初始状态需施加相同或更大的外力完成, 因此整个循环过程难以产生有效做功。该问题在多种人工肌纤维体系中普遍存在。天然蛛丝在高湿度下可显著收缩, 干燥后无法自主复原, 需外力拉回^[89]。吸湿响应纤维及形状记忆聚合物纤维同样依赖外部负载完成复位。螺旋结构纤维尤为典型, 受刺激收缩后, 需依靠悬挂同等负载将其拉回, 呈现等应力收缩-回复循环, 无法实现与生物肌肉类似的有效做功^[10,23]。

针对上述瓶颈, 研究者发展了在纤维内部储存弹性势能的复位策略。LCE纤维通过交联网络在收缩时储存弹性势能, 撤销刺激后自主回复。螺旋结构纤维可经热定型消除内应力, 构建扭曲平衡结构, 实现弹性势能驱动的可逆循环。此外, 电化学驱动的碳纳米管纤维可以通过反向电压使离子从纤维中脱出, 在较低负载下即可恢复原长^[23]。上述策略实现方式各异, 但核心思路是一致的, 即在纤维内部预设复位机制, 将单向收缩转变为可逆循环, 为突破有效做功瓶颈提供了共同

方向.

3.1.3 控制精度有待提升

实际应用对人工肌纤维的驱动精度提出了较高要求. 电热驱动型纤维在高精度控制方面存在本征困难. 其致动依赖于焦耳热引发的温度变化, 而热量的产生与向环境的扩散之间难以维持精确的动态平衡. 温度作为中间变量, 其分布式的、大惯性的特性, 决定了电热驱动的形变响应本质上是非线性的、时滞的. 以CNT@LCE纤维为例, 低电压下可实现5%乃至1%的步进收缩, 但升压后热量累积迅速导致形变失控, 高精度调控难以为继^[53].

电化学驱动则直接建立了电荷注入与体积形变之间的耦合关系, 革除了温度这一中间惯性环节, 从根本上更利于实现精准控制. 然而, 常规电化学纤维的电容有限^[51], 且伴随自放电现象^[90], 电压撤销后形变状态难以稳定维持, 同样构成控制精度的瓶颈. 这是因为电化学人工肌纤维驱动状态的维持效果高度依赖离子在纤维内部的留存能力. 纤维的收缩运动通常伴随着预拉伸状态, 传统的由双电层充放电作用主导的电化学人工肌纤维中, 离子与纤维间的主客体相互作用强度较弱, 不足以抵御预拉伸作用带来的应力松弛, 因此需要持续输入能量以防止应力释放, 否则离子易从纤维内部挤出, 驱动状态难以维持.

针对上述问题, 电化学可逆法拉第插层反应策略提供了解决思路. 以四氯铝酸根离子(AlCl_4^-)为例^[91], 在电压作用下其定量嵌入纤维中的坍塌CNT层, 并通过可逆法拉第反应($\text{C}_n + \text{AlCl}_4^- \leftrightarrow \text{C}_n[\text{AlCl}_4] + \text{e}^-$)与CNT形成稳定的插层化合物, 这强化了 AlCl_4^- 与CNT间的相互作用, 断电后即使在应力作用下 AlCl_4^- 也难以从纤维内部脱出, 从而将CNT肌纤维的形变状态进行锁定. 由可逆法拉第插层反应驱动的电化学人工肌纤维, 一方面在输入电荷量与纤维形变之间建立起严格、可预期的线性关系, 从根本上提升了控制精度, 实现可编程驱动; 另一方面, 利用离子与CNT之间的强相互作用实现形变锁定, 即使在断电状态下也能稳定维持既定形变量. 基于该策略, 研究者已实现了分辨率达1%的高精度阶梯式驱动, 为人工肌纤维的精密控制提供了有效途径^[91].

总体而言, 能量转换效率偏低、有效做功能力不足与驱动控制精度受限, 是当前人工肌纤维面向实际应用亟待突破的三大核心科学瓶颈(图5). 三者相互影响, 共同限制了人工肌纤维的综合性能与应用拓展

空间.

3.2 人工肌纤维中的技术问题

除上述科学瓶颈外, 人工肌纤维的实际应用还面临一系列技术层面的制约.

3.2.1 连续化制备有待推进

目前人工肌纤维的制备整体仍处于实验室研究阶段, 多为单根、间歇式制备, 尚未形成成熟的连续化工艺^[53,88]. 其中, 高分子取向纤维在连续制备上相对简单, 而螺旋结构纤维则较为复杂. 加捻过程中张力的精准控制, 以及为实现有效循环做功所需的大螺距结构的设计, 对螺旋人工肌纤维的连续化制备提出了较大的技术挑战. 尽管如此, 随着应用推广的深入, 产业界高度成熟的纺丝、加捻等技术将有望快速突破其连续化制备瓶颈.

3.2.2 性能提升面临集成与一致性的技术挑战

目前, 单根人工肌纤维的输出力量仍较为有限, 难以直接满足实际应用的力输出需求. 针对部分场景下对高应力、高负载等做功要求, 往往需要对纤维进行集束结构设计. 在该过程中, 纤维致动行为的一致性与稳定性便成为关键制约. 构建结构均一、性能稳定的纤维单元, 是实现集成后整体性能可靠的基础^[25]. 然而, 由于当前人工肌纤维在可控制备方面存在的瓶颈, 单根纤维在结构精准调控与批次一致性方面仍存在较大技术难度. 具体而言, 纤维直径、捻度、取向以及功能层界面结合强度等参数难以精确控制, 导致批次间性能离散度较大; 其次, 当单根纤维集束化集成时, 由于纤维在力学协同性、驱动响应、界面摩擦损耗以及热/电化学环境等方面的不一致性, 纤维束的整体性能与单根纤维相比存在明显衰减. 上述技术难题对人工肌纤维从实验室走向实际应用构成了显著挑战.

3.2.3 控制方法尚不成熟

目前传统电机的驱动控制已具备成熟的数据模型与传感反馈体系, 而人工肌纤维在致动行为理解、控制策略构建等方面仍处于起步阶段. 发展适应人工肌纤维致动特性的控制方法是当前亟待解决的问题. 近年来, 智能感知功能材料的突破性进展, 为人工肌纤维从单一驱动元件向智能驱动系统的演变提供了技术支撑. 目前所报道的感知集成技术主要通过两种方案实现: 独立传感单元耦合^[92]与驱动-感知一体化集成设计^[32,75,93,94]. 受生物高尔基腱器官张力感知机理的启发, 柔性丝状仿生肌腱传感单元作为模块化感知器件,

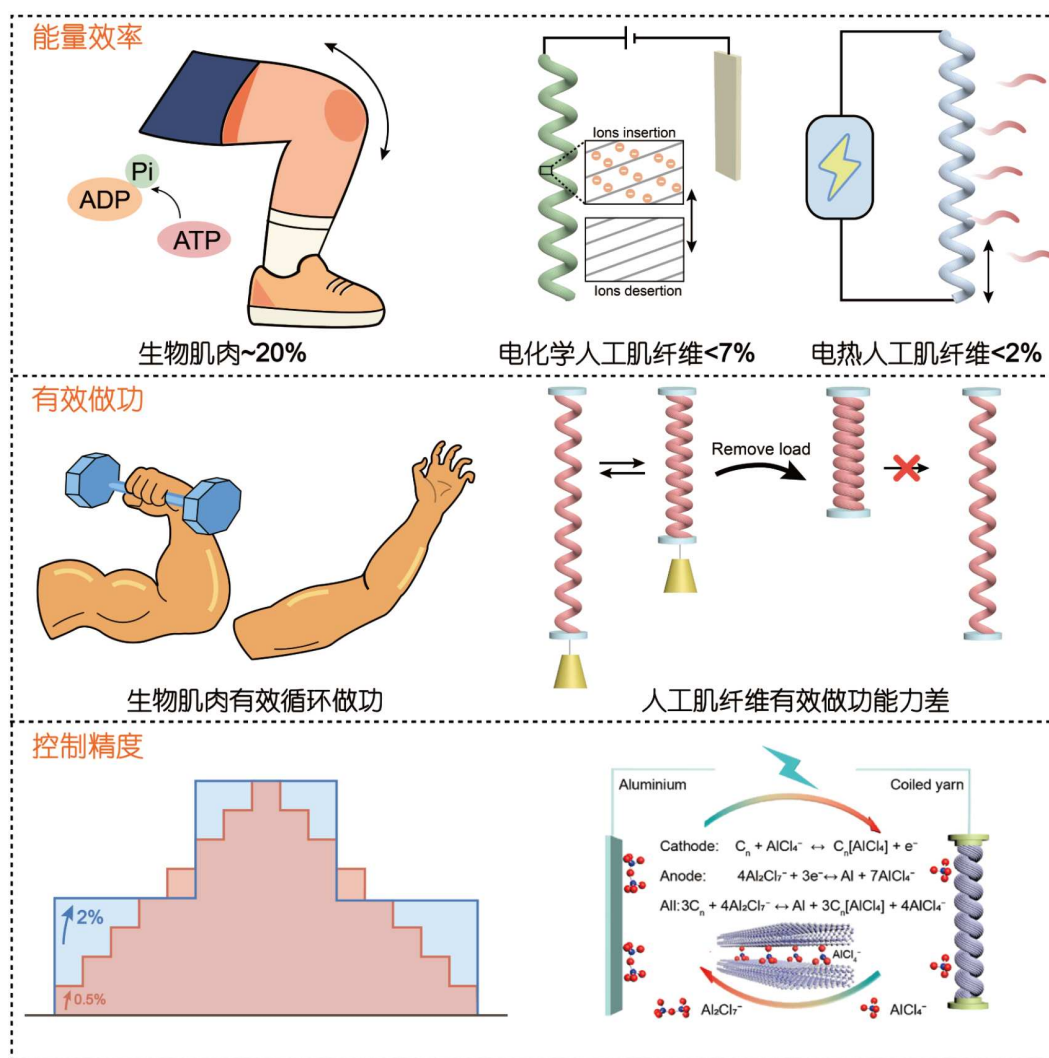


图5 人工肌纤维中的科学挑战: 能量效率、有效做功、控制精度^[91]. Copyright©2022, American Chemical Society

Figure 5 Scientific challenges in artificial muscle fibers: energy efficiency, effective work output, control precision^[91]. Copyright©2022, American Chemical Society

可与各类人工肌肉实现无缝串联耦合。该单元可通过轴向拉力动态调控传感纤维间接触面积与界面摩擦电荷分布, 基于摩擦起电与静电感应的耦合机制, 实现轴向张力信号的高线性、低迟滞原位检测^[92]。驱动-感知一体化架构则将传感与驱动功能组件深度融合于单一基体, 依托材料本征物理效应实现运动状态的原位实时感知。其中, 以PEDOT:PSS热电纤维与镀银尼龙电极构建的柔性热电偶, 可将LCE形变过程中伴随的温度梯度转化为可定量的热电信号^[93]; 而液态金属^[94]、导电涂层^[32]等应变敏感材料, 则可通过驱动形变诱导的微结构演化引发电阻信号变化, 从而实现运动状态的

精准监测。值得注意的是, 同轴纤维结构为实现多功能一体化人工肌纤维提供了独特的结构优势^[26,75]。这些研究进展为构建与人工肌纤维致动行为高度适配的闭环控制理论与技术体系奠定了坚实基础。

3.2.4 仿生结构设计与控制仍需深入研究

与传统驱动方式相比, 人工肌纤维的突出优势在于集致动与传动功能于一体, 无需复杂的减速器或传动连杆即可直接完成力和距离的输出, 这使得其在构建仿生结构时具有独到的简洁性与灵活性。然而, 目前针对纤维致动特性与具体机构设计之间的匹配研究尚不充分, 真正实现系统级的功能输出, 仍需在仿生结构

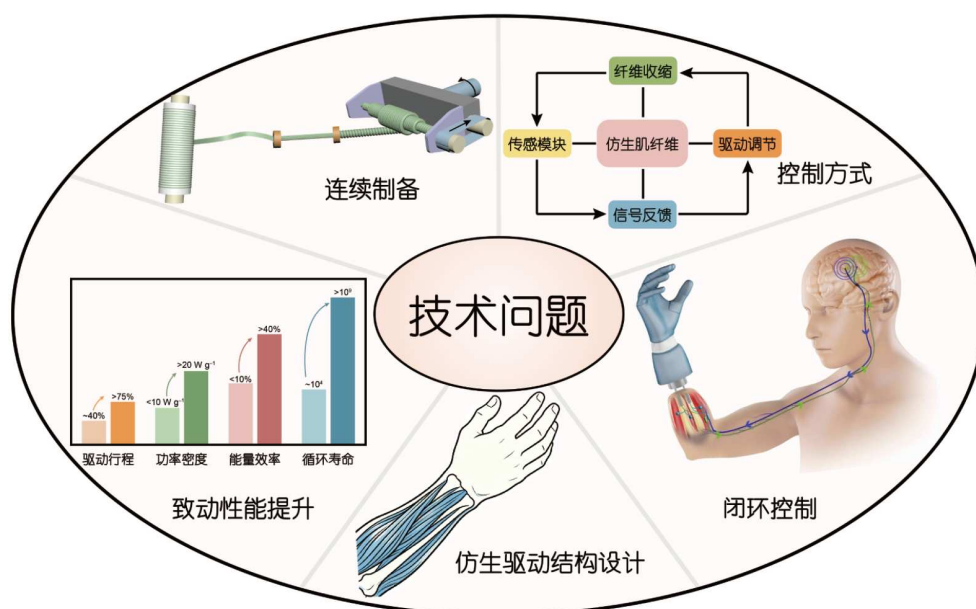


图6 人工肌纤维在连续制备、驱动性能提升、仿生驱动结构设计、闭环控制系统^[44], 以及控制方式等方面的技术问题与解决思路。Copyright©2023, American Association for the Advancement of Science

Figure 6 Technical problems and solutions of artificial muscle fibers in continuous preparation, improvement of actuation performance, design of bionic actuation structures, closed-loop control systems^[44], and control methods. Copyright©2023, American Association for the Advancement of Science

设计与多模态功能集成方面开展深入探索。未来研究应针对不同应用场景(如医疗康复、工业协作、特种作业等)的特定需求,建立与之适配的通用理论模型与设计方法体系;其中,生物体中骨骼-肌肉-肌腱的协同适配结构,为仿生机器人与智能执行系统的结构设计提供了天然的参考模型。

综上,规模化连续制备工艺受限、集成后性能一致性难以保障、系统化驱动控制方法不足,以及面向应用的仿生结构设计适配性欠缺,是制约人工肌纤维工程化落地、需优先突破的核心技术瓶颈(图6)。

4 总结

人工肌纤维作为融合化学、材料科学、物理学与生物医学等多学科的重要交叉研究载体,经过多年的系统性探索,已在驱动性能优化、结构设计创新与功

能集成应用等方面取得了突破性进展,其发展趋势正逐步向兼具高效能与高稳定性的类天然肌肉致动器迈进,为柔性驱动领域的技术革新奠定了基础。当前,人工肌纤维的实际应用落地仍面临驱动效率、控制精度、制备工艺等多方面的挑战,未来通过对驱动机制、集成结构与制备工艺的持续创新与优化,我们有望突破现有的技术瓶颈,推动人工肌纤维从实验室基础研究走向多场景实际应用;随着多学科交叉融合的不断深化,人工肌纤维将进一步突破现有驱动性能与闭环感知的瓶颈,逐步发展为柔性驱动与智能交互领域的核心技术载体,在人机交互、智能医疗、可穿戴智能装备等领域实现规模化落地。这一发展方向与我国在智能材料、先进制造与人机融合等领域的战略布局深度契合,为我国在高端柔性智能材料领域的核心竞争力提升提供了关键技术支撑。

参考文献

- 1 Xiong J, Chen J, Lee P S. Functional fibers and fabrics for soft robotics, wearables, and human-robot interface. *Adv Mater*, 2021, 33: 2002640
- 2 Zhu Z, Di J, Liu X, et al. Coiled polymer fibers for artificial muscle and more applications. *Matter*, 2022, 5: 1092-1103
- 3 Haines C S, Li N, Spinks G M, et al. New twist on artificial muscles. *Proc Natl Acad Sci USA*, 2016, 113: 11709-11716
- 4 Zhou X, Fang S, Leng X, et al. The power of fiber twist. *Acc Chem Res*, 2021, 54: 2624-2636

- 5 Pirozzi I, Kight A, Han A K, et al. Circulatory support: artificial muscles for the future of cardiovascular assist devices. *Adv Mater*, 2023, 36: 2210713
- 6 Foroughi J, Spinks G M, Wallace G G, et al. Torsional carbon nanotube artificial muscles. *Science*, 2011, 334: 494–497
- 7 Madden J D W, Barisci J N, Anquetil P A, et al. Fast carbon nanotube charging and actuation. *Adv Mater*, 2006, 18: 870–873
- 8 Gonzalez-Vazquez A, Garcia L, Kilby J, et al. Soft wearable rehabilitation robots with artificial muscles based on smart materials: a review. *Adv Intelligent Syst*, 2023, 5: 2200159
- 9 Shi M, Yeatman E M. A comparative review of artificial muscles for microsystem applications. *Microsyst Nanoeng*, 2021, 7: 95
- 10 Lima M D, Li N, Jung de Andrade M, et al. Electrically, chemically, and photonically powered torsional and tensile actuation of hybrid carbon nanotube yarn muscles. *Science*, 2012, 338: 928–932
- 11 Haines C S, Lima M D, Li N, et al. Artificial muscles from fishing line and sewing thread. *Science*, 2014, 343: 868–872
- 12 Zhang M, Fang S, Cai W, et al. Mandrel-free fabrication of giant spring-index and stroke muscles for diverse applications. *Science*, 2025, 387: 1101–1108
- 13 Aziz S, Martinez J G, Salahuddin B, et al. Fast and high-strain electrochemically driven yarn actuators in twisted and coiled configurations. *Adv Funct Mater*, 2021, 31: 2008959
- 14 Liu H, Luo H, Huang J, et al. Programmable water/light dual-responsive hollow hydrogel fiber actuator for efficient desalination with anti-salt accumulation. *Adv Funct Mater*, 2023, 33: 2302038
- 15 Wu D, Zhang Y, Yang H, et al. Scalable functionalized liquid crystal elastomer fiber soft actuators with multi-stimulus responses and photoelectric conversion. *Mater Horiz*, 2023, 10: 2587–2598
- 16 Mu J, Jung de Andrade M, Fang S, et al. Sheath-run artificial muscles. *Science*, 2019, 365: 150–155
- 17 Deng J, Ren M, Dong L, et al. Recent progress and challenges of electrochemical artificial muscle fiber. *Mater Today*, 2026, 92: 780–800
- 18 Jia T, Wang Y, Dou Y, et al. Moisture sensitive smart yarns and textiles from self-balanced silk fiber muscles. *Adv Funct Mater*, 2019, 29: 1808241
- 19 You C, Qin W, Yan Z, et al. Highly improved water tolerance of hydrogel fibers with a carbon nanotube sheath for rotational, contractile and elongational actuation. *J Mater Chem A*, 2021, 9: 10240–10250
- 20 Wang Y, Qin H, Liu N, et al. Robust and fast-transforming soft microrobots driven by low magnetic field. *Adv Mater*, 2025, 37: 2505193
- 21 Lee Y, Koehler F, Dillon T, et al. Magnetically actuated fiber-based soft robots. *Adv Mater*, 2023, 35: 2301916
- 22 Greco G, Schmuck B, Del Bianco L, et al. High-performance magnetic artificial silk fibers produced by a scalable and eco-friendly production method. *Adv Compos Hybrid Mater*, 2024, 7: 163
- 23 Lee J A, Li N, Haines C S, et al. Electrochemically powered, energy-conserving carbon nanotube artificial muscles. *Adv Mater*, 2017, 29: 1700870
- 24 Chu H, Hu X, Wang Z, et al. Unipolar stroke, electroosmotic pump carbon nanotube yarn muscles. *Science*, 2021, 371: 494–498
- 25 Wang Y, Zhao Y, Ren M, et al. Artificial muscle fascicles integrated with high-performance actuation properties and energy-storage function. *Nano Energy*, 2022, 102: 107609
- 26 Dong L, Ren M, Wang Y, et al. Artificial neuromuscular fibers by multilayered coaxial integration with dynamic adaption. *Sci Adv*, 2022, 8: eabq7703
- 27 Hou W, Wang J, Lv J A. Bioinspired liquid crystalline spinning enables scalable fabrication of high-performing fibrous artificial muscles. *Adv Mater*, 2023, 35: e2211800
- 28 Pietsch M, Henkel K, Körbitz R, et al. A deflectable video camera system for laparoscopic surgery based on shape memory alloy actuators. *Sci Rep*, 2025, 15: 11354
- 29 Mineta T, Mitsui T, Watanabe Y, et al. An active guide wire with shape memory alloy bending actuator fabricated by room temperature process. *Sens Actuat A-Phys*, 2002, 97-98: 632–637
- 30 Fu Y, Liu H, Huang W, et al. Steerable catheters in minimally invasive vascular surgery. *Robotics Comput Surg*, 2009, 5: 381–391
- 31 Ganet F, Le M Q, Capsal J F, et al. Development of a smart guide wire using an electrostrictive polymer: option for steerable orientation and force feedback. *Sci Rep*, 2015, 5: 18593
- 32 Gao P, Yuan X, Ren M, et al. Self-sensing archimedean spiral artificial muscle fibers with bidirectional actuation for electromagnetic wave/light modulation and mechanical display. *Adv Funct Mater*, 2025, 36: e19002
- 33 Arfaee M, Vis A, Bartels P A A, et al. A soft robotic total artificial hybrid heart. *Nat Commun*, 2025, 16: 5146
- 34 Zhu H, Fu L, Bai J, et al. A triple-coaxial soft fiberbot with all-in-one sensation–actuation capability and high acid/alkali-resistant stability. *Adv Fiber Mater*, 2025, 8: 611–628
- 35 Wang R, Shen Y, Qian D, et al. Tensile and torsional elastomer fiber artificial muscle by entropic elasticity with thermo-piezoresistive sensing of strain and rotation by a single electric signal. *Mater Horiz*, 2020, 7: 3305–3315
- 36 Chen W, Tong D, Meng L, et al. Knotted artificial muscles for bio-mimetic actuation under deepwater. *Adv Mater*, 2024, 36: 2400763
- 37 Zhang J, Gao W, Wang Y, et al. Spider-web-like artificial network for smart capture. *Small*, 2025, 21: 2501687

- 38 Zhang X A, Yu S, Xu B, et al. Dynamic gating of infrared radiation in a textile. *Science*, 2019, 363: 619–623
- 39 Zhao H, Qi X, Ma Y, et al. Wearable sunlight-triggered bimorph textile actuators. *Nano Lett*, 2021, 21: 8126–8134
- 40 Zhang H, Oh S, Mahato M, et al. Knot-architected fabric actuators based on shape memory fibers. *Adv Funct Mater*, 2022, 32: 2205732
- 41 Yang M, Wu J, Jiang W, et al. Bioinspired and hierarchically textile-structured soft actuators for healthcare wearables. *Adv Funct Mater*, 2022, 33: 2210351
- 42 Wang X, Wang Y, Ren M, et al. Knittable electrochemical yarn muscle for morphing textiles. *ACS Nano*, 2024, 18: 9500–9510
- 43 Dong C, Carnicer-Lombarte A, Bonafè F, et al. Electrochemically actuated microelectrodes for minimally invasive peripheral nerve interfaces. *Nat Mater*, 2024, 23: 969–976
- 44 Ortiz-Catalan M, Zbinden J, Millenaar J, et al. A highly integrated bionic hand with neural control and feedback for use in daily life. *Sci Robot*, 2023, 8: eadf7360
- 45 Bruschi A, Donati D M, Choong P, et al. Dielectric elastomer actuators, neuromuscular interfaces, and foreign body response in artificial neuromuscular prostheses: a review of the literature for an *in vivo* application. *Adv Healthcare Mater*, 2021, 10: 2100041
- 46 Song Y, Zhou S, Jin K, et al. Hierarchical carbon nanotube composite yarn muscles. *Nanoscale*, 2018, 10: 4077–4084
- 47 Zhao J, Chen X, Dong K. Mechano-electric conversion fiber and self-powered wearable textile devices (in Chinese). *Chin Sci Bull*, 2025, 70: 2763–2779 [赵继忠, 陈泉, 董凯. 机电转化纤维及自供能可穿戴纺织器件. 科学通报, 2025, 70: 2763–2779]
- 48 Cheng B, Chen J, Cao L, et al. Flexible electronic skin for tactile sensing (in Chinese). *Chin Sci Bull*, 2024, 69: 2978–2999 [程斌, 陈家祥, 曹凌云, 等. 柔性触觉传感电子皮肤研究进展. 科学通报, 2024, 69: 2978–2999]
- 49 Jang Y, Kim S M, Spinks G M, et al. Carbon nanotube yarn for fiber-shaped electrical sensors, actuators, and energy storage for smart systems. *Adv Mater*, 2020, 32: e1902670
- 50 Apsite I, Salehi S, Ionov L. Materials for smart soft actuator systems. *Chem Rev*, 2022, 122: 1349–1415
- 51 Lang T, Yang L, Yang S, et al. Emerging innovations in electrically powered artificial muscle fibers. *Natl Sci Rev*, 2024, 11: nwae232
- 52 Wang Y, Qiao J, Wu K, et al. High-twist-pervaded electrochemical yarn muscles with ultralarge and fast contractile actuations. *Mater Horiz*, 2020, 7: 3043–3050
- 53 Yang G, Dong L, Ren M, et al. Coiled carbon nanotube fibers sheathed by a reinforced liquid crystal elastomer for strong and programmable artificial muscles. *Nano Lett*, 2024, 24: 9608–9616
- 54 Wang Q, Tian X, Zhang D, et al. Programmable spatial deformation by controllable off-center freestanding 4D printing of continuous fiber reinforced liquid crystal elastomer composites. *Nat Commun*, 2023, 14: 3869
- 55 Roach D J, Yuan C, Kuang X, et al. Long liquid crystal elastomer fibers with large reversible actuation strains for smart textiles and artificial muscles. *ACS Appl Mater Interfaces*, 2019, 11: 19514–19521
- 56 Dong L, Qiao J, Wu Y, et al. Programmable contractile actuations of twisted spider dragline silk yarns. *ACS BioMater Sci Eng*, 2021, 7: 482–490
- 57 Kotikian A, Truby R L, Boley J W, et al. 3D printing of liquid crystal elastomeric actuators with spatially programed nematic order. *Adv Mater*, 2018, 30: 1706164
- 58 Tajbakhsh A R, Terentjev E M. Spontaneous thermal expansion of nematic elastomers. *Eur Phys J E*, 2001, 6: 181–188
- 59 White T J, Broer D J. Programmable and adaptive mechanics with liquid crystal polymer networks and elastomers. *Nat Mater*, 2015, 14: 1087–1098
- 60 Kotikian A, McMahan C, Davidson E C, et al. Untethered soft robotic matter with passive control of shape morphing and propulsion. *Sci Robot*, 2019, 4: eaax7044
- 61 Cui B, Ren M, Dong L, et al. Pretension-free and self-recoverable coiled artificial muscle fibers with powerful cyclic work capability. *ACS Nano*, 2023, 17: 12809–12819
- 62 Wang Q, Zhang L, Zhong Y, et al. Hydrogel fiber actuators prepared by shell–core structure for high-performance water/light dual response. *Adv Fiber Mater*, 2024, 6: 1887–1897
- 63 Li X, Cai B, Zhao H, et al. Scalable functionalized shape memory alloy fiber with synergistic effect for robotic hand and microrobot. *npj Flex Electron*, 2025, 9: 88
- 64 Kim D, Kim B, Shin B, et al. Actuating compact wearable augmented reality devices by multifunctional artificial muscle. *Nat Commun*, 2022, 13: 4155
- 65 Ashir M, Hahn L, Kluge A, et al. Development of innovative adaptive 3D fiber reinforced plastics based on shape memory alloys. *Compos Sci Tech*, 2016, 126: 43–51
- 66 Sim H J, Jang Y, Kim H, et al. Self-helical fiber for glucose-responsive artificial muscle. *ACS Appl Mater Interfaces*, 2020, 12: 20228–20233
- 67 Chen P, Xu Y, He S, et al. Hierarchically arranged helical fibre actuators driven by solvents and vapours. *Nat Nanotech*, 2015, 10: 1077–1083
- 68 Peng Y, Sun F, Xiao C, et al. Hierarchically structured and scalable artificial muscles for smart textiles. *ACS Appl Mater Interfaces*, 2021, 13: 54386–54395

- 69 Dong L, Zhang W, Ren M, et al. Moisture-adaptive contractile biopolymer-derived fibers for wound healing promotion. *Small*, 2023, 19: e2300589
- 70 Dong Y, Wang L, Zhang Z, et al. Endoscope-assisted magnetic helical micromachine delivery for biofilm eradication in tympanostomy tube. *Sci Adv*, 2022, 8: eabq8573
- 71 Zhu H, Li T, Fu L, et al. A proprioceptive Janus fiber with controllable multistage segments for bionic soft robots. *ACS Nano*, 2024, 18: 32023–32037
- 72 Hsieh C L, Liu C S, Cheng C C. Design of a 5 degree of freedom–voice coil motor actuator for smartphone camera modules. *Sens Actuat A-Phys*, 2020, 309: 112014
- 73 Li C, Qu Y, Song Z, et al. Research on SMA motor modelling and control algorithm for optical image stabilization. *Microsyst Technol*, 2024, 31: 1381–1400
- 74 Kim K, Cho K H, Jung H S, et al. Double helix twisted and coiled soft actuator from spandex and nylon. *Adv Eng Mater*, 2018, 20: 1800536
- 75 Dong L, Yuan X, Ren M, et al. Elastic-sheathed artificial muscle fibers delivering natural muscle-like resilient actuation for robotics and wearables. *Matter*, 2025, 8: 102281
- 76 Han M W, Ahn S H. Blooming knit flowers: loop-linked soft morphing structures for soft robotics. *Adv Mater*, 2017, 29: 1606580
- 77 Sun J, Liao W, Yang Z. Additive manufacturing of liquid crystal elastomer actuators based on knitting technology. *Adv Mater*, 2023, 35: e2302706
- 78 Hu H, Zhang S, Zhang M, et al. Artificial muscles based on coiled conductive polymer yarns. *Adv Funct Mater*, 2024, 34: 2401685
- 79 Hyeon J S, Song G H, Sim J, et al. Asymmetric carbon nanotube yarns for electrochemical and mechanical balance in artificial muscle fascicle. *Adv Fiber Mater*, 2026, 8: 1725–1734
- 80 Lee J A, Kim Y T, Spinks G M, et al. All-solid-state carbon nanotube torsional and tensile artificial muscles. *Nano Lett*, 2014, 14: 2664–2669
- 81 Ling Y, Li L, Liu J, et al. Air-working electrochromic artificial muscles. *Adv Mater*, 2023, 36: 2305914
- 82 Ren M, Qiao J, Wang Y, et al. Strong and robust electrochemical artificial muscles by ionic-liquid-in-nanofiber-sheathed carbon nanotube yarns. *Small*, 2021, 17: e2006181
- 83 Ding X, Chen J, Liu Z, et al. Fast-response and large-deformation moisture-driven janus structured fiber actuator composed of multiscale hydrophilic-hydrophobic interfaces. *Adv Funct Mater*, 2025, 36: e18322
- 84 Sun J, Guo W, Mei G, et al. Artificial spider silk with buckled sheath by nano-pulley combing. *Adv Mater*, 2023, 35: 2212112
- 85 Piazzesi G, Caremani M, Linari M, et al. Thick filament mechano-sensing in skeletal and cardiac muscles: a common mechanism able to adapt the energetic cost of the contraction to the task. *Front Physiol*, 2018, 9: 736
- 86 Mirvakili S M, Hunter I W. Artificial muscles: mechanisms, applications, and challenges. *Adv Mater*, 2018, 30: 1704407
- 87 Curtin N A, Bartlam-Brooks H L A, Hubel T Y, et al. Remarkable muscles, remarkable locomotion in desert-dwelling wildebeest. *Nature*, 2018, 563: 393–396
- 88 Ren M, Dong L, Wang X, et al. Dual-ion co-regulation system enabling high-performance electrochemical artificial yarn muscles with energy-free catch states. *Nano-Micro Lett*, 2023, 15: 162
- 89 Liu D, Tarakanova A, Hsu C C, et al. Spider dragline silk as torsional actuator driven by humidity. *Sci Adv*, 2019, 5: eaau9183
- 90 Qiao J, Di J, Zhou S, et al. Large-stroke electrochemical carbon nanotube/graphene hybrid yarn muscles. *Small*, 2018, 14: 1801883
- 91 Ren M, Xu P, Zhou Y, et al. Stepwise artificial yarn muscles with energy-free catch states driven by aluminum-ion insertion. *ACS Nano*, 2022, 16: 15850–15861
- 92 Xie D, Wang H, Su Y, et al. Filament sensing tension: a bionic artificial tendon for self–force-regulated artificial muscle–driven wearable robotics. *Sci Adv*, 2026, 12: eaea2709
- 93 Hu H, Zhang M, Sun C, et al. Bioinspired artificial neuromuscular systems: self-sensing LCE actuators with integrated thermoelectric fibers for closed-loop control. *Chem Eng J*, 2025, 524: 169688
- 94 Cho J, Lee M, Park T, et al. Bio-inspired artificial muscle-tendon complex of liquid crystal elastomer for bidirectional afferent-efferent signaling. *Adv Mater*, 2025, 38: e03094

Summary for “人工肌纤维的研究进展及挑战”

Research progress and challenges of artificial muscle fibers

Xiaobo Wang^{1,2} & Jiangtao Di^{1,2*}¹ Suzhou Institute of Nano-Tech and Nano-Bionics, Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215123, China² School of Nano-Technology and Nano-Bionics, University of Science and Technology of China, Hefei 230026, China* Corresponding author, E-mail: jtdi2009@sinano.ac.cn

Artificial muscle fibers are emerging flexible actuators that imitate the deformation behaviors of natural skeletal muscles and have attracted extensive attention for next-generation intelligent systems. Conventional rigid actuators based on motors, hydraulics, or pneumatics generally suffer from high stiffness, bulky configuration, and poor biocompatibility, which cannot satisfy the growing demand for compliant, lightweight, and bio-integrated intelligent devices. Depending on the material system and structural design, artificial muscle fibers can generate reversible contraction, elongation, twisting, or bending under external stimuli such as humidity, temperature, magnetic fields, electricity, and electrochemical ions. Each stimulation modality offers distinct technical merits. Owing to their lightweight nature, structural flexibility, controllable linear deformation, and ease of integration, artificial muscle fibers have demonstrated considerable potential in intelligent textiles, wearable assistive devices, soft robotics, biomedical systems, aerospace technologies, and human-machine interaction. This review summarizes recent advances in artificial muscle fibers from the perspectives of actuation mechanisms, application scenarios, and practical challenges. Different from conventional classifications based on material categories, the muscle-like deformation mechanisms are analyzed using a unified framework consisting of microscopic structural rearrangement and macroscopic structural amplification. At the microscopic level, reversible changes in molecular-chain orientation or supramolecular configurations generate axial deformation through entropy-driven or phase-transition-induced processes. At the macroscopic level, twisted and coiled architectures amplify small material-level deformations into large tensile strokes through geometric transformation. This framework provides a more intuitive understanding of the relationship between material properties, structural design, and actuation performance. Furthermore, representative applications are discussed according to their actuation characteristics, including environmentally responsive artificial muscle fibers driven by humidity, temperature, and magnetic fields, as well as electrically controlled fibers based on electrothermal and electrochemical actuation mechanisms. Despite remarkable progress in contractile stroke, response speed, work capacity, and functional integration, artificial muscle fibers still face several fundamental scientific challenges that hinder their practical deployment. These challenges include low energy-conversion efficiency, limited effective work output during a complete actuation cycle, and insufficient control precision. In addition, several technological bottlenecks remain unresolved, including scalable continuous fabrication of high-performance artificial muscle fibers, consistency and reliability in function integration and assembly, the lack of mature control methodologies and closed-loop feedback systems, and insufficient understanding of biomimetic structure-function matching for specific applications. Addressing these issues requires advances in material design, structural engineering, manufacturing technologies, sensing-actuation integration, and intelligent control strategies. Finally, future development trends are discussed. Through interdisciplinary efforts spanning materials science, mechanics, electronics, and bioengineering, artificial muscle fibers are expected to evolve from laboratory-scale demonstrations into practical intelligent actuators capable of meeting the demands of next-generation wearable, robotic, and biomedical systems. Promising future directions also include multi-stimuli responsive integrated fibers with built-in self-sensing capabilities and rigorous engineering validation focused on key real-world application scenarios.

artificial muscle, fiber, linear actuator, intelligent materialdoi: [10.1360/CSB-2026-0629](https://doi.org/10.1360/CSB-2026-0629)