

人工肌肉在人体器官/组织仿生和 医疗辅助中的应用

张来喜^{1,2}, 张晋凡¹, 马凯威³, 徐丰羽³, 孙鹏飞⁴

(1. 兰州理工大学机电工程学院, 兰州 730050; 2. 成套装备智能化集成技术教育部重点实验室, 兰州 730050; 3. 南京邮电大学自动化学院, 南京 210046; 4. 兰州大学第二医院放疗科, 兰州 730050)

摘要:综述了人工肌肉主要的驱动方式,以及近年来人工肌肉在人体器官组织领域仿生控制和人体辅助医疗复健器械的研究进展,分析了人工肌肉在材料、驱动和临床应用3个主要方面的关键技术,展望了人工肌肉在技术层面和应用领域两个方面的发展趋势,为未来人工肌肉的研究提供参考。

关键词:机械设计及理论;人工肌肉;器官/组织仿生;软体驱动器;气动肌肉;结构成型

中图分类号:TH138.5;TP242 **文献标志码:**A **文章编号:**1671-5497(2026)05-1147-15

DOI:10.13229/j.cnki.jdxbgxb.20250858

Application of artificial muscles in human organ/ tissue biomimetic and medical auxiliary

ZHANG Lai-xi^{1,2}, ZHANG Jin-fan¹, MA Kai-wei³, XU Feng-yu³, SUN Peng-fei⁴

(1. School of Mechanical and Electrical Engineering, Lanzhou University of Technology, Lanzhou 730050, China; 2. Key Laboratory of Intelligent Integration Technology for Complete Equipment, Ministry of Education, Lanzhou 730050, China; 3. College of Automation, Nanjing University of Posts and Telecommunications, Nanjing 210046, China; 4. Department of Radiotherapy, The Second Hospital, Lanzhou University, Lanzhou 730050, China)

Abstract: This review summarizes the primary actuation mechanisms of artificial muscles and their recent research advancements in biomimetic control for human organs and tissues, as well as in assistive medical rehabilitation devices. The key technologies underlying artificial muscles are analyzed from three main perspectives: materials, actuation, and clinical applications. Furthermore, the paper forecasts future development trends in both technological innovations and application fields, aiming to provide valuable references and insights for future research in artificial muscles.

Key words: mechanical design and theory; artificial muscle; organ/tissue biomimetic; soft actuator; pneumatic muscle; structure forming

收稿日期: 2025-09-28.

基金项目: 国家自然科学基金项目(52265013).

作者简介: 张来喜(1973-), 男, 教授, 博士. 研究方向: 机械系统动力学, 机器人技术. E-mail: laixi_zh@163.com

0 引言

人工肌肉(Artificial muscles, AM)是一类能够模拟生物肌肉收缩、扩张或产生机械运动的智能材料或装置,其驱动方式包括电活性聚合物(Electroactive polymer, EAP)、形状记忆合金(Shape memory alloy, SMA)、气动/液压驱动、离子聚合物金属复合材料(Ionic polymer metal composites, IPMC)等。近年来,人工肌肉在人体器官/组织的仿生和辅助医疗领域展现出巨大潜力,通过仿生设计与医疗需求的结合,相关研究在器官修复、功能替代与精准干预方面显示出应用潜力。

人体器官/组织的仿生是指通过模仿天然人体器官或组织的结构、功能或生物机制,设计并制造人工系统或材料,以替代、修复或增强受损的生理功能^[1]。它融合了生物学、材料科学、工程学和医学等多个学科,主要包括结构仿生、功能仿生和动态适应性等^[2]。经过多年的研究和技术迭代,研究人员已成功开发出包括3D生物打印、先进生物材料、微/纳米技术及生物反应器在内的人体器官/组织仿生关键技术,但新的挑战也日益凸显:生物相容性与长期稳定性不足、功能的高度复杂性以及伦理法规的争议等问题亟需突破与完善^[3]。

医疗辅助器械是在医疗过程中,用于辅助医生进行诊断、治疗、康复等医疗活动,以及帮助患者进行康复训练、提高生活自理能力的器械和设备。随着相关技术的积累,医疗辅助器械的开发在多个技术领域取得了显著进展。通过轻量化的设计和智能控制算法,研究人员已开发出相关的外骨骼和智能装备^[4],如将AI技术与机器学习相结合,可使相关辅助器械满足不同条件下的用户需求^[5]。相比传统刚性设备,人工肌肉具有更高的安全性和适应性,更加适用于康复和辅助领域^[6]。

本文首先介绍了人工肌肉的主要驱动方式,阐述了人工肌肉相较于传统刚性驱动器的优势,讨论和分析了人工肌肉对人体器官/组织功能的仿生,以及在人体医疗辅助方面的开发应用;然后,总结并讨论了人工肌肉在材料、驱动和临床应用三个方面的部分关键技术及难点;最后,展望了人工肌肉在技术与应用两个领域的发展趋势。

1 人工肌肉的驱动方式

1.1 鞘驱动

鞘驱动人工肌肉(Sheath-run artificial muscles, SRAM)具有鞘-芯双层结构^[7],如图1所示。肌肉内芯采用扭曲或盘绕的碳纳米管(Carbon nano-tube, CNT)纱线,外壳则选用聚环氧乙烷(Polyethylene oxide, PEO)与四氟乙烯(C_2F_4)和乙烯基醚磺酰氟(SFVE)共聚物的混合物(PEO-SO₃),或者弹性聚氨酯(Polyurethane, PU)等。

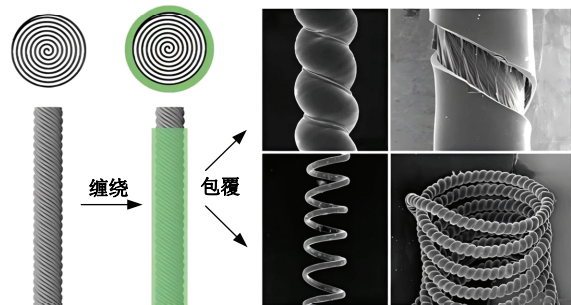


图1 鞘驱动人工肌肉结构

Fig. 1 Structure of sheath-run artificial muscle

围绕“芯-鞘”结构的热/电驱动思路,近年的研究工作给出了一条相对清晰的路径:让外层鞘来承担主要的加热与力学调制,内芯负责储能与释放。Hu等^[8]将加热集中在纱线肌肉的护套层,在空气中实现了高频循环;在1 Hz时收缩14.3%,升到8 Hz仍有7.3%的行程,功率密度与冷却速度兼顾;Zhao等^[9]在CNT纤维外包覆PDMS鞘,低电流(0.25 Hz, 50 mA)下鞘层因焦耳热膨胀并软化,促使内芯的扭转能量更容易释放,驱动幅度随之放大;作者据此提出“鞘层致密化”的解释,认为弱电流增强了CNT之间的安培吸引力。同样思路下,Dong等^[10]以电纺包覆聚己内酯(Polycaprolactone, PCL)作外鞘(CNT@PCL),在0.3 MPa、45~130 °C下测得收缩行程与温度近似线性,最大约18%;更重要的是在较低温区仍能稳定工作,为低温场景留下了操作余地。

1.2 IPMC驱动

IPMC以聚合物薄膜(如全氟磺酸基聚合物, Nafion)为基体,通过化学镀的方法将贵金属(如铂, Pt)颗粒渗透并沉积在膜的表面形成复合材料。在电压激励下,IPMC可产生大变形,具有驱动电压低、变形大、无噪音、推重比大和柔顺性好等特点^[11]。

Du等^[12]受鲨鱼鳃孔喷射特点的启发,采用IPMC人工肌肉材料模拟鲨鱼鳃部肌肉在射流过

程中的驱动,提出了仿生鳃单元的概念。将IPMC材料的弯曲变形转换为线性驱动以模拟鱼鳃的开合运动,实现了仿生鳃射流角度和形状的主动调节。在聚合物薄膜制作工艺方面,杨旭等^[13]基于摩擦磨损实验机的线性往复运动设计了IPMC基底膜表面粗化的装置。在往复频率为1 Hz,初始载荷为20 N条件下,以30 N为梯度设置了3个载荷对基底膜表面进行机械粗化和手工粗化。实验结果表明:相较于手工粗化,机械粗化IPMC的电极与基底膜结合更紧密,电极层更平整致密,表面电阻更低。该项工艺能提高IPMC制备工艺的稳定性并提高其驱动性能。

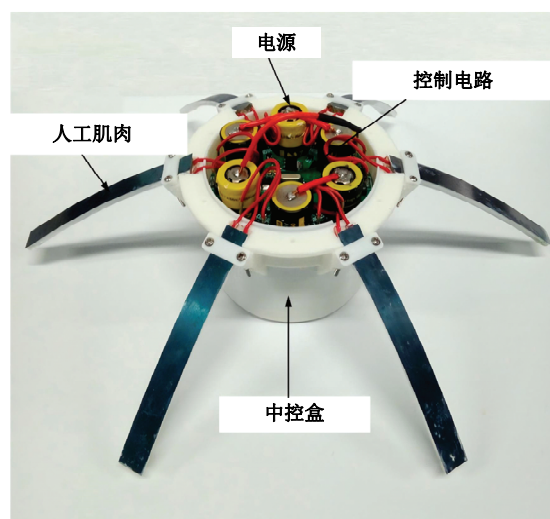
1.3 SMA驱动

SMA具有独特的形状记忆效应,能在加热时恢复形状,迅速产生力和运动,同时对外做功,这一特性可被开发用于制作人工肌肉^[14]。

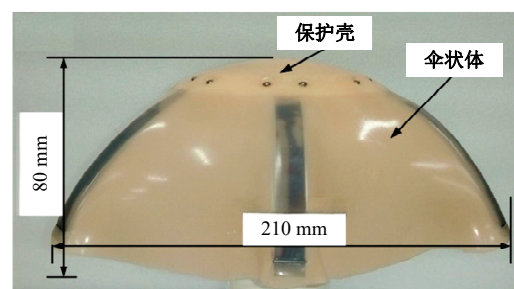
Yang等^[15]受海月水母(Aurelia)启发设计了一种柔性无缆仿生水母机器人Au(见图2),由SMA人工肌肉模块制成6个径向鳍驱动,能实现脉冲喷射推进运动。Au-机器人表现出良好的运动性能,表明采用SMA设计和制造的机器人能更真实地模仿生物结构和运动特征。受肌纤维线性阵列的启发,Zou等^[16]提出了一种由主动的3D气囊阵列和被动弹性体膜构成的多功能SMA,在自适应性和柔韧性方面与真实肌肉具有相似性,能实现多种模式的驱动,在包括抓取或操控物体以及攀爬管道等多种机器人中具有应用潜力。

1.4 生物肌肉驱动的人工肌肉

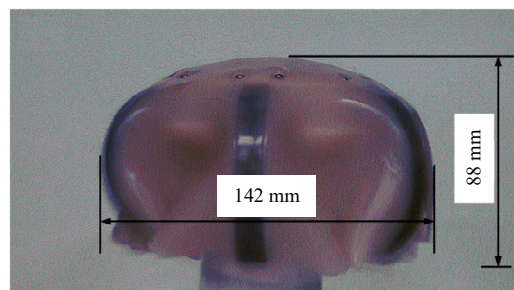
随着组织工程和3D打印技术的发展,由生物活细胞构成的微型肌肉驱动机器人进入了人们的视野。生物肌肉通常由心脏或骨骼肌细胞组成,通过特定的几何形状优化来提高性能^[17]。这些机器人不仅具有良好的生物相容性、微尺度和输出力大等优点,还具有自我修复、自我复制、高自由度等潜力^[18]。尽管生物肌肉驱动在相容性与柔顺性方面具备天然优势,但其工程化应用仍受若干基础问题的制约。首要问题是,异体或异源细胞经体外培养后植入易引发免疫排斥^[19];若采用自体细胞虽可避免免疫排斥反应,却存在培养周期长、成本高的问题,限制了规模化应用。在维持细胞存活方面,当前技术难以在厚度超过200~300 μm 的肌组织中构建功能性血管网络,导致内部细胞因缺氧而坏死^[20],因而无法形成稳定、足量的功能组织,也难以维持稳定的力学输



(a) 机器人结构



(b) 松弛状态



(c) 收缩状态

图2 仿生水母机器人Au

Fig. 2 Au-robot inspired by Aurelia

出。已有研究指出,生物肌组织在长期力学加载下会出现疲劳、收缩力下降及结构排列紊乱等现象^[21],难以满足持续工作的要求。此外,生物组织对温度、pH及离子浓度等环境因素高度敏感^[22],对环境控制要求较高,这使其系统集成与实际部署的复杂性显著高于传统人工驱动器。因此,目前生物肌肉驱动研究仍多处于实验验证阶段,其长期稳定性与工程转化潜力尚待进一步突破。

在可实现的系统层面,已有相关研究给出了清晰的方向。Morimoto等^[23]使用聚二甲基硅氧烷(Polydimethylsiloxane, PDMS)压印模板制备

载有肌母细胞的水凝薄片,将其堆叠到骨骼上培养,开发了由拮抗骨骼肌组织驱动的生物混合机器人。相关实验结果表明,采用拮抗对设计的生物混合机器人不仅能模仿人类手指的动作,而且运动更加精细和平稳,为开发先进的生物混合机器人提供了一定的参考借鉴。

顺着这一思路,研究人员也对复杂步态的控制进行了尝试。Kinjo 等^[24]在其研究的基础上,进一步开发了一种由培养骨骼肌组织制作的生物混合双足机器人。通过将实验室培养的骨骼肌组织连接到硅橡胶基体和两条腿上,利用电流刺激肌肉组织使肌肉产生收缩和放松来实现行走前进和转弯等相对精细的转动动作,从而让机器人模拟实现类似人类的步态。

1.5 电化学人工肌肉纤维驱动

电化学人工肌肉纤维驱动是一种模拟生物肌肉功能的柔性驱动器,通过离子的定向移动,实现材料的扩张或收缩驱动。基于赝电容原理,导电聚合物具有良好的生物相容性和较宽的行程范围。碳纳米材料作为双电层电容材料具有高响应率、高功率输出等优点,被广泛运用于电化学人工肌肉的开发之中^[25]。与鞘驱动人工肌肉中采用扭转的碳纳米管(CNT)作为内芯不同,电化学人工肌肉纤维将 CNT 置于外层作为鞘用以包裹内层材料。

在结构设计方面,Wang 等^[26]提出了一种类似“鞘驱动”结构的包层-芯结构 CNT/尼龙复合纱线肌肉,其采用 CNT 作为外包层,采用低成本的尼龙作为内芯。当进行电化学驱动时,试样表现出优异的收缩性能,其最大收缩行程为 26.4%,最大收缩率为每秒 15.8%。这种纺织品能通过编程在空中实现诸如收缩和截面弯曲等多种运动模式,并表现出良好的高频性能。

将外层的碳纳米鞘管用化学离子进行修饰能更好地提升人工肌肉的驱动性能,Ren 等^[27]制备了一种由化学离子液体包覆 CNT 纱线肌肉:首先在 CNT 纱线上沉积一层聚偏氟乙烯-六氟丙烯(PVDF-HFP)纳米纤维,形成多孔网络结构;而后将 1-乙基-3-甲基咪唑四氟硼酸盐([EMIm]BF₄)离子液体嵌入到 PVDF-HFP 纳米纤维网络中,形成稳定的固态电解质,制备出了一种高强度且耐用的电化学人工肌肉。这种人工肌肉能够提供高达 10.8 MPa 的等长应力,是骨骼肌的 31 倍,并且可以实现每秒 36.3% 的高收缩速率,在不同

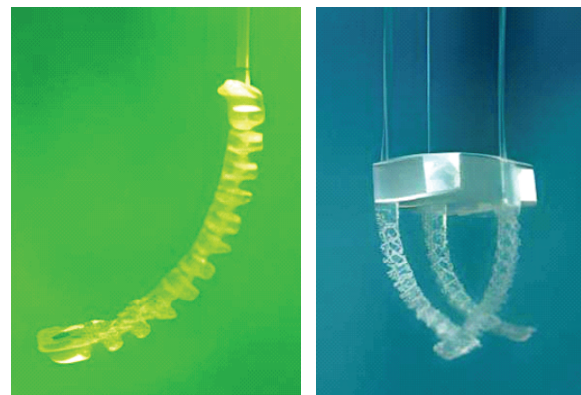
的湿度(30%至 90%相对湿度)和温度条件(25℃至 70℃)下表现出高度的稳定性。

1.6 气动驱动

气体驱动的形式最早被应用于软体机器人的设计^[28],驱动技术与制作工艺等相关开发也最为成熟。日本冈山大学设计了一款气动软体驱动器^[29],采用截面为半月形的半波纹管形状,内部是一个气室,通过施加正压或者负压实现驱动器的双向弯曲运动。研究团队基于该气动软体驱动器开发了一个三指柔性手(见图 3)。

德国 Festo 公司于 2019 年开发了一款气动机械手^[30],如图 4 所示。它没有骨骼,完全依靠手指上的气动波纹管结构来控制动作,在加压状态下手指做出弯曲动作,反之则做出伸展动作。其中,拇指和食指具有横向弯曲的设计,共有 12 个自由度。

基于上述 6 类人工肌肉驱动技术的特性分析,将其核心优势、主要局限及应用特征归纳比较,如表 1 所示,可见,各类驱动方式在输出能力、响应速度、能量供给与结构复杂度等方面各有优劣,目前尚不存在适用于所有应用场景的“通用”



(a) 气动软体驱动器

(b) 柔性手

图 3 驱动器与基于驱动器的柔性手

Fig. 3 Driver and driver-based flexible hand

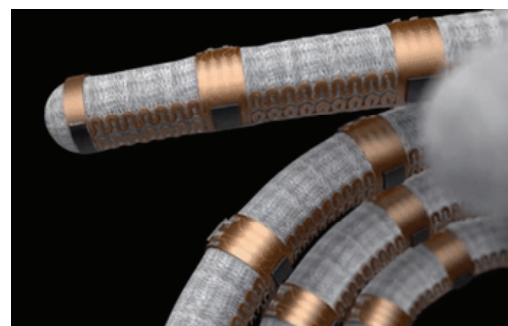


图 4 Festo 仿生软手

Fig. 4 Festo bionic soft hand

表 1 人工肌肉驱动技术对比分析

Table 1 Comparative analysis of artificial muscle drive techniques

| 驱动方式 | 优点 | 缺点 | 备注 |
|-----------|------------------------------|--------------------|---------------------------|
| 鞘驱动人工肌肉 | 收缩功率高;扭转驱动力来自外层 | 制备工艺复杂;材料组合要求高 | 性能依赖材料组合和结构设计 |
| IPMC 驱动 | 变形大;应变力好;应用场景多变 | 驱动力小;使用寿命短 | 适用于柔性或精密场景,但需频繁维护 |
| SMA 驱动 | 设计形态多样;应变力大;驱动频率高 | 材料成本高;需精确温度控制 | 需配合温度调控系统,可能限制动态响应速度 |
| 生物肌肉驱动 | 与人体生物组织相容性好 | 工作环境要求严苛;制作和维护成本极高 | 主要用于仿生或医疗领域,实际应用受限 |
| 电化学人工肌肉纤维 | 能量转化效率高 | 驱动电压高;长期稳定性不足 | 需优化材料稳定性,可能适用于低负载场景 |
| 气动人工肌肉 | 结构简单;柔性/自由度好;动作平滑;能量效率高;成本低廉 | 无压力时承载能力差 | 当前最成熟驱动形式,广泛用于工业、医疗及机器人领域 |

方案。同时,不同技术在材料基础、系统集成和安全要求上的成熟度也存在较大差异。关于各项技术的具体工程化应用情况和成熟度,将在第 4 节中进一步展开讨论。

2 人工肌肉在仿生人体器官/组织的应用

随着对人工肌肉研究的深入,其在仿生人体器官/组织功能的应用更加广泛,很好地解决了传统刚性驱动器无法实现的柔软性和自然运动的问题,使得仿生器官和组织更加接近真实的人体器官组织^[31]。

利用气动软体驱动器的形变特性,Chen 等^[32]研究食物流变学对人体食管吞咽过程的影响,用硅胶制作了一种生物激励致动器模型,如图 5 所示。每个气室都能实现独立充放气控制,气室充气膨胀形变,导致管道一部分向内收缩,形成如图所示的变形,通过调整不同气室的充放气形成蠕动波,模拟人体食管的蠕动过程。

从食管的生理结构来看,其蠕动表现为大行程、低载荷的节律性收缩运动,主要依靠环形肌层

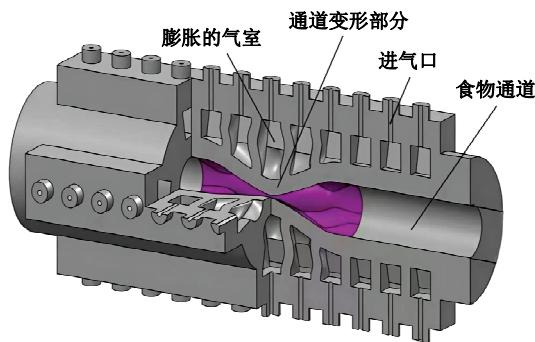


图 5 收缩状态下的执行器的概念模型

Fig. 5 Conceptual model of actuators in contracted state

实现径向收缩。气动腔体结构可直接模拟与蠕动波相似的环向收缩模式,并易于实现多腔体分段控制,因而在多种驱动方式中,更适合用于模拟食管的输送动力学。

在口腔器官的精细运动方面,相关研究工作聚焦于舌部多自由度动作。董虎等^[33]提出一种气动软体仿生舌,在气动仿生舌中置入单向和多向驱动器,如图 6 所示。仿生舌在单向和多向驱动器的协同作用下可完成吐舌、翻舌、卷舌以及斜翻舌等动作。

舌体组织由交织排列的肌束构成,具备极高的运动自由度,不仅能实现局部卷曲,也可以完成整体形貌的连续变形。多腔气动驱动器通过腔室间的差动控制,能在三维空间内实现弯曲与扭转,与舌体软组织低模量、高柔顺的特性更为匹配,相比 SMA 或 IPMC,在大位移与快速形变方面表现出更明显的优势。

在心脏肌肉的仿真方向上,Wang^[34]等制备了具有与肌肉纤维相似模量和激活行为的液晶弹性体(Liquid crystalline elastomers, LCE),模仿人体心脏中心肌纤维的特定空间将 LCE 纤维进行排列和协同激活,构建形成了人工心肌,可同时进行收缩和扭转行为,成功实现了类似心脏泵血功能的结构决定性功能。

心肌纤维呈螺旋状排列,其收缩不仅产生径向缩短,还伴随着明显的扭转运动。LCE 材料在受热或光刺激时能发生各向异性应变,可通过编程或定向设计实现沿纤维方向的同步收缩与扭转。相较于气动或 SMA 驱动方式,LCE 在模拟心肌纤维的结构化激活方面具有更高的可控性,因而更贴近心肌的真实力学行为。

在呼吸系统方面,已有样机对器官级形变的

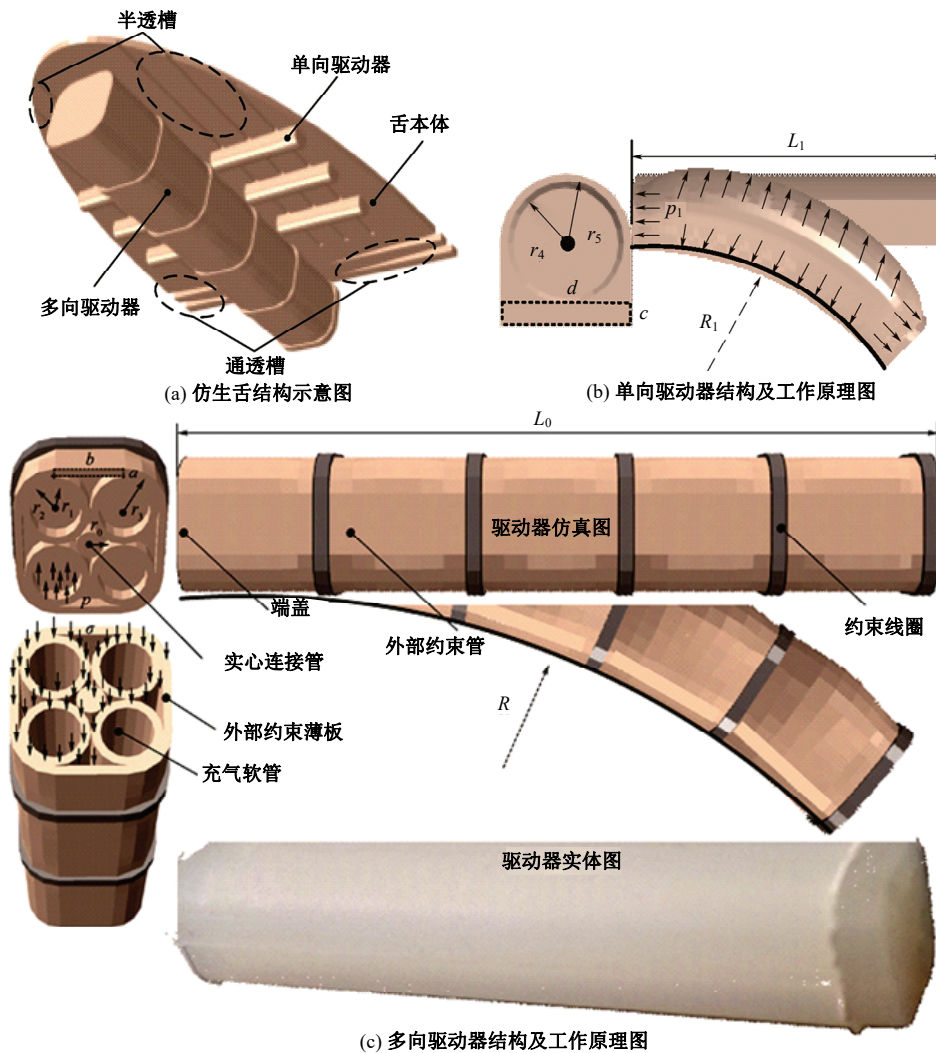


图 6 气动仿生舌

Fig. 6 Pneumatic bionic tongue

可控复现进行了验证。为实现仿肺变形功能,本课题组研究了人体肺部随呼吸的变形规律,利用 CT 图像精确地完成了对人体肺部的外形还原。在此基础上以人体右肺为研究对象,采用 YG-R10 弹性层一次性浇筑的方式制作了单气腔仿肺变形软体驱动器的样机,如图 7 所示。所设计的仿肺软体驱动器能按预期完成呼吸变形模拟,可代替人体肺接受 CT 图像引导的放射剂量,为肺部肿瘤的精准安全放射治疗提供借鉴^[35]。

人体肺部容积变化主要由胸腔压力变化驱动,整体膨胀表现为气体内压作用下的连续形变,而非肌肉纤维的主动收缩过程。气动驱动结构具有天然的容积响应特性,能直接映射呼吸过程中的压力-容积关系,因而可较真实地复现肺泡协同膨胀的整体模式,并呈现与真实呼吸相近的渐进式扩张特征,使整体形变更加平滑自然。

面向管腔器官的径向收缩与安全抓取,亦有



图 7 单气腔仿肺变形软体机器人

Fig. 7 Single cavity lung-like deformation soft robot

结构化的软体方案,Dang 等^[36,37]受人体食道和膀胱的收缩运动启发,提出了一种新型的可产生径向收缩的软环形驱动器(见图 8),由同心的一个柔性环形体和一个刚性外壳组成,软体的内壁在



图8 软环形驱动器

Fig. 8 Soft ring-shaped actuator

加压的情况下产生变形。该环形软体驱动器通过物体和软体的直接接触提高了抓取作业的可靠性和安全性,尤其是在一些圆柱形并且规格较长的物体抓取作业方面更具优势,并可在保持握持力度的同时有效分散接触压力,减少对被操作物体表面的局部压痕或损伤。

总体上,在仿生器官与组织工程中,气动人工肌肉仍是主流,IPMC、SMA等智能材料多用于补充。这一情况与历史积累、材料适配和工程实现有关:气动驱动自20世纪中叶进入工业应用,基于气体压缩/膨胀的机理经过长期迭代,相关力学模型、控制方法与制造规范已较为成熟;常用的硅胶、橡胶等柔性基底与人体肌肉的弹性模量接近,并可结合3D打印或模具浇注较细致地复刻血管分形网络、肺泡等微观结构;在工程层面,气动系统轻量、功耗低、易模块化且成本可控,既能较真实地再现心脏搏动、食管/肠道蠕动等动态功能,也能模拟皮肤褶皱、关节屈伸等静态形貌。

3 人工肌肉在人体及器官辅助的应用

相比传统刚性执行器,基于柔性材料开发的软体驱动器,如软体人工肌肉(Soft artificial muscles, SAMs),在生物医疗、服务机器人等人机共融场景中展现出仿生柔顺性卓越、环境适应性强、人机交互安全性高等优势^[38]。

李林霖等^[39]设计了一种简易的扁平气动人工肌肉,如图9所示,并将6个扁平气动人工肌肉等距嵌入特制的弹性基底中,如图10所示,采用气压驱动来模拟心脏的收缩跳动²²;Polygerinos等^[40]基于Pneu-net型驱动器开发了一款手部康复手套,其手指套能够卷曲超过320°,可帮助受损的人类手指闭合,如图11所示。

模仿昆虫尺蠖的外观形态和行进方式,何永胜等^[41]设计了仿尺蠖气动软体肠道机器人用于肠道检查,如图12所示。通过3个气囊的循环协同能使软体机器人模仿尺蠖的行进形态,实现在肠道中的前进或倒退。

在体外医疗辅助器械的设计方面,贺子骁等^[42]设计了一种由McKibben型气动人工肌肉驱

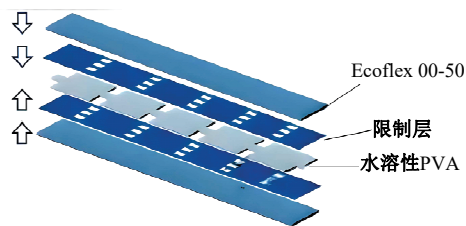


图9 扁平气动人工肌肉的制作

Fig. 9 Production of flat pneumatic artificial muscle

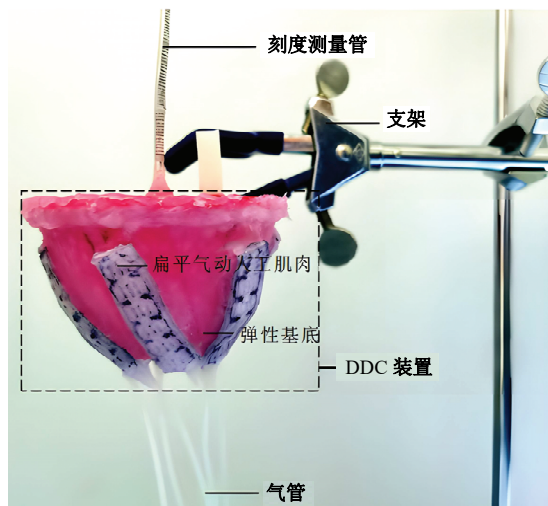


图10 直接心脏压缩装置

Fig. 10 Direct cardiac compression device

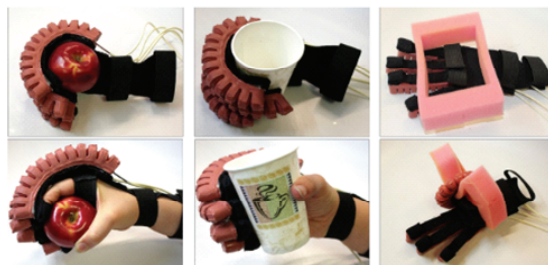


图11 手部康复手套

Fig. 11 Hand rehabilitation gloves

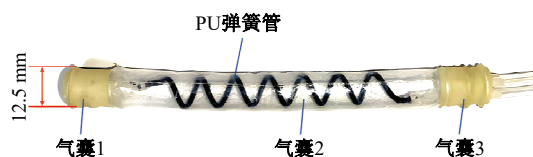


图12 仿尺蠖肠道机器人

Fig. 12 A ruler gut robot

动为原型的腰部助力器,如图 13(a)所示。其工作原理如图 13(b)所示,McKibben 型人工肌肉充气后直径增大,长度收缩,产生垂直向外的径向力和轴向向内的收缩力。人体在搬举重物起身时与未穿戴腰部助力器相比,穿戴腰部助力器的腰部肌肉的力减小了约 43%,降低下腰受损的风险。

当前医疗辅助与康复器械仍以气动方案为主,更多出于“好用且可落地”的综合考量:材料端,医用级硅胶与热塑性聚氨酯弹性体成本低、工艺友好,模压或 3D 打印即可成型,生产周期可短至数小时;技术沉淀方面,自 20 世纪 80 年代 McKibben 气动肌肉进入康复工程以来,四十余年的积累已形成可直接调用的建模与控制方法(如 Yeoh 超弹性、PID 气压闭环)、覆盖 5~500N 输出的模块化设计库及与 ISO 13485 相衔接的生产规范;工程实现上,只需在 0.1~0.6 MPa 范围调节气压即可获得稳定的力/位移响应,既避免了 SMA 的复杂温控电路,也规避部分电化学/介电

类驱动的千伏级高压风险;同时,常用弹性体通过 ISO 10993 生物相容性评估,邵氏硬度与软组织接近,在膝关节支具、柔性外骨骼等场景中可将界面接触压强控制在 5 kPa 以下,从而在成本、可控性与安全边际上形成综合优势。

4 关键技术与挑战

4.1 智能材料

当前人工肌肉研发采用的材料主要为硅橡胶、SMA、介电高弹体和液晶弹性体等。介电弹性体(Dielectric elastomer actuator, DEA)是一种典型的智能材料,驱动特性与自然肌肉接近,但单层 DEA 普遍存在出力小、易失稳、结构刚度低的问题。马文涛等^[43]设计了叠层式介电弹性体驱动器(Multi-layered DEA, MDEA),MDEA 通过多层结构设计提高了输出力和稳定性,并且初步解决了预拉伸维持的问题。SMA 可以在特定温度下恢复预定形状,广泛应用于医疗设备和机器人领域,但其响应速度较慢,且需要较高的能量输入来触发相变^[44]。液晶弹性体结合了液晶的光学各向异性 and 弹性体的机械柔韧性,能在光或热的作用下快速变形,显示出巨大的应用潜力。不过,提高液晶弹性体的驱动效率和重复性仍然是研究和实际应用方面一个亟待解决的问题^[45]。虽然这些材料可以实现软体驱动器的柔顺性、适应性和安全性等功能需求,但在实用性、仿生性和可靠性等方面有待深入研究与开发^[46]。因此软体驱动器材料结构需要进一步改进优化,性能需得到提升,最好能利用硅橡胶材料加工出抗老化、抗氧化、高寿命的驱动器。人工肌肉的进步很大程度上依赖于高性能的智能材料及其结构成型,研发高能量密度、高效率、大变形特性且易于成形的软体智能材料是未来人工肌肉发展的关键。

早期的人工肌肉材料开发尚未成熟,往往容易忽视与人体组织的相容性,导致植入后出现炎症反应和纤维化等问题^[47]。近年来的研究趋向于使用天然高分子材料或可降解的合成材料,例如:丝素蛋白(Silk fibroin),海葵触手来源的重组丝状蛋白(aneroin),聚氨酯弹性体,以及水凝胶等,用以减少人体的免疫排异反应,促进组织整合^[48-51]。此外,研究者还对表面功能化技术进行了改进,通过涂层或化学修饰(如引入亲水性基团),改善材料与生物组织的亲和性。例如,将聚羧基甜菜碱(Poly-carboxybetaine, pCB)涂层应用

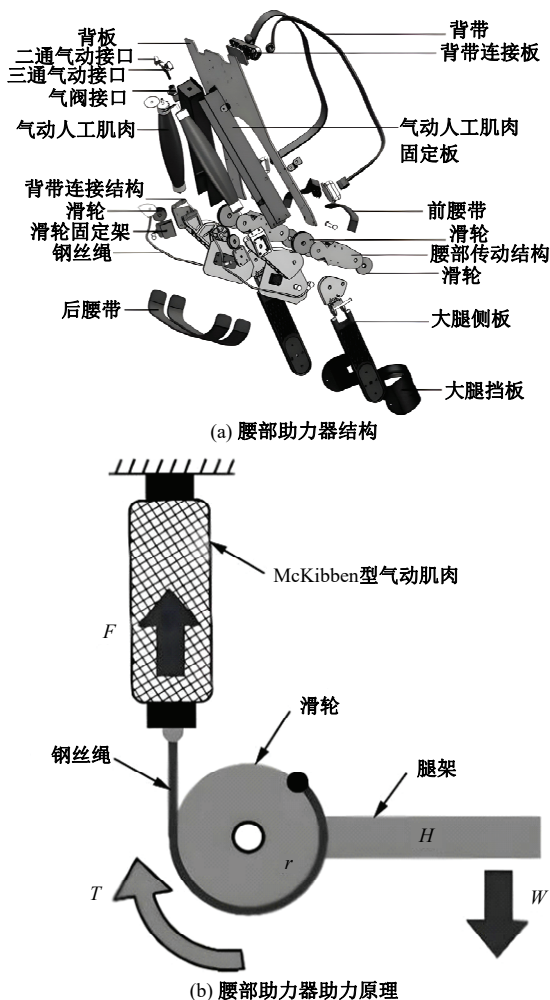


图 13 气动人工肌肉腰部助力器

Fig. 13 Pneumatic artificial muscle waist booster

于人工肺表面,以减少蛋白质和血小板的粘附,提高血液相容性^[52]。纳米材料的引入也为提高生物相容性提供了新途径。例如,纳米羟基磷灰石因其良好的骨传导性、骨诱导性和生物相容性而被广泛用于人工骨的构建^[53]。生物相容性是一个复杂的概念,涉及材料与生物体各层面的相互作用,需要综合考虑材料的化学成分、表面形貌、降解产物等因素。应用层面,长期生物相容性仍是一个挑战:某些材料在短期内表现出良好的生物相容性,但长期植入后可能会出现降解、腐蚀等问题^[54]。此外,生物相容性测试方法需要不断完善,在保证生物相容性的同时,还需要兼顾材料的力学性能、加工性能等其他重要特性,以更准确地预测材料在体内的行为。

从人工肌肉开发出现至今,材料的疲劳断裂和磨损一直是需要不断改进和克服的问题。已有研究发现,通过在聚合物基体中引入碳黑聚集体,可以显著提高气动人工肌肉的耐久性^[55]。在探究新型的活性聚合物方面,介电弹性体(DEA)作为人工肌肉的替代材料,通过参杂导电填料可提高试样的介电常数,从而提高驱动性能和耐久性^[56]。人工肌肉通常需要在复杂的生物力学环境下工作,承受反复的拉伸、弯曲等载荷,尤其是在关节部位需要承受长期的摩擦。所以,开发优异抗疲劳的材料和更高耐久度的结构对延长人工肌肉的寿命至关重要。此外,对于植入式人工肌肉,人体内的环境温度、湿度、pH值和体内的腐蚀也是一个不可忽视的问题。

4.2 驱动技术

为了使人工肌肉具备实用价值,必须开发高效的驱动方法。常见的驱动方式包括电热驱动、电化学驱动、气动/液压驱动等。电热驱动利用电流通过导线产生热量,导致材料膨胀或收缩。这种方法简单直接,但通常伴随着较大的能量损耗和较长的响应时间^[57]。电化学驱动基于离子迁移原理,通过改变电解质溶液中的电压来控制肌肉纤维的收缩程度。尽管它可以提供精确的调控能力,却受限于复杂的电路设计和有限的工作寿命^[58]。气/液压驱动研究和开发时间最长,应用也更为成熟,如McKibben型气动人工肌肉,利用气体或液体的压力变化推动内部腔室扩张或收缩使驱动器进行要求的动作。虽然这种方案可以产生强大的力量输出,却难以实现小型化和便携化^[59]。现阶段,气动驱动最为广泛地被应用于软

体驱动器,但是由于气压和气体流量随时间呈非线性变化,这就导致驱动器的实时精确控制相当困难,需要建立精确的数学模型并设计合适的控制算法,并且现有的一些多腔体的气动驱动器数学模型相当复杂,尚没有很好的数学模型来描述多腔软体驱动器的变形和力学特性^[60]。

与此同时,科研人员对低功耗驱动技术的探索改进从未停止。新兴材料如介电弹性体(DEA)凭借低功耗和高密度等卓越的机电性能,已成为下一代软体驱动器与人工肌肉的理想选择。已有研究人员开发出导电聚合物卷曲纱线人工肌肉,仅需1 V电压即可承载超过自身质量4 000倍的载荷,且在5 MPa高应力下收缩应变超过11%。这种材料通过水合作用实现驱动,显著降低了能耗,并为替代高成本的碳纳米管提供了新方案^[61]。在结构设计方面,将可重折叠的折纸策略引入人工肌肉,可以通过不同的预编程折痕模式来实现多模式变形,从而实现运动的精确控制,同时可降低功耗^[62]。在控制方面,开发低电压有机晶体管和节能智能突触硬件的结合,可以构建类脑智能突触硬件系统,用于低功耗并行计算和学习过程^[63]。尽管在低功耗驱动上已取得一些进展,但相关现有产品的高成本、滞后性能、低效率的能量转换以及循环寿命等缺点限制了实际应用^[64]。

随着驱动技术的不断发展,将光、热、电、化学等不同能量输入形式进行整合,实现“分工协作”的多模态驱动人工肌肉,已成为当前的研究热点。这类模型在实现上通常采取的策略是:将具有不同时间尺度和功能分工的多条驱动通道加以组合。例如,利用一条或数条低频、大行程通道实现整体形变或提供预紧力,而另一条或数条高频、小行程通道则负责精细调节与误差补偿。必要时还可引入第三通道,用于稳态维持或抑制环境扰动,从而使结构在输出能力、响应速度与可控性之间达到较好平衡。例如,文献[65]通过协同利用光热效应和电热效应,开发出石墨烯/液晶弹性体复合纤维。在该设计中,光照主要用于快速整体升温,电流则用于温度的维持和微调,从而在毫米尺度实现了光-电双通道的分级控制。其中,光热驱动承担“粗调”功能,电热驱动负责“细调”,两者在时间上交错工作,既避免了持续过热,也减少了能量浪费。在结构设计方面,文献[66]基于电化学膨胀和热膨胀的协同机制,制备了碳纳米管/离子

凝胶复合薄膜,将电化学膨胀层与热响应层在厚度方向上解耦:电化学驱动负责产生大幅体积变化,热膨胀则仅在表层提供快速、小幅度应变响应。这种空间分层策略有效避免了两类驱动在同一界面上产生反向应力,从而降低了内部应力竞争和能量损耗。文献[67]则受植物细胞壁梯度排列的启发,结合光热驱动和电化学驱动,设计了二维过渡化合物(MXene)/聚合物梯度纤维,使光热产生的温度场与电化学引起的离子迁移沿不同方向分布,实现了物理场的“正交化”,从源头减弱了光、电、化学场的相互耦合,进而实现了多自由度的可控运动。人工肌肉在多模态驱动方向的研究虽然取得了明显进展,但仍面临诸多问题和挑战。首先是多种驱动机制的兼容性,不同的驱动模式可能引起材料的内部应力竞争影响多模态的平衡;其次是由于能量传递路径复杂导致转化效率不高;此外,多参数实时调控也较为复杂,一些场景需同时监测温度、电场、光照强度等多变量,并动态调整驱动策略,对传感器集成与算法实时性要求极高。

4.3 临床应用

在医疗领域中,规模化的制造技术是人工肌肉从实验室走向临床应用的关键。一些研究受到章鱼等生物的启发,一种关于螺旋人工肌肉(Twisted spiral artificial muscles, TSAM)的规模化制造系统被提出,该系统能生产不同TSAM,且具有可扩展和自动化的优点^[68]。湿纺法也被用于石墨烯/液晶弹性体复合纤维的规模化生产,通过双重交联策略实现了纤维直径的精确控制^[69]。另有研究者通过拓扑编织结构将纱线人工肌肉进一步放大为大尺寸的织物肌肉,能简化工艺降低制造成本同时提升性能^[70]。与此同时,如何进一步提高材料的响应速度和耐久性,以及如何降低制造过程中的能耗和环境影响仍是尚待解决的难题。

作为一种仿生材料,人工肌肉广泛运用于康复医学和假肢机器人等领域,其核心是模拟自然肌肉的收缩和舒张以提供动力支持。在康复医学领域,人工肌肉常被集成至手部康复手套、上下肢外骨骼以及腰部助力装置中,用于支持患者完成抓握训练、肘/肩屈伸、步态矫正和躯干支撑等动作。因其轻质、柔顺并能主动输出可控力量的特

点,这类系统能在辅助训练过程中更加贴合患者肢体形态,为早期康复阶段力量不足、关节活动受限的群体提供更安全的运动环境。在假肢机器人方面,人工肌肉主要用于驱动多自由度假手、腕关节和踝关节,实现手指屈伸、腕部偏转及踝关节跖屈/背屈等动作。得益于柔性驱动的力学特性,人工肌肉能以接近天然肌腱的方式完成姿态调节,有效提升假肢在抓握、支撑及细微操作中的顺应性和佩戴舒适度。与传统依靠电机和齿轮机构的假肢相比,这类驱动方式在质量、噪声控制和刚性方面具有明显优势,能改善传统电机驱动假肢存在的笨重、刚性过高等问题,也为开发更轻便、更贴合人体的假肢系统提供空间。

在植入体内的人工肌肉面临多种问题,如体液中的水分和化学离子可能引起材料的化学水解或氧化反应;长期植入体内会受到机械应力的反复作用导致材料疲劳和微观裂纹^[71];另外,体液中的生物酶和细胞代谢产物也可能会加速材料降解^[72]。这些都可能会成为导致人工肌肉性能衰退的原因。现阶段已有的解决方案主要从材料改性、设计优化和监测维护等方面着手,但均存在技术局限性,难以实现大规模应用。

人工肌肉作为自然肌肉的替代品和一种新兴的前沿技术,其伦理和使用法规也受到了一定的讨论。一些种类的人工肌肉需要与神经系统或外部设备交互,这可能涉及大量个人生理数据的收集和处理。如何确保这些数据的安全性,防止滥用或泄露,是一个亟待解决的伦理问题。特别是在医疗领域,患者隐私的保护至关重要:例如,脑机接口技术和人工肌肉的结合应用涉及对人体和神经系统的直接干预,这引发了对个人自主权的担忧。此外,脑机接口技术涉及人体神经的安全性,需要神经信号解码的准确性,但是神经信号的复杂性和个体差异可能导致解码错误,从而引发安全问题。在技术标准与认证方面,人工肌肉技术尚缺乏统一的技术标准和认证体系,不同国家和地区法规差异可能导致技术应用的混乱。总之,人工肌肉技术的伦理与法规问题涉及多方面的复杂挑战,只有在技术安全性、伦理考量和法律框架的共同推进下,这些技术才能实现其潜力,同时保障使用者的权益与安全。

4.4 人工肌肉驱动技术相关成熟度讨论

综合对材料体系、驱动方式及临床应用场景的分析可见,当前各类人工肌肉技术的发展阶段存在显著差异。若仅依据实验室条件下单元器件的性能指标(如“高应变”、“高功率密度”等),易将

其误解为可直接应用于医疗器械的成熟方案。为避免读者对不同驱动技术的临床应用前景形成误判,本文将从技术成熟度(Technology readiness level,TRL)与典型应用阶段两个维度,对主要人工肌肉驱动形式进行梳理归纳,如表2所示。

表2 不同人工肌肉驱动技术的成熟度与应用阶段对比

Table 2 Comparison of maturity and application stages of different artificial muscle drive technologies

| 驱动技术类型 | 典型应用场景 | 技术成熟度(TRL) | 当前主要应用阶段 | 关键限制因素 |
|---------------------|----------------------------|-----------------|----------------|--|
| 气动人工肌肉(PAM/气动软体执行器) | 上肢/下肢康复外骨骼、软体夹持器,气动手套 | 较高(约 TRL 7-9) | 工业产品及部分医疗/康复设备 | 依赖外置气源与管路,系统体积与噪声较大,精确控制难度高 |
| 形状记忆合金(SMA) | 小型线性执行器,部分微创器械、定位机构 | 中等偏高(约 TRL 5-7) | 工程应用与少量医疗器械原型 | 热滞后明显,散热受限导致响应频率较低,循环疲劳问题尚未完全解决 |
| 介电弹性体(DEA) | 软体手、可穿戴辅具、触觉反馈装置 | 中等(约 TRL 4-6) | 实验室样机与少量功能性展示 | 需要千伏级高压驱动,存在介电击穿与封装安全性问题,在医疗场景下长期可靠性尚不明确 |
| 离子型电活性高分子(如 IPMC) | 微型抓取器、微操作工具、实验室自动化单元 | 中等偏低(约 TRL 3-5) | 体外实验与功能验证阶段 | 推力有限、寿命较短,对电解质和湿度敏感,难在复杂环境中保持稳定性能 |
| 生物肌肉驱动 | 体外 biohybrid 机器人、仿生游动/爬行样机 | 较低(约 TRL 2-4) | 体外验证与概念样机阶段 | 受血供与营养弥散限制,易发生免疫排斥,培养维持成本高,力学输出随时间衰减 |
| 碳纳米管/扭转纤维等线性人工肌肉 | 软体机器人关节、智能织物、可穿戴辅助装置 | 中等(约 TRL 4-6) | 实验室样机与工程原型 | 材料制备一致性较低,输出性能受环境影响明显,长期稳定性与大规模制造工艺不成熟 |

5 展望

人工肌肉正从实验室走向临床,其核心价值在于“以柔克刚”,即通过仿生设计解决刚性机械的局限性。随着材料科学、AI控制和生物工程的交叉突破,未来将见证人工肌肉在器官再生、精准医疗和人机融合领域的颠覆性应用。

技术层面,人工肌肉最新进展主要体现在控制策略的创新与优化、动力学模型的精确建模、新型结构设计与应用探索等方面。在材料与结构层面,未来工作应从单纯追求“大应变、高功率密度”转向针对器官功能进行定向设计。当前扭曲与卷曲聚合物纤维(Twisted and coiled polymer fiber, TCPF)基人工肌肉已在应变与输出力方面展现出较好性能^[73],后续可面向心肌辅助、呼吸肌仿生等循环加载场景,系统开展疲劳寿命、老化失效机理及多尺度界面行为研究;也可结合3D打印、模具浇注与织物编织等工艺,探索适用于心肌补片、肺组织仿体及管腔器官模型的梯度结构布局。材料的多功能一体化也是重要发展方向。可在电活性聚合物、液晶弹性体或导电聚合物纤维中集成应变、温度或压力感知功能,延续鱼线/纱线型人工肌肉“驱动-传感一体”的设计思路^[74],构建

面向医学应用的智能基础单元,从而为后续闭环控制与状态监测奠定材料基础。在驱动控制与系统集成方面,针对多腔体气动驱动器、多模态驱动人工肌肉等复杂结构,应在现有弹性理论建模与鲁棒控制等研究基础上^[75],建立既能反映主要非线性特性又便于工程部署的动力学模型,并结合鲁棒、自适应及数据驱动的控制策略,实现对器官级形变的可预测、可重复调控。面向植入式与长期穿戴式应用场景,低电压、低功耗及安全驱动将成为重要约束。后续研究可围绕柔性电路、低功耗传感器与无线供能等方面开展系统设计,优化现有气动、介电弹性体和电活性聚合物等驱动方案的供能方式与封装策略,从系统层面满足体内外长期安全运行的要求。

应用领域,除了现有的工业机器人,还将更多地应用于仿生、理疗、虚拟现实等诸多方向,展现出广阔的应用前景。在康复医学与假肢领域,基于智能控制的低成本功能性假肢已能够辅助截肢患者完成基本日常活动^[76],结合脑机接口的电动轮椅也初步实现了意图驱动的操控;未来可在此基础上,开发面向特定功能障碍(如上肢精细操作、下肢步态矫正)的模块化人工肌肉驱动单元,

并通过长期随访研究,评估其对运动功能重建及用户依从性的影响。在组织工程与器官再生方向,3D生物打印的骨骼肌组织工程支架^[77]为构建“具备主动收缩功能的组织替代物”提供了范例。后续研究可将人工肌肉作为体外加载与功能训练平台的核心部件,建立从体外仿生加载、功能评估到移植前预适应的完整流程。在极端环境应用方面,利用人工肌肉为宇航员提供柔性助力、缓解失重性肌肉萎缩的相关方案已被提出^[78];深海探测等复杂环境下的软体机器人也对高可靠性、具备自恢复能力的驱动器提出了明确需求^[79]。未来可通过在典型任务环境中开展长期寿命与失效模式研究,推动该类应用从概念验证迈向工程实践。

参考文献:

- [1] 孙刚, 杨鹤铭, 房岩, 等. 仿生学在现代医学工程中的应用及进展[J]. 中国卫生工程学, 2023, 22(4): 573-576.
Sun Gang, Yang He-ming, Fang Yan, et al. Application and progress of bionics in modern medical engineering[J]. Chinese Journal of Public Health Engineering, 2023, 22(4): 573-576.
- [2] 邢岳桥. 生物仿生技术在医学领域的应用与发展[J]. 科技与创新, 2019(3): 154-155.
Xing Yue-qiao. Application and development of biomimetic technology in medical field[J]. Science and Technology & Innovation, 2019(3): 154-155.
- [3] 周伟民, 夏张文, 王涵, 等. 仿生增材制造[J]. 微纳电子技术, 2018, 55(6): 438-449.
Zhou Wei-min, Xia Zhang-wen, Wang Han, et al. Biomimetic additive manufacturing[J]. Micronano-electronic Technology, 2018, 55(6): 438-449.
- [4] Papp E, Wölfel C, Krzywinski J. Acceptance and user experience of wearable assistive devices for industrial purposes[C]//Proceedings of the Design Society: DESIGN Conference, Cambridge, UK, 2020: 1515-1520.
- [5] Coco J R C, Spanos J, Osooli H, et al. Design of fuzzy logic parameter tuners for upper-limb assistive robots[J]. Arxiv Preprint, 2024, 5: 240502495.
- [6] Pan M, Yuan C G, Liang X R, et al. Soft actuators and robotic devices for rehabilitation and assistance[J]. Advanced Intelligent Systems, 2022, 4(4): 2100140.
- [7] Mu J K, de Andrade M J, Fang S L, et al. Sheath-run artificial muscles[J]. Science, 2019, 365(6449): 150-155.
- [8] Hu X H, Jia J J, Wang Y M, et al. Fast large-stroke sheath-driven electrothermal artificial muscles with high power densities[J]. Advanced Functional Materials, 2022, 32: 202200591.
- [9] Zhao Z H, Zhu S F, Yang G, et al. Enhancement actuation mechanism for the sheath-run artificial muscle fiber under weak current[J]. Science China Materials, 2023, 66(12): 4794-4802.
- [10] Dong L Z, Wei X L, Ren M, et al. Thermally driven carbon nanotube@polycaprolactone coaxial artificial muscle fibers working in subzero environments[J]. International Journal of Smart and Nano Materials, 2023, 14(2): 216-229.
- [11] 于甜, 李树锋. IPMC软体驱动材料研究进展[J]. 化工新型材料, 2020, 48(2): 6-9.
Yu Tian, Li Shu-feng. Research progress of the IPMC soft actuating material[J]. New Chemical Materials, 2020, 48(2): 6-9.
- [12] Du Y, Zhao G, Sun Z Z, et al. Bionic structure of shark's gill jet orifice based on artificial muscle[J]. Journal of Central South University, 2018, 25(4): 855-865.
- [13] 杨旭, 于敏, 王运动, 等. 表面粗化对IPMC人工肌肉性能的影响[J]. 科学通报, 2016, 61(23): 2620-2628.
Yang Xu, Yu Min, Wang Yun-dong, et al. Effect of surface roughening method on performance of IPMC artificial muscle[J]. Chinese Science Bulletin, 2016, 61(23): 2620-2628.
- [14] 徐殿国, 白凤强, 张相军, 等. 形状记忆合金执行器研究综述[J]. 电工技术学报, 2022, 37(20): 5144-5163.
Xu Dian-guo, Bai Feng-qiang, Zhang Xiang-jun, et al. A review of the research on shape memory alloy actuators[J]. Transactions of China Electrotechnical Society, 2022, 37(20): 5144-5163.
- [15] Yang Y H, Chu C Z, Jin H, et al. Design, modeling, and control of an aurelia-inspired robot based on SMA artificial muscles[J]. Biomimetics, 2023, 8(2): 8020261.
- [16] Zou J, Feng M, Ding N Y, et al. Muscle-fiber array inspired, multiple-mode, pneumatic artificial muscles through planar design and one-step rolling fabrication[J]. National Science Review, 2021, 8(10): nwab048.
- [17] Balciunaite A, Yasa O, Filippi M, et al. Bilayered biofabrication unlocks the potential of skeletal muscle for biohybrid soft robots[C]//IEEE 7th International Conference on Soft Robotics, San Diego, USA, 2024: 525-530.

- [18] 林泽宁, 蒋涛, 罗自荣, 等. 基于活性生物组织的肌肉驱动机器人研究进展[J]. 机械工程学报, 2022, 58(13): 22-35.
Lin Ze-ning, Jiang Tao, Luo Zi-rong, et al. Research progress of muscle-driven robot based on living tissues[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2022, 58(13): 22-35.
- [19] Qi L, Zhang F, Wang K, et al. Advancements in skeletal muscle tissue engineering: strategies for repair and regeneration of skeletal muscle beyond self-repair [J]. Regenerative Biomaterials, 2025, 5: rbaf050.
- [20] Song H H G, Rumma R T, Ozaki C K, et al. Vascular tissue engineering: progress, challenges, and clinical promise[J]. Cell Stem Cell, 2018, 22(3): 340-354.
- [21] Khodabukus A. Tissue-engineered skeletal muscle models to study muscle function, plasticity, and disease[J]. Frontiers in Physiology, 2021, 12: 619710.
- [22] Yuan Z, Guo Q, Jin D, et al. Biohybrid soft robots powered by myocyte: current progress and future perspectives[J]. Micromachines, 2023, 14(8): 14081643.
- [23] Morimoto Y, Onoe H, Takeuchi S. Biohybrid robot powered by an antagonistic pair of skeletal muscle tissues[J]. Science Robotics, 2018, 3(18): eaat4440.
- [24] Kinjo R, Morimoto Y, Jo B, et al. Biohybrid bipedal robot powered by skeletal muscle tissue[J]. Matter, 2024, 7(3): 948-962.
- [25] 蓝丽珍, 张倩, 毛吉富, 等. 导电聚合物人工肌肉的构建及其生物医学应用[J]. 高分子通报, 2021(9): 31-40.
Lan Li-zhen, Zhang Qian, Mao Ji-fu, et al. Construction and biomedical applications of conductive polymer artificial muscle[J]. Polymer Bulletin, 2021(9): 31-40.
- [26] Wang X B, Wang Y L, Ren M, et al. Knittable electrochemical yarn muscle for morphing textiles[J]. ACS Nano, 2024, 18(13): 9500-9510.
- [27] Ren M, Qiao J, Wang Y L, et al. Strong and robust electrochemical artificial muscles by ionic-liquid-in-nanofiber-sheathed carbon nanotube yarns[J]. Small, 2021, 17(5): 2006181.
- [28] 鲍官军, 张亚琪, 许宗贵, 等. 软体机器人气压驱动结构研究综述[J]. 高技术通讯, 2019, 29(5): 467-479.
Bao Guan-jun, Zhang Ya-qi, Xu Zong-gui, et al. Review on pneumatic-driven structure for soft robot [J]. Chinese High Technology Letters, 2019, 29(5): 467-479.
- [29] Wakimoto S, Ogura K, Suzumori K, et al. Miniature soft hand with curling rubber pneumatic actuators [C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation, Kobe, Japan, 2009: 556-561.
- [30] Mraz S J. Festo bionics of hand and arm pairs with AI [J]. Machine Design, 2019, 91(4): 88-89.
- [31] Higuera-ruiz D R, Nishikawa K, Feigenbaum H, et al. What is an artificial muscle? A comparison of soft actuators to biological muscles[J]. Bioinspiration & Biomimetics, 2021, 17(1): 011001.
- [32] Chen F J, Dirven S, Xu W L, et al. Large-deformation model of a soft-bodied esophageal actuator driven by air pressure[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2016, 22(1): 81-90.
- [33] 董虎, 林苗, 顾苏程, 等. 多向气动驱动器软体仿生舌弯曲状态的研究[J]. 北京航空航天大学学报, 2019, 45(9): 1882-1893.
Dong Hu, Lin Miao, Gu Su-cheng, et al. Motion characteristics of soft bionic tongue based on multi-directional pneumatic actuator[J]. Journal of Beijing University of Aeronautics and Astronautics, 2019, 45(9): 1882-1893.
- [34] Wang Y P, Liao W, Sun J H, et al. Bioinspired construction of artificial cardiac muscles based on liquid crystal elastomer fibers[J]. Advanced Materials Technologies, 2022, 7(1): 2100934.
- [35] 张来喜, 文伟韬, 孟文强, 等. 单气腔仿肺软体驱动器建模与变形特性分析[J]. 仪器仪表学报, 2024, 45(7): 176-188.
Zhang Lai-xi, Wen Wei-tao, Meng Wen-qiang, et al. Modeling and deformation characteristics analysis of a single air-cavity lung-like soft actuator[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2024, 45(7): 176-188.
- [36] Dang Y, Stommel M, Cheng L K, et al. A soft ring-shaped actuator for radial contracting deformation: design and modeling[J]. Soft Robotics, 2019, 6(4): 444-454.
- [37] Dang Y, Harish D, Martin S, et al. Experimental investigation into the dynamics of a radially contracting actuator with embedded sensing capability[J]. Soft Robotics, 2020, 7(4): 478-490.
- [38] 王延杰, 赵鑫, 王建峰, 等. 软体机器人驱动技术研究进展[J]. 液压与气动, 2022, 46(12): 1-11.
Wang Yan-jie, Zhao Xin, Wang Jian-feng, et al. Research progress on actuating technology of soft robot [J]. Chinese Hydraulics & Pneumatics, 2022, 46(12): 1-11.
- [39] 李林霖, 张黎明, 高飞扬, 等. 一种扁平气动人工肌肉驱动的直接心脏压缩装置[J]. 微纳电子技术,

- 2023, 60(6): 908-915.
- Li Lin-lin, Zhang Li-ming, Gao Fei-yang, et al. Direct cardiac compression device actuated by flat pneumatic artificial muscle[J]. *Micronanoelectronic Technology*, 2023, 60(6): 908-915.
- [40] Polygerinos P, Lyne S, Wang Z, et al. Towards a soft pneumatic glove for hand rehabilitation[C] // *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Tokyo, Japan, 2013: 1512-1517.
- [41] 何永胜, 孙志峻, 袁捷, 等. 仿尺蠖气动软体肠道机器人的设计与研究[J]. *生物医学工程学杂志*, 2024, 41(6): 1137-1144.
- He Yong-sheng, Sun Zhi-jun, Yuan Jie, et al. Design and research of a pneumatic soft intestine robot imitating the inchworm[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2024, 41(6): 1137-1144.
- [42] 贺子骁, 胡志刚, 岳洋. 人工肌肉驱动的腰部助力器设计与仿真研究[J]. *河南理工大学学报: 自然科学版*, 2024, 43(2): 111-120.
- He Zi-xiao, Hu Zhi-gang, Yue Yang. Design and simulation of waist booster driven by artificial muscle [J]. *Journal of Henan Polytechnic University (Natural Science Edition)*, 2024, 43(2): 111-120.
- [43] 马文涛, 王海天, 孙文杰, 等. 叠层式介电弹性体人工肌肉驱动器: 设计、制备与柔性驱动应用[J]. *中国科学: 物理学 力学 天文学*, 2024, 54(6): 19-46.
- Ma Wen-tao, Wang Hai-tian, Sun Wen-jie, et al. Use of a multilayered dielectric elastomer actuator as a high-performance artificial muscle: design, fabrication, and applications[J]. *Scientia Sinica (Physica, Mechanica & Astronomica)*, 2024, 54(6): 19-46.
- [44] Du Z H, Zhou X R, Ye P C, et al. Shape-memory actuation in aligned zirconia nanofibers for artificial muscle applications at elevated temperatures[J]. *ACS Applied Nano Materials*, 2020, 3(3): 2156-2166.
- [45] Wang J X, Gao D, Lee P S. Recent progress in artificial muscles for interactive soft robotics[J]. *Advanced Materials*, 2021, 33(19): 2003088.
- [46] Laschi C, Rossiter J, Iida F, et al. *Soft Robotics: Trends, Applications and Challenges*[M]. Cham: Springer, 2017.
- [47] Singh A K, Raj D, Kumar N. Integrated approach to material parameterization and inflation control of hyperelastic membrane for artificial left ventricle development[J]. *Journal of Physics: Conference Series*, 2024, 2856(1): 012012.
- [48] Fu F F, Liu C Y, Jiang Z J, et al. Polymeric silk fibroin hydrogel as a conductive and multifunctional adhesive for durable skin and epidermal electronics[J]. *Smart Medicine*, 2024, 3(3): e20240027.
- [49] Yang Y J, Kim C S, Choi B H, et al. Mechanically durable and biologically favorable protein hydrogel based on elastic silklike protein derived from sea anemone[J]. *Biomacromolecules*, 2015, 16(12): 3819-3826.
- [50] Farrar D J, Litwak P, Lawson J H, et al. In vivo evaluations of a new thromboresistant polyurethane for artificial heart blood pumps[J]. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 1988, 95(2): 191-200.
- [51] Jiang Z, Abbasi B B A, Aloko S, et al. Ultra-soft organogel artificial muscles exhibiting high power density, large stroke, fast response and long-term durability in air[J]. *Advanced Materials*, 2023, 35(29): 2210419.
- [52] Ukita R, Wu K, Lin X J, et al. Zwitterionic polycarboxybetaine coating reduces artificial lung thrombosis in sheep and rabbits[J]. *Acta Biomaterialia*, 2019, 92: 71-81.
- [53] 乔军杰, 安帅, 程宏飞, 等. 纳米羟基磷灰石复合人工骨材料的研究进展[J]. *生物骨科材料与临床研究*, 2018, 15(3): 61-65.
- Qiao Jun-jie, An Shuai, Cheng Hong-fei, et al. The research progress of nano-hydroxyapatite composite artificial bone material[J]. *Orthopaedic Biomechanics Materials and Clinical Study*, 2018, 15(3): 61-65.
- [54] Blank T, Ahrens A M, Klose C, et al. Investigating mechanical deformation's role in cochlear implant durability[J]. *PLoS One*, 2024, 19(7): e0306613.
- [55] Sakurai R, Nishida M, Jo T, et al. Durable pneumatic artificial muscles with electric conductivity for reliable physical reservoir computing[J]. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 2022, 34(2): 240-248.
- [56] Lu H W, Yang D. Enhanced actuation performance of silicone rubber via the synergistic effect of polyaniline particles and silicone oil[J]. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 2022, 163: 107200.
- [57] Lang T H, Yang L X, Yang S J, et al. Emerging innovations in electrically powered artificial muscle fibers[J]. *National Science Review*, 2024, 11(10): 83-103.
- [58] Deng N Q, Tian H, Wu F, et al. Graphene muscle with artificial intelligence[C]//4th IEEE Electron Devices Technology & Manufacturing Conference, Penang, Malaysia, 2020: 1-4.
- [59] Pan M, Hao Z, Yuan C G, et al. Development and control of smart pneumatic McKibben muscles for soft

- robots[C]//The 12th International Fluid Power Conference, Dresden, Germany, 2020: 307-313.
- [60] 谢胜龙, 梅江平, 刘海涛. McKibben型气动人工肌肉研究进展与趋势[J]. 计算机集成制造系统, 2018, 24(5): 1065-1080.
- Xie Sheng-long, Mei Jiang-ping, Liu Hai-tao. Achievements and trends of research on McKibben pneumatic artificial muscles[J]. Computer Integrated Manufacturing Systems, 2018, 24(5): 1065-1080.
- [61] Hu H W, Zhang S T, Zhang M Y, et al. Artificial muscles based on coiled conductive polymer yarns[J]. Advanced Functional Materials, 2024, 34(33): 2401685.
- [62] Jiao Z D, Zhang C, Ruan J P, et al. Re-foldable origami-inspired bidirectional twisting of artificial muscles reproduces biological motion[J]. Cell Reports Physical Science, 2021, 2(5): 100407.
- [63] Wang X, Lu W L, Wei P, et al. Artificial tactile recognition enabled by flexible low-voltage organic transistors and low-power synaptic electronics[J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2022, 14: 48948-48959.
- [64] Haines C S, Li N, Spinks G M, et al. New twist on artificial muscles[J]. Proceedings of the National Academy of Sciences, 2016, 113(42): 11709-11716.
- [65] Dong L Z, Ren M, Wang Y L, et al. Artificial neuromuscular fibers by multilayered coaxial integration with dynamic adaption[J]. Science Advances, 2022, 8(46): eabq7703.
- [66] Chu H T, Hu X H, Wang Z, et al. Unipolar stroke, electroosmotic pump carbon nanotube yarn muscles [J]. Science, 2021, 371(6528): 494-498.
- [67] Fu J S, Li Y C, Zhou T Z, et al. Large stroke radially oriented MXene composite fiber tensile artificial muscles[J]. Science Advances, 2025, 11(2): eadt1560.
- [68] Greco C, Kotak P, Gallegos J K, et al. Scalable manufacturing system for bionspired twisted spiral artificial muscles (TSAMs)[J]. Manufacturing Letters, 2020, 26: 6-11.
- [69] Martinez A P, Decker L K, Wang K, et al. High-speed and scalable wet spinning of graphene/liquid crystalline elastomer composite filaments[J]. Advanced Functional Materials, 2024, 2: 2422176.
- [70] Peng Y Y, Sun F X, Xiao C Q, et al. Hierarchically structured and scalable artificial muscles for smart textiles[J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2021, 13(45): 54386-54395.
- [71] Ikeda J, Murakami T, Shimozone T, et al. Characteristics of low temperature degradation free ZTA for artificial joint[J]. Key Engineering Materials, 2015, 631: 18-22.
- [72] Zhu M L, Tan J W, Liu L, et al. Construction of biomimetic artificial intervertebral disc scaffold via 3D printing and electrospinning[J]. Materials Science and Engineering: C, 2021, 128: 112310.
- [73] Wang J X, Gao D, Lee P S. Recent progress in artificial muscles for interactive soft robotics[J]. Advanced Materials, 2021, 33(19): 2003088.
- [74] Gong Y Q, Chen W Y, Li J Y, et al. Self-aware artificial coiled yarn muscles with enhanced electrical conductivity and durability via a two-step process[J]. Polymers, 2023, 15(3): 1503552.
- [75] 陶国良, 谢建蔚, 周洪. 气动人工肌肉的发展趋势与研究现状[J]. 机械工程学报, 2009, 45(10): 75-83.
- Tao Guo-liang, Xie Jian-wei, Zhou Hong. Research achievements and development trends of pneumatic artificial muscles[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2009, 45(10): 75-83.
- [76] Xu Y Z, Barbosa P C S, Da Cunha Neto J S, et al. Development of intelligent and integrated technology for pattern recognition in EMG signals for robotic prosthesis command[J]. Expert Systems, 2023, 40(5): e13109.
- [77] Ronzoni F L, Aliberti F, Scocozza F, et al. Myoblast 3D bioprinting to burst in vitro skeletal muscle differentiation[J]. Journal of Tissue Engineering and Regenerative Medicine, 2022, 16(5): 484-495.
- [78] Khan S U E, Varghese R J, Kassanos P, et al. Space physiology and technology: musculoskeletal adaptations, countermeasures, and the opportunity for wearable robotics[J]. Arxiv Preprint, 2024, 4: 240403363.
- [79] Wang R Q, Zhang C, Zhang Y W, et al. Soft underwater swimming robots based on artificial muscle[J]. Advanced Materials Technologies, 2023, 8(4): 2200962.