JOURNAL OF ELECTRONIC MEASUREMENT AND INSTRUMENTATION

DOI: 10. 13382/j. jemi. B2306546

磁性材料控制与生物医学应用研究进展*

周明行毛燧黄显

(天津大学精密仪器与光电子工程学院 天津 300000)

摘 要:磁性材料是一种重要的刺激响应材料,可通过外部磁场穿透组织和器官实现无线远程控制,具有生物兼容性高、磁场控制简单和调控速度快等特点,广泛应用于医疗机器人、人造器官、生物化学合成和药物递送等生物医学领域。复杂的工作场景和多功能需求对磁性材料的精确控制提出了更高的要求,从基于磁力的简单平面驱动,到基于磁力和磁力矩的复杂空间驱动; 从基于材料本身运动变形进行功能实现到作为多功能柔性电子器件载体实现更复杂的环境检测等。本文介绍了几种常用磁性材料的磁学特性、磁场控制平台和磁极编程技术,并展示了磁性液体、磁性块体和磁性薄膜3种不同形态磁性材料在生物医学领域的应用进展和面临的诸多挑战,最后对未来的发展趋势进行了展望。

Advances in control and biomedical applications of magnetic materials

Zhou Mingxing Mao Sui Huang Xian

(School of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300000, China)

Abstract: Magnetic materials are important stimulus-responsive materials that can be controlled wirelessly by an external magnetic field through tissues and organs. They are widely used in biomedical fields such as medical robots, artificial organs, biochemical synthesis, and drug delivery due to their high biocompatibility, simple magnetic field control, and fast regulation speed. Complex work scenarios and multifunctional requirements pose higher demands for the precise control of magnetic materials, ranging from simple planar driving based on magnetic force to complex spatial driving based on both magnetic force and torque and from functional implementation based on the material's own motion deformation to achieving more complex environmental detection as a multifunctional flexible electronic device carrier. This article introduces the magnetic properties, magnetic field control platform, and magnetic pole programming techniques of several commonly used magnetic materials, demonstrating the application progress and numerous challenges faced by three different types of magnetic materials: Magnetic liquids, magnetic solids, and magnetic membranes, in the biomedical field. Finally, future development trends are discussed.

Keywords: magnetic materials; magnetic field control; magnetic pole programming; magnetic fluid; magnetic solids; magnetic membrane; biomedical applications

0 引 言

磁性材料是一种可以通过磁场进行控制的刺激响应 材料,在医疗机器人^[1-2]、人造器官^[34]、生物化学合成^[56] 和药物递送^[7-8]等生物医学领域具有巨大的应用潜力。 与光^[9]、电^[10]、热^[11]等激励方式相比,静态和低频磁场 具有较高的生物组织和器官穿透性,对磁性材料实现非 接触控制,且不会造成不良的生物影响^[2]。此外,磁场的 强度、相位、频率和方向等都可以被精确调控^[12],从而实 现对磁性材料在三维空间中的精准控制。虽然磁性材料 的控制看似简单直接,但随着工作场景和功能的复杂度

收稿日期: 2023-05-19 Received Date: 2023-05-19

^{*}基金项目:北京市自然科学基金(Z220015)、浙江省重点研发计划项目(2021C05005, 2021C05007-2)资助

增加,对磁性材料的操控要求也越来越高。从单轴平面 运动到多轴空间驱动,再到依据所处环境的多自由度的 形状变化。外加的控制磁场也包含了均匀磁场、梯度磁 场、静态磁场和瞬态磁场等多种组合模式。配合折纸工 艺^[13]、3D 打印技术^[14-15]、微制造^[16]与微组装等技术^[17], 磁性材料内部可实现可编辑的复杂磁极序列,使得复杂 多维的磁性材料形状变化和驱动控制成为可能。虽然磁 性材料和磁控器件的研究层出不穷,但是面对磁性材料 千变万化的形态和功能以及多变的磁场加载与操控模 式,相关的综述性的论文依然十分缺乏。很多研究并没 有依据磁性材料的特点,更加针对性地优化磁场的施加 方式,发挥磁场操控灵活多变和精准可控的特点。本文 以3种典型形态(磁性液体、磁性块体和磁性薄膜)的磁 性材料为依托,系统介绍和分析了这些材料的驱动方法, 展示了3种材料形态的典型生物医学应用和面临的诸多 挑战,希望能够给相关研究提供重要的方法和理论参考, 促进磁性器件设计技术和操控技术的发展。

1 磁性材料磁学特性

铁磁性和亚铁磁性材料对外部磁场刺激具有很强的 响应,根据它们的磁化特性,可以被分为超顺磁性、软磁 性和硬磁性3类[2],如图1所示。超顺磁性材料是一种 极强的顺磁性材料,其顺磁磁化率比顺磁性材料高出几 个数量级,但剩余磁化强度和矫顽力几乎为0。常见的 超顺磁材料有铁、铬和氧化铁等,被广泛应用于核磁共振 成像(magnetic resonance imaging, MRI)^[18]和磁分离^[19]等 生物医学领域。软磁性材料是一种具有高导磁率和低矫 顽力的磁性材料,它们具有很好的磁导性和磁化可逆性。 软磁性材料的特点是易于磁化和去磁化,同时也能够快 速地将磁矩重新排列成为另一方向,迅速响应外磁场 N-S极的反转^[20]。主要的软磁材料包含铁及铁系合金、坡 莫合金和铁氧体化合物等,常用于变压器、电感器和电机 等电子设备。与上述两种材料相比,硬磁性材料是一种 高矫顽力、高剩磁和低磁导率的磁性材料。硬磁性材料 的特点是难以磁化和去磁化,高矫顽力使硬磁性材料磁 化后即使暴露在外部磁场中也依然能够保持很高的剩 磁^[21],可以成为稳定的磁场源。硬磁材料主要包括铁铬 钴系、铝镍钴系、铁氧体系和稀土系等,以钕铁硼 (Nd₂Fe₁₄B)为代表的稀土硬磁性材料被广泛应用于医疗 机器人、人工心脏和靶向药物释放等生物医学领域。

2 磁性材料控制

磁性材料控制主要涉及外部磁场控制和内部磁极编 程两个方面,如图2所示。对于外部磁场控制,基于永磁





铁和电磁铁的磁场控制系统是磁场产生与控制的重要方 式。从简单的手持式永磁铁到多自由度机械臂控制的电 磁铁,通过调控磁场的形式、强度、相位、频率等来驱动工 作空间中已知几何形状和磁极分布的磁性材料,从而实 现对磁性材料的精确行为控制。除了外部磁场外,磁性 材料内部磁极分布也是实现其精确控制的重要条件。折 纸技术、3D 打印技术以及微制造和微组装技术可以在二 维或三维方向实现磁性材料的几何形状设计和内部磁极 编程。外部磁场控制系统与内部磁极编程技术共同推动 磁性材料的高精度、复杂自由度控制。



图 2 磁性材料控制技术路线



2.1 外部磁场控制

1)基于永磁铁的磁场控制

通过手动移动和翻转永磁铁来产生所需的梯度磁场 或旋转磁场是当前最简单的磁场产生与控制方式^[22]。 这种手持方式主要依靠操控者的主观判断,控制的精确 性和重复性较差,仅适用于快速验证概念。为了提高控 制的自动化和精确性,Chen 等^[23]开发了一种基于永磁铁 二维移动平台的开放表面微液滴控制系统,如图 3(a)所 示,通过控制 3 个永磁铁以每秒 2.5 个循环的驱动频率 在 0.6 s 内将液滴的混合均匀性提高到 80%。这种二维 自动化移动控制平台可以同时对多个对象进行并行控制,但一般只能产生局部梯度磁场用于二维平面操控,控制自由度有限。Kim 等^[24]利用七自由度机械臂开发了一套可远程操作的磁控制神经介入系统,如图 3(b)所示,在实时可视化系统辅助下控制柔性磁导丝在神经血管内进行精确导航和转向。利用机械臂进行永磁铁固定和操控的方式可以在三维方向上实现更高自由度和更灵活的磁场控制,但相应的也会占用更多操控空间。

采用永磁铁进行磁场控制具有结构简单、无需外部 电源和磁场稳定等特点,创建的磁场强度也比相同尺寸 的电磁铁大一个数量级左右^[2]。然而,永磁铁控制平台 的磁场强度和方向调控一般需要通过调节永磁铁的空间 位置来实现,这就需要预留特定活动空间来满足调控需 求,不利于系统集成和小型化。







(b) 多自由度永磁移动平台 (b) Muti-DOFs platform based on permanent magnet

图 3 基于永磁铁的磁场控制平台 Fig. 3 Platforms based on permanent magnets

2) 基于电磁铁的磁场控制

相比于永磁铁,电磁铁需要消耗电能来维持工作,许 多具有不同设计的电磁铁系统已经被开发了出来。Fan 等^[25]构建了一种 5×5 平面电磁铁阵列来产生梯度磁场, 用来控制磁性液滴在阵列平面上按照预定路径进行多通 道快速并行运动,如图4(a)所示。这种平面电磁铁阵列 比较方便易用,但创建的磁场形式受电磁铁排列方式限 制比较单一,无法在任意方向上产生梯度磁场或均匀磁 场^[26]。在磁正交系统中,将亥姆霍兹线圈、麦克斯韦线 圈和鞍形线圈对以正交嵌套等形式结合后可以对工作空 间内的磁性装置施加3个方向的力矩以及某一个或两个 方向上的力^[27-28],实现多自由度空间磁操控,如图4(b) 所示。目前,临床上通过正交嵌套方式实现的超导 MRI 设备磁场强度可达 3.0 T。而磁非正交系统则主要由指 向工作空间中心的多重电磁铁构成,每个电磁铁产生的 磁场相互叠加共同创建出所需的均匀磁场、梯度磁场和 脉冲磁场。目前已经商用的 MagnebotiX OctoMag 系统和 MFG-100系统就是基于8个固定电磁铁构成的小型磁非 正交系统^[29],如图 4(c) 所示。而临床中的 Magnetecs CGCI 系统和 Aeon Phocus 系统则已应用于心脏电生理学 研究^[30-31]。上述这两种系统都可以在工作空间内产生梯 度磁场、均匀磁场和脉冲磁场,线圈数量和组合方式的增

加可以提高所需磁场的控制灵活性。此外,如图 4(d)所示,通过机械臂对原本静态的电磁铁进行三维旋转和移动,可以在保证操控自由度的前提下减少线圈的使用数量,拓展工作空间。

与永磁铁平台需要通过距离调节来进行磁场调控不同,电磁铁可以直接通过调节激励电流来调控磁场的大小、方向、频率和相位,具有更高的控制精度和速度。



2.2 内部磁极编程

1) 基于折纸技术的磁极编程

基于折纸技术的磁极编程是将硬磁性颗粒和聚合物 基质的混合磁浆通过模具制备成不同几何形状的磁性薄 膜,然后按照需求进行多轴折叠和单轴磁化,展开后即可 获得具有不同方向磁极分布的磁性薄膜,磁极分布取决 于磁性薄膜几何形状和折叠方式。如图 5 所示,本团 队^[13] 将 Nd, Fe₁₄B 颗 粒 和 聚 二 甲 基 硅 氧 烷 (polydimethylsiloxane, PDMS)混合制备成矩形、圆形和花 瓣形磁性薄膜,经过连续3次或4次折叠和单轴磁化后 获得二维方向的磁极分布,并在膜内创建了不连续的磁 边界,增强了局部区域的磁场强度,在循环肿瘤细胞捕获 和医疗软体机器人方面具有潜在应用价值。基于折纸技 术的磁极编程工艺相对简单,多次折叠磁化后展开便可 完成磁极编程,常见的弹性聚合物材料如 PDMS 和 Ecoflex 等即可满足折叠需求。不足之处在于,磁性薄膜 厚度和折叠难度随着折叠次数的增加而增大,薄膜也因 厚度的逐渐增大而易断裂,降低了磁化精度。

2) 基于 3D 打印技术的磁极编程

3D 打印技术由于具有快速高效、构型多样化和定制 化特点被应用于磁极编程领域。目前主要有基于油墨 3D 打印技术的磁编程和基于光固化 3D 打印技术的磁编 程两种。基于油墨 3D 打印技术的磁极编程是将硬磁性





图 5 基于折纸技术的磁极编程 Fig. 5 Magnetic pole programming based on origami technology

颗粒与聚合物基质构成的流动性油墨预磁化后从喷嘴处加压挤出,同时喷嘴处的磁场对磁化颗粒进行定向重排, 并以细丝直写的方式在工作平面进行二维或三维几何沉 积打印,最终经热固化后实现磁极编程。Kim 等^[32]利用 此技术将含有 Nd₂Fe₁₄B 颗粒、气相硅纳米颗粒和硅橡胶 的复合油墨打印成磁线、环形薄膜和三维结构网等不同 几何形状的磁性薄膜,每一层均为二维方向磁化,并在时 变磁场的控制下实现了快速移动、药丸携带和水平跳跃 等复杂运动和形变,如图 6(a)所示。与折纸技术相比, 基于油墨 3D 打印技术的磁编程需要额外添加流变修饰 剂来提供油墨直写所需的剪切稀化和剪切屈服,防止油 墨中的预磁化颗粒发生团聚,保证沉积堆叠后的形状保 持。然而,磁化颗粒在沉积和固化过程中仍存在易沉降 的问题,直写精度取决于喷头直径和油墨特性,细小的喷 头也容易造成油墨挤压过程中的阻塞。

基于光固化 3D 打印技术的磁极编程是将硬磁颗粒 与光敏树脂混合预磁化后填充进模具中,然后利用磁场 对选定区域的预磁化颗粒进行定向重排,经光固化后冻 结该区域内的磁化颗粒,最终实现不同区域的磁极编程。 Xu 等^[33]将含有 Nd₂Fe₁₄B 颗粒和紫外光敏树脂混合制备 成不同形状的磁浆区域,利用数字光处理系统和磁发生 系统在任意三维方向对区域中的预磁化颗粒进行定向重 排与冻结,制备出多个具有不同几何形状和磁化强度的 平面微机器人,其几何特征尺寸小至 100 µm,如图 6(b) 所示。该技术可以实现任意三维方向的磁极编程,磁化 自由度较高。然而,吸光磁化颗粒的存在不仅降低了磁 浆的光学透明性,也限制了光固化层的厚度,一定程度上 影响了该技术的应用拓展。

3) 基于微制造与微组装技术的磁极编程

基于微制造技术的磁极编程是指先通过微加工技术 制备不同尺寸和图案的微模具,然后将混合磁浆倒入模 具中进行固化脱模,最后经单轴磁化后获得所需的磁极 分布。Lin 等^[16]将 Nd₂Fe₁₄B 颗粒和 PDMS 混合磁浆填充 进微柱模具中固化成型,经单轴磁化后制备出直径



on 3D printing technology

17 μm,高 46 μm 的磁性微柱阵列,微柱磁化方向与其高 度方向保持一致,如图 7(a)所示。这种基于模具制造的 磁极编程方法,其几何尺寸精度一般在 50 μm 左右,而纳 米级尺度的磁极编程则很难通过上述方法来实现。Cui 等^[34]采用热蒸发沉积和电子束光刻技术制备出一种由 钴微面板和柔性铰链组成的单域纳米磁体阵列。具有不 同长径比和磁开关比的纳米磁体阵列经不同方向和强度 的磁场先后磁化后获得二维方向磁极分布,并在磁场驱 动下以"千纸鹤"的形态进行运动和变形,如图 7(b)所 示。该技术的尺寸精度可达 100 nm 左右,能够满足微尺 度磁性器件的编程需求。



(a) Microfabrication technology

(b) 电子束光刻技术 (b) Electron-beam lithography technology

图 7 基于微制造技术的磁极编程

Fig. 7 Magnetic pole programming based on microfabrication technology

不同于二维磁化模式的微制造技术,基于微组装技术的磁极编程则是一种"搭积木"式的三维磁化技术,如 图 8 所示。Zhang等^[35]将单轴磁化后的矩形、环形和圆柱形磁单元块组装成立方体形、笼形和球形等磁化方向 各异的三维结构体,该结构体可以进行扭曲变形、运动和 目标物释放等功能。这种磁极编程技术的好处是可以组 装任意几何形状和三维磁化方向的结构体,编程灵活性 高。然而,该技术需要在手动显微操作下克服各磁性单 元块间的磁力阻碍,工艺难度大,自动化程度也较低。

基于3种不同技术的磁极编程在材料组成、编程过程、几何尺寸精度和磁化方向等方面的不同以及各自的



图 8 基于微组装技术的磁极编程 Fig. 8 Magnetic pole programming based on microassembly technology

优点与局限如表1所示。不同材料状态、不同设备条件、 不同工艺难度下的磁性材料内部磁极编程技术在几何尺 度上实现了从毫米级到纳米级的跨越,磁极分布方向也 从二维拓展到三维。上述多类型磁极编程技术的开发与 应用为多尺度磁性结构在固态、液态和固液混合态等复 杂工作环境中进行高精度、多自由度复杂控制提供条件。

磁性材料生物医学应用 3

3.1 磁性液体生物医学应用

磁性液体是一种由磁性颗粒、基液和表面活性剂构 成、具有运动和变形等行为特征的液体。快速的磁场响

表 1 磁性材料各代表性磁极编程方法比较										
Table 1 Comparison of representative programming methods for magnetic materials										
作 者	技术 类型	材料 组成	编程前磁材 料状态	模具 要求	编程 过程	尺寸 精度	几何 外形	磁化 方向	优点	局限
Li 等 ^[13]	折纸技术	硬磁颗粒与 硅胶弹性 聚合物混合	未磁化	需要	先固化成膜,再 多轴折叠和 单轴磁化	~1 mm	二维	二维	设备要求低; 一体化成型, 磁极连续	薄膜厚度和 折叠次数有 限;磁化精度低
Kim 等 ^[32]	基于油墨 3D 打印 技术	硬磁颗粒与 弹性聚合物、流 变修饰剂混合	三 已磁化	不需要	喷头磁场重 排列磁化粒子, 挤出后热固化 和图案化	~100 µm	三维	二维	形状复杂度 高;成型速度快; 自动化程度高	打印头堵塞; 颗粒沉降
Xu 等 ^[33]	基于光固化 3D 打印 技术	硬磁颗粒与 光敏性弹性 聚合物混合	已磁化	不需要	外磁场重排列 磁化粒子后, 原位选择性 光固化和图案化	~100 µm	二维	三维	成型速度快; 磁极复杂度高; 自动化程度高	固化深度受限
Lin 等 ^[16]	微制造技术	硬磁颗粒与 硅胶弹性 聚合物混合	未磁化	需要	先固化成膜, 再单轴磁化	~50 µm	三维	二维	一体化成型, 工艺简单; 磁极连续	脱模微结构 受深宽比限制
Zhang 等 ^[35]	微组装技术	硬磁颗粒与 硅胶弹性聚 合物混合	已磁化	需要	先构建磁化 单元块,再多单元 组装成形	~50 µm	三维	三维	形状和磁极 复杂度高	组装难度 大,自动化 程度低
Cui 等 ^[34]	电子束光 刻技术	单畴各向异 性纳米磁 体沉积于 柔性基底	未磁化	不需要	多次单向磁化 不同长径比和 磁开关比的 纳米磁体	~0.1 µm	二维	二维	加工和磁化 精度高	工艺难度高; 材料受限

应以及灵活可逆的流动性能使磁性液体在生物化学合 成、软体机器人等领域具有良好的应用前景。Zhao^[36]和 Zhang 等^[37]制备出一种磁性液体弹珠, 疏水性四氧化三 铁(Fe₃O₄)颗粒被分散在液滴表面作为封装层。通过调 控磁场的大小可以选择性打开和关闭封装层,从而对混 合反应后的液滴进行光学检测,如图 9(a) 所示。封装层 的阻隔降低了液体弹珠对工作平面的要求,但同时也限 制了液滴自身的变形。不同于将磁性颗粒分散在液滴表 面,Li 等^[5]提出了一种具有可调结构的磁驱动液滴机器 人,如图9(b)所示,通过控制液滴中两个亲水化磁珠来 重新分配液滴前后两端的阻力,从而实现液滴的输运、合 并和旋转,但过大的磁力容易使磁珠脱离表面张力的束 缚,因此也限制了此类液滴机器人的运动速度。除了上 述两种非均匀磁性液体外,铁磁流体作为一种分散均匀 的磁纳米颗粒胶体悬浮液在微流控领域也发挥重要作 用。Ray 等^[38]将 Fe₃O₄ 纳米颗粒和水为主要构成的水基 铁磁流体作为分散相,硅油为连续相,在微流道中连续产 生铁磁流体液滴。通过控制外部磁场大小来调控液滴的 运动、聚结、混合和液滴大小,可以将直径 0.37 mm 的铁 磁液滴调控混合成直径 1.1 mm 的大液滴,如图 9(c)所 示。这种铁磁液滴产生与控制方式有助于推动免疫分 析、和细胞捕获等无线微流控技术的发展。在微流体泵 方面,如图9(d)所示,Hatch等^[39]开发了一种环形磁驱 动微流控泵送装置。两段铁磁流体作为泵塞参与液体操

· 5 ·

控且不与泵送流体混溶,通过控制泵塞的运动速度来调 控微流控泵的流量,在最小背压下达到的最大流量为 45.8 μL/min。在这种微流体泵中,铁磁流体泵塞既可以 很好的适应微流道的几何形状,相互间也又能够快速分 离和合并,有利于进行连续泵流。而在开放工作平面上, Fan 等^[25]用 Fe₄O₄ 纳米颗粒、油滴和表面活性剂制备出 一种油基铁磁流体液滴如图 9(e) 所示。该液滴不仅可 以进行常规的运动、合并和分裂,还可以通过自身变形实 现目标物的收集、移动、释放以及障碍物跨越和狭窄管道 通过,响应速度和变形能力均得到较大提高。除了基于 液滴自身的流变特性实现目标功能外,本团队^[40]首次将 铁磁流体与超薄柔性电子器件进行结合,构建出一种智 能磁性液滴软体机器人,如图 9(f) 所示。该软体机器人 在进行运动和变形的同时,还能通过柔性电子器件上的 传感元件对温度、湿度、光强和应力等物理量以及葡萄 糖、黄曲霉毒素等生物化学量进行检测。这种将磁性液 滴与柔性电子器件进行结合的方式为多功能软体机器人 的开发提供了新思路。



从简单的位置移动到自适应变形,再到作为柔性电 子器件载体进行生物、化学和物理量检测,磁性液体在不 同的场景都发挥着重要作用。然而,磁性液体主要在梯 度磁场下进行单轴平面运动,驱动模式相对单一,其工作 平面也往往需要疏水等特殊处理。因此,如何实现磁性 液体的多模态驱动以及提高其在固态、液态和混合态环 境中的适应性是未来研究的一大挑战。

3.2 磁性块体生物医学应用

磁性块体是一种由一种或多种磁性材料构成、可以 与聚合物基质进行混合、具有不同几何形状的固态材料。 在微型医疗机器人领域, Qian 等^[41]在 0.6 T 磁场下合成 了一种独特的海胆状镍磁性颗粒,如图 10(a)所示,在低 频旋转磁场诱导下实现肿瘤内的旋转搅拌,以"磁力刀" 的形式破坏肿瘤组织,对恶性肿瘤的细胞生长有明显的 抑制作用,具有简单、安全性高和成本低的特点。不同于 通过磁机械力量进行肿瘤治疗,Zhao 等^[7]开发了一种以 氧化铁颗粒和海藻酸铵为主要成分的超顺磁性多孔凝胶 支架,如图 10(b)所示,可在磁场控制下使体积变形超过 70%,并按需释放米托蒽醌、质粒 DNA、趋化因子和组织 细胞等生物制剂用于组织再生,在药物装载方面具有很 强的灵活性。上述两种应用是通过磁性块体的简单二维 旋转和单向收缩变形来实现的,而日益复杂的工作环境 和应用需求对磁性块体的空间行为操控提出更高要求。 Pever 等^[42] 仿照微生物的推进方式制备了一类主要由硬 磁性微球和尾毛组装而成的微型游泳机器人,如图 10 (c)所示,在低强度旋转磁场、振荡磁场和梯度磁场的控 制下以翻滚和摇摆等形式在液体中实现定向推进。此类 机器人整体尺寸在几十到几百微米,可以在循环系统、泌 尿系统和中枢神经系统中进行微创干预。而在毫米和厘 米尺度,Yim 等^[43]将块状永磁体和软弹性体进行结合, 开发了一种用于胃内诊断和治疗的软胶囊内窥镜,如图 10(d)所示,该胶囊可以在胃表面进行滚动并借助集成 的 CMOS 相机进行三维导航,通过主动轴向变形将腔中 制剂定点挤压释放出来。多腔体设计的软胶囊能够灵活 地装载不同种类和剂量的药物,满足复杂病症情况下的 药物治疗需求。除了相对开阔的空间,Kim 等^[1]提出了 一种可用于极狭小空间内的亚毫米尺度自润滑柔性磁性 导线,如图 10(e)所示。该导线具有全向转向和磁导航 能力,同时由于其表面包裹了水凝胶,因此还具备很强的 润滑性,可以减少10倍以上的摩擦。细小、柔软和润滑 的特性使导线能够自由穿梭于曲折、狭窄的血管网络,可 应用于微环境成像和阻塞疏通等领域。上述应用中的磁 性块体多为单向磁化,而为了满足复杂场景尤其是微通 道中的可适应变形需求,Zhang 等^[35]将多个单向磁化块 体进行微组装,构建出一种具有三维磁化方向的定制化 可伸缩微笼,如图 10(f)所示。该微笼可以在外磁场控 制下进行可控伸缩和变形,并应用于干细胞培养和血管 再生。这种微组装方式解决了软磁机器人在材料、几何

形状和三维磁化方面的挑战,更适用于体内临床应用。

与磁性液体相比,磁性块体无需对工作表面进行修 饰,可以通过梯度磁场、均匀磁场和振荡磁场等驱动场进 行复杂行为操控。然而,由于磁化模式相对单一,磁性块 体的行为操控主要以整体运动为主,自身可变形性较差, 难以满足诸如目标抓取、释放等多模态变形需求。将磁 性块体薄膜化将有利于磁极可编程化和空间变形多 元化。



3.3 磁性薄膜生物医学应用

磁性薄膜是一种由磁性颗粒和聚合物树脂混合而成、经磁极编程后满足实际应用需求的薄层材料,厚度一般在纳米到微米级别。Forouzandeh等^[44]将多片磁性薄膜与微流道进行集成,构建出一种蠕动微泵,如图11(a)所示,通过控制磁性薄膜单轴往复变形来调节局部流道的压强分布,从而实现液体的定向流动,常用于微量药物递送。Chen等^[23]则将磁性薄膜作为一种高低起伏可控的液滴驱动表面,如图11(b)所示,利用"水往低处流"的特性控制液滴进行高通量、快速运动和混合,适用于生物化学合成、即时检测和药物筛选等领域。不同于上述简单的单轴往复式控制,日益复杂的功能需求对磁性薄膜的多模态变形和运动能力提出了更高要求。Hu 等^[45]制



备的毫米级非均匀磁化软体机器人在固体和液体环境中 具备游泳、爬行、滚动、穿越障碍物以及目标抓取和释放 的能力,如图 11(c) 所示。Kim 等^[32] 也借助 3D 打印磁 极编程技术开发了具有三维几何形状和磁极分布的软体 机器人,如图 11(d)所示,进一步提高了磁性薄膜的可变 形性。上述两种软体机器人都可以在固体和液体环境中 可逆过渡,具有很强的环境适应性,有助于促进对微型生 物体的行为特征研究,在仿生机器人、血管阻塞清除和药 物靶向递送等方面将发挥重要作用。目前,磁性薄膜主 要依靠弯曲、扭转和滚动等运动和变形来实现相应功能, 而磁性薄膜空间旋转及其应用则鲜有报道。本团队^[3]首 次开发出一种基于磁性薄膜空间高速旋转的柔性微型离 心泵,如图 11(e)所示,通过折纸工艺制备出磁极交替分 布的八齿磁性转子,在柔性驱动电路控制下实现了每分 钟1000转的高速旋转,并成功泵送血液、葡萄糖和脂肪 乳剂等不同粘度的生物医用流体,有利于推动人工心脏 等可穿戴或植入式治疗系统的发展。除了借助磁性薄膜 自身的行为操控完成功能外,本团队^[46]在折纸磁编程技 术的基础上将磁性薄膜与柔性射频天线、无线能量采集 电路和柔性显示电路进行结合,在不影响磁性薄膜自身 变形特性的同时实现了柔性电子器件的性能重构,如图

11(f)所示,为植入式磁性电子器件的自供能及其功能可 调等应用提供了新思路。

从简单的单轴往复式运动到多模态空间变形和旋转,相比于磁性液体和磁性块体,磁性薄膜具有更高的控制自由度和变形多样化,对固态、液态和混合态工作环境的适应性也更强。而磁性薄膜与柔性电子器件的系统集成使其既具备软体机器人那样的运动和变形能力,也拥有柔性电子器件的电学特性和功能。

4 结 论

现有研究已经证明,不同磁学特性和形态的磁性材 料在生物医学领域具有巨大的应用价值。然而,磁性材 料在材料设计、控制和生物医学应用等方面仍面临许多 挑战。在材料设计方面,相比于单一磁场,以磁场驱动为 主、光、热和电等刺激响应为辅的复合材料在多物理场条 件下更能满足日益增长的控制和应用需求。除了常见的 状态固定材料外,具备固液状态转换和软硬刚度可调的 相变可逆材料既可以提高磁性装置的控制自由度,也能 拓展医学应用范围,如骨架支撑、定位锚定和生物体取材 等。此外,像心肌细胞、微生物组细菌、明胶等个性化细 胞和生物材料可以与磁性材料进行整合,构建出生物相 容和可降解的磁性装置,为任务后期的无需回收创造条 件。在材料控制方面,内部磁极的重编程将有助于提高 磁性材料控制的灵活性和可重复使用性。可以考虑采用 固液相变可逆材料,通过状态的改变实现磁化颗粒的可 逆定向重排与冻结。此外,借助集成化 X 射线、MRI、超 声波等外部平台以及基于机器学习的驱动控制方法可以 对磁性装置自身及其所环境进行医学成像和反馈跟踪, 最终实现磁性装置的智能自主控制。在生物医学应用方 面,柔性电子技术的发展及其与磁性材料的集成可以在 不影响磁性装置控制的同时兼具对环境参数的监测,这 将大大提高磁性装置的智能感知能力和环境适应性。生 物取材也是磁性装置的潜在应用之一,一种可能的实现 方式是利用软硬可调相变磁性材料,通过外部刺激使软 体机器人以刚体模式进行组织样本的移除和存储,待完 成样本收集后再返回到软体模式并带出生物体外。近年 来,以人工耳蜗为代表的植入式磁性电子装置还面临 MRI 安全性问题。一种有前途的方法是设计可全方向自 由旋转的全柔性磁性部件来降低植入装置的磁力矩,避 免由此造成的组织损伤、装置性能失效和 MRI 设备破 坏,这有利于推动人工耳蜗、心脏起搏、深脑刺激和脊神 经刺激等无线经皮刺激系统的发展。

磁性材料控制及其生物医学应用研究需要高度的学 科交叉,包括材料学、化学、工程学、机械工程、机器学习 和生物医学等。从实验室研究到真正临床应用的实现离 不开各方研究人员密切合作,必须超越原理性验证,达到 实际应用所需的性能和稳定性。

参考文献

- [1] KIM Y, PARADA G A, LIU S, et al. Ferromagnetic soft continuum robots [J]. Science Robotics, 2019, 4(33): eaax7329.
- [2] KIM Y, ZHAO X. Magnetic soft materials and robots [J]. Chemical Reviews, 2022, 122(5): 5317-5364.
- [3] ZHOU M, QI Z, XIA Z, et al. Miniaturized soft centrifugal pumps with magnetic levitation for fluid handling [J]. Science Advances, 2021, 7 (44): eabi7203.
- SRINIVASAN R, SO C W, AMIN N, et al. A review of the safety of MRI in cochlear implant patients with retained magnets [J]. Clinical Radiology, 2019, DOI: 10.1016/j.crad.2019.06.011.
- [5] LI A, LI H, LI Z, et al. Programmable droplet manipulation by a magnetic-actuated robot [J]. Science Advances, 2020,6(7): eaay5808.
- [6] MISUK V, MAI A, GIANNOPOULOS K, et al. Micromagnetofluidics: Droplet manipulation of double emulsions based on paramagnetic ionic liquids [J]. Lab Chip, 2013, 13(23): 4542-4548.
- [7] ZHAO X, KIM J, CEZAR C A, et al. Active scaffolds for on-demand drug and cell delivery [J]. Proceedings of the National Academy of Sciences, 2011, 108 (1): 67-72.
- [8] LI Y, HUANG G, ZHANG X, et al. Magnetic hydrogels and their potential biomedical applications [J]. Advanced Functional Materials, 2013, 23(6): 660-672.
- [9] PILZ DA CUNHA M, DEBIJE M G, SCHENNING A. Bioinspired light-driven soft robots based on liquid crystal polymers [J]. Chemical Society Reviews, 2020, 49(18): 6568-78.
- [10] CARPI F, BAUER S, DE ROSSI D. Stretching dielectric elastomer performance [J]. Science, 2010, 330(6012): 1759-1761.
- [11] GAO G, WANG Z, XU D, et al. Snap-buckling motivated controllable jumping of thermo-responsive hydrogel bilayers [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2018, 10(48): 41724-41731.
- [12] SITTI M. Miniature soft robots—road to the clinic [J]. Nature Reviews Materials, 2018, 3(6): 74-75.
- [13] LI Y, QI Z, YANG J, et al. Origami NdFeB flexible magnetic membranes with enhanced magnetism and programmable sequences of polarities [J]. Advanced Functional Materials, 2019, 29(44): 201904977.
- [14] LEE H, JANG Y, CHOE J K, et al. 3D-printed

programmable tensegrity for soft robotics [J]. Science Robotics, 2020, 5(45); eaay9024.

- [15] KOKKINIS D, SCHAFFNER M, STUDART A R. Multimaterial magnetically assisted 3D printing of composite materials [J]. Nature Communications, 2015, 6(1): 8643.
- [16] LIN Y, HU Z, ZHANG M, et al. Magnetically induced low adhesive direction of nano/micropillar arrays for microdroplet transport [J]. Advanced Functional Materials, 2018, 28(49): 1800163.
- [17] BONCHEVA M, ANDREEV S A, MAHADEVAN L, et al. Magnetic self-assembly of three-dimensional surfaces from planar sheets [J]. Proceedings of the National Academy of Sciences, 2005, 102(11): 3924-3929.
- [18] BARICK K C, SINGH S, BAHADUR D, et al. Carboxyl decorated Fe₃O₄ nanoparticles for MRI diagnosis and localized hyperthermia [J]. Journal of Colloid and Interface Science, 2014, 418: 120-125.
- [19] MISHRA A, DUBASH T D, EDD J F, et al. Ultrahighthroughput magnetic sorting of large blood volumes for epitope-agnostic isolation of circulating tumor cells [J]. Proceedings of the National Academy of Sciences, 2020, 117(29): 16839-16847.
- [20] PéRIGO E A, WEIDENFELLER B, KOLLáR P, et al. Past, present, and future of soft magnetic composites [J]. Applied Physics Reviews, 2018, 5(3): 031301.
- [21] WANG L, KIM Y, GUO C, et al. Hard-magnetic elastica [J]. Journal of the Mechanics and Physics of Solids, 2020, 142: 104045.
- [22] WU Z, WANG Q, HUANG J, et al. The soft NdFeB/ Ecoflex composites for soft robot with a considerable magnetostimulated shrinkability [J]. Composites Science and Technology, 2022, 217: 109129.
- [23] CHEN G, JI B, GAO Y B, et al. Towards the rapid and efficient mixing on 'open-surface' droplet-based microfluidics via magnetic actuation [J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2019, 286: 181-190.
- [24] KIM Y, GENEVRIERE E, HARKER P, et al. Telerobotic neurovascular interventions with magnetic manipulation [J]. Science Robotics, 2022, 7 (65): eabg9907.
- [25] FAN X, DONG X, KARACAKOL A C, et al. Reconfigurable multifunctional ferrofluid droplet robots [J]. Proceedings of the National Academy of Sciences, 2020, 117(45): 27916-27926.
- [26] GINSBERG D M, MELCHNER M J. Optimum geometry of saddle shaped coils for generating a uniform magnetic field [J]. Review of Scientific Instruments, 1970,

41(1): 122-123.

- [27] ABBOTT J J. Parametric design of tri-axial nested helmholtz coils [J]. Review of Scientific Instruments, 2015, 86(5): 054701.
- [28] RAHMER J, STEHNING C, GLEICH B. Spatially selective remote magnetic actuation of identical helical micromachines [J]. Science Robotics, 2017, 2(3): eaal2845.
- [29] KUMMER M P, ABBOTT J J, KRATOCHVIL B E, et al. Octomag: An electromagnetic system for 5-DOF wireless micromanipulation [J]. IEEE Transactions on Robotics, 2010, 26(6): 1006-1017.
- [30] FILGUEIRAS-RAMA D, ESTRADA A, SHACHAR J, et al. Droplet manipulation under a magnetic field [J]. JoVE, 2013 (74): e3658.
- [31] CHARREYRON S L, BOEHLER Q, KIM B, et al. Modeling electromagnetic navigation systems [J]. IEEE Transactions on Robotics, 2021, 37(4): 1009-1021.
- [32] KIM Y, YUK H, ZHAO R K, et al. Printing ferromagnetic domains for untethered fast-transforming soft materials [J]. Nature, 2018, 558 (7709): 274-279.
- [33] XU T, ZHANG J, SALEHIZADEH M, et al. Millimeterscale flexible robots with programmable three-dimensional magnetization and motions [J]. Science Robotics, 2019, 4(29): eaav4494.
- [34] CUI J Z, HUANG T Y, LUO Z C, et al. Nanomagnetic encoding of shape-morphing micromachines [J]. Nature, 2019, 575(7781): 164-168.
- [35] ZHANG J, REN Z, HU W, et al. Voxelated threedimensional miniature magnetic soft machines via multimaterial heterogeneous assembly [J]. Science Robotics, 2021, 6(53): eabf0112.
- [36] ZHAO Y, XU Z, PARHIZKAR M, et al. Magnetic liquid marbles, their manipulation and application in optical probing [J]. Microfluidics and Nanofluidics, 2012, 13(4): 555-564.
- [37] ZHANG X, SUN L, YU Y, et al. Flexible ferrofluids: Design and applications [J]. Advanced Materials, 2019, 31(51): 1903497.
- [38] RAY A, VARMA V B, JAYANEEL P J, et al. On demand manipulation of ferrofluid droplets by magnetic fields [J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2017, 242: 760-768.
- [39] HATCH A, KAMHOLZ A E, HOLMAN G, et al. A ferrofluidic magnetic micropump [J]. Journal of Microelectromechanical Systems, 2001, 10 (2): 215-221.

- [40] ZHOU M X, WU Z Y, ZHAO Y C, et al. Droplets as carriers for flexible electronic devices [J]. Advanced Science, 2019, 6(24): 1901862.
- [41] QIAN Y, WANG D, TIAN X, et al. Synthesis of urchinlike nickel nanoparticles with enhanced rotating magnetic field-induced cell necrosis and tumor inhibition [J]. Chemical Engineering Journal, 2020, 400; 125823.
- [42] PEYER K E, ZHANG L, NELSON B J. Bio-inspired magnetic swimming microrobots for biomedical applications [J]. Nanoscale, 2013, 5(4): 1259-1272.
- [43] YIM S, SITTI M. Design and rolling locomotion of a magnetically actuated soft capsule endoscope [J]. IEEE Transactions on Robotics, 2012, 28(1): 183-194.
- [44] FOROUZANDEH F, ALFADHEL A, AREVALO A, et al. A review of peristaltic micropumps [J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2021, 326: 112602.
- [45] HU W, LUM G, MASTRANGELI M, et al. Small-scale soft-bodied robot with multimodal locomotion [J]. Nature, 2018, 554(7690); 81-85.
- [46] QI Z J, ZHOU M X, LI Y, et al. Reconfigurable flexible electronics driven by origami magnetic membranes [J]. Advanced Materials Technologies, 2021, 6(4): 2001124.

作者简介



周明行,2014年于中北大学获得学士 学位,2017年于中北大学获得硕士学位,现 为天津大学精密仪器与光电子工程学院博 士研究生,主要研究方向为柔性电子技术和 柔性磁性结构控制。

E-mail: zhoumingxing@tju.edu.cn

Zhou Mingxing received his B. Sc. degree and M. Sc. degree both from North University of China in 2014 and 2017, respectively. He is currently a Ph. D. candidate at School of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering in Tianjin University. His main research interests include flexible electronics and flexible magnetic structure control.



毛燧,2021年于天津大学获得学士学位,现为天津大学精密仪器与光电子工程学院硕士研究生,主要研究方向为柔性电子技术和柔性磁性结构控制。

E-mail: maosui@tju.edu.cn

Mao Sui received his B. Sc. degree in 2021 from Tianjin University. He is currently a M. Sc. candidate at School of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering in Tianjin University. His main research interests include flexible electronics and flexible magnetic structure control.



黄显(通信作者),2004 年于天津大学 获得学士学位,2007 年于天津大学获得硕 士学位,2011 年于哥伦比亚大学获得博士 学位,现为天津大学教授,主要研究方向为 柔性电子技术和生物医学柔性电子系统。 E-mail: huangxian@tju.edu.cn

Huang Xian (Corresponding author) received his B. Sc. degree and M. Sc. degree both from Tianjin University in 2004 and 2007, respectively. He received his Ph. D. degree in 2011 from Columbia University. He is currently a professor in Tianjin University. His main research interests include flexible electronics and biomedical flexible electronic system.