



应用于生物医疗领域的磁驱连续体机器人综述

张铁山^{1,2,3}, 尚万峰^{1,2*}, 申亚京^{3*}

1. 深圳大学人工智能学院, 深圳 518060

2. 深圳大学大数据系统计算技术国家工程实验室, 深圳 518060

3. 香港科技大学电子与计算机工程系, 香港 999077

* E-mail: wfshang@szu.edu.cn; eeyajing@ust.hk

收稿日期: 2025-12-30; 接受日期: 2026-03-03; 网络版发表日期: 2026-03-27

香港研究资助局一般研究基金项目(编号: 16217424)、国家自然科学基金/研究资助局联合研究计划项目(编号: N_HKUST638/23, 62361166630)和深圳市基础研究重点项目(编号: JCYJ20241202124427037)资助

摘要 磁驱连续体机器人凭借其无线操控、运动精准及结构可小型化等优势, 在生物医疗微创介入领域具有重要意义. 与传统驱动方式相比, 磁驱动不仅能实现远程、无接触控制, 避免因机械传动带来的感染风险与操作限制, 还能在保持毫米甚至亚毫米级外形的同时, 在复杂狭窄的人体腔道(如血管、支气管、消化道等)中实现灵活导航与精细操作, 显著提升手术的安全性与可及性. 本文系统综述了磁驱连续体机器人的最新研究进展, 首先概述其结构类型, 包括嵌入永磁体、铁磁小球、微型线圈及磁性复合软材料等设计; 继而分析各类磁驱动系统, 如永磁体机械臂、成对线圈阵列、分布式电磁铁及混合驱动策略; 进一步总结其在导丝导管导航、内窥镜检查、组织力学测量、靶向给药、血栓清除及多功能集成手术平台等生物医学场景中的广泛应用; 最后, 探讨该技术当前面临的挑战, 如负载能力有限、实时导航困难、系统集成度不高与生物相容性问题等, 并展望其在当前人工智能(artificial intelligence, AI)时代材料科学、机器人学、人工智能与临床医学的深度交叉融合的未来发展方向, 以期对相关领域的研究与临床应用提供参考.

关键词 连续体机器人, 磁驱机器人, 生物医疗应用

1 引言

小型连续体机器人因其能够进入狭窄腔体, 为体内介入诊断和治疗提供了一种新的选择, 并具有恢复快、感染风险低等优势^[1~3]. 迄今为止, 小型连续体机器人已被证实可用于治疗多种疾病, 例如, 通过植入支架或电生理导管治疗心脏病^[4]、通过单孔腹腔镜修复胃和十二指肠溃疡穿孔^[5]、通过自然腔道内镜手术治

疗上颌窦疾病^[6]以及通过全脑血管造影诊断脑血管疾病^[7]等.

为了控制连续体机器人沿期望轨迹运动, 人们开发了多种驱动机制. 肌腱驱动机器人^[8~10]因其主体相对刚硬, 并通过成对缆绳驱动, 而备受学者青睐. 基于多段管状结构的肌腱驱动机器人易于建立其运动学关系, 从而可以轻松实现其姿态预测. 此外, 该类型机器人通常拥有较大内腔, 可用于输送小型手术器械, 尤其

引用格式: 张铁山, 尚万峰, 申亚京. 应用于生物医疗领域的磁驱连续体机器人综述. 中国科学: 技术科学, 2026, 56: 992–1008

Zhang T S, Shang W F, Shen Y J. A review of magnetic-driven continuum robots applied to the biomedical field (in Chinese). Sci Sin Tech, 2026, 56: 992–1008, doi: 10.1360/SST-2025-0455

有利于内窥镜手术中的多任务操作. 这种驱动方式通常可以达到 100° 的转向角, 且定位精度约为 2.0 mm . 然而, 肌腱驱动连续体机器人难以通过传统制造工艺在保持较大内腔尺寸的同时实现小型化. 为了减少末端执行器的组件数量和刚度, 并同时保持较大的工作空间, 人们提出了流体驱动机制^[11~13]作为替代方案. 尽管柔软身躯赋予流体驱动机器人友好的接触特性和优异的弯曲角度($>150^\circ$), 但由于其非线性特性, 控制系统的复杂性不断增加^[14]. 因此, 难以实现精确定位. 此外, 流体驱动机器人通常也展现出比肌腱驱动机器人更大的轮廓尺寸.

为了实现小尺寸轮廓, 人们开发了许多具有独特优势的先进材料用作驱动载体^[15,16]. 例如, 为了实现更安全、更直接的驱动, 形状记忆材料^[17,18]被广泛应用于连续体软体机器人的驱动器, 以完成特定任务, 例如, 心血管检查和鼻咽给药. 这种自变形材料可以在保持小尺寸的同时实现全身驱动. 然而, 由于其固有的滞后现象, 难以同时实现快速响应和精确定位. 此后, 磁性连续体机器人开始进入研究人员的视野. 其典型优势包括易于实现小尺寸轮廓^[19,20]、可通过简单的外部操作系统驱动^[21]以及能够进行高精度控制^[22,23], 从而能在受限空间中展现极大的灵活性. 其他驱动机制均无法同时具备这些优势. 因此, 磁响应连续体机器人在人体狭窄空间(例如, 肺部、静脉或动脉)内实施检查和治疗提供了绝佳的机会.

本综述重点关注磁性连续体机器人在生物医疗应用领域的最新进展, 旨在为读者提供当前最先进技术的全面概述, 并为未来的机器人系统设计提供参考. 首先, 本文将介绍磁性连续体机器人的结构分类. 然后, 介绍已开发的驱动系统. 随后, 阐述它们在生物医学工程领域的应用. 最后, 总结全文并提出展望.

2 磁驱连续体机器人类型

磁场是三维空间中的一种物理场, 用于描述附近施加的磁源对运动电荷、电流和磁性材料的影响. 因此, 通过控制磁场的方向和强度, 可以无线操控磁场范围内的磁性物体.

基于磁驱动原理, 近年来提出了许多无束缚的磁性机器人^[24~31]. 考虑到介入治疗的需求, 这种驱动机制也被应用于连续体机器人. 最早的磁性连续体机器

人报道是20世纪50年代的一种磁性引导临床导管, 其顶端连接有小型钢链^[32]. 随着磁性连续体机器人的发展, 目前主要集成了4种类型的磁性元件, 包括小型磁体、小型铁珠、微型线圈和磁性微/纳米颗粒.

2.1 嵌入小磁铁的连续体机器人

小型磁体是磁性连续体机器人最常用的组件. 由于永磁体具有高饱和磁化强度, 嵌入了该元件的连续体机器人能够对外部磁场产生强烈的响应.

为了理解磁性连续体机器人在外磁场驱动下的运动学特性, Peyron等人^[33]提出了一种在其末端嵌入小型磁体的连续体机器人. 基于对运动学的理解, 这种带有小型磁体的磁性连续体机器人已被应用于不同的生物医学工程场景. 例如, 通过将小型磁体集成到商用导丝的末端, 磁性连续体机器人可以被主动引导进入人体内的各种通道环境, 例如, 泌尿系统^[21]以及心血管和脑血管系统^[34]. 此外, 通过在磁性连续体机器人的顶端集成光纤阵列和微型相机, 可以利用外部磁场驱动机器人, 实现肺支气管树模型内部的内窥镜成像^[35].

而为了在磁驱动下获得更灵活的弯曲性能, 研究人员在连续体机器人的顶端集成了多个磁体. 例如, 将两个间距较小的磁体沿同一方向同轴嵌入聚合物管内, 然后集成到商用导丝的顶端, 并用微型弹簧作为连接^[20,36]. 在电磁驱动系统的引导下, 实现了高达 150° 的转向角. 通过将磁体同轴但方向相反地安装(图1(a)), 磁性连续体机器人可以利用永磁体驱动, 同时实现两种不同的曲率姿态^[23,37,38]. 采用这样的设计, 磁性连续体机器人的工作空间能得到明显的改善.

2.2 嵌入小铁珠的连续体机器人

由于自身的磁性特性, 基于小型磁体的连续体机器人需要远离其他具有铁磁性的工具, 否则会跟其他铁磁性手术工具依附在一起, 这造成了使用不便和安全存放的问题. 为了解决这一问题, 研究人员开始考虑使用不带磁性的小型铁磁性物体来作为替代. 尽管通常其磁响应强度相比同体积永磁体较低, 但可以通过适当增大外源驱动磁场强度来做补偿. 此外, 嵌入此类自身无磁性物体的机器人通常只会在受到外源磁场刺激时才展现磁响应特性, 一旦撤掉外磁场则不会对附近其他工具产生任何影响, 从而一定程度上提高

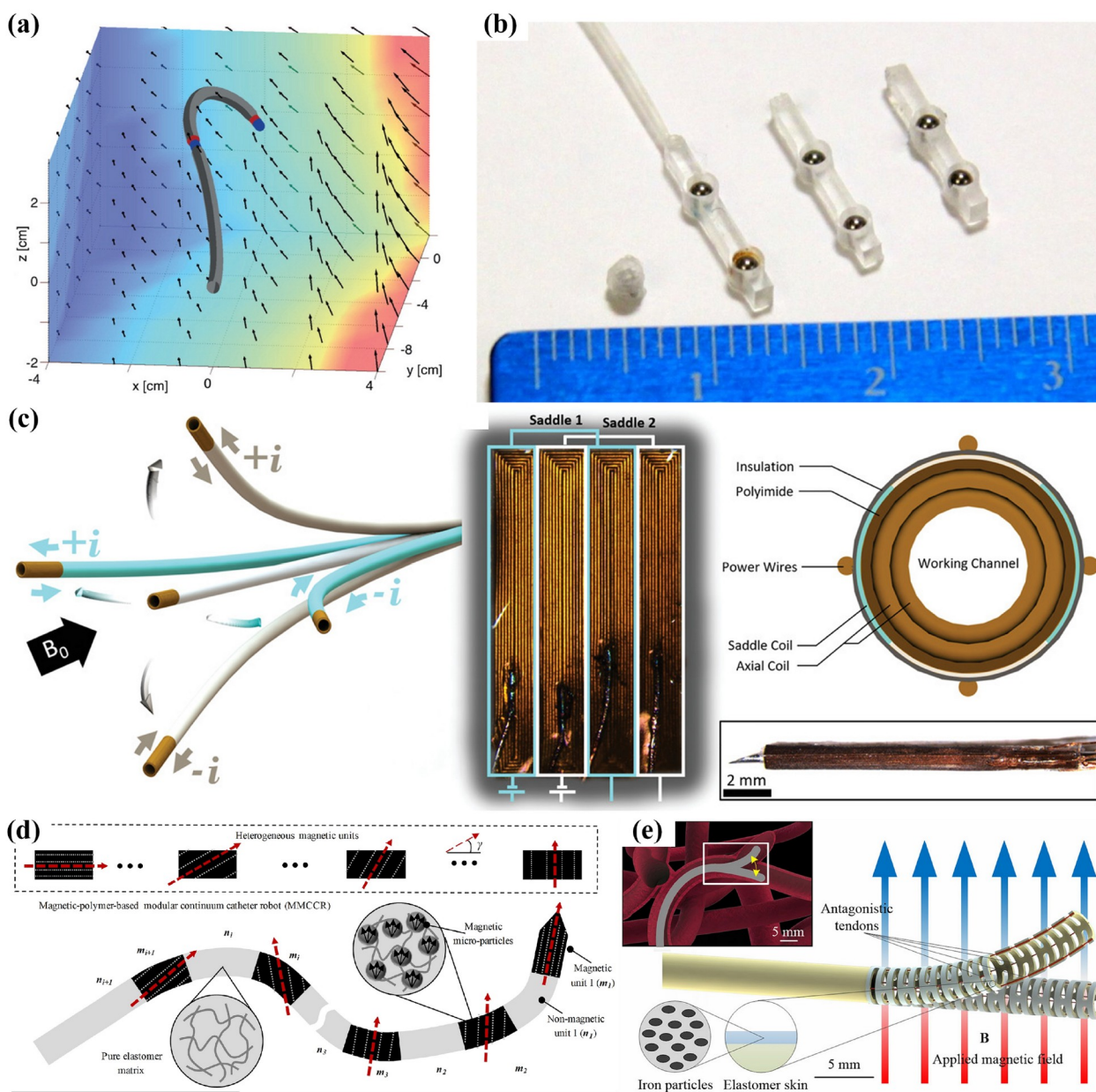


图 1 (网络版彩图)磁驱连续体机器人的分类. (a) 集成两个反向排列磁体的连续体机器人^[37], Copyright©2017, Sage Publications. (b) 嵌入两个小型铁球的连续体机器人^[41], Copyright©2011, John Wiley and Sons. (c) 嵌入两组微型线圈的连续体机器人^[43], Copyright©2022, John Wiley and Sons. (d) 基于磁性微粒的具有多个可编程磁化段的连续体机器人^[51], Copyright©2023, MDPI (Basel, Switzerland). (e) 结合磁性聚合物皮肤和肌腱驱动机制的连续体机器人^[56], Copyright©2021, John Wiley and Sons

Figure 1 (Color online) Classification of magnetic continuum robots. (a) Continuum robot integrated with two magnets arranged in the opposite direction^[37], Copyright©2017, Sage Publications. (b) Continuum robot embedded with two small ferromagnetic spheres^[41], Copyright©2011, John Wiley and Sons. (c) Continuum robot embedded with two groups of micro coils^[43], Copyright©2022, John Wiley and Sons. (d) Continuum robot with multiple programmed magnetization segments based on magnetic micro-particles^[51], Copyright©2023, MDPI (Basel, Switzerland). (e) Continuum robot combining magnetic polymer skin and tendon-driven mechanism^[56], Copyright©2021, John Wiley and Sons.

了其存放安全性.

例如, 为了实现血管内导管的实时导航和定位, 研

究人员在商用导丝的尖端嵌入了一个小型铁珠^[39]. 此外, 研究人员还在经食道超声心动图检测机器人的尖

端安装了一个由坡莫合金材料制成的小型球^[40]。借助外部电磁铁和磁传感器, 可以获取机器人尖端在操作过程中的位置。

为了在磁场下获得更大的驱动磁力, 研究人员在导管的尖端集成了两个小型铁珠^[41](图1(b)). 尽管会因为偶极-偶极相互作用产生一定的不良影响, 但可以通过优化球体之间的距离来平衡这种副作用, 并同时实现尖端尺寸最小化。

2.3 集成小线圈的连续体机器人

尽管通过在尖端嵌入小型磁铁或铁珠而制成的连续体机器人已取得了丰硕的成果, 但由于尖端磁化效果已固定, 只能通过改变外部磁场源来实现操控。考虑到在磁共振扫描仪下导航的临床场景, 由于产生的磁场强度通常极大(数特斯拉), 铁磁性物质均会受影响。而该磁场无法在大范围内调节, 否则会牺牲一定的成像性能。因此, 上述两种磁性连续体机器人将在此场景中失去一定的机动性。

为了解决这个问题, 研究人员提出了一种在连续体机器人尖端集成电磁线圈的方法。通过调节线圈的输入电流, 可以在机器人尖端产生可控的电磁场, 从而在给定的磁场下实现运动控制。

作为初步研究, 电磁线圈以轴向方向被集成到连续体机器人的尖端。例如, 一个安装该类型线圈的改良导管拥有约为2 mm直径的末端轮廓^[42]。在分支血管模型中的导管插入效率比较实验中, 磁性导管的性能优于手动操作。然而, 由于导管尖端仅能产生轴向可控的电磁场, 因此只有当连续体机器人的轴线不沿外部均匀磁场方向时, 才能获得弯曲扭矩。

考虑到使用磁共振设备的常规检查流程, 患者通常沿磁共振设备管腔的轴向平躺, 这意味着体内大部分通道环境的轴向与设备相同。为了实现沿磁共振设备轴向插入的导管/导丝的运动控制, 需要在机器人尖端侧面集成成对的电磁线圈。例如, Phelan等人^[43]提出了一种基于洛伦兹力的微导管, 该导管由商用磁共振成像设备驱动(图1(c)). 通过在机器人尖端安装两对线圈, 可以驱动微导管实现两自由度弯曲运动。此外, 轴向线圈和侧向线圈的结合方案也已被提出与连续体机器人集成^[44], 这种多线圈磁连续体机器人能够被操控以进入更狭窄的体内通道环境。

2.4 嵌入铁磁颗粒的连续体机器人

由于铁磁物体和电磁线圈的相对刚性, 上述磁性连续体机器人无法展现足够柔软的本体, 从而在生物医学应用中难以实现更友好的交互。

近年来, 微/纳米级铁磁性颗粒已被广泛用于构建磁性连续体机器人。通过将微/纳米级颗粒分散在软聚合物基体中形成磁性弹性体, 并将弹性体集成于尖端, 即可获得完全柔软的连续体机器人本体。

一种常见的策略是, 将包含均匀分散铁磁性微/纳米颗粒的磁性弹性体尖端实施沿轴向磁化^[45,46], 该磁性连续体机器人可以成功进入各种受限通道环境。为了提高磁性弹性体尖端的弯曲性能, 研究人员还提出了进一步优化磁性颗粒分布状态的方法。例如, 通过将磁性颗粒的体积分数设计成从尖端到后部呈梯度递减的趋势, 所获得的磁性连续体机器人可以达到更大的工作空间^[47]。

此外, 为了在磁场驱动下实现更复杂的机器人姿态, 研究人员也找到了不同的解决方案。一方面, 通过沿连续曲线对磁性弹性体尖端的磁化方向进行编程, 所构建的机器人可以被驱动以轻松实现自定义形状^[48-50]。另一方面, 受多磁体集成策略的启发, 也可以利用多个软磁段来构建磁性连续体机器人。通过对多个磁段进行自定义磁化, 所获得的磁性连续体机器人可以展现更长身体段的姿态控制, 从而有利于在特定通道环境中实现自适应导航^[29,51,52](图1(d))。

2.5 采用复合驱动方式的磁性连续体机器人

在磁场驱动的基础上, 集成其他驱动策略的连续体机器人也被相继开发以获得更全面的性能。

Li等人^[53]将同心管机器人的概念与磁性连续体机器人相结合, 提出了一种新型磁驱连续体机器人。通过同心组装两个磁连续体机器人, 不仅可以实现更多样化的姿态, 而且当改变两个磁性尖端之间的相对位置时, 还可以在在一定程度上调节刚度。

此外, 通过集成智能材料, 磁连续体机器人也可以获得可调节的身体刚度。通过在机器人本体中嵌入形状记忆聚合物弹簧^[54]或低熔点合金^[55], 磁连续体机器人既可以呈现易于被磁场驱动的软件状态以实现弯曲, 也可以呈现刚体状态以锁定机器人的姿态并输出较大的交互力。

为了缓解现有连续体机器人在小尺寸、柔性驱动、大运动范围、高精度和小动态误差等特性方面所存在的矛盾, Zhang等人^[56]报道了一种采用3D打印技术制造的毫米级软体连续体机器人(图1(e)). 通过在镂空的腱驱骨架外表面涂覆一层薄的铁磁弹性体层, 该软体连续体机器人集成了混合驱动(肌腱驱动和磁驱动模式), 实现了大角度(高达100°)转向和高精度(静态定位精度低至2 μm)微操作. 该机器人还实现了10 μm 的超低动态跟踪误差, 比前期技术提高了30倍. 结合微针/刀片或鼻咽拭子, 该机器人展现出在多种生物医学应用方面的潜力, 例如, 向目标组织注射药物、切除病变组织以及鼻咽拭子采样.

简而言之, 与其他驱动机制相比, 磁性连续体机器人具有易于小型化、可远程操作、更大的工作空间和更高的操控精度等优点. 因此, 磁性驱动更适合作为引导连续体机器人进入人体受限通道环境的核心驱动机制.

3 连续体机器人磁驱方式

随着磁性连续体机器人的发展, 相应的驱动系统或方法研发也获得了丰硕成果. 通过归类分析, 现有的磁性驱动方法大致可以分为4类, 包括永磁体驱动、成对线圈驱动、分布式电磁铁驱动和组合型驱动系统.

3.1 永磁体驱动方式

永磁体是一种常用的磁场源, 它可以对位于磁场范围内的任何铁磁性物体产生磁力和磁力矩, 从而控制其运动. 为了实现磁性装置的主动控制, 永磁体本身需要具备一定的运动能力, 或者经过特殊集成方式以产生可控磁场.

赋予永磁体更多运动自由度的常用策略是将永磁体直接集成到机械臂的末端^[22](图2(a)). 利用其在三维空间中的6个自由度, 可以控制磁性装置实现平移和/或旋转运动. 然而, 由于固定方式的限制, 无法实现磁场的全方位施加. 为了解决这个问题, 研究人员将一个具有3个旋转自由度的球形磁体安装在机械臂的末端^[57]. 通过这种设计, 磁场可以实现空间中六自由度施加. 随后, 为了获得高频可变磁场, 研究人员通过旋转电机将磁体连接到机械臂上^[58]. 在磁场的引导下,

磁性装置可以实现连续旋转运动模式或振动运动模式. 类似地, 研究人员提出了一种双旋转磁体系统, 以实现磁性机器人的螺旋滚动运动, 从而提高其在通道环境中的运动效率^[25].

除了采用单个永磁体的磁驱动系统外, 研究人员还提出了其他采用多个磁体的系统以实现更多维度的运动控制或更大的运动空间^[59~66].

3.2 成对线圈驱动方式

此处的线圈指的是不包含铁磁芯的电磁铁, 当输入电流激活时, 能够产生可控的磁场. 成对线圈是由一组对称排列的电磁铁组成, 它们在中心区域产生复合磁场. 这也是一种常用的磁性机器人驱动方式.

例如, 为了获得平面内任意方向的磁场, 可以将两对空心电磁线圈正交组装^[67]. 而如果把3对线圈正交排列, 则可以获得可控的空间方向磁场^[68].

在线圈半径等于间距的尺寸设计下, 可以建立一种称为亥姆霍兹线圈的特殊成对线圈. 利用亥姆霍兹线圈, 可以在中心区域产生均匀磁场. 例如, 通过正交组装3个不同直径的亥姆霍兹线圈, 即可获得可控的三维均匀磁场^[69](图2(b)). 通过控制线圈产生可编程和可控的磁场, 一种基于低熔点合金的多刚度嵌套式协同磁连续体机器人可被引导走过各种路径, 包括典型的L形、S形和U形轨迹. 而在功能集成方面, 当配备形状记忆合金夹爪时, 该连续体机器人能够在复杂的通道中稳定、精确地抓取物体.

此外, 如果将间距设计为线圈半径的1.7倍左右, 则可以构建另一种称为麦克斯韦线圈的经典线圈系统, 可以在中心区域产生均匀的磁场梯度^[70]. 此外, 通过组合不同类型的成对线圈, 可以开发出更多具体的应用场景. 例如, 为了实现血管内磁性机器人的三维运动和钻孔模式, 研究人员将三个亥姆霍兹线圈和一个麦克斯韦线圈固定组装在一起, 并搭配另一个旋转的麦克斯韦线圈^[71]. 此外, 通过集成一对亥姆霍兹线圈和麦克斯韦线圈以及两对鞍形旋转线圈, 可以控制磁性装置在中心圆柱空间内实现三维运动^[72]. 临床磁共振成像设备也采用了类似的组合3种成对线圈的设计.

3.3 分布式电磁铁驱动方式

众所周知, 根据电磁铁的磁场产生原理, 插入软磁

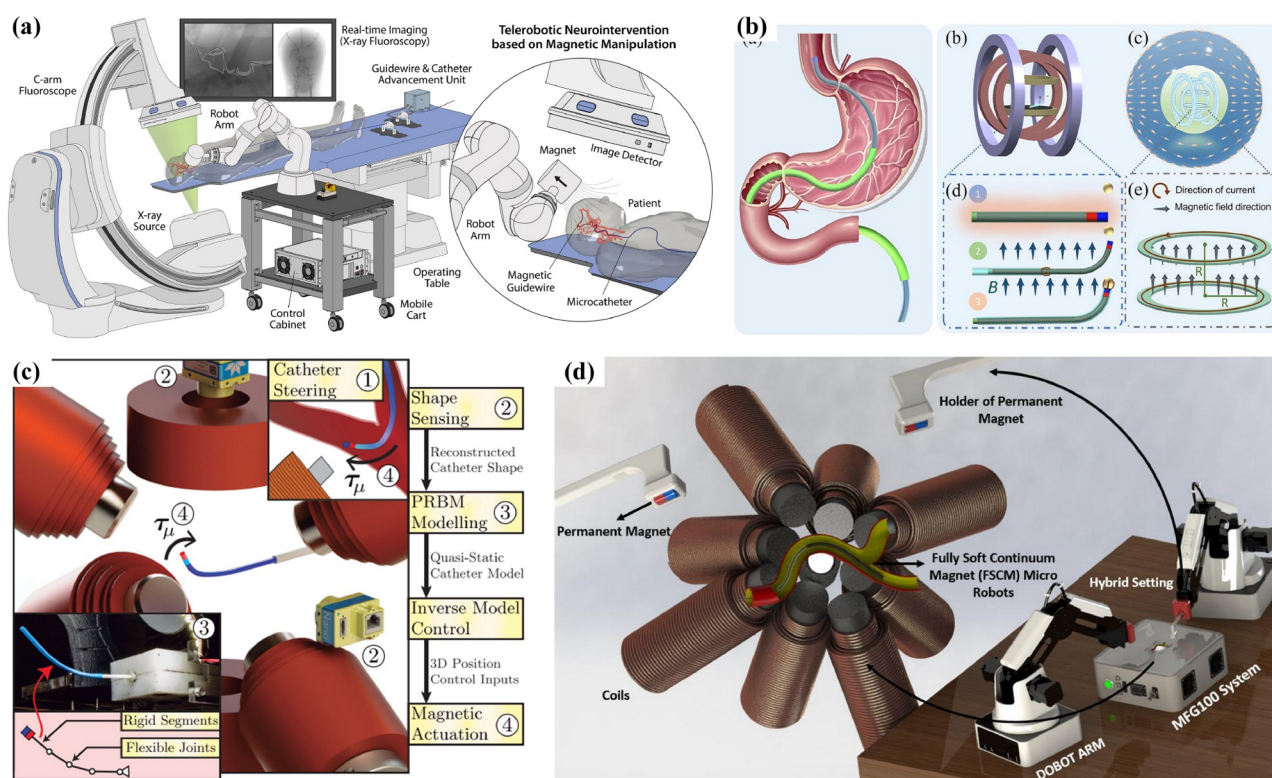


图 2 (网络版彩图)连续体机器人磁驱动系统的分类. (a) 基于永磁体的磁性连续体机器人导向系统^[22], Copyright©2022, The American Association for the Advancement of Science. (b) 利用亥姆霍兹线圈驱动磁性连续体机器人的系统^[69], Copyright©2025, Springer Nature. (c) 基于分布式电磁铁的磁性连续体机器人导航系统^[78], Copyright©2019, IEEE. (d) 结合分布式电磁铁和机械臂搭载永磁体的混合驱动系统, 用于控制磁性连续体机器人^[83], Copyright©2023, IEEE

Figure 2 (Color online) Classification of magnetic actuation system for continuum robot. (a) Permanent magnet-based actuation system for guiding magnetic continuum robot [22], Copyright©2022, The American Association for the Advancement of Science. (b) A Helmholtz coil system utilized to actuate magnetic continuum robot [69], Copyright©2025, Springer Nature. (c) Distributed electromagnet-based actuation system for navigating magnetic continuum robot [78], Copyright©2019, IEEE. (d) Hybrid actuation system combining distributed electromagnets and robotic arm-supported magnets for controlling magnetic continuum robot [83], Copyright©2023, IEEE.

芯可以增强磁场的强度和梯度. 因此, 带有磁芯元件的电磁铁也常被用于驱动磁性机器人.

作为代表性系统, OctoMag利用分布在工作空间周围的8个电磁铁, 实现了位于工作空间内的磁性机器人的五自由度运动控制^[73]. 类似地, 许多其他具有不同数量分布式电磁铁的驱动系统也被研发出来, 以实现磁性机器人的三维运动控制^[74-76]. 然而, 所有这些系统的工作空间仍然有限. 为了改善这一性能, 研究人员采用了Delta机构来集成3个电磁铁, 最终实现了直径超过200 mm的工作空间^[77].

此外, Sikorski等人^[78]提出了一种用于磁驱动导管在血管内三维运动位置控制的模块化框架(图2(c)). 其利用由移动电磁铁阵列BigMag提供的外部磁场对磁性导管进行偏转引导. 进一步采用伪刚体建模方法构

建了导管的逆模型闭环位置控制器, 而形状反馈由立体视觉获取的导管轮廓三维点云重建而成. 在一系列实验后, 验证了该框架的最佳控制性能指标为平均误差0.57 mm和均方根误差0.77 mm.

尽管工作空间有所改善, 但仍然不足以支持对整个人体进行临床应用. 一种解决方案是将可移动的病床与这些驱动系统的中央工作空间相结合, 使病变区域完全暴露. 另一种解决方案是提高驱动系统的灵活性. 最简单的例子是将电磁铁直接连接到机械臂的末端^[79]. 这样, 磁性连续体机器人所在的驱动磁场则可通过控制机械臂的位置和姿态来实现. 理论上, 磁场工作空间可以扩展到机械臂的范围. 之后, 通过将3个机械臂支撑的电磁铁集成在一起, 可以建立更复杂的组合磁场^[80]. 除了针对三维运动空间的磁驱动系统之

外, 还有一种系统专注于在更大的工作空间内实现磁性连续体机器人的平面运动控制^[81].

3.4 复合驱动系统

为了实现某些特定目标, 研究人员开始将不同的磁驱动系统组合在一起.

例如, 通过将一个可旋转的球形磁铁安装到Delta-Mag系统的移动平台上, 不仅可以利用Delta机构改变磁铁的位置, 还可以通过向3个电磁铁施加可编程电流来调整磁铁的方向^[82]. 因此, 可以在三维空间中控制磁性机器人的六自由度运动. 此外, 基于另一种分离式集成策略, 研究人员引入了两个由机械臂支撑的磁铁和一个分布式电磁铁系统, 构建了一个混合驱动系统^[83](图2(d)). 借助该混合驱动系统, 能够有效实现磁性连续体机器人的整体形状塑造, 从而获得软体连续体机器人更复杂的姿态控制效果, 并最大限度地减少与周围环境的接触(机器人身体曲线与管道中心线的平均距离为1.24 mm).

总之, 为了在特定应用场景下控制磁性机器人, 人们提出了多种类型的磁驱动系统. 然而, 为了在受限通道环境中实现用于介入治疗的磁连续体机器人控制, 以进行导航和功能操作, 在考虑高精度操作之前, 足够大的工作空间是首要要求.

4 磁驱连续体机器人的生物医疗应用

近年来, 为了探索磁驱连续体机器人在临床医疗领域的应用可能, 研究人员在多种导管、导丝和柔性模拟管的尖端集成了磁性元件并用于磁控导向. 这些集成装置可以被外部磁场引导实现不同的偏转方向, 从而在提高灵活性和精确度方面取得了显著成效.

4.1 磁驱导丝导管

作为早期尝试, 小型磁铁被直接安装在导丝前端以实现主动可控导向. 例如, 在Krings等人^[84]开展的一项研究工作中, 一个2 mm长的小型永磁体集成于直径约为0.36 mm的商用导丝前端, 用于对比外磁场引导介入与纯人工介入操作的效率与精准性. 而Yang等人^[85]提出了一种由刚性轴和柔性尖端组成的磁性可控导丝. 通过聚二甲基硅氧烷外壳与镍钛合金丝的内芯实现了导丝尖端的刚度平衡, 从而避免了操作过程中的

断裂风险. 此外, 为了获得更大的变形能力以及更好的姿态预测效果, Jeon等人^[20,36]提出了一种由硅胶(polydimethylsiloxane, PDMS)载体、两个钕铁硼磁体和一个连接微弹簧组成的磁性导丝. 该原型导丝具有较大的变形能力, 最大角度可达132.7°, 并在二维和三维血管模型中评估时表现出良好的性能.

为了提高导丝的柔性并获得全身姿态的可控表现, Kim等人^[19]提出了一种基于磁性弹性聚合物的亚毫米级铁磁软导丝(图3(a)). 该导丝通过印刷/挤出或注塑成型方法制成, 并同时使用脉冲磁场实现软弹性导丝的磁化编程. 随后, 该团队进一步提出了一种磁控导丝辅助介入系统, 主要包括磁性导丝、带有永磁铁的机械臂、一组电动线性驱动器和远程控制台. 其分别在人体神经血管模型和猪肱动脉等体外和体内环境验证了该磁性导丝在狭窄和弯曲的血管路径中的精确导航能力^[22].

而在磁性可控导管的研制方面, Settecase等人^[86]通过在商用导管表面缠绕螺线管获得了一种可操控导管, 其可在磁共振成像设备引导下进行远程操控和监测. 考虑到单线圈设计无法在对称轴方向上产生扭矩, 导致驱动奇异性. Liu等人^[44]将一个三轴线圈缠绕在商用圆柱形导管上, 用于核磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)导航. 其中z轴线圈为螺线管线圈, 而x轴和y轴线圈则是由亥姆霍兹线圈改进得到的两个正交线圈. 通过施加高达100 mA的直流电流, 该导管可以实现任意三维偏转, 并成功地引导其通过三维血管模拟体迷宫. 此后, 该团队还进一步研发了嵌入两组三轴线圈的MRI驱动可转向导管以实现更多可控姿态^[87].

为了赋予磁驱导管的身体刚度变化特性, 以提高其在微创手术中的灵活性. Piskarev等人^[88]研发了一种基于导电形状记忆聚合物的可变刚度双节磁性导管(图3(b)). 该导管中聚合物成分同时展现了加热器、温度传感器和变刚度基底的功能. 该团队展示了在20 mT外部磁场下, 直径为2.0 mm的多段式可变刚度磁驱导管的可控弯曲以及选择性驱动.

4.2 磁驱诊断工具

除了介入手术外, 用于病理区域原位检查的磁控内窥镜也得到了广泛发展. 在早期研究中, 为了减少传统内窥镜在胃肠道中因不当前推力导致的患者不适或创伤, 一款在末端集成了小型永磁体的柔性磁驱内

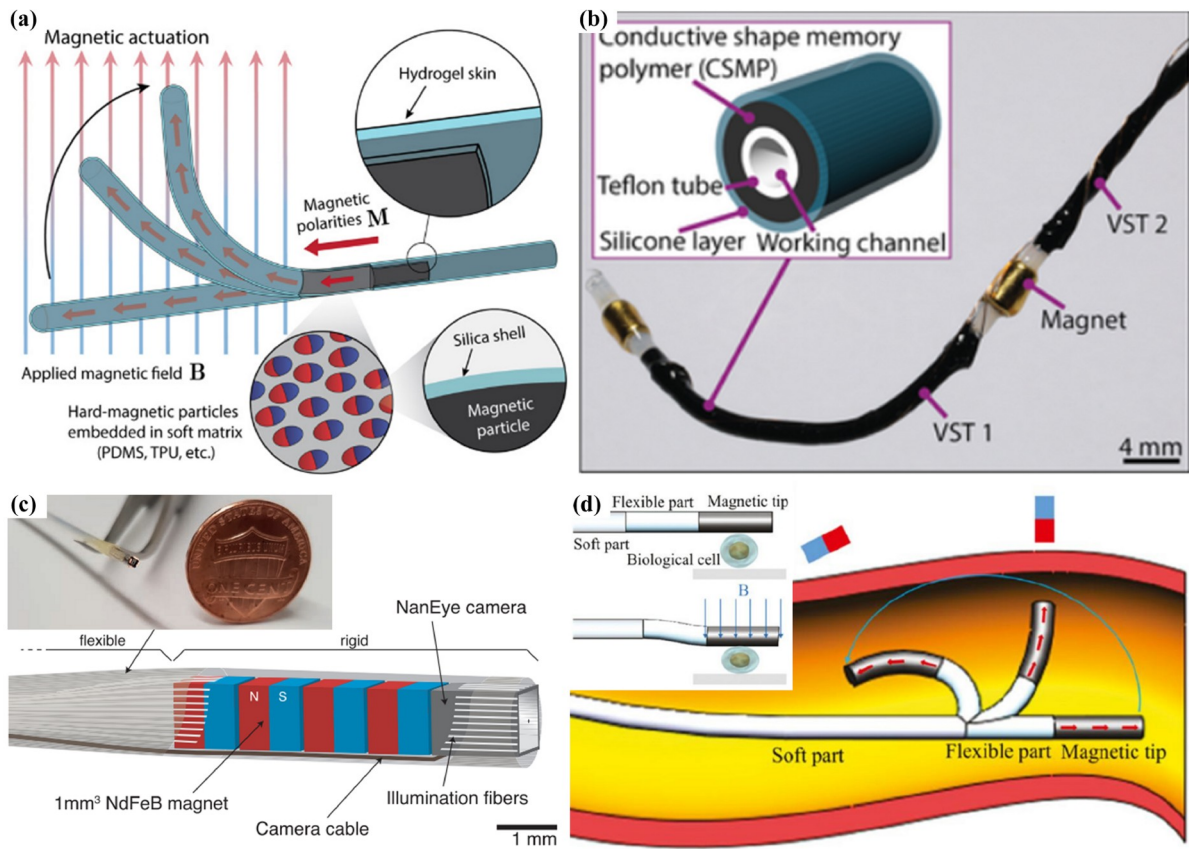


图 3 (网络版彩图)用于实现诊断目标的磁性连续体机器人. (a) 采用磁性聚合物本体的磁性连续体机器人作为可导向导丝^[19], Copyright©2019, The American Association for the Advancement of Science. (b) 内置两个磁体的磁性连续体机器人作为可控导管^[88], Copyright©2022, John Wiley and Sons. (c) 集成小型磁体的磁性连续体机器人作为内窥镜^[35], Copyright©2018, World Scientific Publishing Co Pte Ltd. (d) 带有磁性聚合物尖端的磁性连续体机器人可用作原位测量工具^[93], Copyright©2023, Compuscript

Figure 3 (Color online) Magnetic continuum robots for achieving diagnostic goals. (a) Magnetic continuum robot with magnetic polymer body served as steerable guidewire ^[19], Copyright©2019, The American Association for the Advancement of Science. (b) Magnetic continuum robot embedded with two magnets served as controllable catheter ^[88], Copyright©2022, John Wiley and Sons. (c) Magnetic continuum robot integrating small magnet served as endoscope ^[35], Copyright©2018, World Scientific Publishing Co Pte Ltd. (d) Magnetic continuum robot with magnetic polymer tip served as *in situ* measuring tool ^[93], Copyright©2023, Compuscript.

窥镜平台被提出^[89,90]. 通过操纵外部机械臂所搭载的永磁体磁源, 该磁性内窥镜能被控制实现胃肠道内的运动与病理检查功能. 尽管其漏检率高于传统内窥镜, 但在运动精准性上有明显提升, 展现了更高的操作安全性. 在此基础上, 研究人员通过优化设计提出了一系列性能改进型磁驱内窥镜. 例如, 通过改进末端布局以缩小尺寸、集成定位模块以获取更精确的实时位姿、或是改进照明条件以实现更清晰的内窥成像效果等^[91,92].

尽管上述磁驱内窥镜实现了相应性能的提升, 但其末端的轮廓尺寸仍维持在厘米尺度, 难以进入体内

更为狭窄的病例区域进行检查. 为了克服该难题, 研究人员研发了一款基于光纤阵列和定制微型相机的磁性微型内窥镜, 其轮廓直径仅为约2 mm^[35](图3(c)). 该内窥镜原型装置已证实能够灵活地到达第四和第五级支气管. 此外, 该团队还针对操控性能的增强, 提出了相应的控制算法以实现持续估计磁性内窥镜对驱动磁场变化的响应. 系列实验表明该方法能够在不同的初始条件下实现跟踪轨迹的平均误差仅为为轨迹长度的1.8%.

除了通过内窥影像方式对病理区域实现表现面貌检查之外, 针对病理组织的力学性能测量也是较为重

要的一种原位检查方式。尤其对于一些无明显表现形态改变的病理源, 通过识别该位置的组织力学性能变化, 能辅助医护人员实现精确诊断和早期诊断。在该领域, 也有磁性连续体机器人的丰富贡献。例如, Liu等人^[93]提出了一种力控软体连续体机器人, 其末端执行器采用磁性聚合物材料, 用于测量生物力学特性。该机器人的磁驱动系统包含一组用于产生振荡磁场以克服介入摩擦力的亥姆霍兹线圈和一个负责控制方向并提供前进所需的牵引力的外部永磁体。该磁性末端执行器上的力-位移关系通过一根已知弹性系数的软杆进行校准。实验结果表明, 该磁性软体连续体机器人成功实现了对生物胚胎的操控和刚度测量(图3(d))。

4.3 磁驱治疗工具

在病理确诊之后, 进一步实现针对性的治疗就成了下一个目标。为了实现闭塞性周围血管疾病的治疗, Yang等人^[94]开发了一种集成了微型磁性钻头的连续体机器人。其不仅能在定向磁场的作用下实现可控弯曲, 从而在复杂的血管系统中导航, 还能在旋转磁场的作用下展现机械钻孔功能, 从而顺利通过具有闭塞性病变的血管堵塞区域。该工作还探索了磁控与超声成像的集成驱动系统, 通过实验验证了磁控钻头连续体机器人的灵活操控能力和有效的疏通功能。此外, 引入的超声成像模式大大降低了传统导管介入术的辐射风险。

在此基础上, 上述研究团队进一步提出了一种亚毫米级磁驱动软性可旋转尖端微导管, 旨在进入微小血管, 并为血栓治疗提供高效、微创的治疗干预^[95](图4(a))。该磁性微导管的可旋转尖端可以通过旋转运动来辅助实现更高效的主动转向, 从而提高了其在复杂分叉环境下的导航能力和速度。此外, 该磁性微导管还展现了其在血栓治疗方面的高效潜能。一方面, 通过尖端的旋转扰流加速溶栓药物与血栓的相互作用, 另一方面, 通过高速旋转实现针对血栓的机械分解与碎片回收。

除了体内狭窄受限病理的治疗之外, 体表的一些疾病诊治也需要精细操作来达到目标。这里以视网膜疾病为例, 此类疾病是全球范围内导致视力丧失的主要原因。由于药物难以扩散到视网膜活性成分, 基因疗法和干细胞再生等新型疗法需要将药物注入视网膜下腔。而视网膜下注射是一项难度高、风险大的手术。

为了完成这一目标, Charreyron等人^[96,97]提出了一种柔性磁性微导管进行药物输送(图4(b))。通过操作人员与控制算法的协同控制, 导管尖端能够实现精准定位, 从而能够以更高的效率将低剂量的治疗药物精确输送到视网膜上的靶点。测试结果显示, 由一名未经培训的操作人员进行视网膜下注射操作, 成功率达到93%, 并能够将药物精准输送到均匀分布在视网膜上的43个目标点。与刚性工具相比, 该柔性磁性微导管具有更高的灵活性和显著的安全性优势, 同时保持了微米级精度、消除手部震颤和远程操控等优点。

4.4 磁驱多功能手术平台

具有主动导向功能的微型磁性连续体机器人不仅展现了极高的可操控性, 也展现了其进行远程操作的无限潜力, 从而一定程度上降低了外科医生的辐射暴露风险。因此, 为了实现更为高效的诊疗一体化操作, 基于磁场驱动的多功能手术平台也得到了广泛的研究。

为了实现针对血管炎疾病的诊治, Liu等人^[98]研发了一种多功能集成的热拉伸聚合物多通道连续体机器人。该多通道连续体机器人的不同通道被独立设计用于特定功能, 从而实现了多线程操作。基于该连续体机器人, 血管内的实时温度变化能被高分辨率地感知和监测, 并可进行靶向药物递送和神经电刺激以实现原位治疗。该团队在离体蛙坐骨神经内进行了体外实验, 验证了其所描述的诊治一体化效果。

上述工作虽然展现了原位诊疗的潜力, 但却只能借助外部医疗影像技术来实现对机器人的实时位置追踪。为了减少多功能手术平台对外部影像设备的依赖, 在机器人内部集成内窥功能将是一个必然趋势。例如, Fu等人^[99]研发了一种多功能磁性导管机器人, 该机器人具备磁驱动转向、三轴力传感功能以及内窥镜搭载能力。基于高精度力传感性能, 该机器人在搭载内窥镜后, 能够在支气管内实现有效导航并对肺结节进行原位成像和触诊操作, 展现了其有效的病理组织诊疗能力。

为了降低连续体机器人在经腔手术中与腔壁的相互作用导致的摩擦或损伤, Mao等人^[100]提出了一种毫米级磁性连续体机器人(图4(c))。该机器人主要包含一个用于保持稳定的固体状骨架和一个用于推进的柔性组件, 可实现自主塑形。该骨架基于低熔点合金, 可通过相变实现自身刚度变化。与此同时, 通过可编程磁场

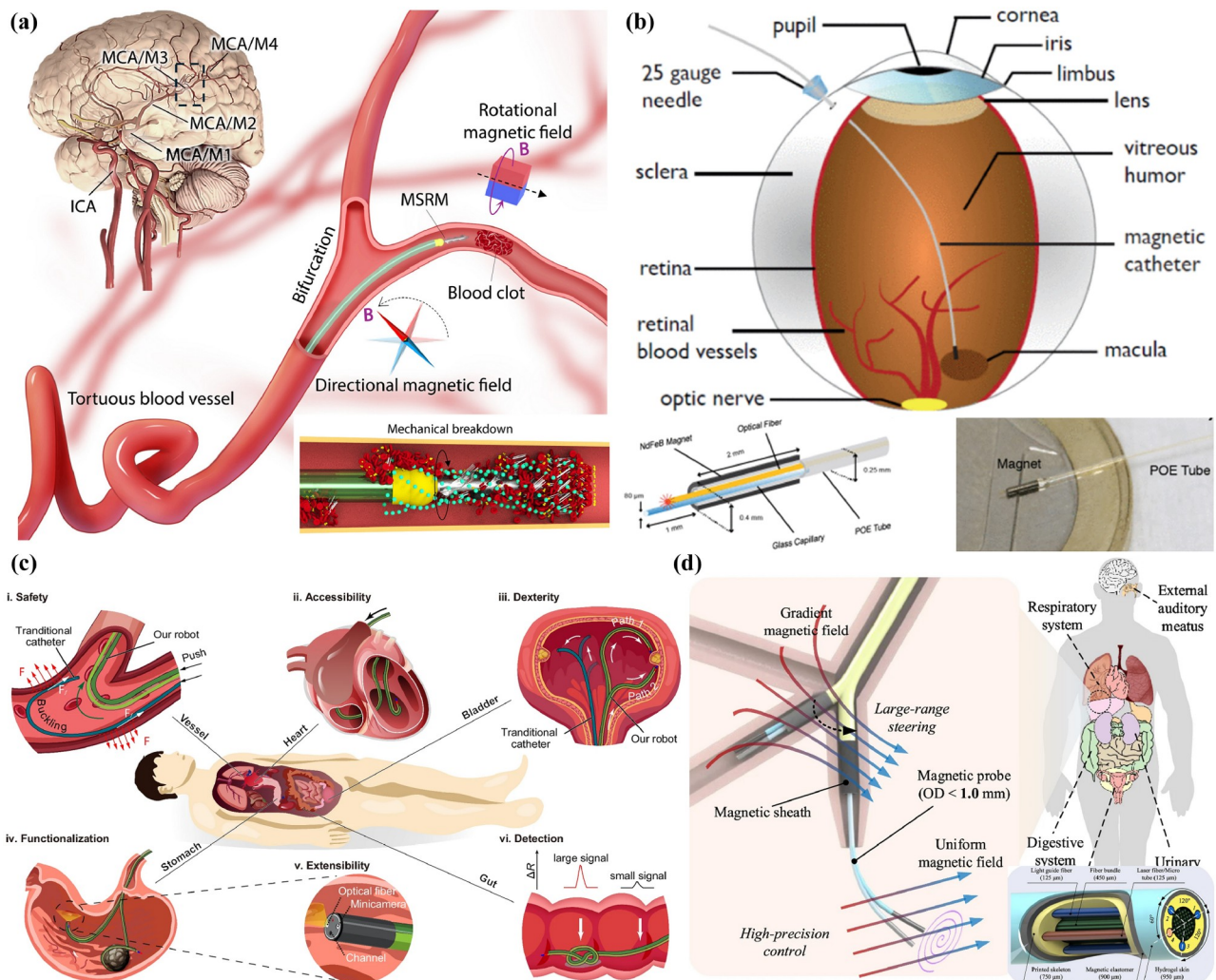


图 4 (网络版彩图)用于实现治疗目标的磁性连续体机器人. (a) 集成钻头的磁性连续体机器人, 用于治疗血栓^[95], Copyright©2025, The American Association for the Advancement of Science. (b) 嵌入激光光纤的磁性连续体机器人, 用于治疗玻璃体视网膜黄斑^[96,97], Copyright©2017, IEEE/Copyright©2021, IEEE. (c) 集成商用内窥镜的磁性连续体机器人, 用于完成复杂的外科手术操作^[100], Copyright©2024, Springer Nature. (d) 集成光纤阵列的磁性连续体机器人, 用于实现高精度内窥镜手术^[102], Copyright©2024, Springer Nature

Figure 4 (Color online) Magnetic continuum robots for achieving treatment goals. (a) Magnetic continuum robot integrating drilling tip for treating blood clot ^[95], Copyright©2025, The American Association for the Advancement of Science. (b) Magnetic continuum robot embedded with laser fiber for treating vitreoretinal macula ^[96,97], Copyright©2017, IEEE/Copyright©2021, IEEE. (c) Magnetic continuum robot integrating commercial endoscope for accomplishing complex surgical manipulations ^[100], Copyright©2024, Springer Nature. (d) Magnetic continuum robot integrating optical fiber array for achieving high-precision endoscopic operations ^[102], Copyright©2024, Springer Nature.

的精确控制, 该机器人可实现循环延伸运动. 在搭载内窥镜后, 该机器人能执行复杂内窥手术操作. 此后, 该团队还进一步提出了具备3个独立引导器的连续体机器人系统, 其中各个引导器的多自由度运动可通过分段刚度调节进行精确且顺序的控制^[101]. 这种结构有助于实现多功能手术操作, 包括靶向递送、精确涂覆、抓取以及在复杂环境中清除障碍物.

尽管上述多功能手术平台展现了优异的原位诊疗操作能力, 但其末端轮廓仍然较大, 无法进入体内直径小于2.0 mm的狭窄病变区域, 例如, 肺末端支气管和输卵管. 为了应对此挑战, Zhang等人^[102]研发了一种基于光纤的连续体机器人, 该机器人在亚毫米轮廓内集成了成像、高精度运动和多功能操作能力(图4(d)). 通过微尺度3D打印和磁喷涂技术, 该连续体机器人实现了

0.95 mm直径的超薄外形,并展现出优异的内窥成像性能。此外,该机器人还展现出卓越的运动精度(小于30 μm),从而可通过高精度轨迹扫描实现成像区域约25倍的扩大。最后通过离体实验,该团队验证了所研发连续体机器人在狭窄通道(例如,肺末端支气管)中的实用性,并验证了其执行包括采样、药物输送和激光消融在内的多功能操作的能力。

5 结论与展望

5.1 技术发展现状与核心优势

磁驱动连续体机器人凭借其结构小型化、操控无线化及运动精准化的核心优势,已成为生物医疗领域,特别是狭窄腔道介入诊疗中极具前景的技术方向。本文系统综述了该领域的最新进展,主要结论如下。

在机器人结构类型方面,从嵌入离散的永磁体、铁磁小球,到集成微型电磁线圈,再到采用磁性颗粒复合软材料,磁性连续体机器人的设计呈现出从刚性、半柔性到全软体的发展趋势。其中,基于磁性颗粒编程和智能材料复合的构型,为实现更优的生物相容性、复杂运动模式及环境自适应交互提供了重要途径。在磁驱动方式方面,驱动系统已从简单的永磁体机械臂操控,发展到复杂的成对线圈(如亥姆霍兹/麦克斯韦线圈)阵列、分布式电磁铁系统以及多种方式结合的混合驱动策略。这些系统的演进始终围绕着扩大工作空间、提升磁场控制精度与强度,以及兼容临床环境(如MRI)等核心目标展开。在生物医疗应用方面,磁驱连续体机器人已从早期的磁性导丝/导管导航,扩展到包括内窥镜检查、组织活检、靶向给药、激光消融、血栓清除及力传感触诊在内的多功能诊疗平台。其在血管、支气管、消化道、神经管腔及眼科等模型或离体/在体实验中展现出的灵活性与精确性,验证了其解决传统刚性器械难以到达和操作复杂病灶的潜力。

然而,该技术迈向大规模临床转化仍面临系列挑战:软体机器人的负载与输出力有限;复杂解剖环境下的实时精准定位与导航仍存困难;驱动系统的大型化、高昂成本与临床工作流程的集成度有待提高;长期生物安全性、可靠性评估体系的亟待完善。

5.2 AI赋能下的未来发展方向

人工智能(AI)的引入正为磁驱连续体机器人开辟

全新的发展维度。传统控制策略多依赖于预编程的磁场序列或简化的物理模型,难以实时适应复杂、动态、非结构化的体内生理环境。AI技术的深度融合,有望从根本上提升机器人对环境的感知能力、决策的智能化水平以及控制的鲁棒性,推动磁驱机器人从“可操控的工具”向“具备自主智能的介入主体”演进。面向未来,磁驱连续体机器人的研究可聚焦于以下几个关键方向。

结构创新与智能材料集成:未来研究将致力于开发新型磁性复合材料与仿生结构设计,实现刚柔可控、多模态驱动(如磁-热、磁-电协同)和本征感知的一体化机器人本体。通过先进制造工艺(如4D打印、微纳编织)实现磁化模式的精密编程,有望解锁更复杂、更高效的运动能力。与此同时,AI可辅助材料设计与工艺参数优化,加速高性能磁性智能材料的研发周期。

智能感知与状态估计:体内环境的复杂性与传感信息的局限性是当前磁驱机器人面临的核心挑战之一。结合内窥镜图像、超声影像或术前CT/MRI数据,利用卷积神经网络或transformer架构,实时估计机器人的三维位姿、形变状态及其与周围组织的相对位置。即使在没有直接磁场传感信息的情况下,AI也能从模糊的医学图像中“解读”出机器人的运动状态。此外,通过将磁性末端执行器上的微弱力学信号与机器学习模型相结合,有望实现“无传感器”的触觉感知。AI可学习磁场变化与组织交互之间的映射关系,重构出接触力与组织刚度信息,为触诊、穿刺等操作提供关键反馈。

智能控制与自主导航:AI驱动的控制方法将赋予机器人更强的环境自适应能力。利用深度强化学习,机器人可在模拟环境中通过“试错”自主学会在复杂血管或腔道中导航的最佳磁控策略。AI模型能够学习如何协调多轴磁场、如何根据实时反馈调整驱动参数,从而在动态血流、呼吸运动或组织变形的情况下,依然保持稳定、高效的导航。进一步,针对软体磁性机器人的强非线性特征,可采用神经网络(如物理信息神经网络)构建其数据驱动的正向/逆向运动学模型,更好地捕捉材料的迟滞、蠕变等复杂行为,实现更高精度的开环与闭环控制。最后,通过结合术前影像与术中实时数据,AI能够规划出兼顾安全性、可达性与操作效率的最优介入路径,并自主决策进行避障机动,降低对操作者经验的依赖。

驱动系统智能化与集成化: 下一代驱动系统将朝便携化、智能化和标准化发展。结合人工智能与实时成像(如超声、MRI)反馈, 实现闭环自适应控制。同时, 开发与现有介入手术室或影像设备无缝集成的紧凑型混合驱动平台, 是降低临床使用门槛的关键。AI还可用于优化多源磁场的协同调度, 提升能效与控制带宽。

多功能集成与精准诊疗: 未来的机器人将不再是单一工具, 而是高度集成的微型手术平台。通过集成更丰富的微传感器、显微成像、药物储库及能量递送(如激光、射频)单元, 实现“检测-诊断-治疗”一体化的精准医疗操作, 特别是在肿瘤介入、神经调节等前沿领域。而AI将作为“大脑”, 整合多模态传感信息, 实时决策最佳干预策略, 例如, 基于感知的生化指标(如pH、温度、局部血流变化)自主控制药物释放或能量施加, 实现按需治疗。

智能手术规划与决策支持: 磁驱机器人不仅是执行工具, 更可作为信息终端, 为临床决策提供支持。首先, 在内镜或导管行进过程中, AI可实时分析光学或超声图像, 自动识别可疑病灶, 并引导机器人精确抵达靶点。基于历史临床数据与术中实时信息, 机器学习模型可预测不同操作策略可能产生的预后效果, 辅助医生制定个体化的治疗方案。

数字孪生与虚拟手术训练: 构建基于物理信息的AI数字孪生模型, 将是未来磁驱机器人研发与临床应

用的重要工具。在数字孪生环境中, 可对机器人设计、磁控策略、介入路径进行快速迭代与验证, 大幅降低实验成本与研发周期。进一步结合增强现实与AI教学模型, 可为医生提供沉浸式的磁控机器人操作培训环境, AI实时评估操作规范性并提供个性化指导, 缩短学习曲线。

临床转化与评价体系建立: 推动更多大动物在体实验与早期临床研究, 是验证技术安全性与有效性的必经之路。与此同时, 需要建立与之配套的性能评估标准、操控培训范式以及法规监管框架, 以加速其从实验室走向临床应用的进程。

5.3 结语

综上所述, 磁驱连续体机器人正处于从原理验证迈向临床应用的快速发展阶段。通过材料科学、机器人学、人工智能与临床医学的深度交叉融合, 持续推动技术创新与系统集成, 有望在未来为微创介入医学带来革命性的工具, 最终造福广大患者。AI技术的融入将推动磁驱机器人实现从“物理驱动”到“数据-物理双驱动”、从“手动遥控”到“自主智能”、从“单一功能”到“感知-决策-执行闭环”的根本性跃迁, 最终成为真正具备环境感知、自主导航、精准干预与实时决策能力的“微型手术机器人”, 为广大患者带来更安全、更有效的诊疗选择。

参考文献

- 1 Cianchetti M, Laschi C, Menciassi A, et al. Biomedical applications of soft robotics. *Nat Rev Mater*, 2018, 3: 143–153
- 2 Runciman M, Darzi A, Mylonas G P. Soft robotics in minimally invasive surgery. *Soft Robotics*, 2019, 6: 423–443
- 3 Yang G Z, Bellingham J, Dupont P E, et al. The grand challenges of Science Robotics. *Sci Robot*, 2018, 3: eaar7650
- 4 Nazarian S, Kolandaivelu A, Zviman M M, et al. Feasibility of real-time magnetic resonance imaging for catheter guidance in electrophysiology studies. *Circulation*, 2008, 118: 223–229
- 5 Ding J, Goldman R E, Xu K, et al. Design and coordination kinematics of an insertable robotic effectors platform for single-port access surgery. *IEEE ASME Trans Mechatron*, 2012, 18: 1612–1624
- 6 Flora E D, Wilson T G, Martin I J, et al. A review of natural orifice transluminal endoscopic surgery (NOTES) for intra-abdominal surgery. *Ann Surg*, 2008, 247: 583–602
- 7 Frölich A M J, Psychogios M N, Klotz E, et al. Angiographic reconstructions from whole-brain perfusion CT for the detection of large vessel occlusion in acute stroke. *Stroke*, 2012, 43: 97–102
- 8 Kato T, Okumura I, Kose H, et al. Tendon-driven continuum robot for neuroendoscopy: Validation of extended kinematic mapping for hysteresis operation. *Int J CARS*, 2016, 11: 589–602
- 9 Xu W, Chen J, Lau H Y K, et al. Data-driven methods towards learning the highly nonlinear inverse kinematics of tendon-driven surgical manipulators. *Robotics Comput Surg*, 2017, 13: e1774
- 10 Xu W, Poon C C Y, Yam Y, et al. Motion compensated controller for a tendon-sheath-driven flexible endoscopic robot. *Int J Med Robotics*

- [Comput Assist Surg](#), 2017, 13: e1747
- 11 Lee K H, Fu D K C, Leong M C W, et al. Nonparametric online learning control for soft continuum robot: An enabling technique for effective endoscopic navigation. [Soft Robotics](#), 2017, 4: 324–337
- 12 Arezzo A, Mintz Y, Allaix M E, et al. Total mesorectal excision using a soft and flexible robotic arm: A feasibility study in cadaver models. [Surg Endosc](#), 2017, 31: 264–273
- 13 Mosadegh B, Polygerinos P, Keplinger C, et al. Pneumatic networks for soft robotics that actuate rapidly. [Adv Funct Mater](#), 2014, 24: 2163–2170
- 14 Polygerinos P, Correll N, Morin S A, et al. Soft robotics: Review of fluid-driven intrinsically soft devices; manufacturing, sensing, control, and applications in human-robot interaction. [Adv Eng Mater](#), 2017, 19: 1700016
- 15 Lu H, Hong Y, Yang Y, et al. Battery-less soft millirobot that can move, sense, and communicate remotely by coupling the magnetic and piezoelectric effects. [Adv Sci](#), 2020, 7: 2000069
- 16 Lu H, Zhang M, Yang Y, et al. A bioinspired multilegged soft millirobot that functions in both dry and wet conditions. [Nat Commun](#), 2018, 9: 3944
- 17 Gul J Z, Yang Y J, Su K Y, et al. Omni directional multimaterial soft cylindrical actuator and its application as a steerable catheter. [Soft Robotics](#), 2017, 4: 224–240
- 18 Sivaperuman Kalairaj M, Yeow B S, Lim C M, et al. Nitinol actuated soft structures towards transnasal drug delivery: A pilot cadaver study. [Med Biol Eng Comput](#), 2020, 58: 611–623
- 19 Kim Y, Parada G A, Liu S, et al. Ferromagnetic soft continuum robots. [Sci Robot](#), 2019, 4: eaax7329
- 20 Kafash Hoshier A, Jeon S, Kim K, et al. Steering algorithm for a flexible microrobot to enhance guidewire control in a coronary angioplasty application. [Micromachines](#), 2018, 9: 617
- 21 Lin D, Wang J, Jiao N, et al. A flexible magnetically controlled continuum robot steering in the enlarged effective workspace with constraints for retrograde intrarenal surgery. [Adv Intelligent Syst](#), 2021, 3: 2000211
- 22 Kim Y, Genevriere E, Harker P, et al. Telerobotic neurovascular interventions with magnetic manipulation. [Sci Robot](#), 2022, 7: eabg9907
- 23 Lin D, Li N, Jiao N, et al. Kinematic analysis of multi-section opposite magnetic catheter robots with solution multiplicity. [IEEE Trans Automat Sci Eng](#), 2022, 21: 123–134
- 24 Ze Q, Wu S, Dai J, et al. Spinning-enabled wireless amphibious origami millirobot. [Nat Commun](#), 2022, 13: 3118
- 25 Yang L, Zhang T, Tan R, et al. Functionalized spiral-rolling millirobot for upstream swimming in blood vessel. [Adv Sci](#), 2022, 9: 2200342
- 26 Abramson A, Caffarel-Salvador E, Khang M, et al. An ingestible self-orienting system for oral delivery of macromolecules. [Science](#), 2019, 363: 611–615
- 27 Abramson A, Frederiksen M R, Vegge A, et al. Oral delivery of systemic monoclonal antibodies, peptides and small molecules using gastric auto-injectors. [Nat Biotechnol](#), 2022, 40: 103–109
- 28 Zhang X, Chen G, Fu X, et al. Magneto-responsive microneedle robots for intestinal macromolecule delivery. [Adv Mater](#), 2021, 33: 2104932
- 29 Yang X, Shang W, Lu H, et al. An agglutinate magnetic spray transforms inanimate objects into millirobots for biomedical applications. [Sci Robot](#), 2020, 5: eabc8191
- 30 Tan R, Yang X, Lu H, et al. Nanofiber-based biodegradable millirobot with controllable anchoring and adaptive stepwise release functions. [Matter](#), 2022, 5: 1277–1295
- 31 Wang C, Wu Y, Dong X, et al. *In situ* sensing physiological properties of biological tissues using wireless miniature soft robots. [Sci Adv](#), 2023, 9: eadg3988
- 32 Tillander H. Magnetic guidance of a catheter with articulated steel tip. [Acta Radiologica](#), 1951, 35: 62–64
- 33 Peyron Q, Boehler Q, Rabenorosoa K, et al. Kinematic analysis of magnetic continuum robots using continuation method and bifurcation analysis. [IEEE Robot Autom Lett](#), 2018, 3: 3646–3653
- 34 Fu S, Chen B, Li D, et al. A magnetically controlled guidewire robot system with steering and propulsion capabilities for vascular interventional surgery. [Adv Intelligent Syst](#), 2023, 5: 2300267
- 35 Edelmann J, Petruska A J, Nelson B J. Estimation-based control of a magnetic endoscope without device localization. [J Med Robot Res](#), 2018, 03: 1850002
- 36 Jeon S, Hoshier A K, Kim K, et al. A magnetically controlled soft microrobot steering a guidewire in a three-dimensional phantom vascular

- network. *Soft Robotics*, 2019, 6: 54–68
- 37 Edelmann J, Petruska A J, Nelson B J. Magnetic control of continuum devices. *Int J Robotics Res*, 2017, 36: 68–85
- 38 Lin D, Jiao N, Wang Z, et al. A magnetic continuum robot with multi-mode control using opposite-magnetized magnets. *IEEE Robot Autom Lett*, 2021, 6: 2485–2492
- 39 Zhang K, Krafft A J, Umathum R, et al. Real-time MR navigation and localization of an intravascular catheter with ferromagnetic components. *Magn Reson Mater Phy*, 2010, 23: 153–163
- 40 Wang H, Wang S, Liu H, et al. 3-D electromagnetic position estimation system using high-magnetic-permeability metal for continuum medical robots. *IEEE Robot Autom Lett*, 2022, 7: 2581–2588
- 41 Gosselin F P, Lalande V, Martel S. Characterization of the deflections of a catheter steered using a magnetic resonance imaging system. *Med Phys*, 2011, 38: 4994–5002
- 42 Losey A D, Lillaney P, Martin A J, et al. Magnetically assisted remote-controlled endovascular catheter for interventional mr imaging: *In vitro* navigation at 1.5 T versus X-ray fluoroscopy. *Radiology*, 2014, 271: 862–869
- 43 Phelan Iii M F, Tiryaki M E, Lazovic J, et al. Heat-mitigated design and lorentz force-based steering of an MRI-driven microcatheter toward minimally invasive surgery. *Adv Sci*, 2022, 9: 2105352
- 44 Liu T, Çavuşoğlu M C. Three dimensional modeling of an MRI actuated steerable catheter system. In: Proceedings of 2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). Piscataway: IEEE, 2014. 4393–4398
- 45 Liu D, Liu X, Chen Z, et al. Magnetically driven soft continuum microrobot for intravascular operations in microscale. *Cyborg Bionic Syst*, 2022, 2022: 2022/9850832
- 46 Ni Y, Sun Y, Zhang H, et al. Data-driven navigation of ferromagnetic soft continuum robots based on machine learning. *Adv Intelligent Syst*, 2023, 5: 2200167
- 47 Wang L, Zheng D, Harker P, et al. Evolutionary design of magnetic soft continuum robots. *Proc Natl Acad Sci USA*, 2021, 118: e2021922118
- 48 Lloyd P, Onaizah O, Pittiglio G, et al. Magnetic soft continuum robots with braided reinforcement. *IEEE Robot Autom Lett*, 2022, 7: 9770–9777
- 49 Wang Z, Weng D, Li Z, et al. A magnetic-controlled flexible continuum robot with different deformation modes for vascular interventional navigation surgery. *Actuators*, 2023, 12: 247
- 50 Park J, Lee H, Choi H, et al. Magnetically steerable asymmetric magnetized soft continuum robot (AMSCR) for minimally invasive surgery. In: Proceedings of 2022 International Conference on Robotics and Automation (ICRA). Piscataway: IEEE, 2022. 9586–9592
- 51 Zhang T, Li G, Yang X, et al. A fast soft continuum catheter robot manufacturing strategy based on heterogeneous modular magnetic units. *Micromachines*, 2023, 14: 911
- 52 Pittiglio G, Lloyd P, da Veiga T, et al. Patient-specific magnetic catheters for atraumatic autonomous endoscopy. *Soft Robotics*, 2022, 9: 1120–1133
- 53 Li N, Lin D, Wu J, et al. Novel concentric magnetic continuum robot with multiple stiffness modes for potential delivery of nanomedicine. *Magnetochemistry*, 2023, 9: 129
- 54 Thomas T L, Bos J, Huaroto J J, et al. A magnetically actuated variable stiffness manipulator based on deployable shape memory polymer springs. *Adv Intelligent Syst*, 2024, 6: 2200465
- 55 Chautems C, Tonazzini A, Boehler Q, et al. Magnetic continuum device with variable stiffness for minimally invasive surgery. *Adv Intelligent Syst*, 2020, 2: 1900086
- 56 Zhang T, Yang L, Yang X, et al. Millimeter-scale soft continuum robots for large-angle and high-precision manipulation by hybrid actuation. *Adv Intelligent Syst*, 2021, 3: 2000189
- 57 Mahoney A W, Abbott J J. Generating rotating magnetic fields with a single permanent magnet for propulsion of untethered magnetic devices in a lumen. *IEEE Trans Robot*, 2013, 30: 411–420
- 58 Wright S E, Mahoney A W, Popek K M, et al. The spherical-actuator-magnet manipulator: A permanent-magnet robotic end-effector. *IEEE Trans Robot*, 2017, 33: 1013–1024
- 59 Pittiglio G, Orekhov A L, da Veiga T, et al. Closed loop static control of multi-magnet soft continuum robots. *IEEE Robot Autom Lett*, 2023, 8: 3980–3987
- 60 Amokrane W, Belharet K, Souissi M, et al. Macro-micromanipulation platform for inner ear drug delivery. *Robotics Autonomous Syst*, 2018,

107: 10–19

- 61 Carpi F, Pappone C. Stereotaxis Niobe[®] magnetic navigation system for endocardial catheter ablation and gastrointestinal capsule endoscopy. [Expert Rev Med Devices](#), 2009, 6: 487–498
- 62 Alshafei M E, Hosney A, Klingner A, et al. Magnetic-based motion control of a helical robot using two synchronized rotating dipole fields. In: *Proceedings of the 5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*. Piscataway: IEEE, 2014. 151–156
- 63 Zarrouk A, Belharet K, Tahri O, et al. A four-magnet system for 2D wireless open-loop control of microrobots. In: *Proceedings of 2019 International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. Piscataway: IEEE, 2019. 883–888
- 64 Zhang W, Meng Y G, Huang P. A novel method of arraying permanent magnets circumferentially to generate a rotation magnetic field. [IEEE Trans Magn](#), 2008, 44: 2367–2372
- 65 Ryan P, Diller E. Magnetic actuation for full dexterity microrobotic control using rotating permanent magnets. [IEEE Trans Robot](#), 2017, 33: 1398–1409
- 66 Baun O, Blümner P. Permanent magnet system to guide superparamagnetic particles. [J Magn Magn Mater](#), 2017, 439: 294–304
- 67 Khalil I S M, Magdanz V, Sanchez S, et al. The control of self-propelled microjets inside a microchannel with time-varying flow rates. [IEEE Trans Robot](#), 2013, 30: 49–58
- 68 Floyd S, Pawashe C, Sitti M. Two-dimensional contact and noncontact micromanipulation in liquid using an untethered mobile magnetic microrobot. [IEEE Trans Robot](#), 2009, 25: 1332–1342
- 69 Qiao Z, Gao Z, Feng X, et al. Engineering a multi-stiffness nested cooperative magnetic continuum robot based on low melting point alloy. [Sci China Tech Sci](#), 2025, 68: 1820301
- 70 Huang Y, Deng X, Zhao X, et al. Uniform gradient magnetic field and spatial localization method based on Maxwell coils for virtual surgery simulation. [Comput Animat Virt W](#), 2024, 35: e2247
- 71 Yu C, Kim J, Choi H, et al. Novel electromagnetic actuation system for three-dimensional locomotion and drilling of intravascular microrobot. [Sens Actuat A-Phys](#), 2010, 161: 297–304
- 72 Choi H, Cha K, Choi J, et al. EMA system with gradient and uniform saddle coils for 3D locomotion of microrobot. [Sens Actuat A-Phys](#), 2010, 163: 410–417
- 73 Kummer M P, Abbott J J, Kratochvil B E, et al. OctoMag: An electromagnetic system for 5-DOF wireless micromanipulation. [IEEE Trans Robot](#), 2010, 26: 1006–1017
- 74 Le V N T, Nguyen N H, Alameh K, et al. Accurate modeling and positioning of a magnetically controlled catheter tip. [Med Phys](#), 2016, 43: 650–663
- 75 Niu F, Li J, Ma W, et al. Development of an enhanced electromagnetic actuation system with enlarged workspace. [IEEE ASME Trans Mechatron](#), 2017, 22: 2265–2276
- 76 Son D, Dong X, Sitti M. A simultaneous calibration method for magnetic robot localization and actuation systems. [IEEE Trans Robot](#), 2018, 35: 343–352
- 77 Yang L, Du X, Yu E, et al. Deltamag: An electromagnetic manipulation system with parallel mobile coils. In: *Proceedings of 2019 International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. Piscataway: IEEE, 2019. 9814–9820
- 78 Sikorski J, Denasi A, Bucchi G, et al. Vision-based 3-D control of magnetically actuated catheter using BigMag—An array of mobile electromagnetic coils. [IEEE ASME Trans Mechatron](#), 2019, 24: 505–516
- 79 Heunis C, Sikorski J, Misra S. Flexible instruments for endovascular interventions: Improved magnetic steering, actuation, and image-guided surgical instruments. [IEEE Robot Automat Mag](#), 2018, 25: 71–82
- 80 Du X, Zhang M, Yu J, et al. Design and real-time optimization for a magnetic actuation system with enhanced flexibility. [IEEE ASME Trans Mechatron](#), 2020, 26: 1524–1535
- 81 Li X, Lu C, Song Z, et al. Planar magnetic actuation for soft and rigid robots using a scalable electromagnet array. [IEEE Robot Autom Lett](#), 2022, 7: 9264–9270
- 82 Li H, Zhang Z, Yi X, et al. Control of self-winding microrobot using an electromagnetic drive system: Integration of movable electromagnetic coil and permanent magnet. [Micromachines](#), 2024, 15: 438
- 83 Abolfathi K, Rosales-Medina J A, Khaksar H, et al. Independent and hybrid magnetic manipulation for full body controlled soft continuum

- robots. *IEEE Robot Autom Lett*, 2023, 8: 4235–4242
- 84 Krings T, Finney J, Niggemann P, et al. Magnetic versus manual guidewire manipulation in neuroradiology: *In vitro* results. *Neuroradiology*, 2006, 48: 394–401
 - 85 Yang Z, Yang L, Zhang M, et al. Magnetic control of a steerable guidewire under ultrasound guidance using mobile electromagnets. *IEEE Robot Autom Lett*, 2021, 6: 1280–1287
 - 86 Settecase F, Sussman M S, Wilson M W, et al. Magnetically-assisted remote control (MARC) steering of endovascular catheters for interventional MRI: A model for deflection and design implications. *Med Phys*, 2007, 34: 3135–3142
 - 87 Liu T, Poirot N L, Franson D, et al. Modeling and validation of the three-dimensional deflection of an MRI-compatible magnetically actuated steerable catheter. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2015, 63: 2142–2154
 - 88 Piskarev Y, Shintake J, Chautems C, et al. A variable stiffness magnetic catheter made of a conductive phase-change polymer for minimally invasive surgery. *Adv Funct Mater*, 2022, 32: 2107662
 - 89 Slawinski P R, Taddese A Z, Musto K B, et al. Autonomously controlled magnetic flexible endoscope for colon exploration. *Gastroenterology*, 2018, 154: 1577–1579.e1
 - 90 Valdastrì P, Ciuti G, Verbeni A, et al. Magnetic air capsule robotic system: Proof of concept of a novel approach for painless colonoscopy. *Surg Endosc*, 2012, 26: 1238–1246
 - 91 Martin J W, Barducci L, Scaglioni B, et al. Robotic autonomy for magnetic endoscope biopsy. *IEEE Trans Med Robot Blon*, 2022, 4: 599–607
 - 92 Sun H, Liu J, Wang Q. Design and evaluation of magnetic navigation flexible endoscope for colorectal treatment. *IEEE Trans Appl Supercond*, 2022, 32: 1–5
 - 93 Liu D, Liu X, Du J, et al. A flexible magnetic soft continuum robot for manipulation and measurement at microscale. *CVIA*, 2023, 8
 - 94 Yang Z, Yang L, Zhang M, et al. Ultrasound-guided catheterization using a driller-tipped guidewire with combined magnetic navigation and drilling motion. *IEEE ASME Trans Mechatron*, 2021, 27: 2829–2840
 - 95 Zhang M, Yang L, Yang H, et al. A magnetically actuated microcatheter with soft rotatable tip for enhanced endovascular access and treatment efficiency. *Sci Adv*, 2025, 11: eadv1682
 - 96 Charreyron S L, Boehler Q, Danun A N, et al. A magnetically navigated microcannula for subretinal injections. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2020, 68: 119–129
 - 97 Charreyron S L, Zeydan B, Nelson B J. Shared control of a magnetic microcatheter for vitreoretinal targeted drug delivery. In: *Proceeding of 2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. Piscataway: IEEE, 2017. 4843–4848
 - 98 Liu W, Luo Q, Zhu X, et al. A multichannel continuum robot for *in situ* diagnosis and treatment of vascular lesions. *ACS BioMater Sci Eng*, 2025, 11: 3071–3081
 - 99 Fu S, Dong S, Shen H, et al. Multifunctional magnetic catheter robot with triaxial force sensing capability for minimally invasive surgery. *Research*, 2025, 8: 0681
 - 100 Mao L, Yang P, Tian C, et al. Magnetic steering continuum robot for transluminal procedures with programmable shape and functionalities. *Nat Commun*, 2024, 15: 3759
 - 101 Yang P, Mao L, Tian C, et al. A cooperative and multifunctional magnetic continuum robot for noninteractive access, dexterous navigation, and versatile manipulation. *Adv Funct Mater*, 2025, 35: 2412543
 - 102 Zhang T, Li G, Ren H, et al. Sub-millimeter fiberoptic robot with integrated maneuvering, imaging, and biomedical operation abilities. *Nat Commun*, 2024, 15: 10874

A review of magnetic-driven continuum robots applied to the biomedical field

ZHANG TieShan^{1,2,3}, SHANG WanFeng^{1,2} & SHEN YaJing³

¹ School of Artificial Intelligence, Shenzhen University, Shenzhen 518060, China

² National Engineering Laboratory for Big Data System Computing Technology, Shenzhen University, Shenzhen 518060, China

³ Department of Electronic and Computer Engineering, Hong Kong University of Science and Technology, Hong Kong 999077, China

Magnetic-driven continuum robots, with their advantages of wireless control, precise motion, and miniaturizable structure, are of great significance in the field of minimally invasive interventional procedures in biomedicine. Compared with traditional driving methods, magnetic drive not only enables remote, contactless control, avoiding the infection risks and operational limitations associated with mechanical transmission, but also allows for flexible navigation and precise manipulation in complex and narrow human cavities (such as blood vessels, bronchi, and digestive tracts) while maintaining a millimeter or even sub-millimeter-level shape, significantly improving the safety and accessibility of surgery. This article systematically reviews the latest research progress of magnetically driven continuum robots. First, it outlines their structural types, including designs with embedded permanent magnets, ferromagnetic spheres, microcoils, and magnetic composite soft materials. Then, it analyzes various magnetic drive systems, such as permanent magnet robotic arms, paired coil arrays, distributed electromagnets, and hybrid drive strategies. Further, it summarizes their wide application in biomedical scenarios such as guidewire and catheter navigation, endoscopy, tissue biomechanics measurement, targeted drug delivery, thrombus removal, and multifunctional integrated surgical platforms. Finally, it discusses the current challenges facing this technology, such as limited load capacity, difficulties in real-time navigation, low system integration, and biocompatibility issues. It also looks forward to its future development direction in the deep cross-integration of materials science, robotics, artificial intelligence, and clinical medicine in the current era of artificial intelligence (AI), aiming to provide a reference for research and clinical applications in related fields.

continuum robot, magnetic robot, biomedical engineering application

doi: [10.1360/SST-2025-0455](https://doi.org/10.1360/SST-2025-0455)