

## 可调弯微导丝在神经介入领域的研究进展

毕胜<sup>1,2</sup>, 桂思铭<sup>1,2</sup>, 蒋佳<sup>1,2</sup>, 李佑祥<sup>1,2</sup>

1. 首都医科大学北京市神经外科研究所, 北京, 100070; 2. 首都医科大学附属天坛医院神经外科, 北京, 100070

通信作者: 李佑祥, E-mail: liyouxiang@mail.ccmu.edu.cn



李佑祥, 男, 汉族, 医学博士, 主任医师, 教授, 博士生导师, 首都医科大学附属北京天坛医院神经外科学中心, 北京市神经外科研究所神经介入研究室, 北京市神经介入工程技术研究中心主任。

主要从事出血性脑血管疾病血管内介入栓塞的基础和临床研究。自上世纪 90 年代初开始在国内进行颅内疾病血管内治疗研究, 经其治疗的病人无数, 挽救了大量出血性脑血管病患者的生命; 从事神经介入事业近 40 年, 是目前活跃在神经外科、神经介入领域著名的、有相当学术影响力的权威专家。

目前主要社会任职包括: 中华医学会神经外科分会介入专业组组长; 第五届、第六届中央保健会诊专家; 北京医师协会神经介入专科医师分会会长; 中国医学装备协会转化医学分会常务委员等。

作为负责人或主要人员参与国家“863”计划、国家重点研发计划、国家自然科学基金、北京市自然科学基金、北京市科委科技计划研发攻关课题等多项研究课题, 累计立项经费 6584 万元。目前, 作为第一作者或责任作者在国内各类核心期刊发表专业学术论文近 300 余篇, 以第一作者或通讯作者发表 SCI 论文 89 篇, 其中中科院一区论文近 20 篇, 研究论文先后发表在 Nature communication、Intensive Care Medicine、International Journal of Surgery、Stroke、Journal of Stroke、Stroke and Vascular Neurology、Journal of Neurointerventional Surgery、Journal of Neurosurgery、Journal of Translational Medicine、Neurosurgery、American Journal of Neruoradiology 等行业内著名学术期刊。累及共获得国际及中国发明专利及实用新型专利三十余项。近十年获得国家及省部级奖项 8 项, 包括教育部“高等学校科学研究优秀成果奖科学技术进步奖”一等奖、“中国医疗器械创新创业大赛”一等奖、“华夏医学科技奖”三等奖、“中华医学科技奖”三等奖等, 作为主编主译编译多部著作。

**【摘要】** 随着微创手术理念和技术的进步, 血管内治疗已成为心脑血管疾病的常规治疗手段。在这些治疗过程中, 导丝扮演着至关重要的角色。然而, 传统导丝存在诸如尖端形状固定、力传递局限以及操作复杂性等设计缺陷, 不仅增加了血管壁损伤的风险, 还可能延长手术时间。随着材料科学和工程技术的飞速发展, 可操纵导丝已逐渐应用于临床介入治疗, 使精确控制导丝弯曲成为可能。本文系统地阐述了可调弯微导丝的分类、发展现状、优势与不足, 并对其在神经介入领域的应用前景进行了展望, 旨在帮助神经介入医生深入理解这一新兴技术。

**【关键词】** 可调弯微导丝; 神经介入放射学; 血管内治疗

**【文章编号】** 2095-834X (2026)01-01-10

**DOI:** 10.26939/j.cnki.CN11-9353/R.2026.01.001

**本文著录格式:** 毕胜, 桂思铭, 蒋佳, 等. 可调弯微导丝在神经介入领域的研究进展[J]. 当代介入医学电子杂志, 2026, 3(1): 01-10.

## Research progress on steerable microguidewires in the field of neurointerventions: a review

Bi Sheng<sup>1,2</sup>, Gui Siming<sup>1,2</sup>, Jiang Jia<sup>1,2</sup>, Li Youxiang<sup>1,2</sup>

1. Department of Neurosurgery, Beijing Neurosurgical Institute, Capital Medical University, Beijing 100070, China; 2. Department of Neurosurgery, Beijing Tiantan Hospital, Capital Medical University, Beijing 100070, China

Corresponding author: Li Youxiang, E-mail: liyouxiang@mail.ccmu.edu.cn

**【Abstract】** With the advancement of minimally invasive surgery concepts and techniques, endovascular treatment has become a routine approach for cardiovascular and cerebrovascular diseases. In these procedures, the guidewire plays a crucial role. However, traditional guidewires have such design flaws as fixed tip shapes, limitations in torque transmission and operational complexity, which may not only increase the risk of vascular wall damage but also prolong surgery time. With the rapid development of materials science and engineering technology, maneuverable guidewires have gradually been applied in clinical interventions, making it possible to precisely control the bending of the guidewire. This paper systematically elaborates on the classification, current development, advantages and disadvantages of steerable microguidewires, and discusses their potential applications in neurointervention, aiming to help neurointerventionists gain a deeper understanding of this emerging technology.

**【Keywords】** Steerable microguidewire; Neurointerventional radiology; Endovascular treatment

随着血管内介入治疗技术的普及,其在临床实践中显示出了显著的优势。研究表明,与传统开放手术相比,这类微创治疗手段不仅具有相似或更高的治疗效率,还显著地降低了术后并发症发生率及死亡率<sup>[1-3]</sup>。血管内介入操作依赖于导丝和导管的灵活运动,通过外科医生在实时 X 射线成像引导下将其准确定位并输送至目标血管<sup>[4-6]</sup>。导丝的可操纵性对于成功到达目标血管至关重要,其导引及支撑的性能直接影响手术的持续时间和成功率。然而,传统导丝在力量传递、旋转控制等方面的局限性显著增加了手术并发症的风险,包括未达到目标血管,手术失败,血管夹层、穿孔以及血栓形成。为应对这些挑战,各类创新型导丝及其引导机制相继问世,并逐步在临床中得到应用。

### 1 传统导丝的不足

传统神经介入导丝已在临床中使用数十年,常见尺寸范围为 0.007~0.014 in (1 in=2.54 cm)。导丝尖端通常为直形,术者需要根据手术需要手动进行塑形,以便准确到达目标血管。导丝头端的运动由操作者通过控制导丝末端来实现。然而,由于导丝尖端的塑形在操作过程中难以始终保持一致,加之操控方式的局限,导丝在血管内的运动并非完全可控,这常常导致导丝位置偏移,延长手术时间,增加手术的复杂性,并对操作者的技术水平提出了较高要求<sup>[7]</sup>。对于复杂的血管分支,传统导丝通常需要多次手工塑形才能顺利通过,这不仅增加了手术时间,也提高了手术的风险<sup>[8]</sup>。此外,传统微导丝尖

端的支撑力通常较弱,因此,微导丝往往需要推进至血管系统较远的位置,才能获得足够的支撑力以协助微导管完成尖端扭转。导丝形状不合适或无法在目标位置重新塑形,容易导致导丝在血管内失去定位或失去导向力,这也是神经介入治疗中导丝交换频繁发生的常见原因。

### 2 可调弯微导丝的介绍和原理

心血管系统的解剖结构非常复杂。为了导航和插入导管,外科医生经常使用导丝和各种角度的非转向导管。虽然有一些具有推拉系统的可导向导管,但它们太过笨重,难以在几个血管中操作<sup>[9-11]</sup>,可调弯导丝可以消除对角度导管的需求,减少操作次数,从而降低血管病变的风险和成本。此外,随着机器人辅助手术的发展,出现了主动控制导管或导丝弯曲度的替代方法。

可调弯微导丝由三个主要部分组成(图 1):核心结构、外部结构和尖端。

在设计可调弯微导丝时,主要考虑的性能因素包括可实现的弯曲角度、实现弯曲的时间、可实现的旋转度以及微型化能力。导丝轴的设计是决定曲线形成、弯曲角度和可调弯水平的关键因素。材料的选择决定了可推动性、扭矩和柔韧性,可通过各种方式沿导线长度方向对其进行操作,以达到所需的效果<sup>[12]</sup>。可调弯微导丝必须满足以下要求才能在医疗程序中实际应用(图 2):(1)生物相容性;(2)足够大的弯曲角度,以处理各种角度的血管分支;(3)足够小的直

径,以进入小血管;(4)易于使用和操作。目前,可调弯微导丝的驱动原理可分为磁力驱动技术、液压驱动技术、电活性聚合物材料和形状记忆合金。下文将根据其驱动原理介绍可调弯微导丝及其最新研究进展(表 1)。

### 3 磁驱动技术

#### 3.1 原理介绍

磁驱动机制基于磁性原理。当磁化物体暴露在

外部磁场中时,它可以感受到磁场区域内的磁力  $F_m$  和力矩  $T_m$ 。考虑到与外部磁场的空间变化相比,磁性材料的几何尺寸相对较小,因此可以将磁场建模为均匀磁场。此外,在现实中,材料内部的磁场强度在整个磁化物体中会略有不同,因此可将其模拟为常数。作用在磁化物体上的磁力和力矩可以用数学公式表示如下<sup>[13]</sup>:

$$F_m = \nabla (m \times B) \quad (1)$$

$$T_m = m \times B \quad (2)$$

控制方程清楚地表明,磁力与外磁场梯度成正

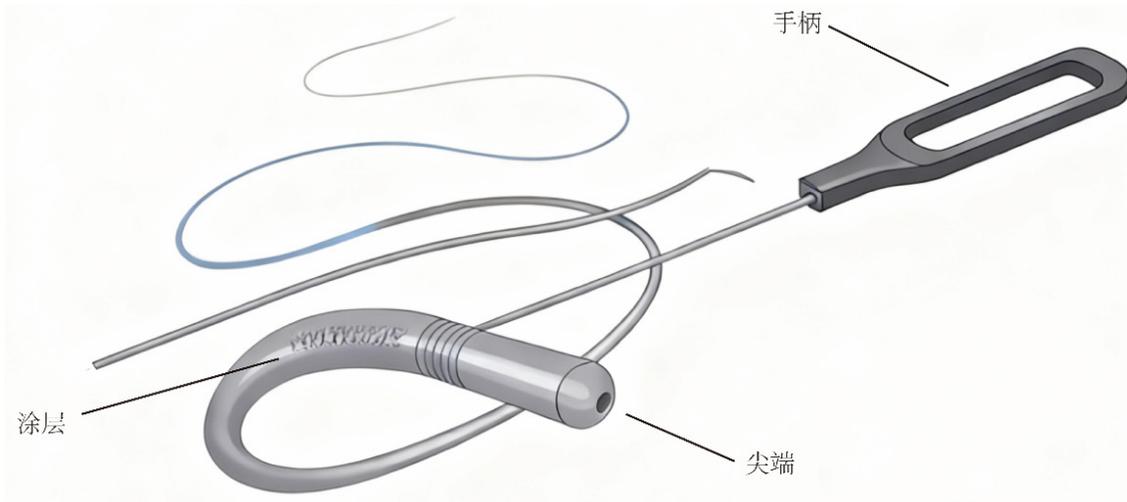


图 1 可调弯导丝模式图

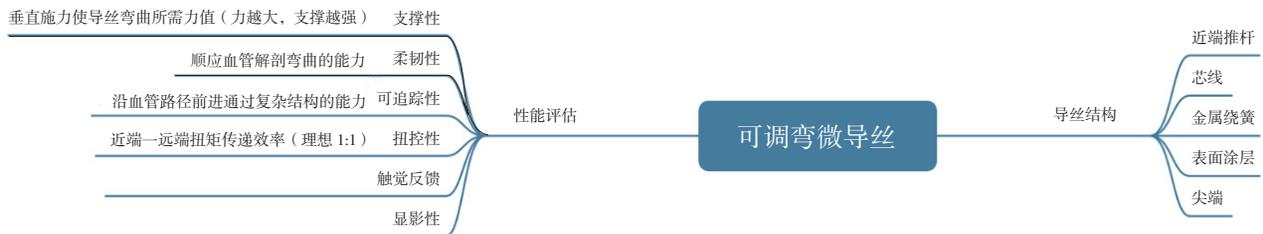


图 2 可调弯导丝评估指标

表 1 可调弯微导丝研究进展

可操纵导丝研发进展	优点	缺点	调弯能力
新型液压可控微导丝 <sup>[34]</sup>	小直径设计 (400 μm) 双曲线设计 生物相容性	制作复杂 成本昂贵 操作复杂 未进行临床试验	能够进入分叉角度大于 90° 的小直径血管 能够以 128° 的分叉角度接入直径为 1 mm 的血管。
铁磁软连续体机器人 <sup>[17]</sup>	亚毫米级别 水凝胶表面,有效降低摩擦力 可操纵激光传输	研究仅在视觉反馈下实现,未涉及透视成像	模拟实验可以通过 Willis 环
形状记忆合金 (SMA)	形状记忆效应 超弹性效应 高阻尼性 生物相容性	Ni 离子可能对机体造成损害	尚无研究
电活性聚合物 (EAP) <sup>[23,48]</sup>	出色的柔韧性、高机械应变、 多层设计、电活性特性 降低操作所需电场 可作为传感器,为手术提供力反馈 可扩展性好、便于小型化	制作复杂、材料均匀性目前难以保证	最高可达 190°
压电陶瓷 <sup>[46,49-50]</sup>	良好的机电耦合性	刚度大、最大位移小	不适合应用

比,磁力矩是磁化物体的净磁矩矢量与磁通密度矢量的双乘积。磁力会将物体带到磁场强度更强的区域。当磁矩和外部磁场方向不一致时,外部磁场和磁化物体之间会产生旋转力矩。磁力矩倾向于使物体的磁矩矢量沿磁场方向对齐<sup>[14]</sup>。目前,产生磁场有两种方法:电磁铁和永久磁铁。电磁铁通常更受青睐,因为它可以灵活地通过调整线圈中的电流输入来改变磁场强度。这使得同一电磁铁可用于不同的磁场强度水平,而永磁体只能在特定水平上显示其磁场强度。虽然电磁铁需要持续供电,但它的应用范围更广。永磁体的优点是不需要电流就能产生磁场,并遵循不衰减的磁化曲线<sup>[15]</sup>。这意味着它很安全,不会像电磁铁那样因线圈系统散热而失效。然而,就永磁体而言,磁场不可能为零,这就大大限制了永磁体的使用场合。磁力驱动的优势在于其良好的可操作性和准确性,而且磁场可以安全地穿过生物组织<sup>[15]</sup>。然而,在一些临床研究中发现,现有磁力介入技术的 X 射线曝光时间和介入操作时间往往明显长于传统的人工方法<sup>[16]</sup>。

### 3.2 铁磁软连续体机器人

软材料(包括弹性体和水凝胶)具有独特的特性,如可变形性和柔韧性<sup>[17-19]</sup>,这些微型机器人因其适应能力和灵活性,被认为是在复杂血管系统中进行操作的理想选择。2019 年, Kim 及团队<sup>[20]</sup>开发出一种磁性软机器人,专门用于颅内血管手术。制造过程包括将非磁化的钕铁硼(neodymium iron boron, NdFeB)微粒子与硅酮(polydimethylsiloxane, PDMS)或热塑性聚氨酯(thermoplastic polyurethanes, TPU)等柔性材料混合,形成磁性复合墨水。然后,将这些混合物置于强磁脉冲下进行永久磁化,磁化后的钕铁硼微粒子由于其强大的相互作用,将原本的流体混合物转化为具有剪切稀化特性的触变性浆料。接下来,通过热焊接将热塑性聚氨酯套管与商用导丝连接起来,然后通过三维打印或注塑成型形成机器人的主体结构。机器人外部覆盖一层水凝胶,使其具有亲水性,有助于减少表面摩擦。钕铁硼颗粒上涂有一薄层二氧化硅,以防止与水凝胶接触时发生腐蚀。在实验中,研究人员使用一个圆柱形永久磁铁手动控制机器人,该磁铁可在一定范围内提供所需的磁场。通过调整磁铁的位置和方向,他们可以改变磁场的方向和强度。他们成功展示了机器人在复杂路径和三维脑血管模型网络中转弯和导航的能力。此外,还在机器人内部嵌入了光纤,并在模型的颈动脉部分进行了测试,以验证通过磁场控制激光传输的可行性。

### 3.3 磁导丝

2015 年, Lalande 等<sup>[21]</sup>使用核磁共振成像系统

演示了磁导丝在体内的可操作性。磁导丝由铁磁珠组成,并粘在磁导丝的顶端。磁共振成像系统中的线圈产生的磁梯度会对磁珠产生作用力,使磁导丝按所需方向旋转。两只兔子被用于体内导航和转向实验。虽然肾动脉的成功率较高,但其他部位的大多数尝试都以失败告终。这项研究的主要局限性在于,由于硬件无法在追踪时转动,因此无法进行实时导航。磁共振成像系统中引导梯度线圈的存在使得成像无法进行,只能根据之前的跟踪序列盲目控制导丝。

## 4 电活性聚合物(EAP)

### 4.1 原理介绍

电活性聚合物(electroactive polymer, EAP)是一类新型高分子材料,在外部电场的影响下可以发生形变。与形状记忆合金和压电陶瓷相比,这类材料能产生显著的形变和更大的驱动力,同时还具有易加工性、快速响应性和高耐久性<sup>[22-23]</sup>。EAP 主要分为电子和离子两大类。电子型 EAP,如介电弹性体、铁电聚合物、电动接枝弹性体、电活性纸和液晶弹性体等,可在高电场( $>100 \text{ V}/\mu\text{m}$ )作用下实现电动变形,直接将电能转化为机械能。这种材料可以直接通电并在空气中产生反应。虽然所需的电场强度高于离子型 EAP,但它们具有良好的形变持久性。离子 EAP 包括离子聚合物金属复合材料、导电聚合物、碳纳米管、离子聚合物凝胶和电流体。变形是由离子在外部电场作用下迁移或扩散引起的,从而导致内应力的重新分布,并在宏观上表现为体积膨胀、收缩或弯曲。这类材料在较低电压下也能实现明显的变形,但反应速度较慢,对电解质的需求量较大。在直流电压下,它们无法保持变形,但在 3 V 以下的电场中,它们可以实现稳定的伸长、收缩或弯曲。虽然电致伸缩聚合物需要极高的电场才能实现大变形,限制了其在可调弯导丝领域的应用,但新兴的铁电聚合物,如聚偏氟乙烯(polyvinylidene fluoride, PVDF)、聚偏氟乙烯-三氟乙烯(P(VDF-TrFE))等,具有响应速度快、机械能密度高、介电常数高等优点。它有望改善这一缺点,在可调弯导丝的研发中具有巨大潜力<sup>[24-25]</sup>。

### 4.2 最新进展

Ganet 等<sup>[26]</sup>介绍了用于引导导丝转向和力反馈的电致伸缩管的建模和开发。由于氟化三元共聚物 P(VDF-TrFE-CTFE)具有较高的机械能密度,因此被选为设计材料<sup>[27]</sup>,并添加了增塑剂双(VDF-TrFE-CTFE)作为设计材料。邻苯二甲酸 2-乙基己酯(DEHP)改性聚合物,用于降低所需的电场并提高

电致发光性能<sup>[28]</sup>。这种电活性聚合物可配置为传感器和致动器两种模式,使其微型化成为可能。这项研究的关键在于具有两个自由度(degrees of freedom, DOF)的圆柱形导线的建模、设计和实现,而 2-DOF 功能是通过圆柱形电活性聚合物表面上独特的扇形电极实现的。Ganet 等<sup>[26]</sup>通过改变电场强度测量了电动机响应,验证了设计的有效性;他们测量了在恒定电场下不同长度/直径比的管子的曲率;证明了在静态电场下产生的弯曲角度与电场的二次函数关系;他们还验证了材料的快速响应时间及其作为力反馈传感器的潜力。后续工作的重点是利用喷墨打印技术制备多电活性层的过程,这可以显著减少材料的厚度,从而在较低的外部电场下实现更强的机电响应。

Toinet 等人设计了一种用于可调弯导丝的印刷多层电活性致动器的优化方法。以聚萘二甲酸乙二醇酯(polyethylene naphthalate, PEN)和聚酰亚胺(polyimide, PI)为基底材料,选择了聚偏氟乙烯-三氟乙烯共聚物和 PVDF-TrFE-CTFE 三元共聚物这两种 EAP。通过丝网印刷技术,将 EAP 层和电极印刷在基底上,形成多层结构。通过热退火处理使电活性聚合物结晶,优化了 EAP 层的均匀性和结晶度,进行了电气性能测试、机械性能测试,并使用分析模型和有限元模型(finite element model, FEM)对测试结果进行了验证,结果表明,优化后的结构可以在可接受的输入水平下产生大范围的弯曲角度(最大可达 190°),在微创介入方面具有巨大的潜力<sup>[29-32]</sup>。

He 等<sup>[33]</sup>制备了具有多自由度运动的方杆状离子聚合物金属复合材料(ionic polymer-metal composite, IPMC),并测量和分析了直流电压信号下方杆状 IPMC 在不同方向上的位移和阻挡力。利用方棒状 IPMC 设计了实现主动引导的介入导管,并构建了仿真实验平台和人体主动脉模型。成功完成了介入手术的体外模拟实验,初步验证了方棒形 IPMC 在介入手术领域的可行性。

## 5 液压驱动技术

### 5.1 原理介绍

液压传动是一种在封闭系统中通过液体传递压力来产生动力和运动的动力传动技术。该技术因其功率密度高、可靠性强、控制精确而备受青睐,被广泛应用于各个领域。液压传动的核心在于在封闭系统中施加压力,使液体对执行器产生力,从而控制机械装置<sup>[34]</sup>。

液压传动的运行涉及几个关键环节:首先,液

压泵负责将液体吸入系统,并施加必要的压力,通过管网传递给执行器,驱动其产生力和运动。其次,控制阀的作用是调节液体的流量和流向,根据系统的具体需要,控制阀可以打开或关闭不同的通道,以精确控制执行器的动作。最后,执行器负责将液体压力转换为直线或旋转运动,并输出相应的动力,这些元件可根据具体应用要求进行定制<sup>[35-36]</sup>。

### 5.2 液压转向微导丝

Kang 等<sup>[37]</sup>设计一种远端结构是一个带有内部微图案的柔性偏心管,加压时可发生偏转。导向形状有两个弧度:远端尖锐的弧度和近端渐变的弧度,分别用于插入小直径和大直径血管。其组成材料是 MED-4970(NusilTM),一种高硬度(邵氏 70 A)医用级液体硅橡胶。导丝主体由 PEBAX(Arkema 公司)管内的不锈钢微线圈组成。由于设计的线圈间距和线径的变化,远端部分的硬度低于近端部分。近端部分是一个由不锈钢制成的高硬度管,用于将近端操纵力传递到远端。导丝的偏转机制由偏心管和内部微图案组成,偏心管在加压时薄壁侧变形更大,从而使整体结构偏转更大。微图案只分布在偏心管的近端,从而将弯曲曲率分为两条不同的曲线。由于薄壁侧的三角形微图案可减少变形,因此远端部分的曲线比近端部分的曲线更尖锐。结构的设计参数包括偏心率、宽度、高度和每个三角形微图案的间距。在本设计中,偏心率选为 25  $\mu\text{m}$ ,这是实验确定的不会造成穿刺的最小厚度。为适应制造能力,微图案的宽度和高度分别固定为 300  $\mu\text{m}$  和 110  $\mu\text{m}$ 。为使近端产生渐变曲线,选择的图案间距为 375  $\mu\text{m}$ ,从而使近端的曲率半径是无图案远端曲率半径的 6.24 倍。可操控尖端的制作主要包括四个步骤:(1)使用三维打印机挤出模板;(2)通过冲压在模板上绘制图案;(3)在微模上涂抹有机硅涂层;(4)溶解并移除模板。在模拟人体动脉环境循环系统中评估了拟议导丝的选择性插入性能,实验结果表明,该导丝可成功导航直径为 1 mm、分支角度为 128°的血管。

## 6 形状记忆合金(SMA)

### 6.1 原理介绍

形状记忆合金(shape memory alloys, SMA)是一种先进的金属智能材料,能在一定温度变化下恢复原有形状。它们具有传统金属所不具备的自感应、超弹性和可变弹性模量等独特功能。这些合金主要分为三大类:镍钛合金(Ni-Ti)、铜合金(Cu)和铁合金(Fe)。尤其是镍钛合金,由于其出色的生物相容性<sup>[38]</sup>,越来越

地应用于医疗领域。SMA 的显著特性包括形状记忆效应、超弹性、高阻尼性能和良好的生物相容性。形状记忆效应是指 SMA 在低温下发生塑性变形,达到一定温度后,材料中会产生应力,促使其恢复原状。在微观层面上,SMA 由两相组成,即马氏体(低温形态)和奥氏体(高温形态),这两相之间的热弹性转变是形状记忆效应的基础<sup>[39]</sup>。根据恢复性能,形状记忆效应可细分为三种类型:单向、双向和完全恢复形状记忆效应<sup>[40]</sup>。

单向形状记忆效应是指 SMA 在高温下恢复到变形前的状态,这种变化只发生在加热过程中。双向形状记忆效应作用于整个温度周期,即温度降低后,材料可以恢复到加热前的状态。全局形状记忆效应是指随着温度的降低,材料会逐渐恢复到与冷却时相反的形状。在一定温度范围内,SMA 在外部负载作用下会发生一定程度的塑性变形。当外部载荷移除时,材料的塑性变形迅速消失,无需加热,SMA 会自动恢复原状。这种现象称为超弹性效应<sup>[41]</sup>。形状记忆合金是一种高阻尼合金。其宏观高阻尼特性是由于马氏体相变过程中滑移和孪晶等位错运动消耗了大量能量。与低碳钢和铝合金等传统金属材料相比,三种形状记忆合金的耗散因子相差近 20 倍,使形状记忆合金的阻尼比明显高于传统金属材料。这意味着用形状记忆合金制成的机械零件受外部冲击引起的波动将明显减小,机构的工作精度和使用寿命将显著提高<sup>[42]</sup>。生物相容性是指材料植入生物体内不会产生一般毒性、组织炎症感染或致癌反应。这就要求生物兼容材料具有特殊的机械性能(超弹性、低弹性模量、耐腐蚀、优异的物理化学性能等)。其中,形状记忆合金是外科手术和微创介入等领域备受追捧的生物兼容材料,但由于其表面释放的镍离子可能造成危害而备受争议<sup>[43]</sup>。目前,发现高效的表面改性工艺或开发不含镍的高性能医用记忆合金是降低临床应用风险的合理方法。

## 6.2 最新进展

西安交通大学的研究团队成功研制出一种新型钛-镍-钒合金<sup>[44]</sup>,它通过嵌入椭圆马氏体纳米域的纳米晶结构,实现了超高弹性能量密度( $>40 \text{ MJ/m}^3$ )和超高效率( $>93\%$ ),同时表现出卓越的耐久性。这种合金的设计理念是通过纳米尺寸的胚体最大限度地减少假弹性能量耗散,并通过细晶粒结构提高屈服强度。研究表明,这种合金不仅在宏观尺度上,而且在微观尺度上都表现出优异的弹性储能特性。通过实验和模拟,研究团队揭示了高屈服强度、大恢复应变和低能量耗散的起源,为进一步优化微观结构以提高储能性能提供了理论依据。然而,形状记忆合金在可转向导丝中的应用研究还很少,如何处

理镍离子对人体的毒害作用仍是一个关键问题。

## 7 已上市的可调弯微导丝

目前,只有哥伦布导丝(Drivewire)一种可调弯微型导丝已上市并有临床数据<sup>[45]</sup>,Drivewire 系列的详细临床数据见图 3。Hessling 等<sup>[45]</sup>记录了 2019 年 8 月至 2020 年 12 月期间使用可旋转哥伦布导丝进行神经介入治疗的 36 例患者(女性 20 例,男性 16 例),包括多种神经血管手术:动脉瘤治疗( $n=17$ )、急性缺血性卒中血栓切除术( $n=12$ )以及其他( $n=7$ ),如狭窄治疗和栓塞手术。数字减影血管造影术用于即时随访和跟踪每位患者的临床结果。在 36 例病例中,有 35 例通过哥伦布到达目标血管,包括适当的微导管推进。有 14 例患者使用了额外的导丝,主要是因为手术的性质(如使用多根导丝或切换操作)。5 例患者的哥伦布导丝被操作者损坏,必须更换。两名患者出现围手术期并发症,但均与哥伦布导丝本身无关。研究表明<sup>[46]</sup>,当前版本的哥伦布导丝具有独特的轮廓塑造能力,但与其他现有导丝相比,其可旋转性较差,Drivewire 24 是一种新型的 0.024 in 可调弯微导丝,其近端控制的可偏转头端能够实现血管内的精准转向,从而促进诊断或治疗导管的选择性进入。Driviewier 24 的血管内转向还可辅助导管输送以完成 Pipeline 栓塞装置(PED)的释放,并在无需更换导丝、重新成形或球囊扩张的情况下优化 PED 贴壁效果。术者普遍反映其学习曲线较短。研究期间未出现器械相关并发症,但其对旋转力的响应存在一定局限,在 27 例临床应用中成功 25 例,失败 2 例,主要失败原因在于扭矩传递不足或支撑力不足<sup>[47]</sup>。Achieva Medical 公司开发的 DCwire 和 Artiria Medical 公司开发的可控弯微导丝 Artiria 也已上市,但目前缺乏公开的临床数据。

## 8 可调弯微导丝的总结与展望

随着技术和材料的飞速发展,对可调弯微导丝的研究日益增多,展示了其在神经介入领域的广泛应用前景。可调弯微导丝具有显著的优势:首先,可调弯微导丝可通过多种控制原理实现非人工控制,提供更精确的导航和定位,从而扩大了导丝进入复杂血管区域的能力,进一步扩大了介入手术的覆盖范围;其次,可调弯微导丝具有精确的可控性,有助于缩短手术时间,提高手术成功率,降低术后并发症的风险;最后,可调弯微导丝还能有效减少医生的辐射暴露,提高手术安全性。然而,尽

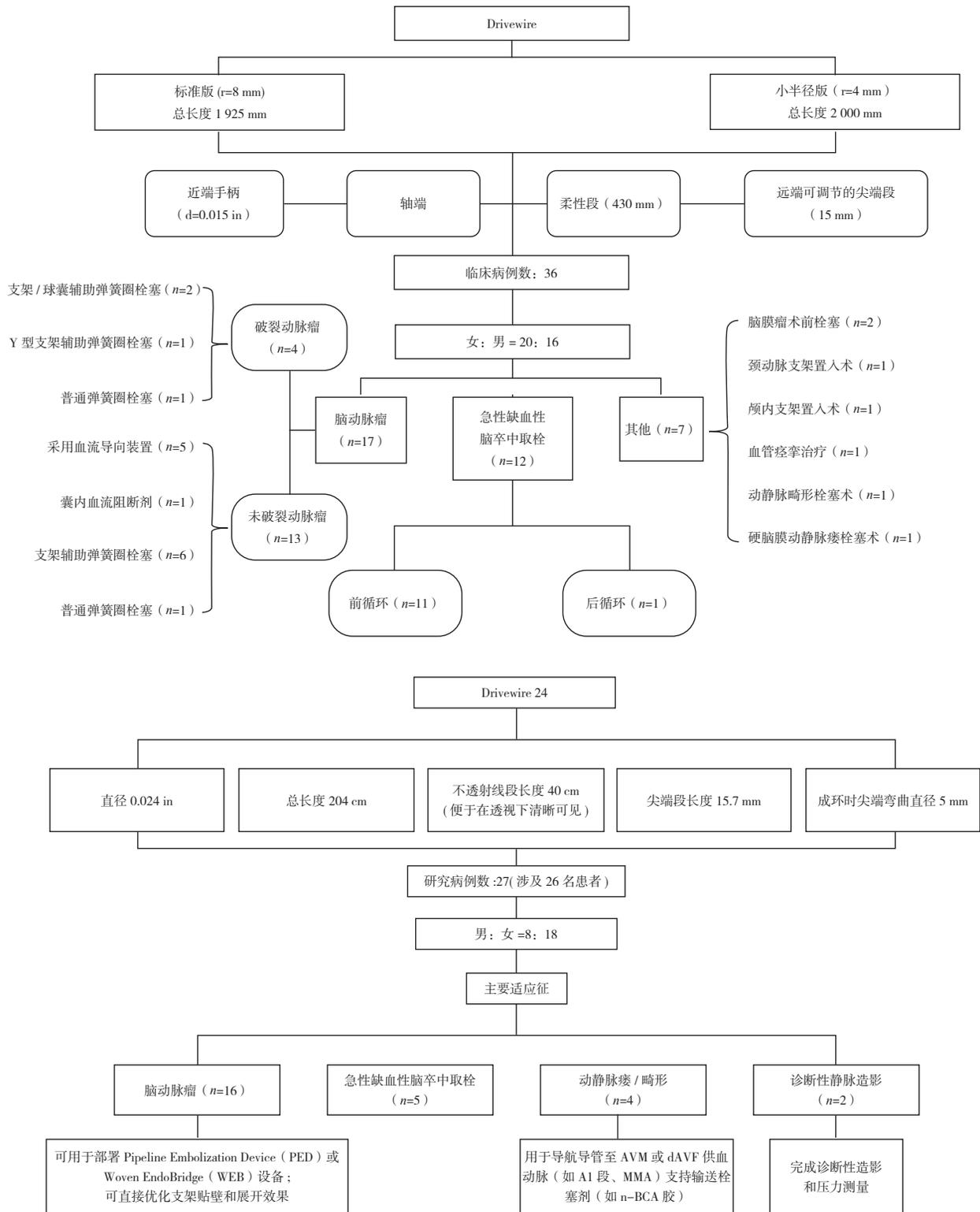


图 3 Drive 相关参数及应用情况

管可调弯微型导丝的研究取得了诸多进展,但仍面临诸多挑战。首先,许多研究项目仍处于模型实验阶段,尚未进入临床试验阶段,已上市的产品仍存在诸多不足;其次,目前尚无关于可调弯微导丝的系统评价文献,对其临床效果和安全性评价的研究仍然缺乏;最后,关于导丝尖端控制的研究仍然有

限,如何实现精确的尖端控制仍是一个技术瓶颈。值得注意的是,可调弯微导丝与机器人技术的结合具有巨大的应用潜力。二者的联合使用不仅能有效减少医生的辐射暴露,还能缩短医生的培训时间,甚至有可能使远程神经介入手术成为现实。此外,优化导丝设计和建立动态行为分析模型对于提高可

转向微导丝的精确度和实时反馈控制能力至关重要。未来,随着技术的进一步发展和临床验证,可调弯微型导丝有望在神经介入领域发挥更重要的作用,推动该领域的发展。

**利益冲突** 所有作者均声明不存在利益冲突

### 参考文献

- [ 1 ] Ederle J, Bonati LH, Dobson J, et al. Endovascular treatment with angioplasty or stenting versus endarterectomy in patients with carotid artery stenosis in the Carotid and Vertebral Artery Transluminal Angioplasty Study (CAVATAS): long-term follow-up of a randomised trial[J]. *Lancet Neurol*, 2009, 8(10): 898–907.
- [ 2 ] Qureshi AI. Endovascular treatment of cerebrovascular diseases and intracranial neoplasms[J]. *Lancet*, 2004, 363(9411): 804–813.
- [ 3 ] Razavi MK, Hwang G, Jahed A, et al. Abdominal myomectomy versus uterine fibroid embolization in the treatment of symptomatic uterine leiomyomas[J]. *Am J Roentgenol*, 2003, 180(6): 1571–1575.
- [ 4 ] Saeed M, Hets SW, English J, et al. MR fluoroscopy in vascular and cardiac interventions (review)[J]. *Int J Cardiovasc Imaging*, 2012, 28(1): 117–137.
- [ 5 ] Losey AD, Lillaney P, Martin AJ, et al. Magnetically assisted remote-controlled endovascular catheter for interventional MR imaging: in vitro navigation at 1.5 T versus X-ray fluoroscopy[J]. *Radiology*, 2014, 271(3): 862–869.
- [ 6 ] Hets SW, Saeed M, Martin AJ, et al. Endovascular catheter for magnetic navigation under MR imaging guidance: evaluation of safety in vivo at 1.5 T[J]. *Am J Neuroradiol*, 2013, 34(11): 2083–2091.
- [ 7 ] Griessenauer CJ, Foreman P, Deveikis JP, et al. Endovascular tools available for the treatment of cerebrovascular disease[J]. *Neurosurg Clin N Am*, 2014, 25(3): 387–394.
- [ 8 ] Bakker NH, Tanase D, Reekers JA, et al. Evaluation of vascular and interventional procedures with time-action analysis: a pilot study[J]. *J Vasc Interv Radiol*, 2002, 13(5): 483–488.
- [ 9 ] Ali A, Plettenburg DH, Breedveld P. Steerable catheters in cardiology: classifying steerability and assessing future challenges[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2016, 63(4): 679–693.
- [ 10 ] Tavallaei MA, Gelman D, Lavdas MK, et al. Design, development and evaluation of a compact telerobotic catheter navigation system[J]. *Int J Med Robot*, 2016, 12(3): 442–452.
- [ 11 ] Zhao Y, Mei Z, Luo X, et al. Remote vascular interventional surgery robotics: a literature review[J]. *Quant Imaging Med Surg*, 2022, 12(4): 2552.
- [ 12 ] Nordon IM, Hinchliffe RJ, Holt PJ, et al. The requirement for smart catheters for advanced endovascular applications[J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2010, 224(6): 743.
- [ 13 ] The Physical Principles of Magnetism | Physics Today | AIP Publishing. Accessed February 7, 2025. <https://pubs.aip.org/physicstoday/article-abstract/20/2/78/425691/The-Physical-Principles-of-Magnetism?redirectedFrom=fulltext>
- [ 14 ] Hossain N, Mahmud MZA, Hossain A, et al. Advances of materials science in MEMS applications: a review[J]. *Results Eng*, 2024, 22: 102115.
- [ 15 ] Silva AKA, Silva EL, Egito EST, et al. Safety concerns related to magnetic field exposure[J]. *Radiat Environ Biophys*, 2006, 45(4): 245–252.
- [ 16 ] Miyazaki S, Shah AJ, Xhaët O, et al. Remote magnetic navigation with irrigated tip catheter for ablation of paroxysmal atrial fibrillation[J]. *Circ Arrhythm Electrophysiol*, 2010, 3(6): 585–589.
- [ 17 ] Li S, Zhao H, Shepherd RF. Flexible and stretchable sensors for fluidic elastomer actuated soft robots[J]. *Mrs Bulletin*, 2017, 42(2): 138–142.
- [ 18 ] Lin HT, Leisk GG, Trimmer B. GoQBot: a caterpillar-inspired soft-bodied rolling robot[J]. *Bioinspir Biomim*, 2011, 6(2): 026007.
- [ 19 ] Ilievski F, Mazzeo AD, Shepherd R, et al. Soft robotics for chemists[J]. *Angew Chem Int Ed Engl*, 2011, 50(8): 1890–1895.
- [ 20 ] Kim Y, Parada GA, Liu S, et al. Ferromagnetic soft continuum robots[J]. *Sci Robot*, 2019, 4(33): eaax7329.
- [ 21 ] Lalande V, Gosselin FP, Vonthron M, et al. In vivodemonstration of magnetic guidewire steerability in a MRI system with additional gradient coils[J]. *Med Phys*, 2015, 42(2): 969–976.
- [ 22 ] Crewe C, An YA, Scherer PE. The ominous triad of adipose tissue dysfunction: inflammation, fibrosis, and impaired angiogenesis[J]. *J Clin Invest*, 2017, 127(1): 74–82.
- [ 23 ] Matveenko VP, Shardakov IN, Kosheleva NA, et al. Stress state analysis and optimization in the vicinity of

- the sensor of SMART-material[J]. *PSI*, 2017, 5: 99–106.
- [24] Capsal JF, Galineau J, Le MQ, et al. Enhanced electrostriction based on plasticized relaxor ferroelectric P(VDF-TrFE-CFE/CTFE) blends[J]. *J Polym Sci B Polym Phys*, 2015, 53(19): 1368–1379.
- [25] Toinet S, Benwadih M, Szabolics H, et al. Design optimization of printed, multi-layered electroactive actuators used for steerable guidewire in micro-invasive surgery[J]. *Materials (Basel)*, 2024, 17(9): 2135.
- [26] Ganet F, Le MQ, Capsal JF, et al. Development of a smart guide wire using an electrostrictive polymer: option for steerable orientation and force feedback[J]. *Sci Rep*, 2015, 5(1): 18593.
- [27] Jean-Fabien C, Jérémy G, Mickaël L, et al. Plasticized relaxor ferroelectric terpolymer: toward giant electrostriction, high mechanical energy and low electric field actuators[J]. *Sens Actuators A Phys*, 2014, 207: 25–31.
- [28] Capsal JF, Dantras E, Lacabanne C. Molecular mobility interpretation of the dielectric relaxor behavior in fluorinated copolymers and terpolymers[J]. *J Non Cryst Solids*, 2013, 363: 20–25.
- [29] Chen G, Zhao J, Li S, et al. Origin of thickness dependent dc electrical breakdown in dielectrics[J]. *Appl Phys Lett*, 2012, 100(22): 2135.
- [30] Helgee B, Bjellheim P. Electric breakdown strength of aromatic polymers: dependence on film thickness and chemical structure[J]. *T-DEI*, 1991, 26(6): 1147–1152.
- [31] Pedroli F, Flocchini A, Marrani A, et al. Boosted energy-storage efficiency by controlling conduction loss of multilayered polymeric capacitors[J]. *Mater Des*, 2020, 192: 108712.
- [32] Zhao L, Liu G, Su J, et al. Investigation of Thickness Effect on Electric Breakdown Strength of Polymers Under Nanosecond Pulses[J]. *IEEE T Plasma SCI*, 2011, 39(7): 1613–1618.
- [33] He Q, Huo K, Xu X, et al. The square rod-shaped ionic polymer-metal composite and its application in interventional surgical guide device[J]. *Int J Smart Nano Mat*, 2020, (2): 159–172.
- [34] Gangwar GK, Barnwal MK, Das J, et al. Modeling and simulation of hydrostatic transmission system: a literature survey[J]. *IJMPE*, 2013, 1(6): 43–47.
- [35] Stein B, Vier E. Structural analysis in control systems design of hydraulic drives[J]. *Eng Appl Artif Intell*, 2000, 13(6): 741–750.
- [36] Ikuta K, Matsuda M, Yajima D, et al. Pressure Pulse Drive: a control method for the precise bending of hydraulic active catheters[J]. *IEEE ASME Trans Mechatron*, 2012, 17(5): 876–883.
- [37] Kang S, Lee DY. Hydraulically steerable micro guidewire capable of distal sharp steering[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2021, 68(2): 728–735.
- [38] Elahinia MH, Hashemi M, Tabesh M, et al. Manufacturing and processing of NiTi implants: a review[J]. *Pergamon*, 2012, (5): 911–946.
- [39] Chen X, Zhang F, Chi M, et al. Microstructure, superelasticity and shape memory effect by stress-induced martensite stabilization in Cu-Al-Mn-Ti shape memory alloys[J]. *Mater Sci Eng B-Adv*, 2018, 236–237: 10–17.
- [40] 周超, 贺志荣, 刘琳, 等. Ti-Ni 基形状记忆合金的特性和应用研究进展[J]. *热加工工艺*, 2015, 44(14): 7–11.
- [41] Liu B, Li B, Wang S, et al. A 1D strain-amplitude- and strain-rate-dependent model of super-elastic shape memory alloys for structural vibration control[J]. *Structures*, 2020, 25: 426–435.
- [42] Villa F, Bassani E, Passaretti F, et al. Damping properties of innovative NiTi elements: development of proof of concept and demonstrators[J]. *Smart Mater Struct*, 2021, 30(9): 095009.
- [43] Aksoy CB, Canadinc D, Yagci MB. Assessment of Ni ion release from TiTaHfNbZr high entropy alloy coated NiTi shape memory substrates in artificial saliva and gastric fluid[J]. *Mater Chem Phys*, 2019, 236: 121802.
- [44] Dang P, Li C, Yang Y, et al. Ultrahigh elastic energy storage in nanocrystalline alloys with martensite nanodomains[J]. *Adv Mater*, 2024, 36(50): e2408275.
- [45] von Hessling A, Reyes Del Castillo T, Karwacki G, et al. The Columbus steerable guidewire in neuroin-terventions: early clinical experience and applications[J]. *J Neurointerv Surg*, 2022, 14(3): 291–296.
- [46] von Hessling A, Reyes Del Castillo T, Lehmann L, et al. Applications of the Columbus steerable guidewire[J]. *J Neurointerv Surg*, 2022, 14(10): 1045.
- [47] Grin EA, Sharashidze V, Chung C, et al. Early experience with the Drivewire 24: a newly FDA-approved steerable microwire[J]. *J NeuroIntervent Surg*, Published online June 20, 2025: jnis-2025-

- 023730.
- [ 48 ] Kornilov VM, Lachinov AN, Karamov D, et al. Supramolecular structure of electroactive polymer thin films[J]. Phys Solid State, 2016, 58(5): 1065–1070.
- [ 49 ] Mahmud I. Deflection of MEMS based sandwiched cantilever beam for piezoelectric actuation: analysis of lead zirconate titanate piezoceramic material[J]. JMCE, 2021, 18(5): 22–26.
- [ 50 ] Lee SY, Ko B, Yang W. Theoretical modeling, experiments and optimization of piezoelectric multimorph [J]. Smart mater struct, 2005, 14(6): 1343.