面向深部神经外科的程序优化型可操控微导管

Ayhan Aktas 学生会员，IEEE，A. Anil Demircali 会员，IEEE，Riccardo Secoli，Burak Temelkuran 会员，IEEE，以及 F. Rodriguez y Baena 会员，IEEE，

摘要—近年来，可操控针在微创手术（MIS）中受到广泛关注。其中，柔性可编程斜面针尖针（PBN）概念已成功通过体内演示，使用2.5 mm的PBN原型评估了在绵羊模型中对流增强递送（CED）化疗药物的可行性。然而，对于涉及深部组织结构的其他诊断和治疗程序，还需要进一步缩小尺寸。由于可编程弯针具有复杂的横截面几何结构，随着外径进一步减小，挤出成型等标准制造方法便难以奏效。本文介绍了我们首次尝试展示一种用于制造可编程弯针的新方法，该方法采用热拉伸技术。我们对2.5 mm的可编程弯针以及本文介绍的一种新型1.3 mm热拉制（TD）可编程弯针原型进行了实验表征测试。结果表明，热拉伸在微型化复杂针结构方面具有显著优势。然而，在这次初步尝试中，材料选择影响了操控行为；这一局限将在未来的工作中加以解决。

索引词—医疗机器人学、微创手术、热拉伸、针操控。

I. 引言

微创手术（MIS）在过去几十年中取得了显著发展，因为它有望改善手术结局，例如缩短康复时间、减少住院时间并降低组织损伤 [1]。使用针进行经皮介入是微创手术最常见的应用领域之一 [2]。直针常用于微创神经外科手术，例如活检、血液采样、液体递送/抽取以及肿瘤消融 [3]。这些介入的有效性取决于能否精准、准确地到达手术靶点，同时不损伤健康组织（即尽量减少周围组织损伤）；而器械设计限制往往会妨碍这一目标的实现。由于直针可能无法一次到达病灶，因此若不撤回针体，就无法动态补偿针尖错位

A. Aktas 和 F. Rodriguez y Baena 隶属于伦敦帝国理工学院医学机电一体化实验室机械工程系；A.A. Demircali 和 B. Temelkuran 隶属于伦敦帝国理工学院代谢、消化与生殖系；R. Secoli 隶属于伦敦帝国理工学院汉姆林机器人手术中心，地址为 Exhibition Rd, South Kensington, London SW7 2BX。电子邮箱：f.rodriguez@imperial.ac.uk 通讯作者：F. Rodriguez y Baena

Ayhan Aktas 的研究工作得到土耳其共和国的资助。

或重新插入 [4]；研究人员一直在开发各种设计的机器人可操控针 [5]。其中一种设计——可编程斜面针尖针（PBN）——近期首次应用于体内，以评估通过特定曲线路径进行化疗药物对流增强递送（CED）的可行性；这些路径与特定的各向异性脑结构相契合 [2]。

这种仿生 PBN 设计包含多个斜面针尖节段（通常由四个节段组成，每个节段具有多个内腔），并通过互锁机制连接在一起。该设计利用各节段之间的相对运动，在针尖处形成动态偏移，从而在插入过程中实现操控，如图 1 所示。

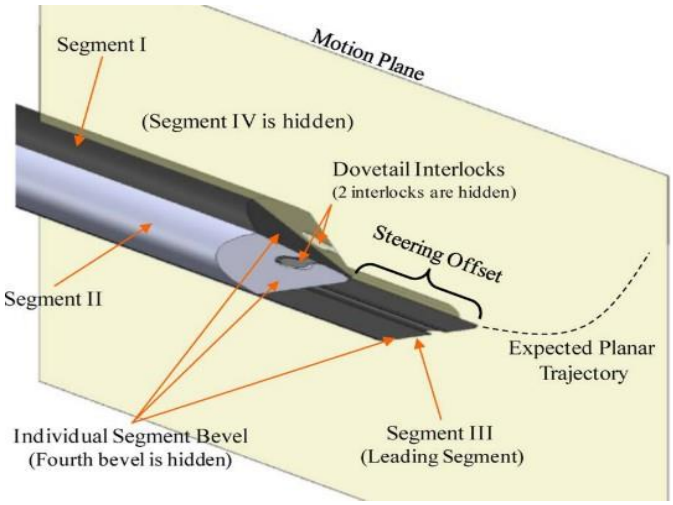

图 1. 可编程斜面针（PBN）转向概念 [6]

十年前，第一代PBN原型的直径为12 mm，采用快速原型技术制造，并使用TangoBlack和VeroWhite等类橡胶材料 [6]。通过传统挤出成型工艺，这种复杂设计的制造尺寸最终缩小至临床可行的2.5 mm直径 [7],，而传统挤出成型也是医用导管生产的金标准。PBN节段采用有色生物相容性聚合物制成，每个节段都设有两个工作通道。该版本作为植入式器械，用于绵羊模型的体内研究，首次证明了这种设计在临床上的可行性 [2]。虽然已可用于临床，但进一步

缩小尺寸对于涉及深部组织结构的应用仍然必不可少，例如激光间质热疗（LiTT）[8]。由于PBN设计复杂，标准制造方法在进一步缩小尺寸方面能力有限。因此，需要探索其他方案以减小整体尺寸。本研究介绍了一种采用热拉伸技术制造可编程弯针的新方法 [9]，，展示了其制造小尺寸复杂导管横截面几何结构的潜力，且细节精度前所未有。

热拉伸是一种制造工艺，能够在保持预制件横截面完整性的同时，制备纵向均匀的纤维。该工艺通过将材料加热至玻璃态，再将其拉伸成长度从数米到数千米的纤维来实现这一目标 [10]。通过施加热量和拉伸张力，使玻璃态预制件的截面延伸形成纤维。3D打印技术能够制备横截面复杂的预制件；与模塑等其他方法相比，这种横截面可以设计得更大，也更具挑战性。

过去20年间，人们已成功制备出几何形状、材料组成和功能各异的热拉伸多材料纤维。这种方法此前曾用于微纳尺度，以大规模制备复杂且不对称的结构。首种具有大光子带隙的多材料纤维可追溯至 2002 [11], [12]。纤维技术涵盖许多不同领域，例如光电探测、热传感、化学传感、光通信和微流控[13]–[16]。此外，热拉伸还可用于电子器件（例如基于织物的可穿戴储能系统）和功能性纺织品 [17]。随着增材制造技术的发展，人们得以在微米尺度制造复杂且任意形状的结构。凭借这些优势，本文采用热拉伸技术制备各个 PBN 段，因为该技术能够将复杂横截面微型化，突破传统制造工艺迄今所能达到的极限。我们使用一台三维打印机（即熔融沉积成型设备）制造带有空腔的复杂几何结构，并通过迭代改进过程制备尺寸逐渐缩小的原型。

本文介绍了一种亚毫米尺寸针段的制造方法：对三维打印预制件进行热拉制，使针的尺寸进一步缩小约50%；并将其与[7]中所述的最新PBN进行比较表征测试。这些表征测试按照 [18], [19], 所述方法进行，并对流程作了改进，包括弯曲刚度和拉伸强度评估。研究使用一对立体相机估算针的曲率，以探究针段偏移与曲率之间的关系。

本文的组织结构如下。第二节详细介绍当前使用的针，以及用于机械测试和弯曲性能评估的表征方法。第三节说明所开展的实验。第四节总结实验结果。最后，本文讨论每种原型和制造方法的优缺点，并明确阐述这些技术的未来发展方向这些技术。

II. 材料与方法

A. 导管设计与制造

1）挤出制造（EM）PBN导管：此处使用的PBN原型所采用的EDEN2020精密神经外科模块化机器人环境，已在[2]中作了全面介绍。临床实验使用了一根外径为2.5 mm、由4段组成的PBN导管，如图2所示。针段由Xograph Healthcare Ltd.采用医用级聚氯乙烯挤出制成，该材料的邵氏“A”硬度为89；此外，还在混合料中添加了色料，以实现颜色编码设计，使每段导管在手术室（OR）中都易于辨认。制成的PBN针段表面涂覆了聚对二甲苯纳米涂层，以确保生物相容性，并尽量减少针段相互滑动时的摩擦。图2展示了定制的导管段及其横截面图。为尽量降低针在明胶外发生屈曲的可能性，使用了内径为2.7 mm的套管针。每个导管段均包含可与相邻段互锁的公、母部件。每段均有两个直径为0.3 mm的工作通道，用于传感化和器械输送；此外，针段尖端相对于中性轴以45° 角度斜切，以利于插入过程，其他研究也有相关描述（例如[7], [20]）。

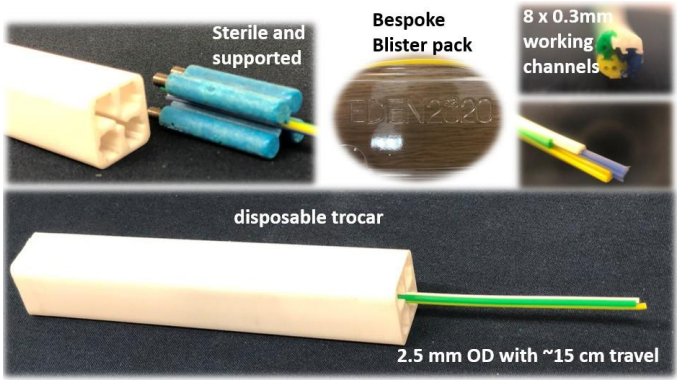

图2. 挤出制造（EM）生物相容性PBN

2）热拉伸导管（TM）：鉴于热拉伸在微小尺度下操作时具有无可比拟的优势，我们采用3D打印预制件的热拉伸工艺，制造微型化PBN设计中的各个PBN节段。我们使用标准计算机辅助设计（CAD）软件（SolidWorks，法国达索系统）构建3D打印预制件的设计。在预制件制作过程中，我们考虑了多种设计策略，并通过迭代优化，使节段尺寸和互锁机构的滑动性能达到预期，同时考虑热膨胀的影响。

使用市售 Ultimaker 3 Extended打印机（UltiMaker BV，荷兰），并采用聚碳酸酯（PC）材料（Ultimaker PC Transparent, 2.85 mm耗材），其邵氏硬度为“D”82，配备0.4AA打印喷头

（非磨蚀性塑料）。层厚设为0.1 mm，填充密度为%100。

与默认速度 250 mm/s 相比，将打印头移动速度调整为 40 mm/s ，以获得更光滑的表面。对于透明PC打印，考虑了以下温度：喷嘴温度 $T_n = 270\ ^\circ C$ 和热床温度 $T_b = 107\ ^\circ C$。3D打印预制件的尺寸为直径 40 mm、长度 100 mm。预制件的中央管腔直径为 8.6 mm，目标拉伸比为 40，以达到

0.21 mm中央管腔。以$v_f = 2.5\ m/min$ 的速度将预制件送入三区炉，并以$v_d = 1.4\ m/min$的速度牵拉纤维，直径为 4 cm、可拉伸预制件长度为10 cm的预制件可制得160米的PBN段。用于热拉伸纤维的三区炉温度如下：顶部区域：140 $^\circ C$；中部区域：200 $^\circ C$；底部区域：85 $^\circ C$。热拉伸过程的示意图见图3。

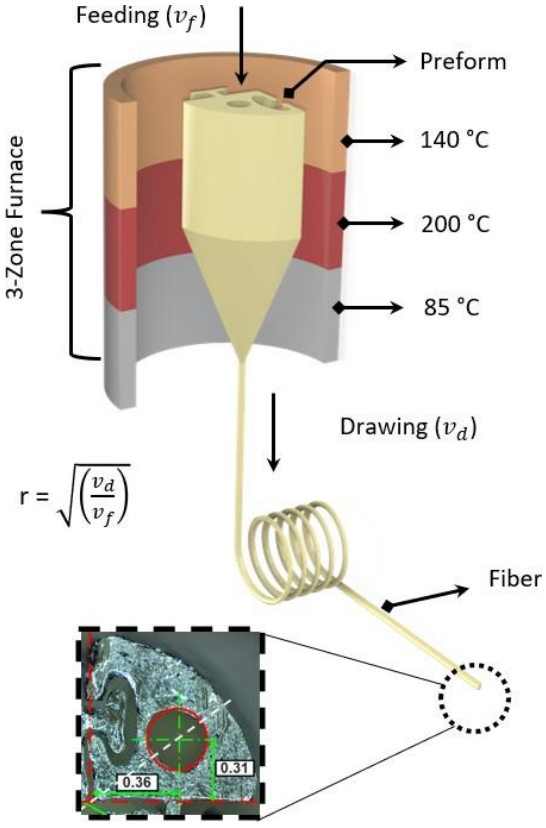

图 3. 使用3D打印预制件的热拉伸工艺

热拉伸工艺制备出一段长的PBN形纤维段，其半径为0.65 mm；随后，将该长纤维段裁切至所需的200 mm长度，该长度的选择与 [20]中所述的现有原型相匹配。与许多先前的研究一样，每个短纤维段均固定在3D打印的“翼片”上，用于将其组装到驱动机构中；针组件则通过手动互锁四个独立纤维段完成组装。

图4展示了热拉伸（TD）段及其相应的横截面图。为尽量降低导管在明胶仿体外发生屈曲的可能性，专门设计并制作了一种内径为1.3 mm的套管针，并将其用于表征实验。每个导管段均具有一个1×0.21 mm直径的工作通道，用于传感化和临床应用；导管段尖端相对于中性轴以75°角进行斜切。

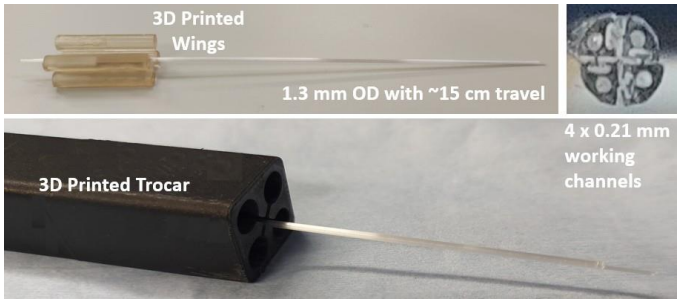

图 4. 热拉制（TD）可编程斜尖针

B. 表征方法

1）机械特性测试：开展结构测试，以测量我们体内研究中所使用的两种PBN设计以及本文所述热拉伸原型的材料特性。弯曲刚度测试用于测量针对于介质变化的敏感性。根据针的操控策略，这种敏感性既可对针操控起到补充作用，也可作为与其相竞争、产生阻碍作用的机制[21]。因此，采用试样长度为30 mm的三点弯曲测试，测量EM PBN和热拉伸段的弯曲刚度。测试使用10N的Instron负荷传感器（INSTRON，美国）进行，横梁速度为1 mm/min。

此外，还进行了拉伸试验，以确定每根 PBN 的拉伸应力-应变行为。测试使用相同样品，并采用 1 kN Instron负荷传感器，拉伸速度为 50mm/min。最后，研究了互锁机制的保持能力，因为各段意外分离会导致 PBN 失效。通过拉伸试验测量每个原型互锁机制的强度。测试时，将互锁的两段通过连接在翼片上的夹具固定在一起，随后以1mm/min 的速度将两段彼此拉开。根据拉伸力突然下降的位置确定断开时的力，并将其视为脱出力。每项实验重复三次。测试装置如图 5 所示。

2）曲率估计方法：每根针的三维曲率均通过立体相机装置采集；该装置采用 R软件包 StereoMorph [22] 实现相机标定、形状数字化和形状重建。立体相机装置由两台固定焦距的 C920 HD Pro 相机（Logitech公司）组成，

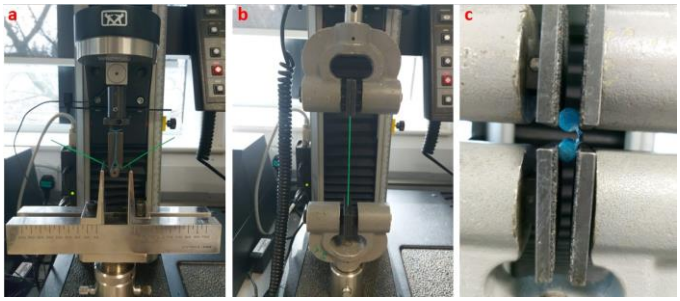

图5. a) 弯曲刚度测试，b) 抗拉强度测试，c) 互锁脱出力测试

两台相机视野相互重叠，并使用经典棋盘格图案进行标定。两台双目相机按照 [22] 中所述的 StereoMorph 标定流程完成标定。每次插入后，使用双目相机拍摄针，并通过 StereoMorph 数字化应用程序在每个相机视图中手动进行针的形状数字化。我们使用 32 个均匀间隔的点来捕捉每种形状的曲率。图 6 展示了其中一项实验所用数字化工具的示例。紫色圆点表示从右侧相机选取的数字化点，所选点显示在程序右侧。此外，该应用程序还显示从针的基部和尖端延伸出的极线，以匹配左右相机图像。选点后，应用程序使用内置的贝塞尔曲线方法对数字化点进行处理。随后，根据离线确定的标定系数，将数字化曲率从基部到尖端重建为三维形状。最后，考虑折射率校正，以补偿在明胶介质中获得的测量结果。

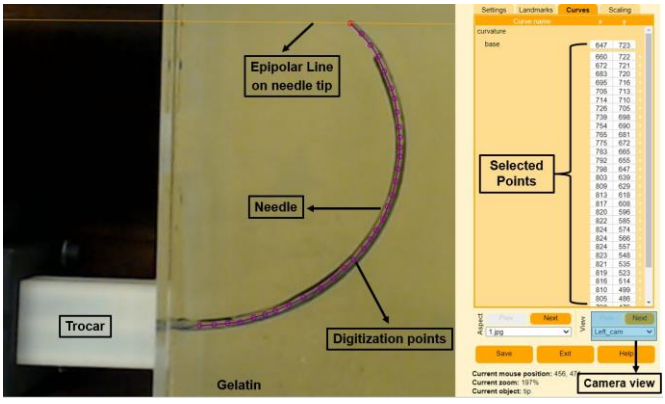

图6. 右侧相机视图中的 StereoMorph 数字化应用程序

III. 实验验证

通过一系列实验性针插入对两根可编程弯针的操控特性进行了评估。实验采用了与早期研究中相同的技术 [6], [19], [23]。图7展示了用于表征测试的针操控装置示意图。插入过程使用四个线性执行器完成，并通过软件进行控制该软件由内部开发[24]。每个线性执行器通过一根镍钛合金杆连接到针段的翼片上（允许针段之间发生滑动），并以 1 mm/s的固定速度运动，与先前研究一致[19], [6], [18]。每个针段均封装在一个3D打印套管针芯内，以在插入前保持针段的对齐。实验装置如图8所示。采用一系列偏移量下可实现的最大曲率来比较针的操控能力，包括可实现的最小曲率半径[19]。表征测试在温度受控的环境中进行，温度为（20-21）°C，使用质量分数为6%的牛明胶仿体（Chef William 粉状明胶）[18],，该仿体可作为人脑白质的一阶近似[25]。

所有针段最初均对齐，并插入仿体中20 mm。将伸出最远的单段或多段固定，其余针段则向后驱动，以形成指定的偏移配置。随后，同步驱动全部四个线性执行器，实现110 mm的插入行程，与此前的表征工作相同[19]。

采用单段领先和两段领先的配置进行插入，以评估四个平面内可实现的曲率性能；插入偏移量逐渐增加至5、10、15和20 mm。每种针尖配置至少进行10次插入。每次插入后，使用经标定的双目相机对测量针轨迹。

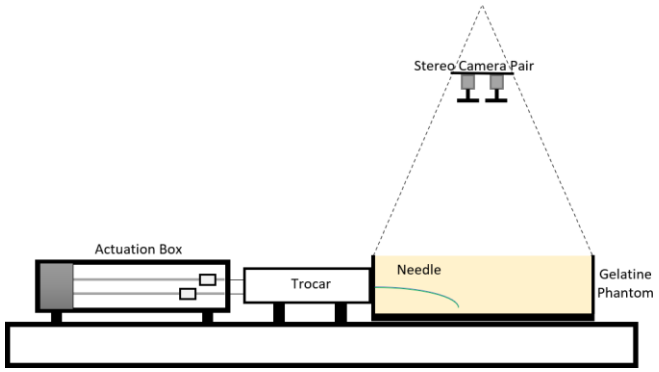

图7. 实验装置示意图

使用 8×11 棋盘格和 StereoMorph 的数字化应用程序对双目相机进行标定，得到 0.423 像素（px）的极线平均误差。每次插入结束时，我们手动确定立体相机图像中的曲率投影，然后使用 StereoMorph 数字化工具将其重建为三维图像，如图 6 所示。选定点后，使用 StereoMorph 重建模式获取三维针曲率。为考虑空气-明胶界面处的折射，使用了通用算法 [26] ，因为相机标定是在自由空气介质中进行的，而实验试验是在明胶介质中进行的。

进行折射校正后，根据所得轨迹估算曲率向量 κ_{exp} 。使用 Murthy 三维圆拟合函数 [27] 估算每个曲率的最佳拟合

半径（R），据此可计算曲率的大小，即 $\kappa = 1/R$。利用转向平面和水平面（针最初放置的平面）计算插入角（β）。每次插入的曲率向量按 [19]所示进行计算。

$$\mathcal{K}_{exp} = \mathcal{K}\begin{bmatrix}\cos(\beta)\\ \sin(\beta)\end{bmatrix}$$

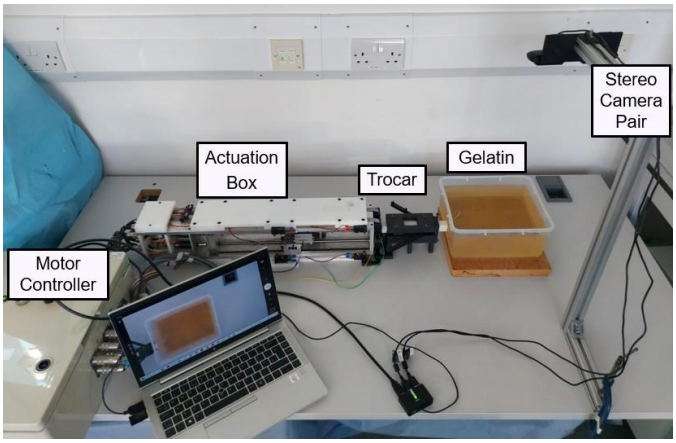

图 8. 实验装置

IV. 结果

A. 机械特性

图 9 显示了挤出制造（EM）PBN 与热拉制（TD）PBN 段在显微镜下的横截面对比。结果表明，该方法在保留完整功能和四个工作通道的同时，将直径缩小至现有最先进尺寸的约一半。我们选择将每段的内腔数量减半，以便在较小的 PBN 中维持 200 微米的工作通道，最终将其集成到基于光纤布拉格光栅的实验装置中 [24]。

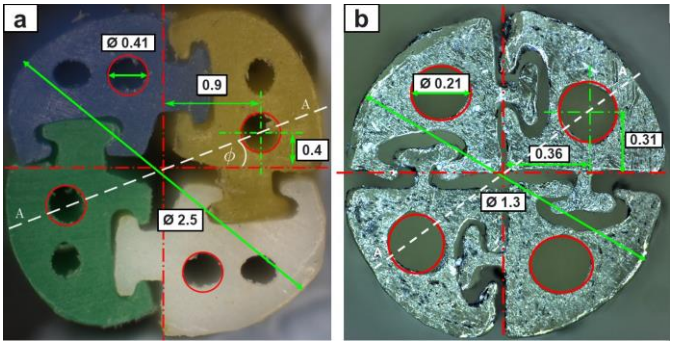

图 9. a）挤出制造针，b）热拉制针

表 1 给出了 EM 和 TD PBN 分段（直径分别为 2.5 mm 和 1.3 mm）的平均弯曲刚度、拉伸应力和互锁机构脱出力值。分段刚度会显著影响针在插入阶段的曲率性能。热拉制材料的刚度高于塑料采用挤出法。结果是，尽管导管直径更小，其曲率性能仍有所下降，而互锁强度则有所提高。具体而言，使用 1.3 mm 原型时，转向性能下降了 30%，而互锁强度提高了 50%。从定性角度看，热拉伸段的工作效率更高，彼此之间的相对运动更加流畅且可预测。

表 I MECHANICAL F EATURES

	平均弯曲刚度刚度 (N/mm)	***Mean*** 拉伸应力 （MPa）	***Mean*** 互锁脱离力 ***(N)***
2.5mm ***EM***	0.023	13.10	5.47
2.5mm ***TD***	0.38	53.66	18.52
1.3mm ***TD***	0.031	51.45	10.94

B. 偏移与曲率

为评估新原型与我们最先进的临床前PBN 的操控行为，使用 EM 和 TD PBN 进行了两项实验：“单个前导段”和“两个前导段”插入。图 10 和图 11 展示了每项测试中十次实验的平均值和标准差。此外，还分别绘制了曲率数据与转向偏移量之间的线性拟合。

图 10 展示了两种针在单段插入过程中的偏移量-曲率特性。正偏移量和负偏移量对应的曲率值略有差异，这可能是由针扭转、插入过程中的定位不确定性以及变形造成的。EM PBN 达到的最大曲率为 0.0242 0.003mm^{-1}，对应的曲率半径为 41.307mm。该针产生的曲率明显高于此前在类似设置下于 [19]，报告的 0.0192mm^{-1} 。这一结果符合预期，因为添加了色素以及为每段增加了一个工作通道，导致材料刚度降低（ [19] 中的 PBN 每段只有一个工作通道）。TD PBN 达到的最大曲率为 0.0092 0.001mm^{-1}，对应的曲率半径为 109.113mm。表 II 展示了单段插入的实验结果。第一列列出了每种针的偏移量，表 II 的最后三列报告了平均曲率（κ [mm]）、曲率半径（R [mm]）和插入角（β）。

图 11 展示了采用两个前向段进行的相同实验。具有两个前向段的 EM PBN 所达到的最大曲率为 0.0121 0.001mm^{-1}，对应的曲率半径为 82.644mm。具有两个前向段的 TD PBN 所达到的最大曲率为 0.0069 0.001mm^{-1}，对应的曲率半径为 144.92mm。表 III 展示了双段插入的实验结果。第一列显示各导管的偏移量，最后两

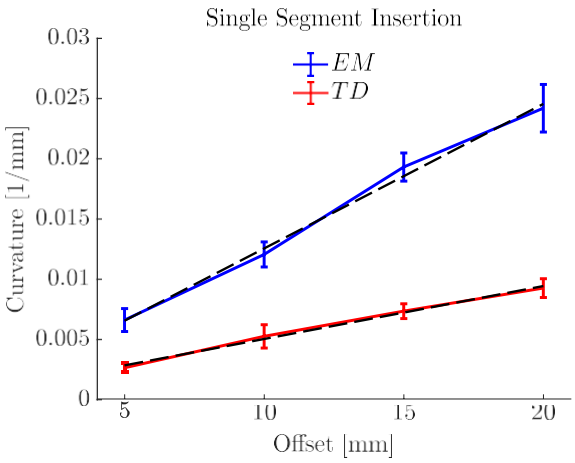

图 10. 单段正向插入结果（偏移-曲率）

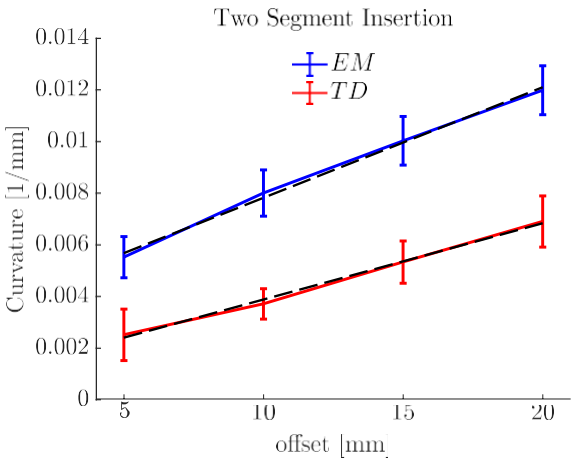

图 11. 两个前向段插入结果（偏移-曲率）

表 II 单段插入偏移-曲率关系

	偏移量 **(mm)**	平均值 κ (1/mm)	平均 R **(mm)**	平均值 β （度）
EM PBN	5	0.0066	151.488	28.89
	10	0.0120	83.306	42.68
	15	0.0193	52.454	54.58
	20	0.0242	41.307	69.20
TD PBN	5	0.0026	385.516	8.93
	10	0.0052	192.432	19.24
	15	0.0073	136.410	28.12
	20	0.0092	109.113	34.30

表 III 两个前向段插入的偏移-曲率关系

	偏移量 **(mm)**	平均值 κ (1/mm)	平均 R **(mm)**
EM PBN	5	0.0055	181.488
	10	0.0080	125.036
	15	0.0102	98.034
	20	0.0121	82.644
TD PBN	5	0.0025	400.056
	10	0.0037	270.270
	15	0.0053	188.679
	20	0.0069	144.921

列表 III 的两列报告了平均曲率（κ [mm]）和曲率半径（R [mm]）。未报告插入角，因为此处的曲率是在二维平面内测量的，测量是在垂直于相机视线的平面内进行的。单段与两段之间存在差异的原因已在我们先前的研究 [18] 中讨论。这与采用两段而非仅一段时所实现的可编程斜面的有效刚度有关。图 10 和图 11 显示，曲率与偏移量之间存在线性关系，这一点在两种针型中均可观察到。

V. 讨论

本研究提出了一种制造复杂形状针和导管的替代技术，其尺寸超出了传统挤出成型的限制。研究表明，通过热拉伸可以制造出具有高公差和出色形状控制能力的亚毫米段。考虑到使用传统制造技术将每个后续PBN原型进一步微型化所需的时间（图12），我们花费了八年多时间才将最初的12毫米原型缩小至2.5毫米。然而，热拉伸方法使我们能够在三个月内实现50%的尺寸缩减，这一成果如今将使 [2]中所述的可转向系统能够应用于更广泛的诊断和治疗干预。

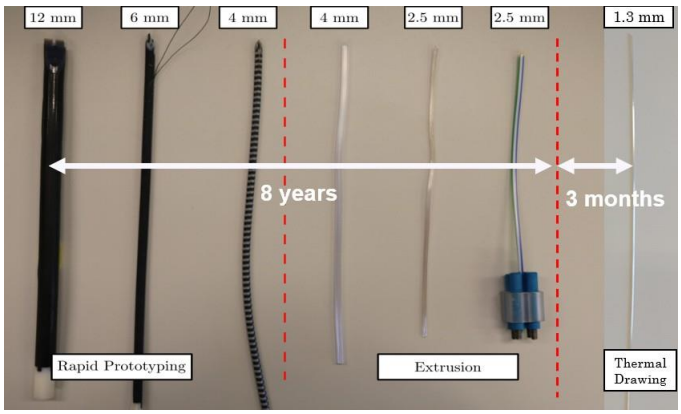

图12. PBN 尺寸随时间的变化 [20]

互锁机制虽存在精度偏差，但不会影响各节段之间的滑动性能或拔出强度，这证实了热拉伸可作为挤出成型的替代工艺。此外，与挤出成型相比，热拉伸工艺无需

额外的后处理（例如通过纳米涂层改善滑动性能），这是一个显著优势。此外，热拉伸导管的互锁强度高出 50 %，这意味着随着我们进一步减小外径，节段分离不会成为问题，而且热拉伸节段的滑动性能明显更好。

另一方面，曲率表征结果显示，尽管新型 TD PBN 的针直径几乎减半，其转向性能仍不如 EM PBN。这表明材料刚度对曲率性能至关重要。TD PBN 的转向性能较低，是因为热拉伸所用材料（聚碳酸酯）的刚度高于 EM PBN 所用的聚氯乙烯。本研究选择聚碳酸酯，是因为这种材料易于获得，且我们在该制造技术方面拥有本地经验。未来的工作将重点使用更软的材料来优化刚度分布，并调整热拉伸工艺，从而使转向性能达到并超过现有水平。在插入过程中，TD 针对组织的损伤也应较小，因为较小的外径会影响其留下的针道尺寸。目视检查显示，TD 针显著减少了入口处及针道沿线的损伤。不过，未来工作将参照 Leibenger 的研究 [28], 对其进行定量分析，以确凿证实这一结论。

VI. 结论与未来工作

本文介绍了目前正在开展的一项研究，旨在利用热拉伸法制造亚毫米尺寸的复杂形状导管。具体而言，本文展示了该方法在针操控中的应用，并设计、制造和表征了一种 1.3 mm 的可编程斜面针，其尺寸能够满足深部神经外科手术的要求。我们进行了力学测试，将这一新原型与目前最先进的临床前系统进行比较；后者由商业途径采用传统挤出成型制造。此外，我们还在仿体上进行了固定偏移实验插入，以比较新型 PBN 的操控能力。主要结果表明，热拉伸使外径减少了 50%（从 2.5 mm 降至 1.3 mm），但由于热拉伸过程中所采用的材料，新型针的操控行为较为平缓。

尽管这些初步实验结果令人鼓舞，但这一变化对针的曲率性能所产生的影响仍需进行全面评估，这将是未来工作的重点。我们目前正在探索不同的材料和预制件模塑方法，以使针能够实现更紧密的弯曲。我们还将把新开发的导管整合到 EDEN2020 的精准神经外科手术生态系统中，最终目标是将我们的针操控技术应用于 LiTT。最后，我们将继续研究新的潜在控制方案、触觉远程操作和手术培训技术。

致谢

作者谨向 Stephen Laws 致谢，感谢他在图像处理方面提供的宝贵建议，以及对本文提出的建设性批评。

参考文献

[1] E. P. Westebring-van der Putten、R. H. Goossens、J. J. Jakimowicz 和 J. Dankelman，《微创手术中的触觉技术——综述》，《微创治疗与相关技术》，第17卷，第1期，第3–16页，2008年。[2] R. Secoli、E. Matheson、M. Pinzi、S. Galvan、A. Donder、T. Watts、M. Riva、D. D. Zani、L. Bello 和 F. Rodriguez y Baena，《用于精准神经外科手术的仿生针模块化机器人平台：系统概述及首次体内部署》，《PLOS ONE》，第17卷，第10期，第1–29页，2022年10月。[在线]。网址：https://doi.org/10.1371/journal.pone.0275686[3] P. Kulkarni、S. Sikander、P. Biswas、S. Frawley 和 S.-E. Song，《经皮介入针导向系统综述》，《生物医学工程年鉴》，第47卷，第12期，第2489–2513页，2019年。[4] N. K. Patel、P. Plaha 和 S. S. Gill，《利用可植入导向管进行功能神经外科手术的磁共振成像引导方法》，《手术神经外科》，第61卷，增刊5，第ONS358–ONS366页，2007年。[5] N. J. van de Berg、D. J. van Gerwen、J. Dankelman 和 J. J. van den Dobbelsteen，《针操控中的设计选择——综述》，IEEE/ASME《机电一体化汇刊》，第20卷，第5期，第2172–2183页，2015年10月。[6] S. Y. Ko、L. Frasson 和 F. R. y Baena，《受自然启发的“可编程斜面”可操控探针闭环平面运动控制》，IEEE《机器人学汇刊》，第27卷，第5期，第970–983页，2011年。[7] E. Matheson、T. Watts、R. Secoli 和 F. R. y Baena，《可编程斜面针三维操控的循环运动控制：仿真研究》，载于《2018年IEEE机器人与仿生学国际会议（ROBIO）》。IEEE，2018年，第444–449页。[8] M. Pinzi、B. Hwang、V. N. Vakharia、J. S. Duncan、F. Rodriguez y Baena 和 W. S. Anderson，《弯曲激光间质热疗的计算机辅助规划》，IEEE生物医学工程汇刊，2021年。[9] R. Chen、A. Canales 和 P. Anikeeva，《神经记录与调控技术》，《自然综述：材料》，第2卷，第2期，第1–16页，2017年。[10] L. van der Elst、C. F. de Lima、M. G. Kurtoglu、V. N. Koraganji、M. Zheng 和 A. Gumennik，《光纤器件技术中的三维打印》，《先进纤维材料》，第1–17页，2021年。[11] S. D. Hart、G. R. Maskaly、B. Temelkuran、P. H. Prideaux、J. D. Joannopoulos 和 Y. Fink，《全向介质镜光纤的外部反射》，《科学》，第296卷，第5567期，第510–513页，2002年。[12] B. Temelkuran、S. D. Hart、G. Benoit、J. D. Joannopoulos 和 Y. Fink，《具有大光子带隙、用于CO2激光传输的波长可扩展空心光纤》，《自然》，第420卷，第6916期，第650–653页，2002年。[13] F. Sorin、A. F. Abouraddy、N. Orf、O. Shapira、J. Viens、J. Arnold、J. D. Joannopoulos 和 Y. Fink，《多材料光探测纤维：几何与结构研究》，《先进材料》，第19卷，第22期，第3872–3877页，2007年。[14] M. Bayindir、A. F. Abouraddy、J. Arnold、J. D. Joannopoulos 和 Y. Fink，《通过多材料共拉制制备热传感光纤器件》，《先进材料》，第18卷，第7期，第845–849页，2006年。[15] A. Gumennik、A. M. Stolyarov、B. R. Schell、C. Hou、G. Lestoquoy、F. Sorin、W. McDaniel、A. Rose、J. D. Joannopoulos 和 Y. Fink，《全光纤化学传感》，《先进材料》，第24卷，第45期，第6005–6009页，2012年。[16] W. Yan、A. Page、T. Nguyen-Dang、Y. Qu、F. Sordo、L. Wei 和 F. Sorin，《先进多材料电子与光电子纤维及纺织品》，《先进材料》，第31卷，第1期，文章1802348，2019年。[17] T. Khudiyev、J. T. Lee、J. R. Cox、E. Argentieri、G. Loke、R. Yuan、G. H. Noel、R. Tatara、Y. Yu、F. Logan 等，《长达100米的热拉制超级电容器纤维及其在三维打印和纺织品中的应用》，《先进材料》，第32卷，第49期，文章2004971，2020年。[18] C. Burrows、R. Secoli 和 F. R. y Baena，《仿生三维操控针的实验表征》，载于《2013年第13届国际控制、自动化与系统会议（ICCAS 2013）》。IEEE，2013年，第1252–1257页。

[19] T. Watts、R. Secoli 和 F. R. y Baena，《可编程斜面针三维操控的基于力学的模型》，IEEE《机器人学汇刊》，第35卷，第2期，第371–386页，2018年。[20] V. Virdyawan，《新型仿生柔性针的传感化》，博士论文，伦敦帝国理工学院，2018年。[21] N. J. van de Berg、D. J. van Gerwen、J. Dankelman 和 J. J. van den Dobbelsteen，《针操控中的设计选择——综述》，IEEE/ASME《机电一体化汇刊》，第20卷，第5期，第2172–2183页，2014年。[22] A. M. Olsen 和 M. W. Westneat，《StereoMorph：使用立体相机装置收集三维地标点和曲线的R软件包》，《生态学与进化方法》，第6卷，第3期，第351–356页，2015年。[23] S. Y. Ko、B. L. Davies 和 F. R. y Baena，《受自然启发的“可编程斜面”二维针操控：建模初步研究》，载于《2010年IEEE/RSJ智能机器人与系统国际会议》。IEEE，2010年，第2319–2324页。[24] A. Donder 和 F. R. y Baena，《基于卡尔曼滤波的、利用多芯光纤中光纤布拉格光栅实现的可操控针动态三维形状重建》，IEEE《机器人学汇刊》，第38卷，第4期，第2262–2275页，2021年。[25] F. Giulia，《人脑组织的力学、材料与结构的建模、保存和控制》，2016年。[26] B. Cao、R. Deng 和 S. Zhu，《水下立体遥感中的水深折射校正通用算法》，《国际应用地球观测与地理信息学杂志》，第91卷，文章102108，2020年。[27] S. Murthy，《Sam Murthy（2022）。一组点的最佳拟合三维圆（
h
t
t
p
s://
w
w
w.
m
at
hworks.com/matlabcentral/fileexchange/55304-best-fit-3d-circle-to-a-set-of-points），MATLAB Central 文件交换平台。检索于》，2022年。[28] A. Leibinger、A. E. Forte、Z. Tan、M. J. Oldfield、F. Beyrau、D. Dini 和 F. Rodriguez y Baena，《用于真实针插入的软组织仿体：比较研究》，《生物医学工程年鉴》，第44卷，第8期，第2442–2452页，2016年。