arXiv:2302.03728v1 [cs.RO] 7 Feb 2023

# 用于腔内介入的磁性球链机器人

Giovanni Pittiglio、Margherita Mencattelli 和 Pierre E. Dupont

**摘要—本文介绍了一类新型超冗余机器人，它们由永久磁化球体链组成，外覆圆柱形聚合物外层。通过外部施加的磁场控制形状，这些机器人的球形关节能够使其弯曲至极小的曲率半径。这些机器人可作为腔内器械的可转向尖端。本文通过最小化磁势能和弹性势能推导出运动学模型。仿真结果表明，与采用分布式或集中式磁性材料设计的磁性软体连续体机器人相比，这类机器人的可操控性更强。文中还通过实验验证模型，并展示球链机器人在分叉通道中的转向能力。**

索引词—医疗机器人与系统、可转向导管/针、柔性机器人技术、磁驱动。

## I. 引言

连续体机器人和离散关节机器人非常适合用于微创医疗介入 [1]。它们的形状和柔性使其能够经皮或通过自然腔口插入体内，并从那里沿腔内通道导航至体内深处的目标位置。其应用包括用于治疗心血管疾病的血管内导管和心内导管、用于诊断肺癌的支气管镜机器人，以及用于治疗肠道疾病的结肠镜。此类机器人的总长度最长约为一米，通常由一段较长的柔性被动近端段和一段较短的远端可操控段构成。

在控制可转向尖端的形状方面，磁驱动具有多项优势 [2]。在这种方法中，施加外部磁场，使嵌入可操控段中的永久磁化材料产生力矩。由于磁场可以穿过人体传递，因此无需通过机器人的近端长度传输机械能或电能。这使得机器人设计具有更小的直径、更低的复杂性和更低的成本 [3]。

尽管在如何生成外部磁场方面已投入大量研究，例如采用电磁线圈 [4], [5], [6], [7]或机器人搭载的永磁体 [8], [9], [10], [11], ，但可转向尖端的系统化设计仍是当前备受关注且日益受到重视的课题 [12], [13]。最早的磁性可转向尖端设计由单个永磁体构成

作者来自美国马萨诸塞州波士顿 02115 的波士顿儿童医院心血管外科和哈佛医学院。邮箱：{giovanni.pittiglio, margherita.mencattelli, pierre.dupont}@childrens.harvard.edu本研究由美国国立卫生研究院通过资助项目 R01HL124020 提供支持。

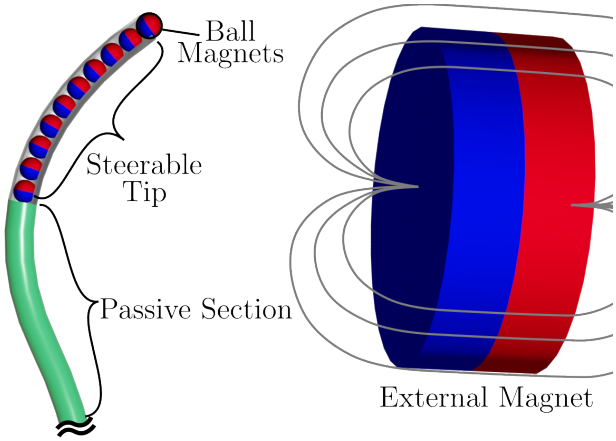


图 1：作为介入系统可转向尖端的磁性球链机器人。

该永磁体连接在柔性复合杆或聚合物杆的远端 [14]。这种设计的变体会沿杆的长度嵌入一个或多个额外的永磁体 [15], [16]。近年来，一些设计已改用混入软聚合物中的磁性颗粒，取代离散磁体 [17], [18], [13]。

在设计磁驱动可操控尖端时，需要权衡的是：在杆中加入磁性材料会增强外部磁场对其产生的磁力矩，但也会增大杆的弯曲刚度。嵌入杆中的离散磁体会使杆在磁体的长度范围内变得近乎刚性。同样，将磁性颗粒混入软聚合物后，所得复合材料的弯曲刚度会随磁性颗粒浓度的增加而增大 [19]。

为解决这一权衡，本文提出了一种替代设计理念，旨在结合集中式设计与分布式颗粒设计各自的优点。在这种替代方案中，磁性材料以集中形式存在，但构成运动链（图 1）。这种技术使可操控段能够包含大量磁性材料，同时沿其长度保持柔韧性。

该运动链由一组永久磁化的钕铁硼球体组成，它们会自组装，使各自的偶极轴对齐。球体外覆一层薄薄的圆柱形聚合物外层，以隔绝周围液体。该链相当于一系列球形关节，相邻球体能够相对滚动、滑动和旋转。每个球体都会受到邻近球体施加的力矩，促使其偶极轴保持对齐。

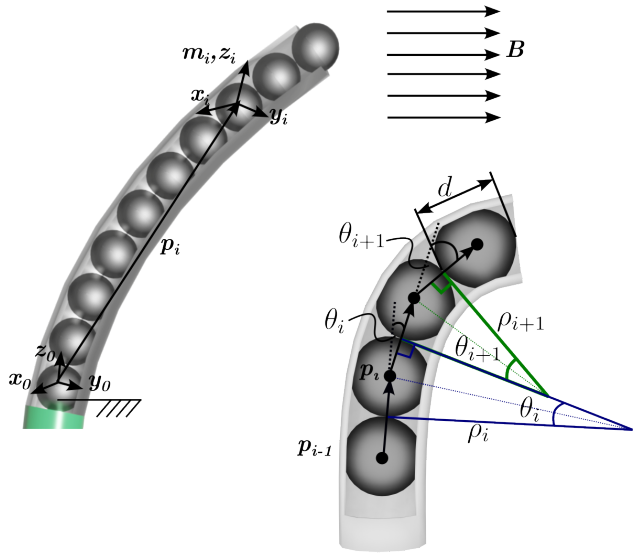


图 2：球链坐标系示意图。

这使该机构具有相当于弯曲刚度的特性。外部磁场会对每个球体施加力矩，使球体的偶极轴与磁场对齐。这些效应共同造就了可转向尖端，使其能够实现较大的弯曲曲率。

本文其余部分安排如下。下一节提出并推导磁性球链机器人的运动学模型。第三节通过仿真，将球链与采用离散磁体和分布式粒子的既有设计进行比较。第四节对该模型进行实验验证。最后一节给出本文结论。

## II. 机器人运动学

图 2 示意了球链机器人。它由球形永磁体组成；未施加外部磁场时，这些磁体会自然对齐并相互吸引，形成线性结构。施加外部磁场后，球体会受到力矩作用，使其磁偶极子（$\mathbf{m}_i$）与磁场（$\mathbf{B}$）对齐。可转向尖端的形状由静态平衡决定：球体之间的力矩、外部磁场产生的力矩、弯曲包覆球体的弹性套管所需的力矩，以及任何其他外部施加的力或力矩彼此平衡。该形状对应于系统的最小能量构型。为求得这一形状，我们推导系统总能量的表达式，并采用数值方法，在构型变量空间中对能量进行最小化。

作出如下假设：外部磁体在机器人上产生均匀磁场。我们考虑的唯一其他外部载荷是重力。在这些假设下，球体始终保持链状排列。我们还假设球体之间以及球体与弹性套管之间均不存在摩擦力。虽然球体与磁偶极子模型 [20]，我们还假设外部磁体可以近似为一个偶极子。弹性套管的变形假设为分段常曲率，并忽略任何扭转。最后，为简化模型的呈现，我们仅考虑可转向尖端，并将其建模为底座固定在世界坐标系中。

我们在每个球体中定义一个本体坐标系，其中$z$ 轴与其磁偶极子对齐。在世界坐标系中，$\{x_0, y_0, z_0\}$，每个球体的构型可由其本体坐标系的位置、$\mathbf{p}_i \in \mathbb{R}^3$ 和姿态，$R_i \in SO(3)$描述。一个含有 $n$个球体的球链名义上具有 $6n$ 个自由度。然而，由于假设链中的球体始终保持接触，这会使独立位置坐标减少 $n-1$个。此外，磁势能和重力势能对于球体绕其偶极子 $z$ 轴的旋转是不变的。最后，为方便起见，我们可以对近端球体进行定位，使其本体坐标系与世界坐标系重合。因此，独立构型参数的总数为 $4n-4$。

由位于原点、磁矩为$\mathbf{m}_1 = |\mathbf{m}_1|\hat{}\mathbf{m}_1 \in\mathbb{R}^3$ 的偶极子在点$\mathbf{r} \in \mathbb{R}^3$ 处产生的磁场为 [20]

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}, \mathbf{m}_1) = \frac{|\mathbf{m}_1|\mu_0}{4\pi|\mathbf{r}|^3}\left(3\hat{\mathbf{r}}\hat{\mathbf{r}}^T - I\right)\hat{\mathbf{m}}_1 \tag{1}$$

其中，对于任意向量$\mathbf{v} \in \mathbb{R}^3$、$\hat{}\mathbf{v} = \mathbf{v}/|\mathbf{v}|$，$|\cdot|$ 为欧几里得范数。

偶极子磁矩$\mathbf{m}_2$ 在磁场$\mathbf{B}$ 中的磁势能 $U_d$可表示为

$$U_d = -\mathbf{m}_2 \cdot \mathbf{B} \tag{2}$$

利用这些方程，我们可以将球链的势能 $U_b$表示为各对球相互作用所产生的能量之和：

$$\begin{aligned} U_b &= -\sum_{i=1}^{n}\sum_{j=i+1}^{n} \mathbf{m}_j \cdot \mathbf{B}(\mathbf{p}_j - \mathbf{p}_i, \mathbf{m}_i) \\ &= -\sum_{i=1}^{n}\sum_{j=i+1}^{n} |\mathbf{m}_j|\,(R_j e_3) \cdot \mathbf{B}(\mathbf{p}_j - \mathbf{p}_i, |\mathbf{m}_i|\,(R_i e_3)) \end{aligned} \tag{3}$$

注意，通过利用$\mathbf{m}_i = |\mathbf{m}_i|(R_i e_3)$这一事实，能量可表示为球链构型参数（$\mathbf{p}_i, R_i$）的函数。

考虑磁矩为$\mathbf{m}_e$ 、构型为（$\mathbf{p}_e$，$R_e$）且直径 $D$大于其长度的圆柱形外部磁体，我们可以调整磁体的位置，使链中的所有球都满足 $|\mathbf{p}_i - \mathbf{p}_e| > D$，$i = 1, \ldots\ldots, n$。在这种情况下，我们可以将外部磁体建模为偶极子，误差小于 2% [20]。外部磁体作用于球链所产生的势能由以下求和式给出。

$$U_e = -\sum_{i=1}^{n} \mathbf{m}_i \cdot \mathbf{B}(\mathbf{p}_i - \mathbf{p}_e, \mathbf{m}_e) \tag{4}$$

虽然我们预计，在许多情况下，覆盖球链的弹性聚合物外皮会被设计得非常柔软，因此在运动学建模中可能可以忽略，但这里仍将其弯曲产生的弹性能纳入考虑。我们将外皮离散为圆弧，每段圆弧跨越相邻球之间的接触点（图 2）。假设球 $i$ 对应的圆柱形外皮段的中心线具有恒定的曲率半径 $\rho_i$，并跨越角度 $\theta_i$。

这些变量可以用形状参数表示。角度 $\theta_i$ 定义为

$$\tan(\theta_i) = \frac{(\mathbf{p}_{i+1} - \mathbf{p}_i) \times (\mathbf{p}_i - \mathbf{p}_{i-1})}{(\mathbf{p}_{i+1} - \mathbf{p}_i) \cdot (\mathbf{p}_i - \mathbf{p}_{i-1})} \tag{5}$$

弧长为

$$\rho_i = (d/2)\cot(\theta_i/2) \tag{6}$$

梁中的弹性应变能为

$$U = \int_0^L \frac{M^2 ds}{2EI} \tag{7}$$

其中， $L$ 是梁的长度， $M$ 是弯矩， $E$ 是弹性模量， $I$ 是横截面的截面惯性矩。对于曲率半径为 $\rho$的纯弯曲梁，弯矩 $M$为常数，其表达式为

$$M = EI/\rho \tag{8}$$

对于覆盖球体 $i$的外皮段，将前述方程结合起来，并注意到该线段的长度为 $\rho_i\theta_i$，可得其应变能 $U_s(i)$的表达式，

$$U_s(i) = \frac{E_i I_i \theta_i}{2\rho_i} \tag{9}$$

这里假设弹性模量 $E_i$和截面二次矩 $I_i$均为分段常数。通过对各球体线段求和，并注意到该表达式是基于方程（5）和形状参数的函数，可以得到外皮因弯曲产生的总应变能

(6)

$$U_s = \frac{1}{2}\sum_{i=1}^{n} \frac{E_i I_i \theta_i}{\rho_i} \tag{10}$$

最后，我们可以将球链的重力势能定义为

$$U_g = \sum_{i=1}^{n} \mu_i \mathbf{g}^T \mathbf{p}_i, \tag{11}$$

其中， $\mu_i$ 为第 $i$个球的质量，$\mathbf{g}$ 为重力加速度向量。

总势能 $U$ 由磁能、弹性能和重力势能之和给出：

$$U = U_b + U_e + U_s + U_g. \tag{12}$$

这些术语都是运动学形状参数（$\mathbf{p}_i, R_i$） $i \in 2, \ldots, n$和输入参数（$\mathbf{p}_e, R_e$）的函数。机器人形状对应于形状参数集合（$\mathbf{p}_i^*, R_i^*$） $i \in 2, \ldots, n$，该集合使给定输入参数集合下的势能 $U$ 最小：

$$(\mathbf{p}_i^*, R_i^*),\ i \in 2, \ldots, n = \underset{(\mathbf{p}_i, R_i),\ i \in 2,\ldots,n}{\arg\min} U \tag{13}$$

请注意，形状参数受到约束，因为各球始终保持接触；此外，形状不受球体绕其中心轴旋转的影响。因此，可以使用 Matlab（Mathworks，美国马萨诸塞州纳蒂克）的*fmincon* 等函数进行约束函数最小化，以求解该问题。

## III. 与采用离散磁体和分布式颗粒的设计进行比较

为评估其相对可操控性，我们通过仿真将球链设计与两种现有方案进行比较：一种是在柔性聚合物杆末端连接单个磁体，另一种是采用含磁性颗粒的复合杆。为尽可能公平地进行比较，所有设计的外径均设为 1 mm，且均使用相同的硅橡胶。所有设计的参数见表 I。

### *A.* 设计描述

球链机器人由直径为 0.9mm 的 N52 磁性球体构成，其磁偶极强度为$|\mathbf{m}_b| = B_r V_b/\mu_0$ ，其中 $V_b$ 为球体体积。圆柱形硅橡胶皮肤厚度为 0.05mm，因此整体直径为 1mm。

对于采用单个磁体的设计，一根直径为 1mm 的硅橡胶杆，其尖端嵌有一块 N52 磁体。该磁体建模为圆柱形，长度为 1mm，直径为 0.9mm。磁体包裹在厚度为 0.05mm 的硅橡胶中，以便将其固定在杆上。剩磁为 $B_r$ =1.48 特斯拉时，其磁偶极强度计算为 $|\mathbf{m}_m| = B_r\ V_m/\mu_0$，其中 $V_m$ 为磁体体积， $\mu_0$为空气磁导率。假设磁偶极方向与其圆柱轴对齐。

对于采用磁性颗粒的设计，实验特性取自 da Veiga等人 [21] 的研究：该研究使用重量比为 150% 的磁性颗粒掺杂硅橡胶，制成直径为 1mm 的杆。假设磁偶极方向与杆轴对齐。

### *B.* 机器人形状计算

球链机器人的形状采用上一节所述的方法计算。另两种设计的形状则采用能量最小化方法计算。具体而言，通过沿杆的长度定义一组等间距点，将杆中心线离散为 $m$ 条线段，$\mathbf{p}_i$， $i \in 1, \ldots\ldots m$。必要时，可在离散尖端磁体的中心处添加一个点。随后可利用方程 (5)–(10) 计算聚合物杆弯曲产生的总应变能。

对于具有离散尖端磁体的机器人，对方程（1）和（2）进行调整，以建立磁势能模型。

表 I：设计比较

| | 球链 | 尖端磁体 | 分布式颗粒 |
|---|---|---|---|
| 聚合物 | Ecoflex 00-30 | Ecoflex 00-30 | Ecoflex 00-30 + 150 %wt 钕铁硼 |
| 弹性模量 | 42.7 千帕（皮肤） | 42.7 千帕（杆） | 128.2 千帕（杆） |
| 剩磁 | 1.48 特斯拉（球） | 1.48 特斯拉（尖端圆柱体） | 0.59 特斯拉（杆） |
| 磁偶极子 | 0.45 mA m$^2$（每个球体） | 0.67 mA m$^2$（尖端磁体） | 0.37 Am（长度单位） |

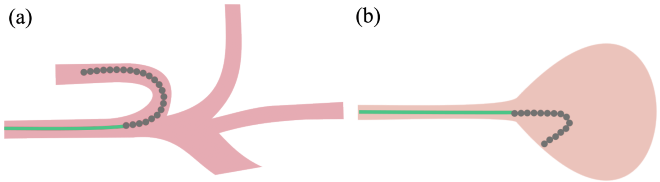


图 3：腔内导航面临的挑战。(a) 在分支网络中绕过尖锐拐角。(b) 回头进入体腔开口。

对于采用分布式磁性颗粒的设计，磁势能计算为所有离散元件的磁势能之和，其中每个元件的磁矩方向沿中心线的切线方向。按照 [12], [22], 中采用的方法，未考虑含有磁性颗粒的杆弯曲所产生的磁势能。为便于比较，与 [12]中的做法一样，未考虑重力。

### *C.* 工作空间比较

比较可转向机器人末端的设计时，可以根据任务规格定义各种指标。在腔内介入中，尤其重要的是能够在分支管状网络中转过急弯，例如脉管系统和肺（图 3(a)）。类似地，当机器人进入体腔时，例如从尿道进入膀胱，理想情况下，机器人应能够回头进入其所经过的体腔开口，例如治疗该位置的病灶（图 3(b)）。

这些任务促使我们定义一种工作空间：它不仅考虑机器人前方的区域，还能衡量机器人可以转过多急的弯。我们按图 4 所示定义这种工作空间：首先求出平面内可到达的末端位置集合，求解时使用强度最大的磁场，使磁场方向相对于机器人轴线在 0 至 180 度的角度范围内变化，同时使机器人长度从零变化至可转向尖端的全长。由此得到图 4 所示的三条边界曲线。将这一扫掠区域绕机器人轴线旋转，即可得到工作空间的扫掠体积。尽管我们的工作空间定义有所不同，但其灵感源自 [12] 中采用的方法。

图 5 使用此工作空间定义比较了三种设计。将 40 mT 均匀磁场从平行于（{v1}）旋转至反平行于（{v2}）{v3}轴。

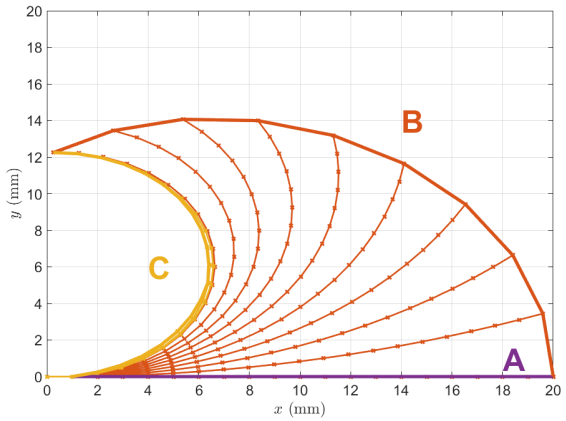


图 4：尖端磁体设计的工作空间边界定义示意图。平面工作空间由 3 条边界定义。第一条边界 A 对应于直线构型，此时机器人长度从零变化至最大长度。第二条边界 B 对应于外部磁场从正 $x$ 方向旋转 180 度至负 $x$ 方向，且机器人长度达到最大值。第三条边界 C 则是在磁场沿负 $x$ 轴定向时，机器人长度在零至最大长度之间变化而形成的。边界 C 展示了该设计能够实现的最小曲率半径。可转向尖端能够到达将 A、B 和 C 之间的区域绕 $x$ 轴旋转后所得体积内的所有点。

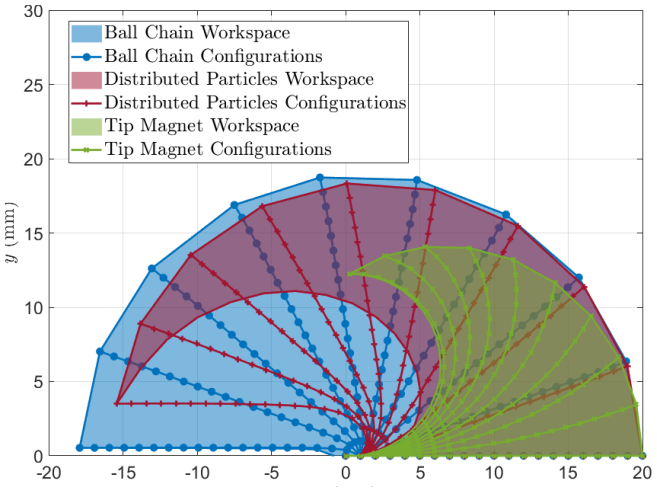


图 5：球链、分布式颗粒和尖端磁体机器人设计的工作空间比较。

此外，机器人长度以 1 mm 为步长变化，最大为 20 mm。机器人长径比和磁场均匀性根据 Wang等 [12]的研究选取。

球链设计具有最大的工作空间。在平面内测量时，其工作空间为 544 mm$^2$ ，而可能达到的最大值为 628.3 mm$^2$ ，后者对应于一种底部带有

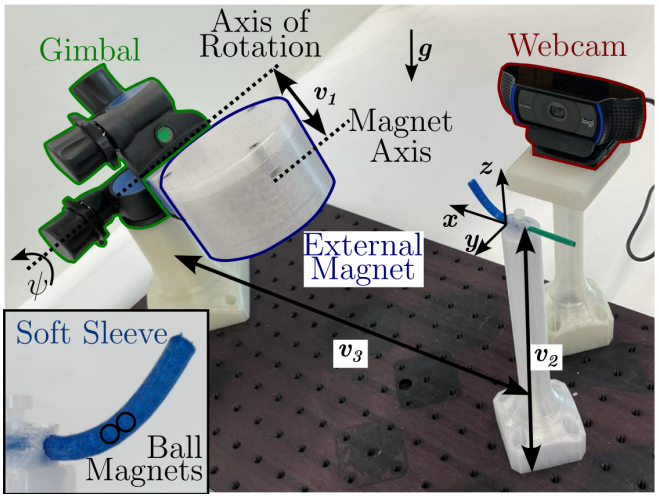


图 6：用于验证所提出球链机器人模型的实验装置。

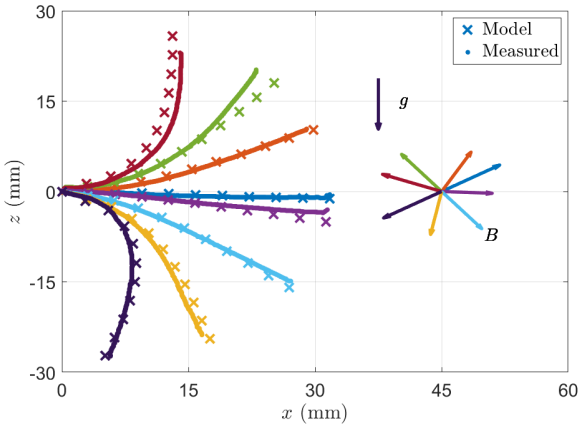


图7：球链机器人的实验形状与模型预测形状。

旋转关节的设计。其他两种设计的工作空间面积分别为 326 $mm^2$ 和 170 $mm^2$, 。

如下一节的实验所示，球链设计能够实现较小的转弯半径，从而便于机器人在急弯管腔中导航，并有助于探索复杂的解剖结构。

## IV. 实验

我们进行了两项实验，以评估球链机器人设计。第一项实验旨在验证所提出的运动学模型。第二项实验旨在评估机器人在分支网络中转过急弯的能力。具体内容如下。

### *A.* 模型验证

我们使用图 6 所示的装置进行了实验。机器人由十个 N42磁性球体组成，每个球体直径为 3.175 mm，质量为 0.13 g，剩磁为 1.32 特斯拉。这是市售的体积最小且磁性较强的球形永磁体（美国 K&J Magnetics）。对于需要更小直径和更高磁性材料含量机器人的应用，可以制造并使用尺寸更小、磁性更强的定制磁铁。

将一个外部 N52圆柱形磁铁（直径 76.2mm，长 38.1mm，剩磁 1.48 T）安装在三轴云台上，以便相对于球链机器人进行精确移动。通过选择磁体构型，使其在 $x-z$ 平面内产生磁场，其中重力沿负 $z$ 轴方向，球链的中心线沿正 $x$ 轴方向。

在机器人旁边放置了一个网络摄像头（C920，罗技，美国），用于跟踪其中心线。硅胶套由Ecoflex 00-30和蓝色颜料（Silc Pig，Smooth-on，美国）混合模塑而成，以便与背景形成高视觉对比度。机器人的中心线通过Matlab图像处理工具箱中的主动轮廓和骨架化操作，从图像的蓝色通道中提取，Matlab图像处理工具箱中提取。这些数据在图7中以“测量值”报告。

首先将磁体定位，使其磁偶极方向沿正 $x$ 轴（$\psi=0$），$\hat{\mathbf{m}}_e=e_1$，然后逐步增大角度 $\psi$（见图6）：$30^o$，$60^o$，$75^o$，$90^o$。这些步骤生成了图7中的四种向下构型。这是使用的云台所能实现的最大旋转角度。

接下来，旋转磁体，使其偶极方向沿负 $x$ 轴方向，$\hat{\mathbf{m}}_e=-e_1$。随后将角度 $\psi$ 调整为 $90^o$，$75^o$，$60^o$，$30^o$，以生成图7所示的向上运动。所进行实验的一段摘录见补充视频。

外部磁体产生的磁场，是通过将偶极子模型应用于外部磁体的每个位姿计算得出的，如式（1）所示。相对于第 $i$ 个球形磁体$\mathbf{p}_i$，磁体的位置为$\mathbf{r}_i=\mathbf{p}_e-\mathbf{p}_i$，其中$\mathbf{p}_e=(v_3-v_1\sin(\psi))\cdot e_1+(v_1\cos(\psi)-v_2)e_3$。这里，$v_1=15$ 厘米，$v_2=20$ 厘米和 $v_3=35$ 厘米。

对于每种构型，按照第二节所述计算形状，并与测量形状进行比较。比较结果见图7。球链中所有球体在所有构型下的平均误差为$0.42\pm0.47$毫米。

### *B.* 通道导航

为展示球链机器人产生极小曲率半径的能力，我们3D打印了一块带有五条不同分叉通道的板，如图8所示。通道的转弯角分别为$90^o$、$120^o$、$135^o$、$150^o$ 和 $165^o$。一张透明丙烯酸板覆盖在宽5毫米、深5毫米的通道上。

与模型验证实验相同，机器人由直径为3.175 mm的N42磁性球体组成，但在这些实验中，可转向尖端安装在直径为2.7 mm的Pebax管（Zeus Industrial Products）上。为使图示清晰，图8中省略了硅胶套，但补充视频中有展示。

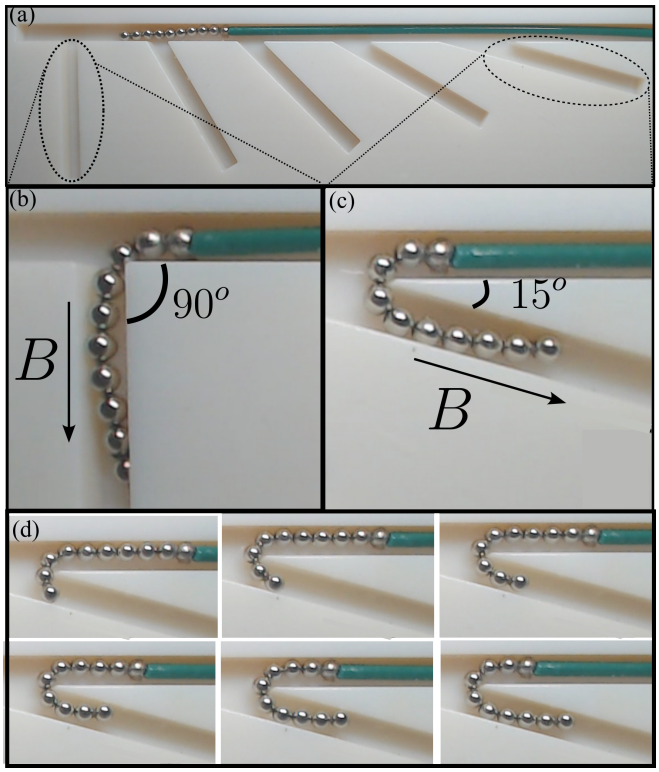


图8：通道导航实验。(a) 由5条转弯角逐渐增大的通道组成的集合。(b) 90° 转弯角的特写视图。(c) 165° 转弯角的特写视图。(d) 情况(c)的逐步插入过程。

导航实验包括手动插入半刚性管，使其到达各个分叉处；随后将一个外部磁体（N52，直径76.2 mm，高38.1 mm）置于3D打印板下方，并手动旋转，使其磁场与各通道的方向对齐。在继续手动插入的过程中，这会使机器人朝所需方向弯曲（图8）。施加的磁场 $|\mathbf{B}|$ 约为40 mT，与上一节仿真中使用的磁场相同。

如图8所示，球链机器人原型能够导航进入所有侧通道。图8(d)中的图像序列展示了球链机器人确实表现得如同由球形关节串联而成，其旋转主要集中在绕过拐角的两到三颗球上。

## V. 结论

本文讨论了一种用于腔内手术的新型磁驱动连续体机器人。该设计基于一系列串联的球形永磁体，它们通过磁偶极方向对齐而自然组装。由此形成的超冗余细长结构具有两个主要特点：高弯曲能力和高磁性材料含量。前者通过以由薄柔性外皮包覆的球形关节链取代杆的连续弯曲来实现。此外，磁性机构还能容纳与其他设计相比，更多产生扭矩的磁性材料。

这些特性通过模拟机器人的行为以及利用实验数据验证模型得到了证明。前者凸显了与文献中已提出的分布式磁性材料模型和集中式磁性材料模型相比，球链设计在最小曲率半径和工作空间体积方面带来的显著提升。

我们将所提出的模型与通过图像跟踪提取的数据进行了比较；图像跟踪是在大型永磁体产生的外部磁场作用下进行的。结果显示，中心线跟踪误差小于一毫米。此外，我们还展示了机器人能够在侧通道角度介于 90° 和 165° 之间的分支网络中导航。

所展示的可操控性表明，球链机器人有望应用于多种不同类型的管腔内应用（例如心血管、神经血管、肺部和胃肠道），既可用于检查/诊断，也可用于治疗。对于治疗剂递送，可采用标准方法使用球链机器人：先将无源导丝引导至血管分支，再将导管沿导丝送入。随后移除导丝，留下导管作为递送管。

## 参考文献

[1] P. Dupont、N. Simaan、H. Choset 和 C. Rucker，《用于医疗干预的连续体机器人》，*IEEE* 论文集，2022年。[2] J. J. Abbott、E. Diller 和 A. J. Petruska，《机器人学中的磁性方法》，《控制、机器人与自主系统年度评论》，第3卷，第1期，第57–90页，2020年5月。 [在线]。可访问：https://doi.org/ 10 1146 081219 082713 。/

[3] annurev-control- - T. da Veiga、J. H. Chandler、P. Lloyd、G. Pittiglio、N. J. Wilkinson、A. K. Hoshiar、R. A. Harris 和 P. Valdastri，《临床环境中连续体机器人的挑战：综述》，《生物医学工程进展》，第2卷，第3期，第32003页，2020年。 [在线]。可访问：http://dx.doi.org/ 10 1088 2516 1091 9 41 。/ - /ab f S.

[4] Salmanipour、O. Youssefi 和 E. D. Diller，《均匀准静态磁场驱动的多自由度微型机器人的设计》，*IEEE*机器人学汇刊，第37卷，第1期，第246–256页，2021年。[5] C. Fischer、Q. Boehler 和 B. J. Nelson，《利用磁场在腔内环境中导航并同时定位导管》，*IEEE*机器人学与自动化快报，第7卷，第3期，第7217–7223页，2022年。[6] C. M. Heunis、Y. P. Wotte、J. Sikorski、G. P. Furtado 和 S. Misra，《armm系统——磁驱动导管的自主操控：迈向血管内应用》，*IEEE*机器人学与自动化快报，第5卷，第2期，第705–712页，2020年。[7] Z. Yang、L. Yang、M. Zhang、C. Zhang、S. C. H. Yu 和 L. Zhang，《采用钻头尖端导丝，结合磁导航与钻进运动进行超声引导导管插入》，《*IEEE/ASME*机电一体化汇刊》，第27卷，第5期，第1–12页，2021年。[8] G. Pittiglio、L. Barducci、J. W. Martin、J. C. Norton、C. A. Avizzano、K. L. Obstein 和 P. Valdastri，《采用单个永磁体驱动的软系绳胶囊结肠镜检查中的磁悬浮：一种动态控制方法》，*IEEE*机器人学与自动化快报，第4卷，第2期，第1224–1231页，2019年。[9] L. Barducci、G. Pittiglio、J. C. Norton、K. L. Obstein 和 P. Valdas- tri，《磁驱动医疗机器人的自适应动态控制》，*IEEE*机器人学与自动化快报，第4卷，第4期，第3633–3640页，2019年。[10] G. Pittiglio、J. H. Chandler、M. Richter、V. K. Venkiteswaran、S. Misra 和 P. Valdastri，《增强磁操控的双臂控制》，载于*2020*年*IEEE/RSJ*智能机器人与系统国际会议 *(IROS)*，2020年，第7211–7218页。

[11] G. Pittiglio、M. Brockdorff、T. da Veiga、J. Davy、J. H. Chandler 和 P. Valdastri，《通过两个机器人驱动的永磁体进行协作式磁操控》，*IEEE*机器人学汇刊，第1–12页，2022年。[12] L. Wang、D. Zheng、P. Harker、A. B. Patel、C. F. Guo 和 X. Zhao，《磁性软体连续体机器人的进化设计》，美国国家科学院院刊，第118卷，第21期，第e2021922118页，2021年。 [在线]。可访问：https: // www.pnas.org/doi/abs/ 10 1073 2021922118 。/ pnas. G. Pittiglio、P. Lloyd、T. da Veiga、O. Onaizah、C. Pompili、J. H. Chandler 和 P. Valdastri，《用于无创自主内窥镜检查的患者特异性磁性导管》，软体机器人，第0卷，第0期，第null页，0，pMID: 35312350。 [在线]。可访问：https: //doi.org/ 10 1089 2021 0090 。/soro. . J. K.-R. Chun、S. Ernst、S. Matthews、B. Schmidt、D. Bansch、S. Boczor、A. Ujeyl、M. Antz、F. Ouyang 和 K.-H. Kuck，《远程控制导管消融旁道：磁实验室的研究结果》，《欧洲心脏杂志》，第28卷，第2期，第190–195页，2007年1月。 [在线]。可访问：https://doi.org/10. 1093 447 /eurheartj/ehl J. Edelmann、A. J. Petruska 和 B. J. Nelson，《连续体器械的磁控》，《国际机器人研究杂志》，第36卷，第1期，第68–85页，2017年。[16] S. Jeon、A. K. Hoshiar、K. Kim、S. Lee、E. Kim、S. Lee、J.-y. Kim、B. J. Nelson、H.-J. Cha、B.-J. Yi 和 H. Choi，《在三维仿真血管网络中操控导丝的磁控软体微型机器人》，软体机器人，第 6, 1, 54 68, 卷，期，页–。在 2018 [ ] 10 1089 2018 线。可访问：https://doi.org/。/soro。. 0019 [17] Y. Kim、G. A. Parada、S. Liu 和 X. Zhao，《铁磁性软体连续体机器人》，《科学·机器人学》，第 4, 33, 7329, 卷，期，页 2019 [ ] 4 eaax。在线。可访问：http://robotics.sciencemag.org/content/ / 33/eaax7329.abstract[18] Y. Kim、E. Genevriere、P. Harker、J. Choe、M. Balicki、R. W. Regenhardt、J. E. Vranic、A. A. Dmytriw、A. B. Patel 和 X. Zhao，《采用磁操控进行远程机器人神经血管介入》，《科学·机器人学》，第 7, 65, 9907, 卷，期，页 2022 [ ] 10 1126 eabg。在线。可访问：https://www.science.org/doi/abs/。/ scirobotics.abg 9907 [19] Z. Wu、Q. Li、J. Zhao、J. Gao 和 K. Xu，《采用解耦运动学的模块化连续体关节式腹腔镜机器人器械设计》，*IEEE*机器人学与自动化快报，第4卷，第4期，第3545–3552页，2019年7月。[20] A. J. Petruska 和 J. J. Abbott，《偶极子场近似的最优永磁体几何形状》，*IEEE*磁学汇刊，第49卷，第2期，第811–819页，2013年。[21] T. Da Veiga、J. H. Chandler、G. Pittiglio、P. Lloyd、M. Holdar、O. Onaizah、A. Alazmani 和 P. Valdastri，《磁性软体机器人的材料表征》，载于*2021*年*IEEE*第四届软体机器人国际会议 *(RoboSoft)*，2021年，第335–342页。[22] G. Z. Lum、Z. Ye、X. Dong、H. Marvi、O. Erin、W. Hu 和 M. Sitti，《形状可编程磁性软物质》，美国国家科学院院刊，第 113, 41, 6007 6015, 卷，页E–E。在 2016 [ ] 113 41 6007 线。可访问：http://www.pnas.org/content/ / /E。abstract