arXiv:2601.01726v1 [cs.RO] 5 Jan 2026

用于无线治疗干预的MRI引导动力驱动铁磁工具：仿真与进展

Wenhui Chu †, Aobo Jin †, Hardik A. Gohel †

†休斯敦大学维多利亚分校计算机科学系，美国维多利亚。
ChuW1@uhv.edu,Jina@uhv.edu, gohelh@uhv.edu

摘要——**要设计一种能在磁共振成像（MRI）扫描仪特定环境中有效运行的机器人系统，必须解决诸多技术问题，例如确保机器人在强磁场下的精度与稳定性。本研究着重拓展MRI在医学成像中的作用，尤其是利用机器人辅助设备引导血管内介入。本文介绍了一种新开发的计算系统，旨在与MRI扫描仪无缝集成，其中包括计算单元和用户界面。该系统处理MR图像以描绘血管网络，并在血管内建立虚拟路径和边界，以防止操作过程中造成损伤。主要研究结果表明，该系统能够根据血管几何形态和安全规范生成定制的磁场梯度模式，以控制设备；同时还能适应不同的血流特征，从而实现更精细的导航。此外，该系统的建模功能可评估沿预设血管路径导航的安全性与可行性。总之，这一基于Qt框架和C/C++、配备专用软件模块的系统，标志着成像技术与机器人辅助相结合迈出了重要一步，显著提升了血管内操作的精度与安全性。**

索引词—**MRI、医学成像、机器人辅助设备、磁场梯度**

一、概述

机器人辅助系统在微创手术（MIS）中的应用日益广泛，显著提升了此类手术的精度和准确性。预计微创手术领域的机器人技术将进一步发展，从而增强这些系统的能力，并为先进外科技术所涉及的复杂问题提供解决方案。MRbot 的研发顺应了这一趋势，这类设备旨在以尽可能低的侵入性在人体内移动。

微纳机器人技术的发展促成了可导航或可驱动磁性球体的诞生，这些球体可在人体内得到精确控制。在实际应用中，尤其是在生物医学领域，操作人员必须能够实时成像并跟踪微型机器人在人体内执行指定任务的过程 [1]。通过将磁驱动与先进的成像方式相结合，便可以跟踪MR机器人在体内的运动。这一能力对于实现闭环伺服控制系统至关重要，在该系统中，MR机器人能够以很高的精度沿预先规划的轨迹运动。

毛细血管的管径很小，仅允许单个血细胞通过，这凸显了小型 MR 机器人体积紧凑的优势。它们尺寸较小，能够穿行于人体内更狭窄的空间，包括毛细血管等细小血管，从而拓展其应用范围，实现更具针对性和精准的医疗干预。现有数据表明，减少差异并改进围手术期护理方案，有助于改善手术效果并降低患者的手术费用 [2]。该领域正在开展的研究探索了在微创手术（MIS）中运用 MR 机器人的多种方式，旨在提升手术疗效、减轻患者不适并缩短康复时间。这一不断发展的机器人学研究领域凸显了机器人技术、成像技术与先进外科技术相结合以推动医疗进步的巨大潜力。

由磁场驱动的医疗微型机器人可利用现有的临床 MRI 系统进行操控 [3]。这种方法具有双重功能：既能对微型机器人进行成像和监测，也能控制其运动和推进 [4][5]。该方法解决了在心脏等持续运动的区域进行手术所面临的挑战。

磁共振导航（MRN）为将药物颗粒和细胞动态引导至体内特定位置提供了可能 [5]。在 MRN 中，嵌入磁性球体的载药微载体会从注射点出发，沿血管网络被引导至特定目标区域。这种精准靶向对于向肿瘤输送治疗药物尤为有益，因为它能提高治疗疗效，同时减少继发性毒性效应。这种方法代表了靶向治疗领域的一项重大进展，为治疗各种疾病提供了一种更高效、侵入性更低的方法 [6]。

我们的研究致力于通过开发一种创新的

计算系统，推动医学成像和机器人技术领域的发展，以提升磁共振成像驱动的机器人辅助设备在血管介入治疗中的有效性和安全性。其一项重要特征是能够处理MR图像并绘制血管网络，从而创建虚拟路径，避免手术过程中造成血管损伤。该系统利用血管的几何特征，并遵循磁共振成像安全规程，生成精确的磁场梯度模式以控制施加器，同时也考虑不同的血流特征，提供个性化引导。本文结构如下：首先介绍方法与流程，阐述选择动态流动的依据，并分析所研究的比例-积分-微分（PID）控制器策略。接下来在第三节阐述概念框架。第四节介绍建模与实验结果。最后，本文以讨论和总结作为结尾。

II. 方法与步骤

已针对模拟血管系统的通道结构内三维微型机器人周围的流体动力学开展了多项计算分析。这些研究旨在理解当微型机器人被引入充满流体的通道时，流场将如何变化 [7]。血管是将血液输送至人体各组织的管道，形成两个起于心脏并最终回到心脏的独立循环回路。肺循环将血液从右心室输送至肺部，再返回左心房；体循环则将血液从左心室输送至全身各组织，之后返回右心房。根据结构和功能，血管分为三类：动脉、毛细血管和静脉 [8]。其意义显而易见：MRbot越小，能够进入人体的范围就越广。这对于在复杂的毛细血管网络中导航尤为重要。

从实际应用来看，在人体循环系统中部署此类 MR机器人通常采用无系留方式，也就是说，这些设备以无线方式运行。这一特点在当前技术条件下带来了相当大的技术挑战，因为心血管系统环境动态多变，导航其中十分复杂 [9]。为实现高效运动，这些 MR 机器人必须无缝融入正常血流，因此需要仔细考量其尺寸和推进机制。尺寸较小的 MR机器人具有更广的工作范围，因为它们能够穿行于较小的血管，包括大型设备无法进入的毛细血管。因此，这些 MR机器人的设计与推进是决定其效能以及在医疗程序和治疗中潜在应用的关键因素。为确保运动精准，尤其是在血管网络中更为复杂、迂曲的部位，我们采用比例-积分-微分（PID）控制器。该控制器对于调整并稳定机器人的轨迹至关重要。

决定 MR机器机动控制的关键因素包括血流特性以及目标血管尺寸的差异；这些因素会显著影响施加于 MR机器人的阻力，进而决定其运行参数。此外，MR机器人内部嵌入的铁磁颗粒数量会根据具体医疗用途进行调整，确保每个 MR机器人都经过精心设计，以满足其在治疗或诊断程序中的特定目的。

III. 概念框架

本研究聚焦于一种形状均匀的球形 MRbot，专为在人体内实现精准机动控制而设计。沿扫描仪周边持续产生的梯度力，可在身体任意位置生成作用力，从而对 MRbot 的运动进行精确的时间控制。这一特性对于在狭窄血管中导航尤其有益，因为与显著更强的阻力相比，MRbot 所受浮力和重量的影响微乎其微。另一个重要因素是动脉系统内血流的脉动模式。在血液从心脏射出的位置附近，血流速度显著更快。然而，随着血液流向远离心脏的部位，其速度会逐渐降低，最终降至以厘米每秒、甚至毫米每秒计的水平。血管系统各处血流速度的差异，为引导和控制 MRbot 带来了独特的挑战与可能性 [10]。

A. 数据估算技术

在我们的研究中，我们强调了插值在医学成像领域中的重要性，尤其是在体积成像方面。为了解决数据采样不均匀的问题，我们采用了一种专门的插值方法，称为分段三次埃尔米特多项式（PCHIP）。我们的方法包括选取一个特定区间 [a, b] ，以及一个在该区间内运算的函数 d，它将 [a, b] 映射到实数 $\rightarrow \Re$，并结合其导数 d’。随后，我们采用以 s 表示的三次埃尔米特样条，使其在区间 [a, b]内尽可能贴合函数 d 的行为。曲折度被定义为穿过某种介质的最直接路径，这需要计算最短的测地线路径。必须注意，曲折度会随方向而变化。我们将其表示为一条三维参数空间曲线，并用笛卡尔坐标定义为 K = (x(t), y(t), z(t))，其中曲线的每一段都与一个笛卡尔坐标轴（X、Y 和 Z 轴）对齐。这种表示方式能够准确描述三维环境中的曲折度，这对于理解和穿行于任何介质中的复杂路径至关重要。

$$K = \frac{\sqrt{(z''y' - y''z')^2 + (x''z' - z''x')^2 + (y''x' - x''y')^2}}{(x'^2 + y'^2 + z'^2)^{\frac{3}{2}}} \tag{1}$$

在我们的数学模型中， x'、 y'和 z' 表示首选路径相对于特定参数的一阶导数，该参数通常是时间或沿路径的距离。这些导数表示速度分量沿 X、Y 和 Z 轴的变化率。同样， x''、 y''和 z'' 是路径的二阶导数，表示沿各轴的加速度分量。分析一阶和二阶导数对于理解沿路径的运动动力学至关重要。这包括了解曲率和速度变化率等因素；在机器人路径规划等场景中，这些因素对于实现精准导航和控制至关重要。

B. 循环速度

在我们的研究中，我们将心脏的规律搏动视为动脉血液搏动的源头，这会导致血管壁承受的压力随时间变化。为重现这一现象，我们采用了多方面的方法，每种方法都有其独特的优势与局限 [11][12]。

首先，我们使用零维（0D）模型，从整体上、不考虑空间因素的角度了解血流动力学。随后，我们进一步采用一维（1D）模型，重点研究血压和血流沿纵向的变化 [11]。这些模型对于考察血管系统中的波运动和压力差至关重要。

为了进行更深入的分析，我们采用三维（3D）流固耦合方法。这些先进技术能够准确呈现复杂的流动模式、波的传递，以及血液运动与血管壁之间的相互作用，这对于真实地理解血流动力学至关重要。

对于计算MR机器人等物体在血液等流体中运动时所受的阻力，我们运用流体力学的特定原理，确定作用于球体的阻力。这对于微型机器人在血管系统中的设计与运行至关重要，因为它们必须高效穿行于其中，并应对循环系统不同区域所遇到的各种作用力。

$$F_{drag} = \frac{1}{2} \cdot C_d \cdot p \cdot Re \cdot |V_{blood} - V_s| \tag{2}$$

物体在血液等流体中运动时所受的阻力，可通过几个关键参数计算，包括阻力系数（C_d）、血液密度（ρ）和参考面积（R_e）。阻力系数（C_d）是一个无量纲数值，用于量化物体在流体环境中受到的阻力。它由物体的形状以及周围流体流动的特性决定。血液密度（ρ）取值为 $1.025Kg/m^3$。该数值对于计算阻力至关重要，因为流体密度会直接影响物体在其中运动时所遇到的阻力大小。参考面积（R_e）是计算中的另一项重要因素，通常指物体迎向流体流动的面积。该面积用作参考值，以计算流体作用于物体上的力。

1）不同的血流模式：我们的研究重点是考察三种不同搏动情景下的血流：稳定、正常和心率加快时的血流 [13]。了解不同心率如何影响微型机器人在血管系统中的机动性和操控，对于本研究至关重要。

用于引导 MRbot 的磁场梯度每 100 毫秒刷新一次。然而，对 MRbot 精确位置的跟踪频率更高，间隔为 Tp 毫秒。该间隔 Tp 会根据所研究的具体血流状况进行调整。通过针对稳定、正常和高心率情景调整 Tp，我们可以精确观察球体在各类情境下的运动动力学。

为进行全面评估，我们针对每种类型的血流，采用不同的 Tp 间隔开展这些实验，从而彻底评估球体在各种生理状态下的性能。随后，我们使用 Qt 平台（一种常用于应用程序开发的工具）对这些测试结果进行分析和展示。这种方法使我们能够有效呈现 MRbot 对不同血流状况的响应，为其在医疗场景中的使用提供重要见解。

C. 球体的速度

通过融合轨迹与预期的速度曲线，我们能够有效引导 MRbot 沿着体内的不同路径运行。这包括根据血管系统不断变化的状况调整其速度和行进方向。这一策略对于 MR机器人在医疗治疗和干预措施中的有效部署至关重要。在轨迹的每个点，我们都会确定相应的速度矢量，确保 MRbot 始终保持适当的速度和方向。对每个点的速度矢量进行如此全面的计算，是精确控制 MRbot 导航的关键，这对于在复杂且不断变化的人体血管系统中操纵 MRbot 至关重要。我们关注 MRbot 的轨迹，该轨迹旨在沿路径 *P(r)* [14][15]达到指定速度 *V(r)*。这条轨迹不仅仅是一条路线，而是一个经过精确设计的向量函数，用于确定路径上每个位置的速度矢量。

$$V(r) = \frac{V_0}{1 + K/K_0} + \frac{R_s - R_{GC}}{R_0} \tag{3}$$

我们使用三个常数： V_0、 K_0和 R_0，来调整 MRbot 的速度曲线。 V_0 表示基准速度，为 MRbot 的运动提供参考点或初始速度。 K_0 是一个缩放因子，用于调整速度曲线，使速度能够根据血管网络中的不同情况而变化。 R_0 用于根据速度曲线对 MRbot 的半径进行归一化或缩放。此外，MRbot 的构造和运动规格经过了精心确定。其中一个主要因素是 MRbot 的半径，记为 R_s。这一要素至关重要，因为它会影响 MRbot 穿行

不同尺寸血管的能力，也会影响其所受的阻力。

这些常数对于优化MRbot的性能至关重要，可确保其能够根据人体血管系统中多变且不断变化的状况，适当地调整速度和导航策略。这种控制对于MR机器人在医疗场景中的精准、安全运行至关重要，尤其是在需要其穿行于复杂血管网络的情况下。

*D. MRI*梯度特征概述

在我们制定的MR机器人血管系统安全导航策略中，我们引入了“虚拟夹具”（VF）——以软件实现的引导工具，用于辅助操控。虚拟夹具的应用主要体现在两个方面：借助路径成像进行持续追踪，以及安全机动控制。虚拟夹具如同电子导航辅助工具，引导MRbot沿着预定路线在血管内行进。这些辅助工具可确保MRbot精准抵达目标，同时不损伤血管壁。这项技术与我们的研究尤为相关，该研究聚焦于《用于无系绳治疗递送的MRI引导和驱动铁磁施用器》。我们精心规划轨迹，使其遵循预设路线，同时优先保障操作安全并确保对MR机器人的精确控制。该规划考虑了MRI系统产生的磁场梯度，这些梯度对于引导和驱动MR机器人至关重要。此外，MRbot内部铁磁性部件的尺寸经过选择，以适配目标血管的尺寸。这一点对于确保MRbot顺利穿过血管系统并抵达最终目的地至关重要。因此，我们的方法将精确的轨迹规划与虚拟夹具的实际应用相结合，以在医疗程序中安全、高效地引导MR机器人。引导MR机器人时，准确控制其路径、位置以及所遇到的梯度至关重要。我们的方法需要设定三个不同的设定点，以精准引导MRbot。

初始设定点是确定坐标，以勾勒出路径的中心线，标记为 P_t。这些坐标是至关重要的导航点，引导MRbot沿预定路线在血管系统中行进。

第二个设定点与MRbot的速度有关。这里，每个点的速度（P_t）都用作基准。这可确保MRbot在导航过程中保持适当的速度，并根据需要适应血管系统的变化。

控制机制的第三个组成部分是轨迹控制器，由PID调节器和前馈元件构成。PID调节器持续微调MRbot的行进路线，以尽量减少偏差并遵循设定轨迹。相反，前馈元件则根据已确定的轨迹和速度设定点生成最优控制输入。

速度偏差对于精确控制至关重要，通过比较路径上每个点的实际速度与目标速度来确定。持续纠正这些偏差，可使 MRbot 高精度地穿行于人体血管系统复杂的动态环境中，从而提高医疗程序的安全性和效率。

$$Error_v = V_c - V_s + K_r * (P_c - P_s) \tag{4}$$

在MRbot导航控制系统中，我们重点关注当前速度（V_c）、速度设定点（V_s）以及一个关键校正因子 K_r，其值设为0.7。该因子对于在算法中平衡位置校正与速度误差校正至关重要。

参数 K_r = 0.7 决定了 MRbot 的位置误差相对于速度误差的校正程度。这种平衡对于确保 MRbot 精确沿预定路径行进（位置精度），同时保持正确速度（速度精度）至关重要。

此外，我们在模型中加入了另外两个变量：P_c 表示 MRbot 的当前位置，P_s 表示指定的位置设定值，其中 P_s 标记了 MRbot 预定路径上的一个特定点，而 P_c 反映其实时位置。我们的控制系统旨在缩小 P_c 与 P_s 之间的差距，确保 MRbot 尽可能贴合其规划轨迹。

通过管理这些参数—— V_c、V_s、K_r、P_c 和 P_s——我们的控制系统能够灵活地引导 MRbot 穿行于血管网络。它会实时调整速度和位置，从容应对人体复杂多变的环境。如此精准的控制对于 MR机器人在医疗程序中的有效应用至关重要。

PID调节器：

$$PF = -k_p * Error_v \tag{5}$$

$$PI = PI - (Error_v * \delta * k_i) \tag{6}$$

$$PD = -k_d * Error_{dt} \tag{7}$$

$$Error_{dt} = (Error_v - Error_p)/\delta \tag{8}$$

在为 MRbot 导航设置 PID控制器时，我们选择了特定参数以实现最优控制，这对于 MRbot 在血管系统中准确、高效地运行至关重要。

比例增益 k_p 设定为 2。该数值决定 PID控制器对当前误差的响应强度，数值越大，响应越强。积分增益 k_i 设定为 1，用于消除单纯采用比例控制时遗留的稳态误差。它会随时间累积误差，从而全面应对持续存在的偏差。微分增益 k_d 调整为 0.01，根据当前误差的变化率预测未来的误差趋势。这种前瞻性有助于避免超调，并增强系统稳定性。

变量 δ 表示基准速度，为 MRbot 设定基本速度。调整这一基准速度

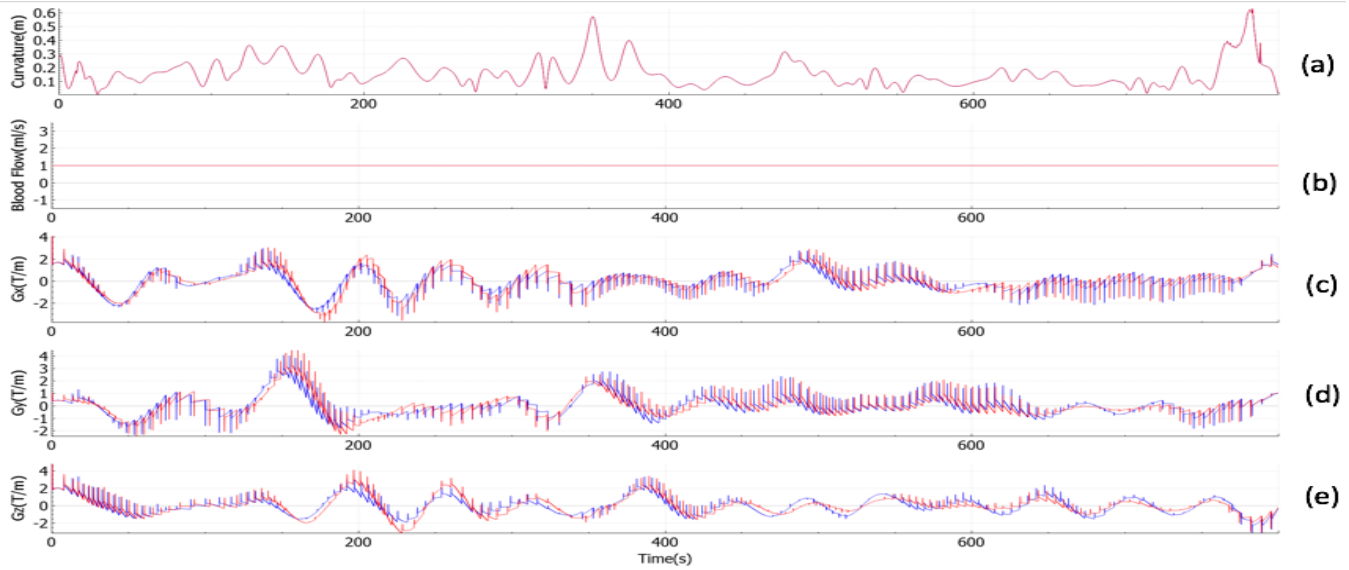

图1. 展示了稳态血流仿真中 Tp 间隔为100ms（蓝色）和200ms（红色）时的结果。图(a)说明了路径曲率。图(b)展示了稳态血流模式。图(c)、(d)和(e)详细说明了磁共振成像扫描仪沿各轴产生的梯度场。

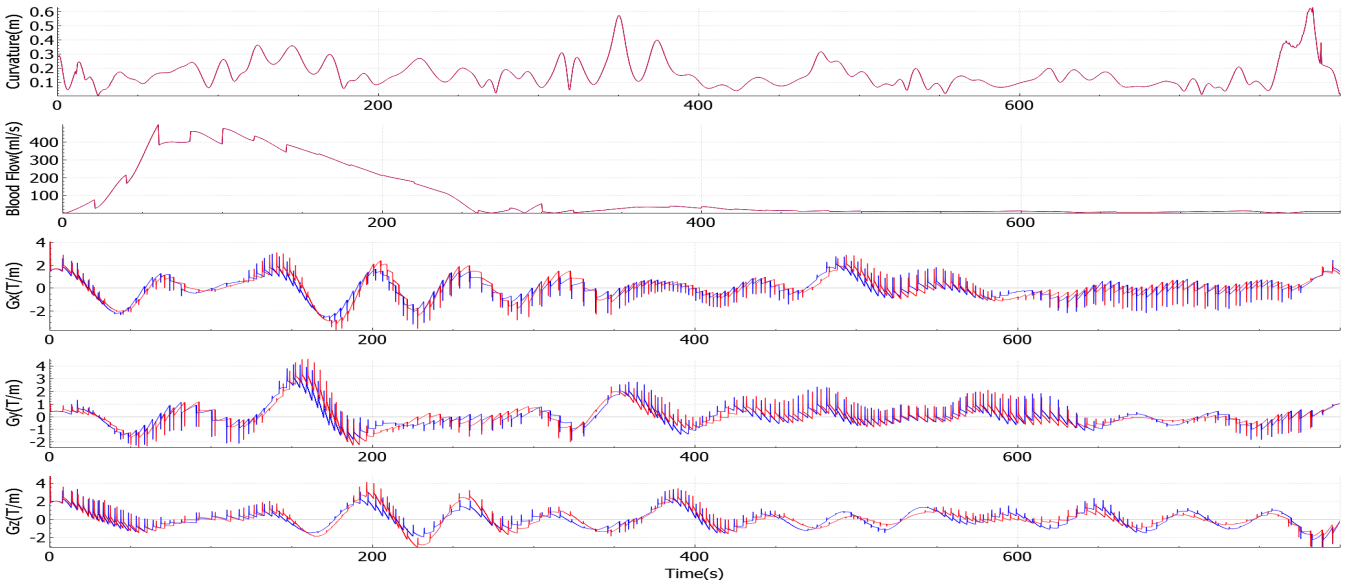

图2. 展示了正常血流条件下仿真中 Tp值为100ms（蓝色）和200ms（红色）时的结果。图(a)描绘了路径曲率。图(b)展示了正常血流。图(c)、(d)和(e)展示了磁共振成像扫描仪沿各轴产生的梯度场。

即可根据特定医疗任务或导航路线，精确调整 MRbot 的速度。 $Error_p$ 跟踪 MRbot 过去的位置误差。考虑这些历史误差后，PID控制器会调整其输出，以纠正偏离预定路径的偏差，确保 MRbot 始终保持对准。

总体而言，这些 PID控制器 参数（k_p、 k_i、 k_d、 δ 和 $Error_p$）协同作用，构成一个平衡且响应灵敏的控制机制。该框架能够灵活引导 MRbot 穿行于血管系统，适应环境变化，并保持所需的轨迹和速度，以实现有效且安全的导航。

$$Moment_s = M * Vol \tag{9}$$

$$Vol = \frac{4}{3} \times \pi \times r^3 \tag{10}$$

在我们的设计中，各种关键参数定义了 MR-机器人的球形部件，这些参数对其功能和引导至关重要。 $Moment_s$ 表示球体的磁矩，

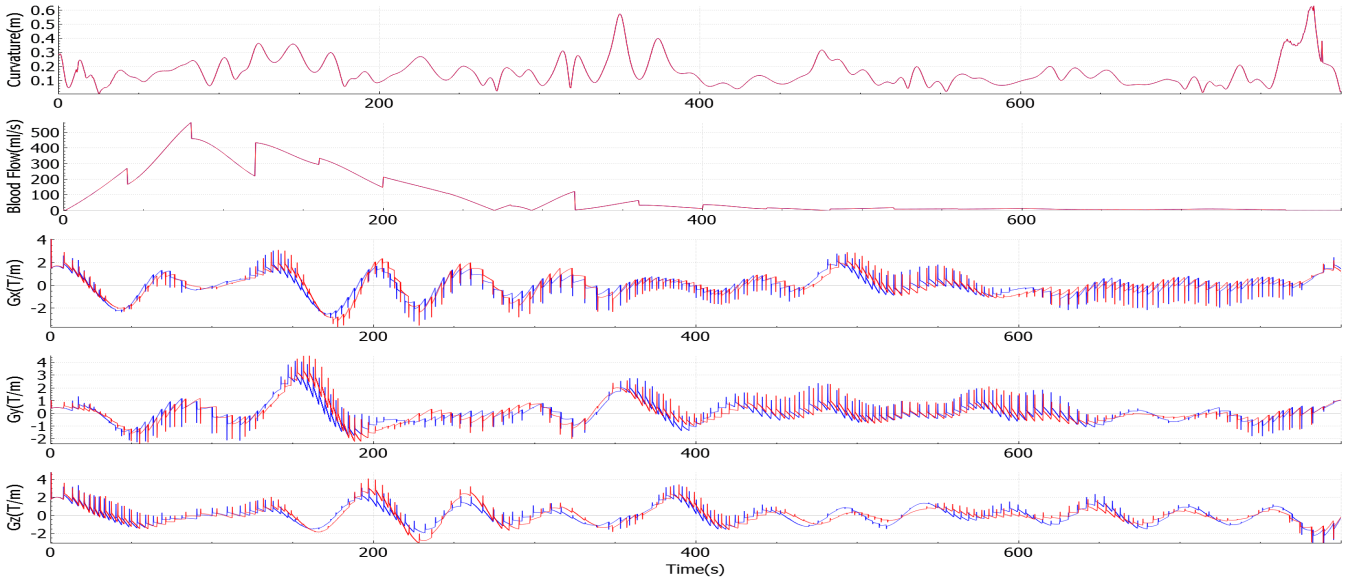

图 3. 详细展示了在快速心率血流状况下，Tp 间隔为 100ms（蓝色表示）和 200ms（红色表示）的仿真结果。图 (a) 描绘了路径的曲率。图 (b) 展示了快速心率下的血流。图 (c)、(d) 和 (e) 分别展示了磁共振成像扫描仪在各个轴上产生的梯度场。

这是决定其与磁场相互作用的关键因素。球体的磁化强度记作“*M*”，其值为（1.9496×10^6）A/m，对于衡量球体内部单位体积的磁场强度至关重要，并显著影响球体对外部磁力的响应。

“体积”表示球体的体积。该指标与磁化强度共同决定球体的总磁矩，并影响其与磁场的相互作用。

球体的半径标记为“*r*”，设定为 0.3mm。该尺寸很重要，因为它会影响球体的体积和表面积，进而影响其磁特性以及在血管系统中的导航能力。

此外，“*FF*”表示与梯度调节相关的最优控制，用于抵消血流对球体产生的阻力。该最优控制对于确保 MRbot 有效抵消其在血流中所受的作用力、保持规划轨迹和速度至关重要。这些参数共同确定了 MRbot 球体的物理和磁性特性，是其在医疗场景中成功导航和运行不可或缺的条件。

$$FF = \frac{1}{2} \cdot C_d \cdot p \cdot Re \cdot V \tag{11}$$

在本研究中，我们评估了 MRbot 在血管中行进时影响其所受阻力的关键因素。阻力系数以 C_d 表示，数值为 0.47，是一个无量纲量，用于量化物体在流体中遇到的阻碍或阻力。该系数对于阻力计算至关重要，反映了 MRbot 的形状及其在血液中的流体动力学特性。

符号“*p*”表示血液密度，这是确定阻力的重要因素。血液密度会直接影响 MRbot 在这种流体介质中所受的阻力。

“*Re*”表示球体的迎风面积，这是计算阻力的重要指标。它指 MRbot 面向血液流动方向的横截面积；面积越大，所受阻力也越大。

最后，“*V*”表示血流速度。血流速度是一个变量，在血管系统的不同部位有所不同。MRbot 所受的阻力与其遇到的血流速度直接成正比。

综合而言，这些因素——阻力系数（*Cd*）、血液密度 *(p)*、球体的迎风面积 *(Re)*以及血流速度 *(V)*——对于准确评估 MRbot 所受的阻力至关重要。理解并准确计算这一阻力，对于设计能够在人类循环系统中高效、可控地行进的 MRbot 至关重要。

梯度 *(G)* 可通过以下方式计算：

$$G = (1/Moment_s) * (PF + PI + PD + FF) \tag{12}$$

$Moment_s$ 表示球体的力矩，而*PF, PI,* 和*PD* 分别对应 PID 控制器的各个部分，*FF*则表示最优控制。请参阅图1、图2、图3，其中展示了梯度中明显的波动。这些尖峰可能归因于 PID 控制器的反馈系统。控制器的积分部分*PI*在首次计算时需要一个初始值。即使避免了「i」为零的情况，这一要求仍然很重要，因此可能导致这些尖峰的出现。

为了产生强大的磁力，提升 MRbot 的磁化强度至关重要。铁磁推进核心的制造与微型化过程相对简单，尤其考虑到血液的黏度低于脑组织，因此产生的力会随铁磁性部件的体积

而变化。我们的模型将血管视为刚性圆柱形管道，从而简化了血管直径的变化；血管直径可能因心跳而改变，并影响阻力。此方法着重于最大化磁化强度，同时兼顾血管环境的复杂性。

$$F = M \cdot G \cdot V_o \tag{13}$$

磁共振推进（MRP）利用磁场梯度对MRbot施加位移力。根据公式（13），F 表示磁场梯度（T m^{-1}）产生的磁力（N），M 表示材料的磁化强度（A/m），V_o 指铁磁性核心的体积（m^3），而G表示梯度，即磁感应的空间变化。该公式表明，减小MR机器人中铁磁性核心的尺寸或体积，或减小铁磁性MR机器人的尺寸或体积，都会导致MRI系统产生的力减小。要获得足够的磁力，采用饱和磁化强度高的铁磁性材料至关重要。本研究未考虑球体与管壁之间的摩擦力，因为MRI系统的梯度足以使MR机器人悬浮。

IV. 建模与结果

MRI系统内置的现有磁场可在任意方向产生高达数十mT/m的梯度，从而在不同方向上产生显著的磁力。为了推动铁磁性核心沿预设路径运动并在实践中评估这一过程，我们研究了MRI系统磁场梯度对铁磁球体的影响。坡莫杜尔合金等具有高磁化强度和高饱和特性的材料，非常适合此类应用。在我们的数字模型中，三维血管路径上的每个位置都由三个梯度坐标表示： [X(i)、Y(i)、Z(i)]。铁磁球体的运动主要取决于阻力D和推进磁力F。先进的软件框架对于精确计算和应用梯度数据至关重要。我们的实验重复了1,000次，耗时范围为6.8ms至7.6ms，平均耗时为7.2ms。此外，我们还计算了空间梯度，以便进行更全面的分析；X轴上的数值包括0.93 mT/m、1.68 mT/m和3.35 mT/m，Y轴和Z轴上也有类似的不同读数，从而能够生成向上和向下的磁力矢量。在我们的模型中，我们假设血液密度恒定，这意味着流入血管的血液体积等于流出的血液体积。

A. 动态磁场变化

梯度线圈通常用于成像，会产生随时间变化的磁场，其转换速率以 dB/dt 为单位测量。随着磁场增强，它可能会在导体（包括人体）中感应出电流，进而可能引起周围神经刺激，感觉上可能是轻微刺痛或短暂的肌肉痉挛。不过，这通常不被视为重大健康问题。为避免潜在风险，美国食品药品监督管理局已针对梯度磁场切换制定了指南，尤其是在 dB/dt 足以推动血管内物体的情况下。

$$S = G_p/T_r * r \tag{14}$$

在本研究中，*"S"*表示转换速率（dB/dt），G_p表示两点之间的梯度差，T_r 表示上升时间，而r 表示扫描过程中距等中心50厘米的距离，其中dB/dt的测量单位为特斯拉每米每秒（T/m/s）。经确认，转换速率和梯度强度（包括x轴梯度、y轴梯度和z轴梯度）均处于美国食品药品监督管理局的安全限值内。详细示意请参阅图4、图5、图6。

B. 从数据仿真到图像存档的可视化框架

我们的方法包括改进现有的可视化系统。可视化工具包（VTK）是一个免费提供的C++类库，用于三维图形和可视化。在获取坐标后，我们旨在开发一个专用对象库，将其无缝集成到我们的球体路径中，该路径由小型、独立的片段构成。这些工具包中的每个组件都经过设计，具有清晰的定义并且易于连接。

处理大型数据集是一项基本要求。先前的研究表明，ParaView 作为一款开源、跨平台的可视化应用程序，能够有效扩展至[16]。该工具提供了图形用户界面，便于交互式探索大型数据集。我们的系统基于 ParaView 构建；ParaView 是一款采用 C++编写、面向分析优化的现代可视化工具，尤其适用于高级建模与仿真代码的后处理。

VTK 构成了 ParaView 架构的基石，提供数据表示和算法，并提供将这些组件连接成可运行程序的机制。在我们的程序中，红线和白线分别表示实际的球体映射和预定路径。红色路径包含 8380 个实验数据点，描绘了球体沿选定轨迹运动的过程。目前我们使用的步长为 0.0001，也可以将其调整为在不造成明显损失的情况下保持精度的数值。这种精度使 MRbot 能够紧密沿着血管路径运行。

Qt 是一种重要的跨平台应用程序框架，广泛用于创建图形用户界面（图形用户界面）程序。我们在开发支持 Web 的应用程序时采用了 Qt，使其能够部署到各种平台上，例如个人电脑桌面、移动设备和嵌入式操作系统。通过这种方式，无需针对每个平台重写源代码，即可分发这些应用程序。请参见图7。

V. 讨论与结论

在我们的研究中，我们开发了一种仿真，用于模拟铁磁性核心在血管中的运动，并采用实时功能，准确再现真实的生理场景。这项研究证明，设计一种能够产生适当推进力的磁共振机器人（MRbot）是可行的

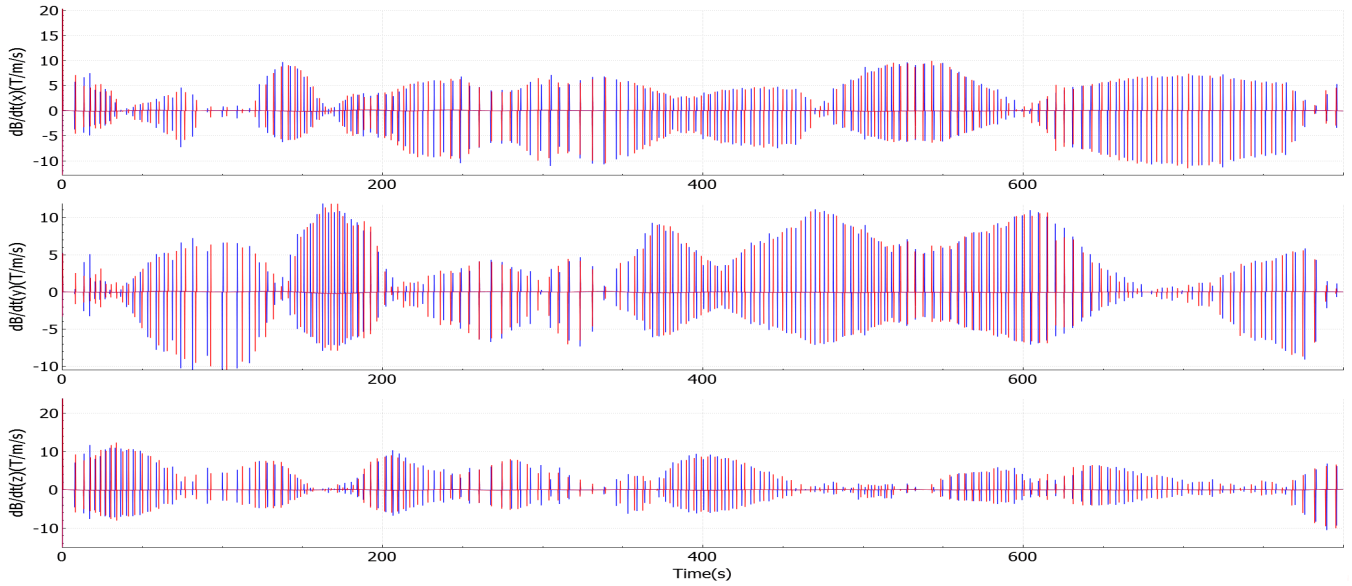

图4. 在稳定血流条件下进行仿真，观察Tp值为100ms（蓝色表示）和200ms（红色表示）时的结果。图(a)、(b)和(c)分别显示各坐标轴上的dB/dt速率，血流速率为1ml/s。

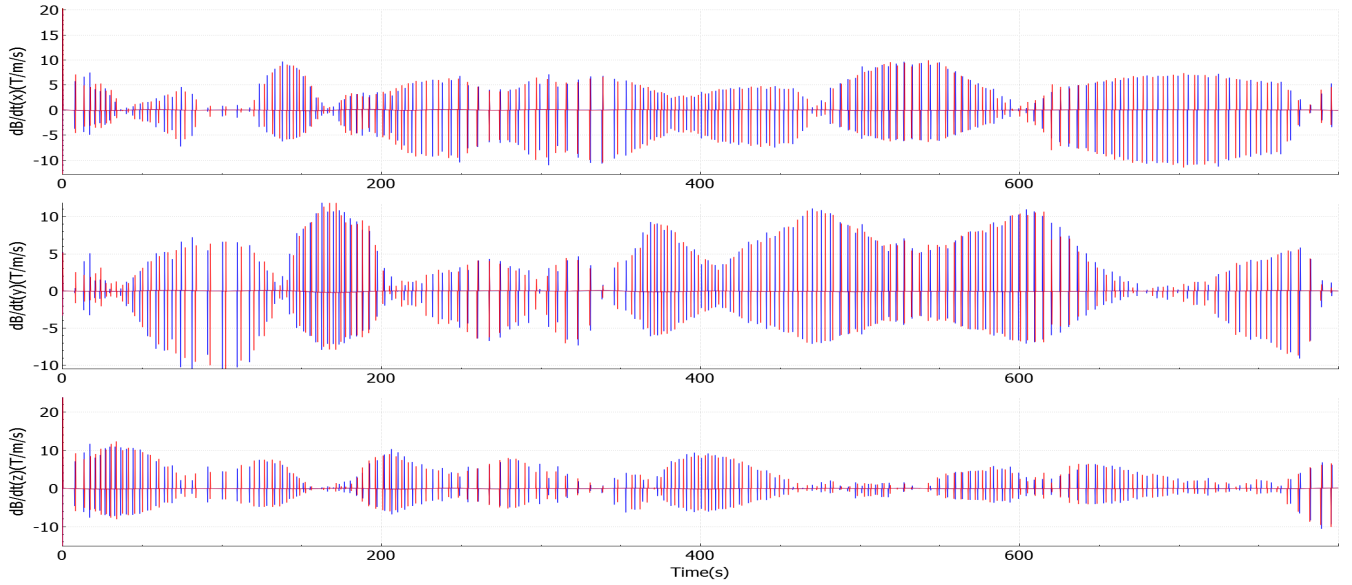

图5. 仿真结果 在正常血流条件下，Tp设置为100ms（蓝色表示）和200ms（红色表示）时的结果已记录。图表(a)、(b)和(c)展示了 这些测试中各坐标轴上的dB/dt值。

以便在人体心血管系统中导航。本研究的一项重要成果，是成功将跟踪方法与先进的推进系统及比例-积分-微分（PID）控制器集成起来。这种集成使MRbot能够在复杂的血管网络中实现实时自动导航控制。

该系统核心功能的开发采用 C/C++，确保从初始开发阶段到测试和处理输出的整个流程高效进行。我们集成了关键软件库，这对于创建详细的三维图形以及可视化 MRbot 在血管系统内的路径和交互至关重要。此外，仿真还纳入了两种逼真的血流波形，以更准确地模拟心血管系统内血流的动态复杂特性。

我们方法的一个关键方面是利用预定义路径引导 MRbot，确保其实现高精度推进和机动控制。这种精度对于该机器人的潜在医疗应用至关重要，因为在这些应用中，准确性和可靠性必不可少。目前，我们尚未加入可通过液晶显示屏上的图形用户界面（GUI）或 HoloLens 等增强现实设备访问的虚拟操作程序。整合这些虚拟操作程序将使控制

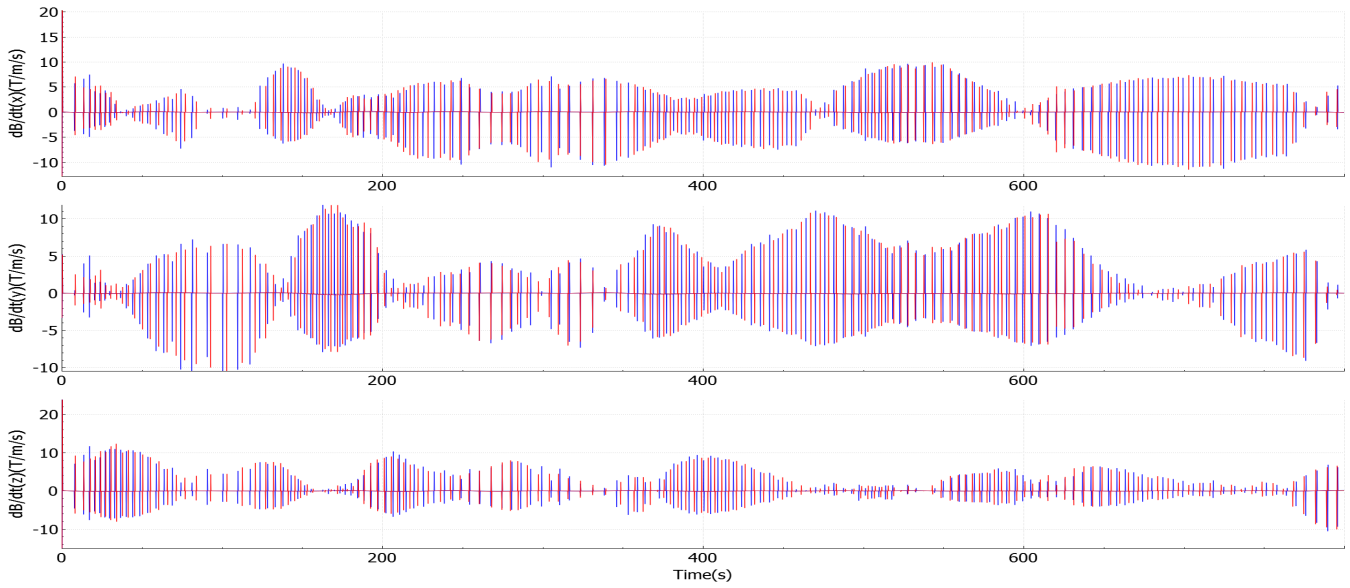

图 6. 记录了快速心率血流场景下，Tp 时长为 100ms（蓝色）和 200ms（红色）的仿真观测结果。图 (a)、(b) 和 (c) 显示了这些条件下各轴的 dB/dt 速率。



图 7. Qt 用户界面结构

MRbot 的过程更具交互性且更便于用户使用，进而有望拓展其应用范围并提升其效能。为此，我们正在开发一个理论框架，纳入批归一化 [17][18] 和机器学习技术，以预测这些辅助干预的效果。批归一化将有助于稳定学习过程并提升机器学习模型的性能，使系统更稳健，也更能适应各种医疗场景。该框架旨在深入了解 MRbot 的能力与局限，为未来的改进指明方向，并确保机器人的高效并确保其在医疗程序中的安全应用。纳入机器学习算法将使 MRbot 能够从数据中学习、改进其决策过程，并适应复杂的医疗环境。预计这一方法将提升机器人的导航精度、对动态生理状况的响应能力，以及其在治疗和诊断任务中的整体效能。这一循序渐进的发展凸显了我们在医疗机器人学和微创手术领域研究的创新性与重要影响，也标志着智能机器人系统在医疗保健领域迈出了重要一步。与……相结合

除了上述医疗机器人学领域的进展，我们的研究还在探索生成对抗网络（条件生成对抗网络）架构的潜力，具体而言是 S2M-Net 模型。通过模拟逼真的三方对话，该模型能够提供沉浸式学习环境，帮助从业者在安全且受控的环境中，更好地理解操作此类先进医疗机器人时的细微之处 [19]。

参考文献

[1] Huaijuan Zhou、Carmen C、Mayorga-Martinez、Salvador Pan´e、Li Zhang 和 Martin Pumera，《磁驱动微型和纳米机器人》，《化学评论》，第121卷，第8期，第4999-5041页，2021年。 [在线]。可访问：https://www.ncbi.nlm.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8154323/[2] Wall J、Dhesi J、Snowden C、Swart M，《围手术期医学的未来》，Healthc J，第9卷，第2期，第138-143页，2022年7月。 [在线]。可访问：doi: 10 7861 2022 0051 。/fhj。- Barros AO、Yang J，《磁驱动毫米／微型机器人的运动方式与特征综述》，Crit Rev Biomed Eng，第47卷，第379-394页，2019年。 [在线]。可访问：doi: 10.1615/CritRevBiome-dEng。[3] 20190302994 [4] Erin O、Boyvat M、Tiryaki M. E、Phelan M、Sitti M，《磁共振成像系统驱动的医疗机器人》，Adv. Intell. Syst，第 2， 1900110, 2020 [ ] 10 1002 201900110 页。在线。可访问：。/aisy。Martel S，《超越成像：由临床磁共振成像扫描仪驱动的宏观和微观尺度医疗机器人》，Sci. Robot，第2卷，2017年。 [在线]。可访问：10.1126/scirobotics.aam8119[6] M. Latulippe 和 S. Martel，《用于偶极场导航中磁芯定位的渐进式多维粒子群优化器》，IEEE/RSJ智能机器人与系统国际会议（IROS），第2314-2320页，2016年10月。 [在线]。可访问：https://ieeexplore.ieee.org/document/7759361 [5] [7] ˜ Doutel E、Galindo-Rosales FJ、Campo-Deano L，《治疗心血管疾病的医疗微型机器人导航所面临的血流动力学挑战》，Materials (Basel)，第14卷，第7402页，2021年。 [在线]。可访问：doi: 10.3390/ma14237402[8] Tucker WD、Arora Y、Mahajan K，《解剖学：血管》，StatPearls，2023年。[在线]。可访问：https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470401/ [9] J. B. Mathieu、S. Martel、L. Yahia、G. Soulez 和 G. Beaudoin，《磁共振成像系统作为血管内微型装置的推进手段》，第4卷，第3419-3422页，2003年9月。 [在线]。可访问：https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=1250880 [10] 4 Dyverfeldt, P.、Bissell, M.、Barker, A.J 等，《D流心血管磁共振共识声明》，J Cardiovasc Magn Reson，第17卷，第72页，2015年8月。 [在线]。可访问：https://doi.org/10 1186 12968 015 0174 5 。/s - - - Shi Y、Lawford P、Hose R，[11]《心血管系统血流零维和一维模型综述》，Biomed Eng Online，第11卷，第33页，2012年4月 26 2011 [ ] 10 1186 1475 925 10 33 。在线。可访问：doi: [12] 。/-X- - Wenhui Chu、Khang Tran 和 Nikolaos V. Tsekos，《用于无系绳递送治疗性干预措施的磁共振引导和驱动铁质施用器仿真》，载于《2022年第12届生物科学、生物化学与生物信息学国际会议》（ICBBB '22）论文集，第29-37页，2022年。 [在线]。可访问：https://doi.org/10 1145 3510427 3510432 。/。Papanastasiou, T.、Georgiou, G.、Alexandrou, A.N，《黏性流体流动（第1版）》，CRC出版社，1999年。 [在线]。可访问：https://doi.org/ 10 1201 9780367802424 。/ R. [13] Kehlenbeck 和 R. Di Felice，《圆柱形管柱中球体终端沉降速度的经验关系》，Chem. Eng. Technol.，第21卷，第303页，1999年。 [在线]。可访问：https://www.semanticscholar.org/paper/ [14] [15] M. Sitti、H. Ceylan、W. Hu、J. Giltinan、M. Turan、S. Yim、E. Diller，《无系绳移动式毫米／微型机器人的生物医学应用》，第103卷，第205-224页，2015年。 [在线]。可访问：https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27746484/ [16] Ahrens、J Geveci、Berk Law、Charles，《ParaView：大规模数据可视化的终端用户工具》，《可视化手册》，2005年。 [在线]。可访问：https://www.semanticscholar.org/paper/8941959 [17] W. Chu 等，《BNU-Net：一种用于左心室磁共振成像分析的深度学习新方法》，2019年IEEE第19届国际生物信息学与生物工程会议（BIBE），第731-736页，雅典，希腊，2019年。 [在线]。可访问：https://ieeexplore.ieee.org/document/ [18] Wenhui Chu 和 Nikolaos V. Tsekos，《电影心脏磁共振成像中左心室自动分割的两种深度学习方法》，载于《2022年第12届生物科学、生物化学与生物信息学国际会议》论文集，第7-13页，2022年。 [在线]。可访问：https://doi.org/10 1145 3510427 3510429 。/。Aobo Jin、Qixin Deng 和 Zhigang Deng，《S2M-Net：语音驱动的三方对话动作合成网络》，载于第15届ACM SIGGRAPH动作、交互与游戏会议（MIG '22）论文集，计算机协会，纽约，美国，文章编号2，2022年。 [在线]。可访问：https://doi.org/10.1145/3561975.3562954 [19]