用于治疗干预无系绳递送的磁共振成像引导与驱动铁磁性施用器仿真

Wenhui Chu
wchu@uh.edu MRI实验室，休斯敦大学，美国德克萨斯州休斯敦

Khang Tran
kqtran8@uh.edu MRI实验室，休斯敦大学，美国德克萨斯州休斯敦

Nikolaos V. Tsekos
nvtsekos@central.uh.edu MRI实验室，休斯敦大学，美国德克萨斯州休斯敦

arXiv:2601.00981v1 [cs.RO] 2 Jan 2026

摘要

磁共振成像（MRI）是一种成熟的成像方式，广泛用于术前规划，也被探索用于血管内介入等操作的术中引导。在实验性机器人辅助技术中，利用磁共振成像扫描仪的磁场梯度，为铁磁性施用器提供动力并操控其移动，使其能够经由血管网络到达患者体内的目标部位。在本研究中，我们提出了一种用于术前规划以及模拟血管内磁共振驱动施用器的计算平台。该平台通过双向数据与命令管线连接磁共振成像扫描仪、计算核心和操作人员。平台首先处理多层磁共振数据以提取血管床，随后在血管内拟合出一条虚拟通道。该通道作为虚拟夹具（VF），是一处施用器应避开的禁入区域，以免造成血管穿孔或碰撞。随后，平台利用血管中心线的几何特征、虚拟夹具以及磁共振安全规范（dB/dt、最大可用梯度）生成磁场梯度波形。用户可选择不同的血流剖面，并将相应参数用于施用器的运动建模。建模模块还会生成提示，说明所选血管路径是否能够安全通过。考虑到未来实验研究需要实时运行，该平台基于Qt框架（C/C++）实现，软件模块在专用线程上运行并执行特定任务：PID控制器、虚拟夹具生成、磁共振梯度波形生成。

CCS 概念

• **以人为中心的计算** → **可视化工具包**。

关键词

磁共振成像、血管、VF、PID、血流

ACM 参考格式：

Wenhui Chu、Khang Tran 和 Nikolaos V. Tsekos。2026年。用于治疗性干预无系绳递送的磁共振成像引导及驱动铁磁性施用器的仿真。。 ACM，美国纽约州纽约市，9 页。https: //doi.org/10.1145/nnnnnnn.nnnnnnn

特此免费授予将本作品全部或部分制作成数字或纸质副本，供个人或课堂使用的许可，但不得出于营利或商业目的制作或分发副本，且副本首页必须附上本声明和完整引文。对于本作品中由作者以外的其他人拥有版权的组成部分，必须尊重其版权。注明出处后可以摘录。若要以其他方式复制、重新发表、张贴到服务器或分发到列表中，须事先获得特别许可和/或支付费用。请发送许可申请至permissions@acm.org。*Conference'17*，美国华盛顿哥伦比亚特区© 2026年 版权归所有者/作者所有。出版权已授权给 ACM。ACM ISBN 978-x-xxxx-xxxx-x/YYYY/MM https://doi.org/10.1145/nnnnnnn.nnnnnnn

1 引言

微创手术（MIS）是一种专业的手术方式，可显著减轻患者的不适并缩短恢复时间。许多研究人员致力于微纳机器人技术，该领域不断发展，涵盖了旨在通过使用可导航或可驱动的磁性球体来改进人体内介入操作的平台和技术。实时图像引导的出现为介入医学领域带来了新的机遇 [1]。我们希望将这种磁驱动与适当的成像方式相结合，从而实现对人体内 MRbot 的跟踪，并为沿预先规划的轨迹进行闭环伺服控制创造可能。MRbot 越小，通过血管（如毛细血管）进入后可操作的范围就越广。在微创手术中使用 MRbot 正逐渐成为机器人研究领域的一种趋势，目前已有多种方法得到研究。

磁力是驱动此类微型机器人的优选方式 [2]-[4]。嵌入微型器件中的铁磁性核心将由磁共振成像系统提供驱动力。由于心脏持续运动，难以进行微创手术。因此，我们采用了一种称为磁共振靶向（MRT）的方法，该方法已在体内得到验证 [24]。该方法基于磁驱动，称为磁共振导航（MRN）。MRN将载药微载体嵌入磁性球体中，使其从注射部位穿过血管网络，移动至靶区。将治疗药物靶向递送至肿瘤具有显著优势，能够提高治疗效率，同时减少继发性毒性效应 [5]。

2 方法

我们使用从三维血管造影图像生成的三维血管模型中提取的血管中心线数据。在本研究中，我们利用磁共振成像在心脏内部实时生成一个安全区，称为安全通道。本文旨在模拟球体在血管通道三维模型中的运动。人体血液循环系统由动脉、静脉和毛细血管构成，因此生物医学机器人必须通过的通路直径从几十微米到数厘米不等。显然，缩小此类MRbot的尺寸，就能使其到达人体内更多位置。在许多情况下，无系绳实现方式适合用于推动磁共振机器人进入人体血液循环系统；显然，利用现有技术在人体心血管系统中推动此类无线 MRbot是一项巨大的技术挑战 [6]。

为了推动此类磁共振机器人进入体液，尤其是人体血液循环系统，必须考虑使其成为正常血流的一部分。这些磁共振机器人越小，就越能通过进入毛细血管等血管扩大其运行范围。

我们的目标是利用血管内的磁场梯度控制并推进微型机器人。我们采用比例-积分-微分（PID）控制器，在球体经过血管中更为曲折的区段时，对其轨迹进行校正和稳定。血流的物理参数以及目标血管的直径决定了磁共振机器人的阻力和所承受的约束。铁磁性颗粒的用量根据医疗应用确定。

3 理论模型

根据本发明，本文考虑一种均匀的球形磁共振机器人。由于梯度在扫描仪边界内均匀生成，因此可在人体内部任何位置产生力，并且能够相对于时间进行精确控制，从而成为理想的解决方案。在小血管中，由于磁共振机器人的浮力和重量比阻力小几个数量级，因此可以忽略这些参数。动脉系统中的血流呈搏动性，在心脏出口处快得多。血液速度远离心脏后逐渐降低，从厘米/秒降至毫米/秒 [7]。

3.1 插值

插值是医学成像应用中的重要参考。在本文的体积成像中，我们采用一种称为分段三次埃尔米特多项式（pchip）的插值方法，以补偿非均匀数据采样。给定区间 [a, b], 上的函数 d：[a,b] → R 及其导数 d'：[a,b]↦ R，我们使用三次埃尔米特样条 s，在 [a,b] 上近似 d。我们将采用最近邻方法，将区间 [a,b] 划分为 N 个子区间，节点为 $\vec{x}$ = (x_0 x_1 x_2 x_N = x_0<x_1<x_2< <x_N = 3 , , ,...,)，且 a ... b。为计算 D 插值，我们引入一个新参数 T，表示为元组 (pathDistance, x)，其中 pathDistance 等于从起点到当前位置的距离。

3.2 曲折度

曲折度定义为介质中的最短几何路径，这可能需要计算最短测地轨迹。在此我们指出，曲折度是一个方向性参数。它是一条参数化定义的三维空间曲线，用笛卡尔坐标表示为 K =(x(t), y (t), z(t))，对应于三个笛卡尔坐标轴（X、 Y 和 Z）。

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

其中， x'、 y'、 z' 是期望路径的一阶导数， x''、 y'' z'' 是期望路径的二阶导数。

3.3 血液速度

脉动源于心脏的泵血作用，该作用将脉动血流泵入动脉，从而产生作用于血管壁的时变压力 [8]。这些模型包括用于描述血液循环的零维（0D）模型、用于描述血压和血流传播的一维（1D）模型 [9], , 以及三维（3D）流固相互作用技术。每种方法都有各自的优点和局限性。我们采用三维方法来表示复杂流动、波传播以及血流与血管壁相互作用。在无限范围流体中，血液作用于球体所产生的阻力可计算如下：

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

其中， C_d为阻力系数， p为血液密度（1.025 kg/m^3），R_e为参考面积。

3.3.1 不同类型的血流。在本研究中，我们研究了三种脉动血流：恒定、正常和高心率血流 [10]。梯度每 100ms 更新一次，但球体的位置每 Tp 毫秒均可确定。我们在不同类型的血流中使用不同的 Tp 值，以在 Qt平台中测试并展示结果。

3.4 球体速度

轨迹生成所需的速度 V(r)，以及路径 P(r)，其中包含路径上每个点的向量 [11][12]。

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

其中， R_s 是 MRbot 的半径， V_0、 K_0 和 R_0 是用于调整速度剖面的常数。

3.5 磁共振成像梯度概述

为了安全地进行操控，我们引入虚拟夹具（VF），即基于软件的虚拟约束。我们关注的主要方面有两个：一是连续跟踪和路径成像，二是安全操控。我们提出将多种推进方式嵌入此类 MRbot [13][14]。我们提出一种轨迹规划，旨在沿规划路径行进，以确保安全并控制磁共振机器人。我们使用 VF 生成虚拟引导提示，以引导 MRbot 在血管内移动。使用引导提示时，MRbot 应准确抵达目标点，且不损伤血管。在所提出的方法中，我们模拟了用于无系绳递送治疗干预的 MRI引导和驱动的铁磁施用器。对于磁共振成像系统生成的给定磁梯度幅值，这一点尤为重要。必须根据血管的直径选择铁磁体的尺寸，然后利用该尺寸沿预定义路径到达最终目标位置。

3.5.1 控制模型。需要了解轨迹、MRbot 的位置以及梯度。需要生成三个设定点。需要生成一个包含路径中心线上各点坐标的设定点 P_t [15]。球体的速度

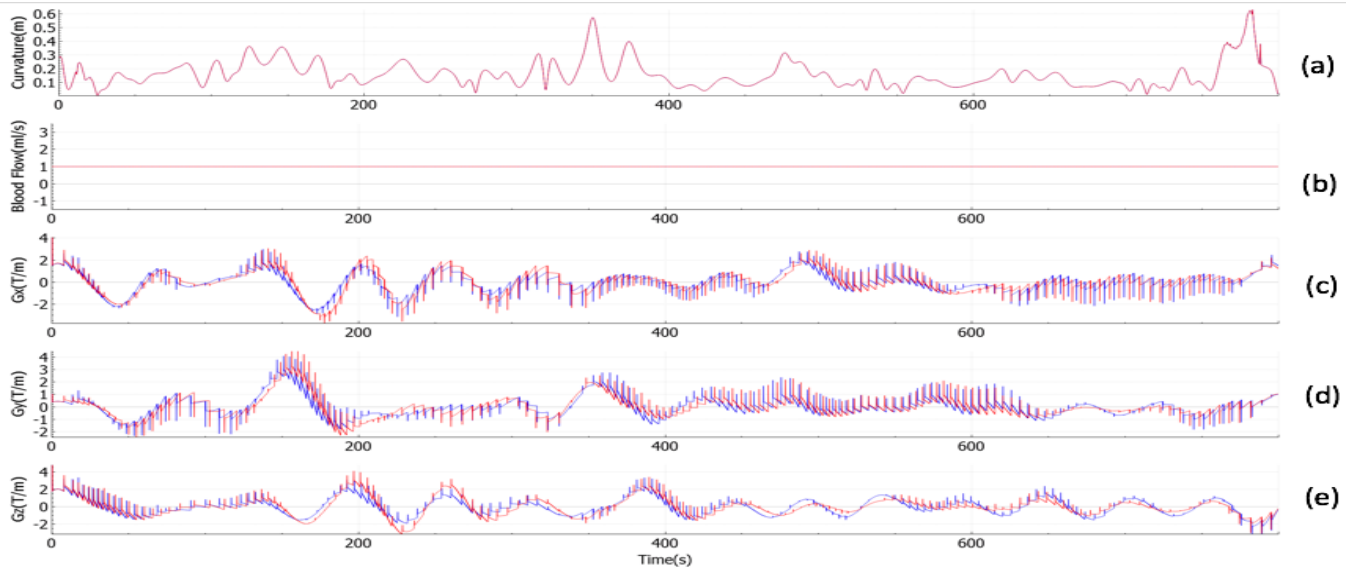


图 1：恒定血流条件下仿真的 Tp = 100ms（蓝色）和 Tp = 200ms（红色）结果。(a) 为路径曲率图。(b) 显示恒定血流。(c)、(d) 和 (e) 分别展示磁共振成像扫描仪为各轴生成的梯度。

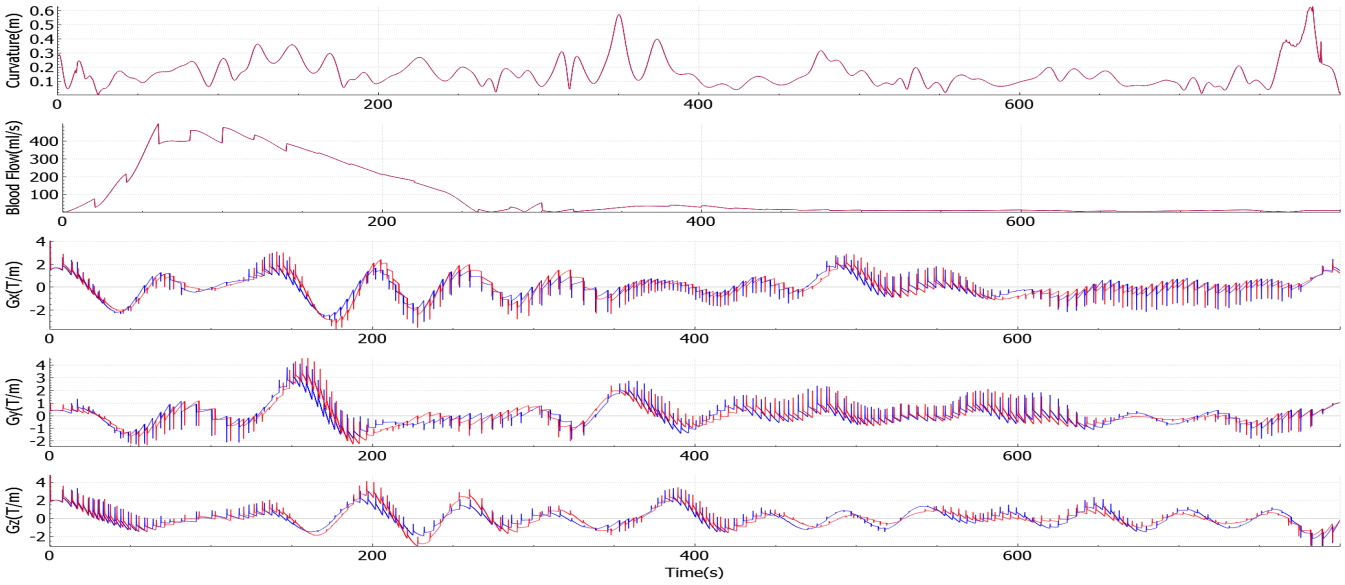


图 2：正常血流条件下仿真的 Tp = 100ms（蓝色）和 Tp = 200ms（红色）结果。(a) 为路径曲率图。(b) 显示正常血流。(c)、(d) 和 (e) 分别展示磁共振成像扫描仪为各轴生成的梯度。

设定点被用作参考值。轨迹控制器由 PID调节器和一个直接输出最优控制的前馈组件组成。速度误差可以通过以下公式计算：

$$Error_v = V_c - V_s + K_r * (P_c - P_s) \quad (4)$$

其中，V_c 是当前速度，V_s 是速度设定值，Kr = 0.7 用于定义相对于速度误差，位置误差的校正程度。最后两个变量是 P_c，即当前位置，以及 P_s，即位置设定值。

PID调节器：

$$PF = -k_p * Error_v \quad (5)$$

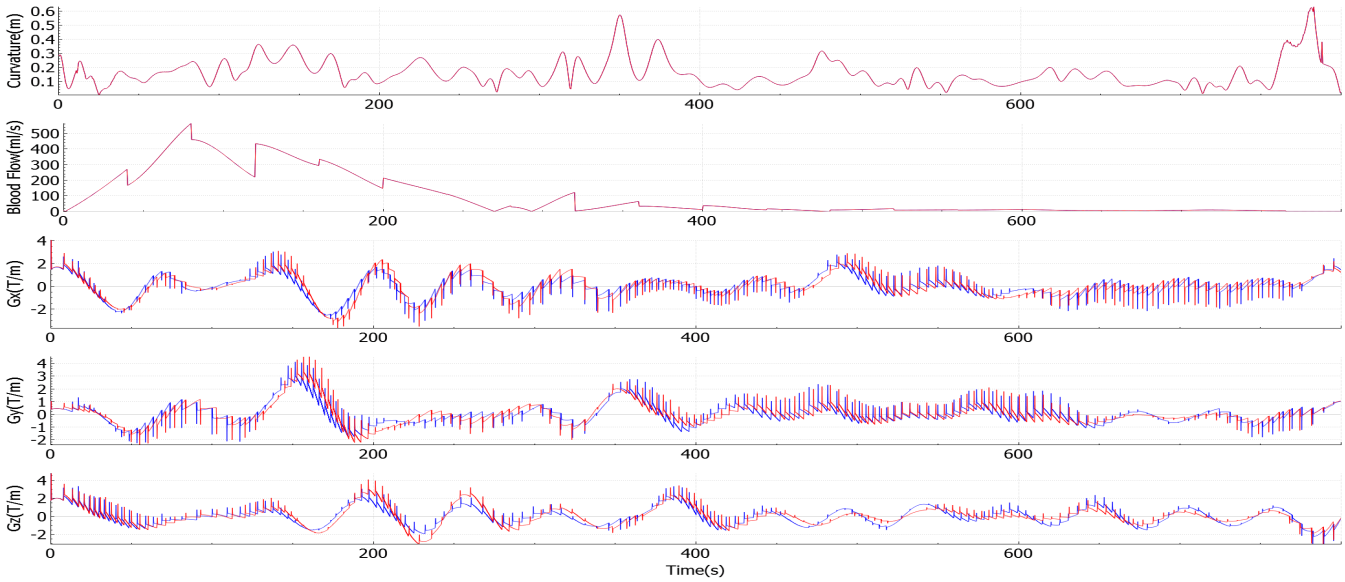


图3：血流快速心率仿真中 Tp = 100ms（蓝色）和 Tp = 200ms（红色）的结果。（a）为路径曲率图。（b）显示快速心率下的血流。（c）、（d）和（e）展示了磁共振成像扫描仪为各轴生成的梯度。

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

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

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

PID控制器所使用的参数包括 $k_p = 2$ $k_i = 1$ $k_d =$ 、、、基准速度，以及 $Error_p$ 先前位置的误差。 $\delta =$ 0.01

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

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

其中， $Moment_s$ 为磁矩球体， M（1.9496×10^6 A/m）为磁化球体， Vol 为球体体积， r（0.3 mm）为球体半径。

FF 是与补偿阻力的梯度相对应的最优控制。它由血液产生：

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

其中， $C_d = 0.47$ 为阻力系数， p 为血液密度， R_e 为球体的迎风面积， V 为血液速度。

3.5.2 梯度控制。梯度(G)可通过以下方式计算：

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

其中， $Moment_s$ 是磁矩球体， PF、 PI、 PD 是 PID 控制器， FF 是最优控制。参见图 1、2、3。PF 会立即对误差值作出反应，并尝试将球体的位置调整至接近设定值。PF 越高，控制器的反应越快。PI 会随时间不断累积，直到球体移动到设定值，这意味着达到设定值所需的时间越长，PI 对输出的影响就越大。PD 表示过程值接近设定值的速度。从图中可以看出，梯度中存在一些尖峰。尖峰可能由一个原因导致。由于 PID 是一种反馈系统，PI 始终需要一个初始值来计算第一个 PI，即使我们避免了 i = 0 这种情况，也会导致尖峰出现。

3.5.3 磁力。为了获得强磁力，需要最大化 MRbot 的磁化强度。鉴于铁磁推进核心易于制造和微型化，且血液的黏度低于心脏组织，力与铁磁材料的体积成正比。尽管血管直径可能因心脏收缩周期而变化，且血管会影响阻力，但我们的模型将血管视为刚性圆柱管。

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

磁共振推进（MRP）包括施加磁梯度，以对MRbot产生位移力。在（13）中，F为由磁梯度（T m^{-1}）产生的磁力（N），M为材料的磁化强度（A/m）， V_o 为铁磁体的体积（m^3），G为磁感应的梯度或空间变化。由该方程可见，随着MRbot中铁磁性核心的体积或整体尺寸，或铁磁性MRbot本身的体积减小，磁共振成像系统产生的力也会随之减小 [16][17]。为了产生足够的磁力，需要使用具有更高饱和磁化强度的铁磁材料。本研究未考虑球体与管壁之间的摩擦

，因为磁共振成像系统提供的梯度足够强，能够使磁共振机器人悬浮。

4 仿真与结果

内置磁场强度目前可在任意方向产生数十 mT/m 的成像梯度。这些梯度能在多个方向产生强磁力。为了按照预先规划的路径正确推进铁磁性核心，并为这项实验提供参考，我们测量了磁共振成像系统的磁场梯度对铁磁性球体的影响。选择这种铁磁性材料是合适的，因为坡莫杜尔合金具有较强的磁化强度，其饱和值高于其他磁性材料。在计算核心中，三维血管路径上的每个位置都有三个梯度 [X(i)、Y(i)、Z(i)]（i 表示数字化形式）。铁磁性球体的导航主要取决于两个方面：阻力 D 和推进磁力 F。实验期间，必须采用稳健的软件架构，以便无缝、精确地计算并应用所需的梯度信息。我们运行实验 1,000 次并记录结果。执行时间为 7.2 ms 至 8.1 ms，平均运行时间为 7.7 ms。我们还计算了空间梯度，以获取更多信息。例如，X 轴上的梯度为：0.93 mT/m、1.68 mT/m、3.35 mT/m 和 3.038 mT/m；Y 轴上的梯度为：3.33 mT/m、1.13 mT/m、3.84 mT/m 和 3.53 mT/m；Z 轴上的梯度为：2.65437 mT/m、3.7658 mT/m、3.61 mT/m 和 2.84 mT/m。这些梯度可用于产生向上和向下的磁力矢量。我们假设血液密度恒定，这意味着血管中的血液量既不会增加也不会减少。流入的血液体积必须等于流出的体积。

4.1 随时间变化的磁场

用于成像的梯度线圈会产生随时间变化的磁场，其变化率为 dB/dt [18]。在磁场的上升时间内，导体中可能会感应出电流。人体是一种导体，可能产生周围神经刺激。这种刺激可能导致轻微的刺痛感或短暂的肌肉抽搐，但不被认为是显著的健康风险 [19]。为避免这些潜在危害，美国食品药品监督管理局规定，当 dB/dt 足以在血管中产生推进作用时，应对梯度场切换进行控制。变化率可通过以下公式计算[31]:

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

其中，S 表示变化率（dB/dt），G_p 表示连续两个梯度之间的差值，T_r 表示上升时间，r 表示扫描过程中距等中心 50 cm 的距离。dB/dt 的单位为特斯拉/米/秒（T/m/s）。上述变化率和梯度强度分别为 x 梯度、y 梯度和 z 梯度。变化率受美国食品药品监督管理局限制，通常低于 200T/m/s。我们的变化率结果均在美国食品药品监督管理局的限制范围内。见图 4、5、6

4.2 可视化工具包

我们的方法是增强现有的可视化系统。VTK 是一个免费提供的 C++ 类库，用于三维图形和可视化 [20]-[22]。当我们获得各个点的坐标后，我们希望创建一个功能明确、易于嵌入球体路径的对象库。球体路径可以由小部件构建而成。工具包的关键在于各个部件必须定义清晰，并具有简单的接口。

4.3 仿真数据到图像数据库

处理大型数据集的能力是一项关键要求。从以往的研究中可以看出，ParaView 是一款开源应用程序，支持多平台可视化，并且具有良好的可扩展性 [23]。该工具提供图形用户界面，可交互式探索大型数据集。我们的框架构建于 ParaView 之上。ParaView 是一款针对分析优化的 C++ 设计与现代可视化工具，用于处理高级建模与仿真代码的后处理。参见图 7。

VTK 是 ParaView架构的基础，它提供数据表示、算法，以及一种将这些表示和算法连接起来以构成可运行程序的机制。红线和白线表示实际的球体映射和期望路径。当球体沿选定路径移动时，红色路径上有 8380 个实验数据点。目前采用的步长为 0.0001；这个较小的步长可以增大，并确定一个既不会造成太大精度损失的数值。MRbot 紧密遵循血管轨迹。

4.3.1 当前应用程序开发平台。Qt 是用于开发图形用户界面程序的最重要的跨平台应用框架之一。我们开发了支持 Web 的应用程序，可将其部署到个人电脑桌面、移动设备和嵌入式操作系统上，而无需重写源代码。见图 8。

5 讨论与总结

在本研究中，我们利用实时特性对血管内的铁磁性核心进行了仿真。研究表明，考虑人体心血管系统的特性，设计具有推进力且尺寸如此的 MRbot 是可行的。这种跟踪技术已成功集成到推进系统和 PID 控制器中，从而能够对血管内的 MRbot 进行实时自动导航控制。核心采用 C/C++ 实现，用于流式开发、测试和输出处理。在本研究中，仿真还采用了适当的库（如 VTK）和两种真实的血流波形。

我们通过预定义路径操控 MRbot，实现了高精度推进和运输。不过，尚未开发出可通过液晶显示器上图形用户界面的图形工具和/或 HoloLens 访问的虚拟程序。因此，目前正在开发用于预测辅助干预性能的理论框架。

参考文献

[1] N. Nawkar、Z. Deng、D. J. Shah、K. E. Bekris 和 N. V. Tsekos，《利用实时磁共振成像对跳动的心脏中的机器人辅助干预进行视觉与力反馈引导》，2012 年 IEEE 机器人与自动化国际会议，2012 年，第 689–694 页。 [在线]。可访问：https://ieeexplore.ieee.org/document/6224582

[2] M. Vonthron、V. Lalande、G. Bringout、C. Tremblay 和 S. Martel，《用于微型设备和微型机器人的导航的基于磁共振成像的集成平台》，2011 年 IEEE/RSJ 智能机器人与系统国际会议，第 1285–1290 页，2011 年 9 月。 [在线]。可访问：

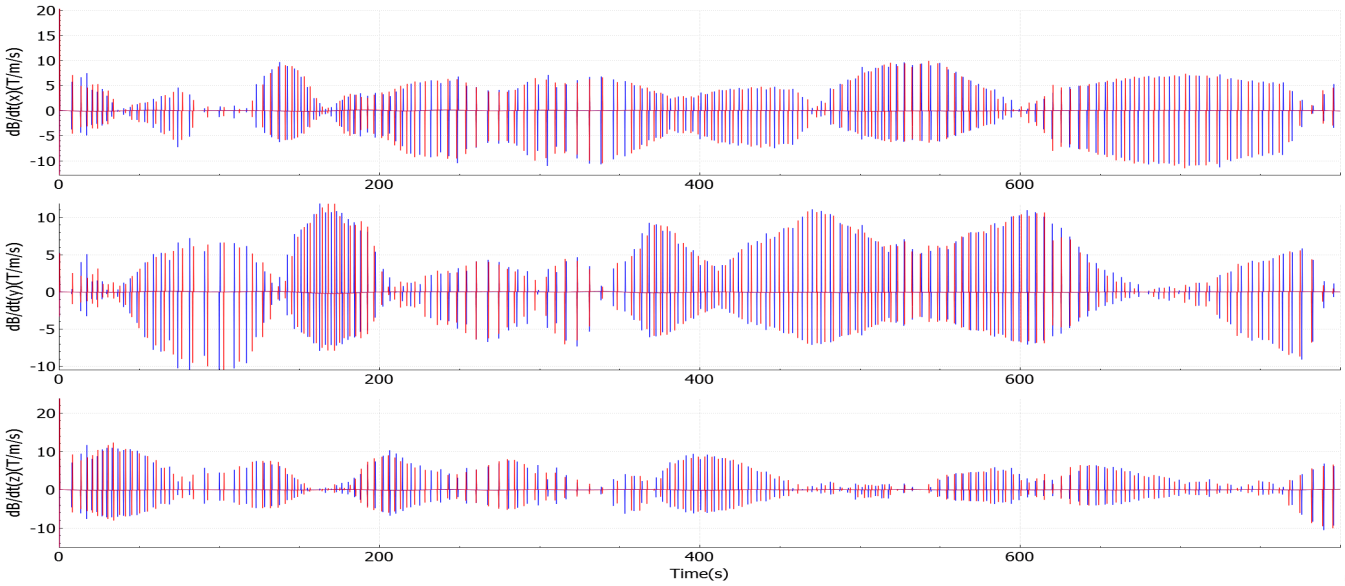


图 4：Tp = 100 的结果 恒定血流仿真中的 Tp = 200ms（蓝色）和 Tp = 200ms（红色）。（a）、（b）和（c）展示 w 各轴的 dB/dt。血液 流量为 1ml/s。

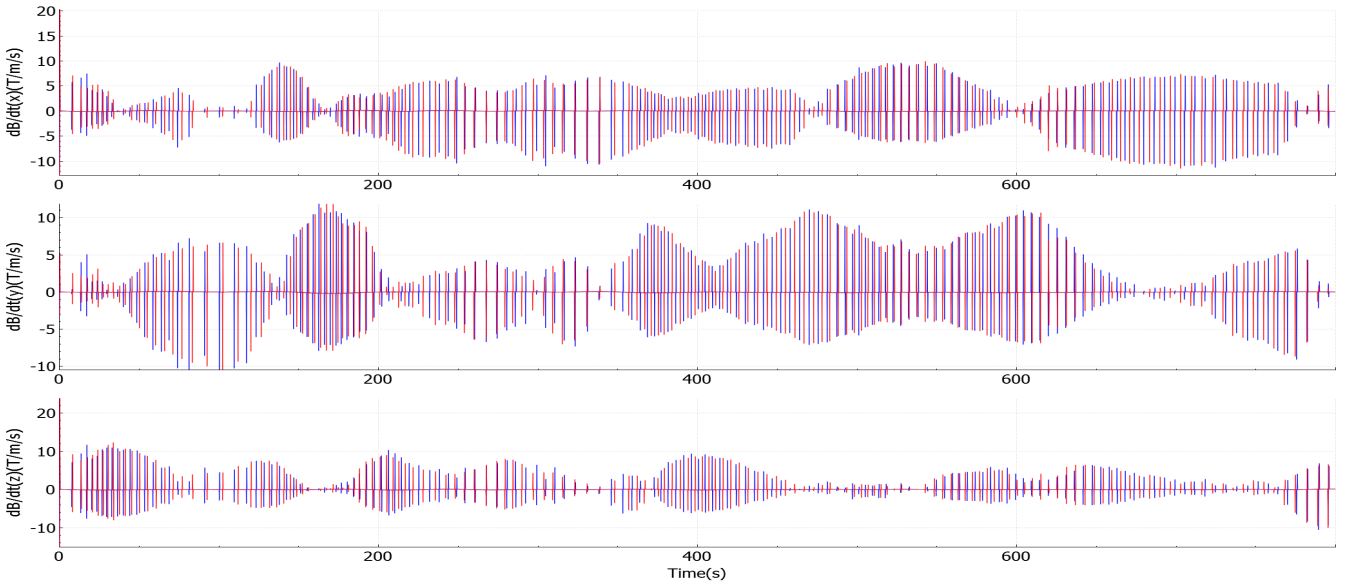


图 5：正常血流仿真中 Tp = 100ms（蓝色）和 Tp = 200ms（红色）的结果。(a)、(b) 和 (c) 分别显示各轴的 dB/dt。

6094721

https://ieeexplore.ieee.org/document/[3]

E. Yeniaras、N.V. Navkar、A.E. Sonmez、D.J. Shah、Z. Deng 和 N.V. Tsekos，《经心尖入路进行心脏手术的基于磁共振的实时路径规划》，医学图像计算与计算机辅助干预国际会议（MICCAI），2011 年。 [在线]。可访问: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22003596/ [4] S. Martel，《血管网络中微型代理的磁导航控制：用于血管内磁导航控制的微尺度药物递送载体的挑战与策略》，第 33 卷，第 119–134 页，2013 年 12 月。 [在线]。可访问：https://ieeexplore.ieee.org/document/ 6615617

[5] M. Latulippe 和 S. Martel，《渐进式多维粒子群

偶极场导航中磁芯定位的优化器，"2016 IEEE/RSJ智能机器人与系统国际会议（IROS），第2314-2320页，2016年10月

2016 [ ] 7759361 。在线。可访问: [6] https://ieeexplore.ieee.org/document/ J. B. Mathieu、S. Martel、L. Yahia、G. Soulez和G. Beaudoin，"磁共振成像系统作为血管中微型器件推进手段，"第4卷，第3419-3422页，2003年9月。 [在线]。可访问：https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=1280888[7] Martel, Sylvain、BMathieu，J、Felfoul，O、Macicior，Haritz、Beaudoin，G、Soulez，Gilles和Yahia，L'Hocine，"调整磁共振成像系统以推进和引导人体血液循环系统中的微型器件，"第

2，2044 2047, 卷，第 - 页。在线。可访 2004 [ ] 17271861 问：https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/ /

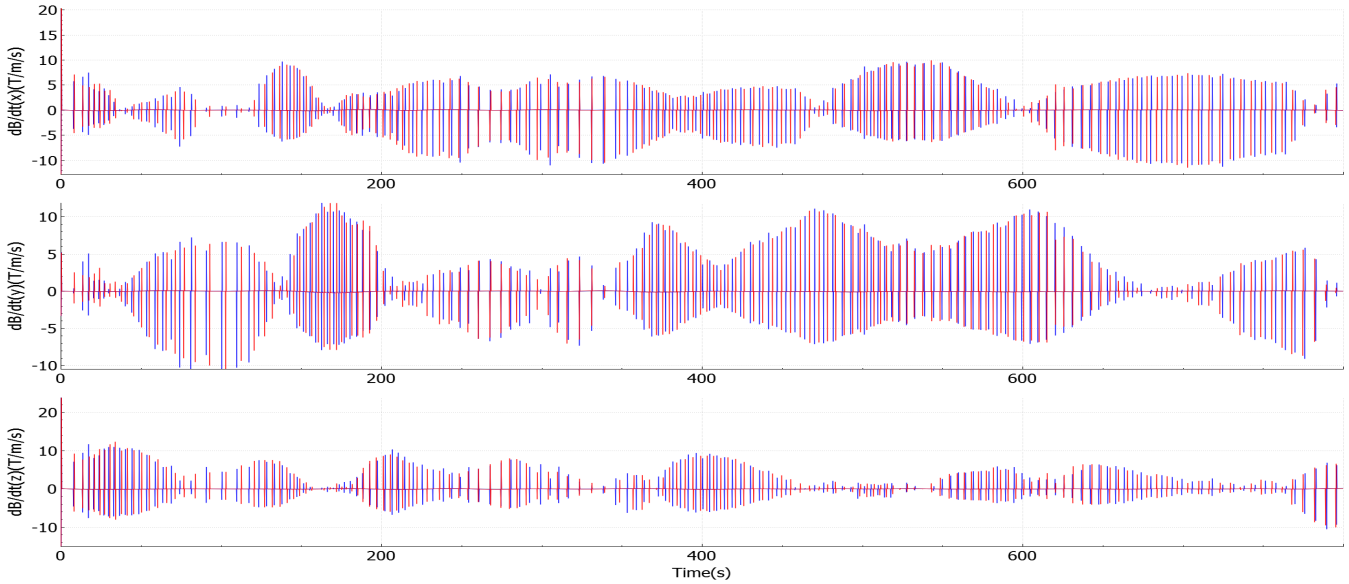


图 6：Tp = 100m 的结果 s（蓝色）和 Tp = 200ms（红色）为快速心率下血流的仿真结果。(a)、(b) 和 (c) 显示各轴的 dB/dt。

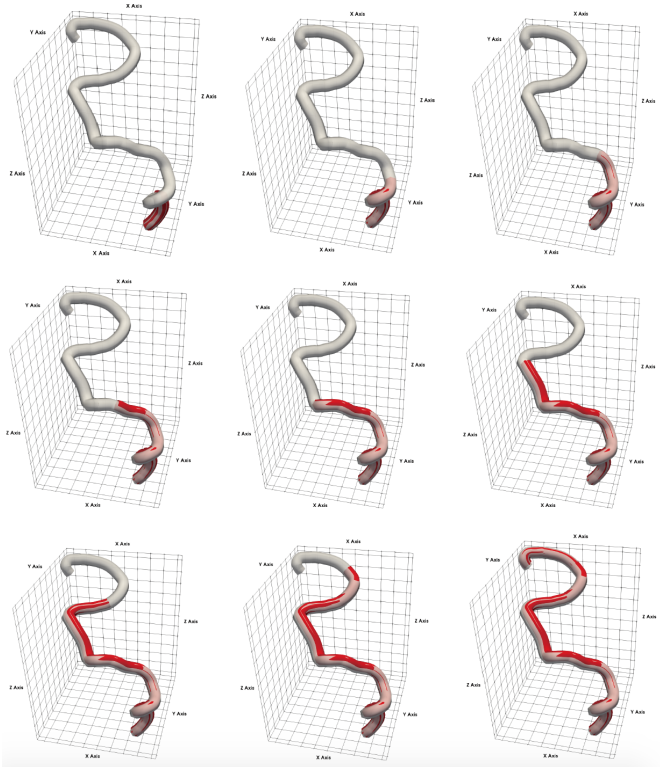


图 7：到达目标路径前，轨迹控制器算法需要执行九个步骤。白色路径是血管内的通道，红线表示 MRbot 的运动，它紧密跟随血管轨迹。

[8] Thom T、Haase N、Rosamond W、Howard VJ、Rumsfeld J、Manolio T、Zheng ZJ、Fle-gal K、O'Donnell C、Kittner S、Lloyd-Jones D、Goff DC, Jr、Hong Y、Adams R、Friday G,Furie K, Gorelick P, Kissela B, Marler J, Meigs J, Roger V, SidneyS,Sorlie P,Stein- berger J，《心脏病和卒中统计数据——2006年更新：美国心脏协会统计委员会和卒中统计小组委员会的报告》，

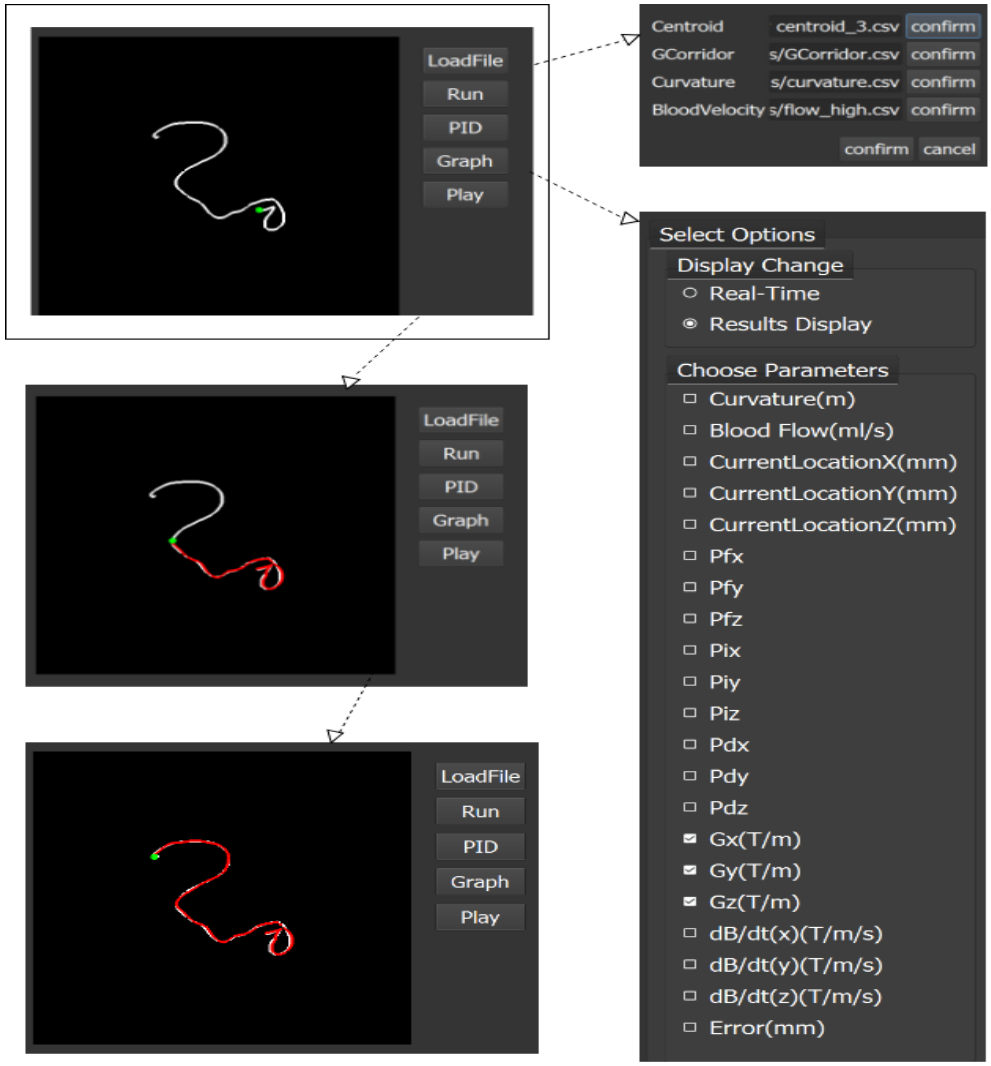


图 8：Qt 用户界面的结构

美国心脏协会统计委员会和卒中统计小组委员会，2006年。 [在线]。可访问：https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16407573/ [9] Shi Yi、Lawford P、Hose R, 《心血管系统血流零维和一维模型综述》，2011年。 [在线]。可访问：https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21521508/ [10] F. M. White, 《黏性流体流动》，《机械工程丛书》，McGrawHill，1991年。[在线]。可访问：https://www.worldcat.org/title/viscous-fluid-flow/ [11] R. Kehlenbeck 和 R. Di Felice, 《圆柱形柱体中球体终端沉降速度的经验关系》，《化学工程与技术》，第21卷，303页，1999年，第。 [在线]。可访问：https://www.semanticscholar.org/paper/ [12] M. Sitti、H. Ceylan、W. Hu、J. Giltinan、M. Turan、S. Yim 和 E. Diller, 《无系留移动式毫米/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/ [13] M. Sendoh、K. Ishiyama、K. I. Arai、M. Jojo、F. Sato 和 H. Matsuki, 《用于局部热疗的磁性微型机器制造》，IEEE国际磁学会议技术论文摘要，2002年4月。 [在线]。可访问：https://ieeexplore.ieee.org/document/1042552 [14] R. G. McNeil、R. C. Ritter、B. Wang、M. A. Lawson、G. T. Gillies、K. G. Wika、E.G. Quale、M. A. Howard三世和M. S. Grady, 《用于立体定向神经外科手术的磁性植入物引导系统的功能设计特征及初始性能特性》，《IEEE生物医学工程汇刊》，第42卷，第793–801页，1995年8月。[在线]。可访问：https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7642193/ [15] M. S. Grady、M. A. Howard三世、J. A. Molloy、R. C. Ritter、E. G. Quate和G. T. Gillies, 《体内磁操控的初步实验研究：结果及其在热疗中的潜在应用》，Med. Phys，第16卷，第263页，1989年3—4月。 [在线]。可访问：https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2654597/ [16] J. A. Molloy、R. C. Ritter、M. S. Grady、M. A. Howard三世、E. G. Quate和G. T. Gillies, 《将热种子插入深部脑组织所需作用力的实验测定》，Ann. Biomed. Eng.，第18卷，第299页，1990年。[在线]。可访问：https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2372165/ [17] P. H. T. Uhlherr和R. P. Chhabra, 《高雷诺数下球体在圆柱管中沉降的壁面效应》，Can.J.Chem. Eng，第73卷，第6期，第918页，1995年。 [在线] 10 1002 5450730615。可访问：[18] https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/ . /cjce. Jean-Baptiste Mathieu、Sylvain Martel、L' Hocine Yahia、Gilles Soulez和Gilles Beaudoin, 《磁推进用于未来血管内微型器件的可行性初步研究》，2005年。 [在线]。可访问：https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16179757/ [19] Saadeh Y、Vyas D, 《纳米机器人在医学中的应用：当前方案与设计》，Am J Robot Surg. 2014;1(1):4-11. doi:10.1166/ajrs.2014.1010。 [在线]。可访问：https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4562685/ [20] Schroeder、William、Martin、K、Lorensen、William。（2006）。《可视化工具包：三维图形的面向对象方法》，[在线]。可访问：https://www.researchgate.net/publication/ [21] J. Ahrens、S. Jourdain、P. OLeary、J. Patchett、D. H. Rogers和M. Petersen, 《一种面向图像的方法：极大规模原位可视化与分析》，

SC14：高性能计算、网络、存储与分析国际会议，路易斯安那州新奥尔良，2014年，第424–434页。 [在线]。可访问：https://dl.acm.org/doi/10 1109 2014 40 . /SC. . William J. Schroeder、Kenneth M. Martin和William E. Lorensen，《面向三维图形与可视化的面向对象工具包的设计与实现》，IEEE计算机学会出版社，1996年。 [在线]。可访问：https://ieeexplore.ieee.org/document/567752

[22]

[23] Ahrens、J Geveci、Berk Law、Charles，《ParaView：大数据可视化的终端用户工具》，《可视化手册》，2005年。 [在线]。网址：https://www.semanticscholar.org/paper/ [24] T. Kensicher 等，《面向磁共振成像引导和驱动的无系绳毫米机器人：控制的术前规划与建模》，2017年IEEE/RSJ智能机器人与系统国际会议（IROS），2017年，第6440–6447页，doi：10.1109/IROS.2017.8206550。 [在线]。网址：https://ieeexplore.ieee.org/document/8206550