

# 针活检和光纤兼容的机器人插入平台

Fanxin Wang<sup>1</sup>, Yikun Cheng<sup>2</sup>, Chuyuan Tao<sup>2</sup>, Rohit Bhargava<sup>3</sup>, Thenkurussi Kesavadas<sup>4</sup>

**Abstract**—组织活检是诊断许多疾病的金标准，涉及通过专家病理学家进行病灶组织提取和组织病理学分析。然而，该程序有两个主要限制：1) 通过组织活检的手动采样容易出现不准确；2) 提取过程后跟着一个耗时的病理测试。为了解决这些限制，我们提出了一种紧凑、精确且可操控的机器人插入平台，以克服传统组织病理学中的局限性。我们的平台能够引导不同大小的各种工具，包括用于组织提取的针和用于振动光谱应用的光纤。该系统有助于将末端执行器引导至组织，并辅助外科医生导航到活检目标区域进行多模式诊断。在本文中，我们概述了设备的一般概念，随后对其机械设计和控制方案进行了详细描述。最后，通过一系列测试验证系统的有效性，包括定位精度、顺应性性能以及工具插入效果。

## I. 介绍

诊断癌症及其他许多疾病（如心肌病或肝炎）的方法面临着巨大的限制。这些限制的核心在于组织采样和活检程序的增量效益存在不确定性 [1]。这种不确定性由几个因素造成。一个关键问题是抽样错误的可能性，因为活检可能未能包括感兴趣的区域内的特定受影响部位。此外，能够安全地进行活检的焦点组织量固有限制限制了穿透深度，进一步复杂化诊断过程。为应对这些限制，医学界探索了先进的技术以提高活检程序如电解剖映射 [2]、心脏磁共振成像 (CMR) [3] 和正电子发射断层扫描 [4] 的诊断准确性。这些技术已被用于更有效地引导活检过程，使能够采样精确受影响的心肌区域。尽管这些先进技术有望提高活检程序的诊断准确性，但值得注意的是它们尚未广泛可用

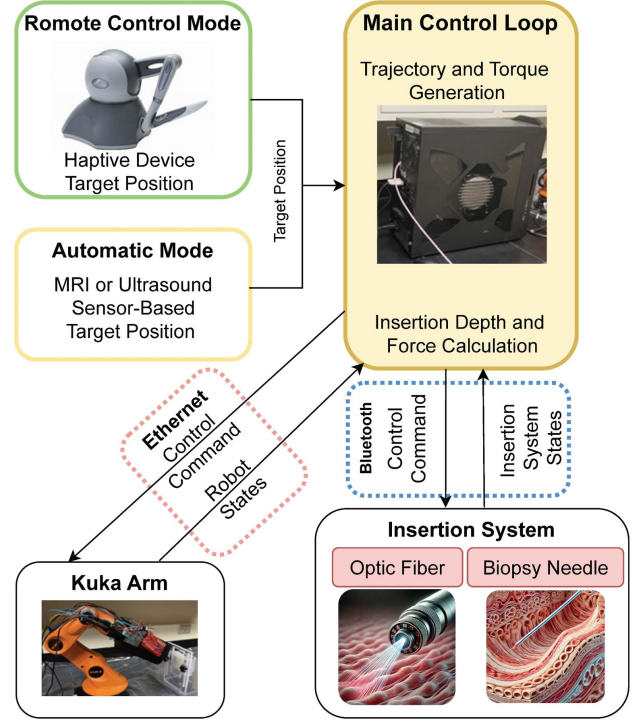


Fig. 1: 提出的平台概述

或常规执行 [5] 或在某些特定使用中高度受限。设备可用性、解释所需的专长以及成本限制等因素可能会限制其在临床实践中的使用。因此，应继续努力使这些先进的诊断工具更易于被临床医生获取，这可能将彻底改变心肌病及其他疾病的诊断和治疗方式，使其更加稳健和准确。

最近的机器人活检技术发展正在对各种疾病诊断的不同用途产生重要影响。它在成像系统 [5] 的辅助下，擅长进行精确和准确的针插入操作。机器人活检程序已应用于多种解剖部位，如骨骼 [6]、肺部 [7]、乳房 [8]、大脑或脑干 [9]、前列腺 [10] 和肝脏 [11]。机器人活检在保持直线轨迹方面表现出优势，主要依靠标准放射影像进行引导。在这种情况下，机器人承担双重角色：首先，它通过融合将诊断和干预图像结合起来；其次，它利用这种图像融合建立从合适的外部位置到目标点的直接路径。这些类型的干预措施展示了机器

<sup>1</sup>Fanxin Wang, is with the Department of Mechatronics and Robotics, Xi'an Jiaotong-Liverpool University, 215123 China. Fanxin.Wang@xjtlu.edu.cn

<sup>2</sup>Yikun Cheng and Chuyuan Tao are with the Department of Mechanical Science and Engineering, University of Illinois Urbana-Champaign, Champaign, IL 61801 USA. yikun2@illinois.edu, chuyuan2@illinois.edu

<sup>3</sup>Rohit Bhargava are with Beckman Institute for Advanced Science and Technology, University of Illinois Urbana-Champaign, Champaign, IL 61801 USA. sudiptam@illinois.edu, rxb@illinois.edu

<sup>4</sup>Thenkurussi Kesavadas, is with the Division of Research and Economic Development, University at Albany - State University of New York, Albany, NY 12222 USA. tkesavadas@albany.edu

人技术如何通过无缝整合成像与精确的操作指导来提升精度 [5]。在 2018 年, 研究人员 [12] 率先应用机器人辅助技术, 以解决传统心内膜活检中浸润位置不均匀且难以预测的问题。他们使用了一个连接鳄鱼夹的 150 厘米生物活检器, 通过 Sensei 机器人系统 (Hansen Medical 公司, 加利福尼亚州山景城) 引入体内。然而, 在传统的生物活检机器人之外, 似乎存在一种需要快速诊断的需求, 这是先进的振动光谱技术与机器人平台整合之间的一个空白 [5]。

当前的诊断过程 (无论是否使用机器人针头插入) 需要耗时的病理检查, 而且大多数活检样本可能是正常的。在采样过程中尽量减少不必要的组织创伤至关重要, 因为对健康组织造成非治疗性损伤仍然是传统活检实践的主要限制之一 [13]。过去二十年见证了基于光学光谱学的许多体内成像技术 [14] 的发展。以前的研究 [15, 16] 强调了在活检过程中通过使用光纤导管实现数字病理学的实际应用, 展示了该方法提高诊断效率的能力。这些研究说明了如何通过提供实时、详细的组织分析来变革传统病理学的数字技术。然而, 在这些开创性工作中值得注意的一个局限是缺乏机器人辅助, 这限制了活检过程中针头插入的精确性和准确性。

我们的研究重点是开发一个指导末端执行器通过机器人操纵器高效且精确地插入特定感兴趣区域的框架。所提框架的概述如图 1 所示。末端执行器能够传递传统的活检针或光纤, 这可以在结合振动光谱学进一步研究中应用。一个 5 自由度 (DOF) 支撑插入系统并将其运动传递给目标组织。它通过以太网与中央处理器通信, 交换控制命令和机器人状态数据。此外, 一个 3-DOF 工具插入系统——包括独立的插入模块和俯仰控制单元——接口与中央处理器相连, 通过蓝牙通信传输控制命令和系统状态。活检针或光纤工具可以借助弹簧加载滚轮机构安装在工具插入系统上。工具插入模块设计为执行复杂运动, 包括线性和平移运动, 在此过程中光纤将探索组织以获取分子信息。从根本上说, 我们的机器人插入平台擅长使用标准的活检针进行准确的组织提取。在高级用户场景中, 它也可以适应于振动光谱学的光纤插入, 提供快速诊断体内病变的潜力, 从而革新临床实践。这可以显著减少程序时间, 减轻患者的焦虑, 并减轻临床医生和病理学家的工作负担。本文的主要重点是开发这项技术,

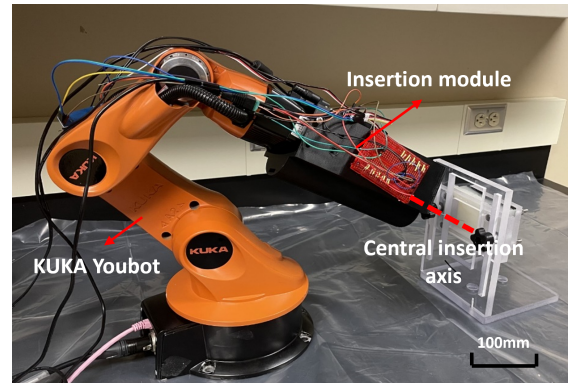


Fig. 2: 现实世界中的机器人插入系统组装介绍其工具兼容性和可操控控制功能的设计, 并在可转向插入系统的功能性原型上进行一系列验证测试。

## II. 系统与机械设计

### A. 系统工作流程与概述

我们提出的框架是利用工具导管结构和机器人辅助进行数字活检 [17] 的结合, 并在以下各节中详细描述。现有的方法如超声波可以用来定位活检 [18–20] 的感兴趣区域。根据器官解剖结构内的位置, 需要确定插入轴的方向, 以表示在解剖学内建立一个方向参考 [21–23]。通过操纵末端执行器的朝向, 使其能够精确地与插入轴对齐成为可能。投影的插入工具安装在插入模块上, 一旦末端执行器垂直于目标组织, 它将同时沿着其轴线平移和旋转, 以准确采样不同深度的组织样本。这种插入程序不仅确保了坚固的活检针可以到达感兴趣的区域, 还使替代工具尖端——用于组织提取的针或探索分子信息的光纤成为可能。

### B. 平台设计要求

所提出的机器人系统中进给力感应的创新原理主要确保了现场针探头插入过程中 [24] 的安全性。此外, 该系统提供了一个通用的可转向平台, 以确保准确到达所需位置进行现场活检或分子信息采集。

上述考虑导致了对设计特性有如下要求:

高灵巧性, 超过 6 自由度以提供可操纵平台的操控能力;

2). 在可编程螺旋运动中强力插入以从目标位置采集/探索样本, 这需要至少 10 牛顿的插入力 [25];

3). 适应各种工具尺寸的用户自定义安装。

### C. 机械设计

为了实现上述目标, 我们有以下机械设计细节。整体机器人平台由支撑框架和插入子系统组成。现实世

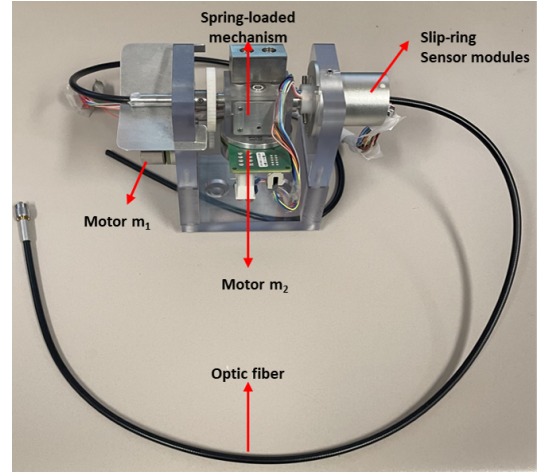
界组装的针活检和光纤兼容的机器人插入平台的视觉表示如图 2 所示，展示了机器人支撑框架、包含在末端执行器固定架中的工具插入子系统以及中央插入轴的集成。

5-自由度 KUKA youBot 臂的使用为可操纵插入系统提供了一个强大且多功能的支持框架。该机器人框架能够进行精确和协调的动作，提供了有效操作插入所需的灵巧性和灵活性。

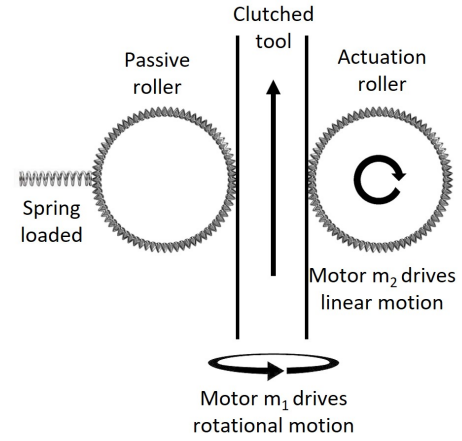
插入子系统作为末端执行器连接，包含两个基本组件：**独立工具插入模块**和**偏航控制单元**。为了创建一个完整且功能性的系统，插入子系统无缝安装到 KUKA 机器人手臂上。这种集成使得两个系统之间能够精确协调。

独立的工具插入模块（如图 3(a) 所示）负责将活检针或光纤实际插入患者的组织 [17]。该独立的工具插入模块主要由弹簧加载机构、滑环传感器模块以及两个带有驱动齿轮的电机组成。工具通过一个离合器单元安装，该单元包括一个执行滚轮和一个被动滚轮，如图 3(b) 所示。与被动滚轮连接的弹簧加载机构允许用户定义夹紧行为，并设计成能够容纳各种尺寸的工具。这种灵活性对于确保模块可以用于不同类型活检针或光纤至关重要。插入所需的直线运动由执行滚轮辅助完成，该滚轮由电机  $m_2$  驱动。该电机驱动滚轮，使工具能够精准地推进到组织中。旋转运动对于对准工具以及光纤探测组织的能力是必不可少的，并且由连接到浮动离合器单元的电机  $m_1$  通过变速箱驱动。编码器数据和力传感器数据使用滑环传感器模块传输给控制器。这些传感器确保即使在工具旋转并进给到组织的过程中也能连续收集数据，为系统提供实时反馈。此外，电机的分离设计旨在实现可编程速度下的精确平移和旋转，以满足插入程序的具体要求。它允许根据用户输入命令进行精细调整，确保工具特别是在针对敏感组织的针头插入时能够遵循期望的轨迹。

虽然独立的工具插入模块擅长实现精确的平移和旋转，但工具插入俯仰角也要求对插入轴进行细致的微调。这种微调对于防止支撑机器人框架位置失衡至关重要，这可能会影响程序的准确性和安全性。此功能不仅提高了系统的精度，还通过确保在完成插入轴的微调之前不会发生不期望的针头插入来解决安全问题。通过仔细控制俯仰角，系统可以精确地将活检针定位，从而最大限度地减少对周围组织和结构造成损



(a) 现实世界中带有光纤的插入模块组装



(b) 插入模块机制的说明图解

Fig. 3: 独立插入模块

伤的风险。

### III. 机器人平台控制设计

提出的半自主控制工具插入方案如图 4 的块图所示。

#### A. 机器人平台的控制设计

机器人平台的动力学和控制律如下：

$$\tau_c = M(q_m)\ddot{q}_c + C(q_m, \dot{q}_m) + G(q_m), \quad (1)$$

$$\ddot{q}_c = J(q_m)^\dagger [(\ddot{x}_d + K_P \tilde{x} + K_D \dot{\tilde{x}}) - \dot{J}(q_m)\dot{q}_m] \quad (2)$$

其中， $M(q_m)$  表示机器人的惯性矩阵， $C(q_m, \dot{q}_m)$  表示离心力和哥氏力的估计值， $G(q_m)$  是重力项， $\tau_c$  是每个关节计算出的机器人命令扭矩，而  $q_m, \dot{q}_m$  表示测量到的机器人关节位置和角速度。 $J(q_m)^\dagger$  是机器人几何雅可比矩阵的伪逆，而  $\tilde{x} = [\tilde{p}, \tilde{\phi}]$  表示基坐标系中末端执行器的位置误差和  $\dot{\tilde{x}}$  是相对速度误差。

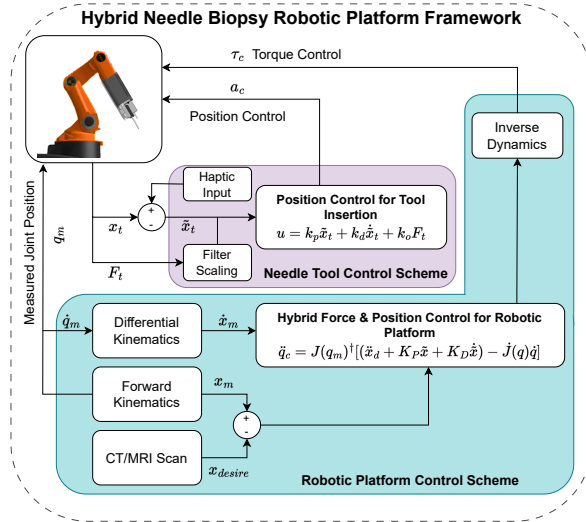


Fig. 4: 控制系统图

从机器人平台的初始条件到目标位置的定位轨迹是在预先记录的 MRI/CT 图像内由中央处理器生成的。从这条轨迹中，我们获得时变的  $x_d$ ，并通过减去测量的任务空间位置  $x_m$ （使用正向运动学）和  $\dot{x}_m$ （使用微分运动学），可以计算出  $\tilde{x}$  和  $\dot{\tilde{x}}$ 。 $\ddot{x}_d$  是生成运动中对应的加速度。

$K_P$  和  $K_D$  是比例和微分控制增益，定义为方程 (3)(4) 中的  $6 \times 6$  对角矩阵。

$$K_P = \text{diag}\{k_{p1}, k_{p2}, k_{p3}, k_{p4}, k_{p5}, k_{p6}\}, \quad (3)$$

$$K_D = \text{diag}\{k_{d1}, k_{d2}, k_{d3}, k_{d4}, k_{d5}, k_{d6}\}. \quad (4)$$

使用方程 (2)，我们得到所需的关节加速度，然后可以利用逆动力学计算出命令的关节力矩  $\tau_c$ 。

#### B. 机器人平台的导纳控制

在理想情况下，如果患者不移动，工具末端将与插入轴对齐的目标位置将是固定的。但在真实的手术环境中，患者的姿态变化或操作床的方向角度可能会导致工具末端与目标插入轴不对齐。因此，需要手动进行精细定位。顺应控制的目标是实现任务空间的行为：

$$F_{\text{ext}} = M\ddot{x} + B\dot{x} + Kx, \quad (5)$$

其中  $\ddot{x} \in \mathbb{R}^6$  是任务空间中的最小坐标集配置， $F_{\text{ext}}$  是由操作员施加到机器人上的外力。

我们将补偿关节扭矩方程中包括摩擦力矩和重力在内的所有内力项，从而使外力成为驱动因素。

#### C. 末端执行器的控制设计

末端执行器在医生通过具有力反馈的触觉设备控制下半自主运行。工具尖端的方向由先前介绍的控制方案决定，而末端执行器的控制设计主要关注插入轴。在工具插入过程中，测量到的阻力随患者特定条件的不同而变化。为了满足高精度要求，末端执行器必须在医生遥操作指导下进行插入，并结合实时反馈。

在半自主模式下，引入以下控制算法：

$$u = k_p \tilde{x}_t + k_d \dot{\tilde{x}}_t + k_o F_t, \quad (6)$$

其中  $u$  是计算出的控制输出， $\tilde{x}_t$  是通过从触觉设备输入和测量工具位置中减去缩放后的位移  $x_h$  得到的 1 维插入轴位置误差。 $\dot{\tilde{x}}_t$  是根据位置误差计算出的 1 维插入轴速度误差，为精确控制提供参考点。 $F_t$  是沿插入轴测量的力，反映了插入过程中遇到的阻力。 $k_p$ 、 $k_d$  和  $k_o$  分别是位置、速度和力的可调控增益因子。

#### IV. 实验与结果

实验被分为两个独立的部分，以全面评估系统的性能：

1. 混合机器人平台中的末端执行器定位，评估准确性和顺应性性能。
2. 末端执行器插入控制，测试在不同组织上的工具插入，并评估针位移的准确性。

##### A. 混合机器人平台控制结果与阻抗性能

为了全面评估混合力位置控制系统的能力，采用了一系列预先计算的轨迹进行评价。第一组轨迹涉及在三个轴上分别执行不同的正弦波，振幅为 0.05 米，而其余轴和末端执行器指向方向保持不变。如图 5 所示，三轴跟踪测量的平均误差小于 1 毫米，跟踪的标准误差低于 6%（约 3 毫米），这些结果提供了系统性能稳定可靠的有力证据。这些紧密的误差范围表明，混合力位置控制环路在维持轨迹保真度方面表现出色，即使在沿不同轴执行单独的轨迹波时也能确保控制和可靠性，这对于微创手术、患者安全及整体手术效率至关重要。

末端执行器的顺应性响应如图 6 所示，当受到外部力的作用时。一系列手动操作随机应用于关节，将机器人支撑框架放置在期望的位置（以红色路径显示）。在每组手动操作之间，还进行了自保持测试以检查控制的稳定性。如图 6 所示，我们的平台具有可靠的维

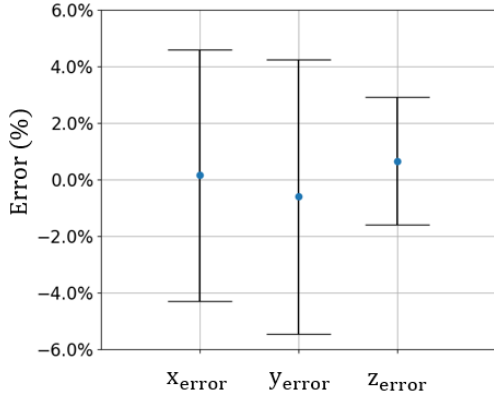


Fig. 5: 机器人框架跟踪误差百分比结果

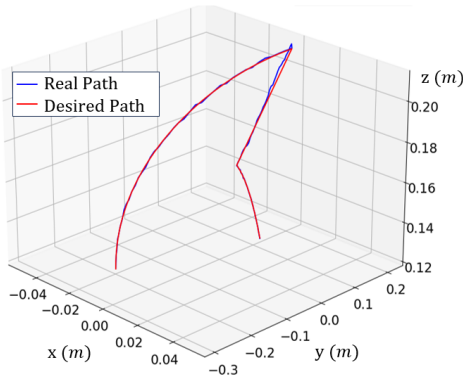


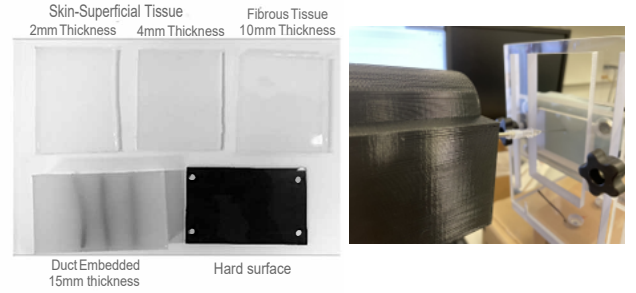
Fig. 6: 导纳控制结果：受手动放置和自动保持放置的约束。

持预期轨迹和实现定制定位的能力，即使面对变化的外部力也是如此。补充演示视频提供了平台实际运行性能的实时视图。

#### B. 工具插入的位置控制结果

为了全面评估预定义轨迹上的位置跟踪精度并同时捕获相应的组织反应力，我们追踪了位置（IR 机器人：IR-10k $\Omega$  线性电位计）和反应力，（ATI 型号：Nano 43 Transducer）以及活检切割针（Bard 工具：16 号/1.7 毫米）在不同类型和厚度的合成组织样本中的情况，如图 7(a) 所示。支撑框架如图 7(b) 所示，用于将合成组织样本保持在所需位置。组织样本的不同设置如下：(1) 2 毫米皮肤-浅表组织 + 10 毫米纤维组织 (2) 2 毫米皮肤-浅表组织 + 15 毫米导管嵌入组织 (3) 4 毫米皮肤-浅表组织 + 10 毫米纤维组织 (4) 4 毫米皮肤-浅表组织 + 15 毫米导管嵌入组织针定位的连续输入信号为 1mm/s。相对力反馈和位置响应被记录下来。

一个连续输入信号为 2 毫米/秒，用于指挥针定



(a) 合成组织样本。

(b) 组织支撑架。

Fig. 7: 工具插入实验设置。

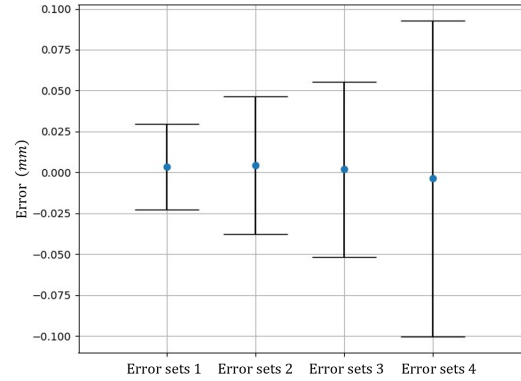


Fig. 8: 针插入错误

位，展示了系统的控制能力。如图 7 所示，在不同组织设置下的评估表明，针插入过程遇到不同的穿透点和阻力，这些受到特定组织特性的影响。在两个被考察的情景中，观察到大约在穿刺 2 毫米处发生穿透，表现为反应力突然下降。在心脏和肝脏组织中的进一步插入过程中所遭遇的后续阻力力特征显示出组织弹性的差异。这种阻力力的变化强调了系统对组织特性的适应性，突出了理解组织行为在医疗机器人领域中的关键作用。系统管理针穿刺复杂性的能力作为组织类型分类 [28] 的研究进一步展开。整体轨迹跟踪误差如图 8 所示，在不同组织上进行 10 毫米的插入操作，总体误差百分比小于 2%。

#### V. 结论与未来工作

本文提出了一种具有针吸活检和光纤兼容性的可操纵机器人插入系统。该设计实现了高灵巧性，为可操纵平台提供了准确到达目标位置的能力，执行了强力且快速的切口以采集样本，并与所需的无标记原位光学光谱学所需光纤的灵活运动相兼容。

未来发展的两个主要方面可能是：首先，当前工具插入的参考目标位置完全依赖于成像系统。而在实

际手术情况下,即使有预先记录的 CT/MRI 扫描和超声引导,准确找到感兴趣的目标位置仍然具有挑战性。在我们正在进行的研究中,正在探索通过研究组织特性来提高工具插入准确性的方法。这包括学习技术如基于组织反馈力的深度学习 [26] 或强化学习 [27] 来确定目标组织特性。将机器学习或强化学习与组织反馈力分析结合的潜在优势非常有前景,我们期望这些发展能够显著提高我们的可转向插入系统的准确性和效率,同时也包括路径规划 [29] 和碰撞避免 [30]。其次,未来研究的另一个领域是减轻由呼吸或心跳等生理过程引起的内在振动。这些振动可能会破坏工具插入的准确性,特别是在通过身体侧面切口时。开发策略以对抗或补偿此类运动对于保持组织采集/探索的准确性至关重要。实时运动跟踪和预测算法可以应用于确保在体内动态环境下维持稳定性和精确性。

#### 致谢

我们感谢 Naveen Kumar Sankaran 在独立工具插入模块研究和设计方面的先前工作。我们也承认得到了梅奥诊所基金会的部分支持。

#### References

- [1] Y. Huang and E. Farkash, "Protocol Biopsies: Utility and Limitations," *Advances in Chronic Kidney Disease*, vol. 23, no. 5, pp. 326 – 331, Sep. 2016, doi: <https://doi.org/10.1053/j.ackd.2016.09.002>.
- [2] V. R. Vaidya, A. A. Abudan, K. Vasudevan, G. Shantha, L. T. Cooper, S. Kapa, P. A. Noseworthy, Y.-M. Cha, S. J. Asirvatham, and A. J. Deshmukh, "The efficacy and safety of electroanatomic mapping-guided endomyocardial biopsy: a systematic review," *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology*, vol. 53, no. 1, pp. 63 – 71, 2018, doi: <https://doi.org/10.1007/s10840-018-0410-7>.
- [3] H. Vogelsberg, H. Mahrholdt, C. C. Deluigi, A. Yilmaz, E. M. Kispert, S. Greulich, K. Klingel, R. Kandolf, and U. Sechtem, "Cardiovascular Magnetic Resonance in Clinically Suspected Cardiac Amyloidosis: Noninvasive Imaging Compared to Endomyocardial Biopsy," *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 51, no. 10, pp. 1022 – 1030, 2008, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2007.10.049>.
- [4] O. Kiamanesh and M. Toma, "The State of the Heart Biopsy: A Clinical Review," *CJC Open*, vol. 3, no. 4, pp. 524 – 531, 2021, DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cjco.2020.11.017>.
- [5] F. J. Siepel, B. Maris, M. K. Welleweerd, V. Groenhuis, P. Fiorini, and S. Stramigioli, "Needle and Biopsy Robots: a Review," *Current Robotics Reports*, vol. 2, no. 1, pp. 73 – 84, 2021, DOI: <https://doi.org/10.1007/s43154-020-00042-1>.
- [6] M. DSouza, J. Gendreau, A. Feng, L. H. Kim, A. L. Ho, and A. Veeravagu, "Robotic-Assisted Spine Surgery: History, Efficacy, Cost, And Future Trends," *Robotic Surgery: Research and Reviews*, vol. 6, pp. 9 – 23, 2019, DOI: <https://doi.org/10.2147/rsrr.s190720>.
- [7] S. Amack et al., "Design and control of a compact modular robot for transbronchial lung biopsy," 2019, DOI: <https://doi.org/10.1117/12.2513967>.
- [8] M. Muntener et al., "Magnetic resonance imaging compatible robotic system for fully automated brachytherapy seed placement," *Urology*, vol. 68, no. 6, pp. 1313 – 1317, 2006, DOI: <https://doi.org/10.1016/j.urology.2006.08.1089>.
- [9] G. Minchev et al., "A novel miniature robotic guidance device for stereotactic neurosurgical interventions: preliminary experience with the iSYS1 robot," *Journal of Neurosurgery*, vol. 126, no. 3, pp. 985 – 996, 2017, DOI: <https://doi.org/10.3171/2016.1.jns152005>.
- [10] R. P. Felten, N. Ogden, C. Peña, M. C. Provost, M. J. Schlosser, and C. Witten, "The Food and Drug Administration Medical Device Review Process," *Stroke*, vol. 36, no. 2, pp. 404 – 406, 2005, DOI: <https://doi.org/10.1161/01.str.0000153063.54972.91>.
- [11] E. Franco, Dj. Brujić, M. Rea, W. Gedroyc, and M. Ristić, "Needle-Guiding Robot for Laser Ablation of Liver Tumors Under MRI Guidance," *IEEE-ASME Transactions on Mechatronics*

- ics, vol. 21, no. 2, pp. 931 – 944, 2016, DOI: <https://doi.org/10.1109/tmech.2015.2476556>.
- [12] E. Ammirati et al., "State-of-the-Art of Endomyocardial Biopsy on Acute Myocarditis and Chronic Inflammatory Cardiomyopathy," *Current Cardiology Reports*, vol. 24, no. 5, pp. 597 – 609, 2022, DOI: <https://doi.org/10.1007/s11886-022-01680-x>.
- [13] P. Beard, "Biomedical photoacoustic imaging," *Interface Focus*, vol. 1, no. 4, pp. 602 – 631, 2011, DOI: 10.1098/rsfs.2011.0028.
- [14] B. G. Saar, C. W. Freudiger, J. Reichman, C. M. Stanley, G. R. Holtom, and X. S. Xie, "Video-Rate Molecular Imaging in Vivo with Stimulated Raman Scattering," *Science*, vol. 330, no. 6009, pp. 1368 – 1370, 2010, DOI: 10.1126/science.1197236.
- [15] D. J. Cappon, T. J. Farrell, Q. Fang, and J. E. Hayward, "Fiber-optic probe design and optical property recovery algorithm for optical biopsy of brain tissue," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 18, no. 10, p. 107004, Oct. 2013, doi: <https://doi.org/10.1117/1.jbo.18.10.107004>.
- [16] A. M. Zysk et al., "Clinical Feasibility of Microscopically-Guided Breast Needle Biopsy Using a Fiber-Optic Probe with Computer-Aided Detection," *Technology in Cancer Research & Treatment*, vol. 8, no. 5, pp. 315 – 321, Oct. 2009, doi: <https://doi.org/10.1177/153303460900800501>.
- [17] N. K. Sankaran, P. Chembrammal, A. Siddiqui, K. Snyder, and T. Kesavadas, "Design and Development of Surgeon Augmented Endovascular Robotic System," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 65, no. 11, pp. 2483 – 2493, 2018, DOI: 10.1109/tbme.2018.2800639.
- [18] S. Natarajan et al., "Clinical application of a 3D ultrasound-guided prostate biopsy system," *Urologic Oncology: Seminars and Original Investigations*, vol. 29, no. 3, pp. 334 – 342, 2011, DOI: 10.1016/j.urolonc.2011.02.014.
- [19] S. C. Lee et al., "Contrast-Enhanced Ultrasound Imaging of Breast Masses: Adjunct Tool to Decrease the Number of False-Positive Biopsy Results," *Journal of Ultrasound in Medicine*, vol. 38, no. 9, pp. 2259 – 2273, 2018, DOI: 10.1002/jum.14917.
- [20] L. Beer et al., "Ultrasound-guided targeted biopsies of CT-based radiomic tumour habitats: technical development and initial experience in metastatic ovarian cancer," *European Radiology*, vol. 31, no. 6, pp. 3765 – 3772, 2020, DOI: 10.1007/s00330-020-07560-8.
- [21] R. Heller et al., "In vivo gene electroinjection and expression in rat liver," *FEBS Letters*, vol. 389, no. 3, pp. 225 – 228, 1996, DOI: 10.1016/0014-5793(96)00590-x.
- [22] C. Basdogan, S. De Rensselaer, Jung Kim, M. Muniyandi, Hyun Kim, and M. A. Srinivasan, "Haptic rendering - beyond visual computing - Haptics in minimally invasive surgical simulation and training," *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol. 24, no. 2, pp. 56 – 64, 2004, DOI: 10.1109/mcg.2004.1274062.
- [23] B. Ahn, H. Lee, Y. Kim, and J. Kim, "Robotic system with sweeping palpation and needle biopsy for prostate cancer diagnosis," *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 10, no. 3, pp. 356 – 367, 2013, DOI: 10.1002/rcs.1543.
- [24] S. Rodler et al., "A Systematic Review of New Imaging Technologies for Robotic Prostatectomy: From Molecular Imaging to Augmented Reality," *Journal of Clinical Medicine*, vol. 12, no. 16, pp. 5425, 2023, doi: <https://doi.org/10.3390/jcm12165425>.
- [25] N. Sankaran and T. Kesavadas, "RNN-LSTM based Tissue Classification in Robotic System for Breast Biopsy," 2020, doi: <https://doi.org/10.1109/biorob49111.2020.9224378>.
- [26] C. Fang, Z. Wan, Y. Qiu, and C. Zhou, "A Compliance Control Strategy for Adapting to Body

Movements during a Percutaneous Surgery,” in 2019 IEEE International Conference on Cybernetics and Intelligent Systems (CIS) and IEEE Conference on Robotics, Automation and Mechatronics (RAM), 2019, DOI: 10.1109/cis-ram47153.2019.9095796.

- [27] Y. Cheng, P. Zhao, F. Wang, D. J. Block, and N. Hovakimyan, ”Improving the Robustness of Reinforcement Learning Policies With L1 Adaptive Control,” IEEE Robotics and Automation Letters, vol. 7, no. 3, pp. 6574 – 6581, 2022, DOI: 10.1109/lra.2022.3169309.
- [28] F. Wang, Y. Cheng, S. S. Mukherjee, R. Bhargava, and T. Kesavadas, ‘Transformer Based Tissue Classification in Robotic Needle Biopsy’ , arXiv [eess.SP]. 2024. DOI: <https://doi.org/10.48550/arXiv.2409.04761>
- [29] F. Wang, H. Jiang, C. Tao, and Y. Cheng, ‘DBaS-Log-MPPI: Efficient and Safe Trajectory Optimization via Barrier States’ , arXiv [eess.SP]. 2025. DOI: <https://doi.org/10.48550/arXiv.2504.06437>
- [30] F. Wang, H. J. Nisar, Y. Li, Elbashir Araud, T. H. Nguyen, and Thenkurussi Kesavadas, “Low-Cost UVBot Using SLAM to Mitigate the Spread of Noroviruses in Occupational Spaces,” Sensors, vol. 22, no. 22, pp. 8926 – 8926, Nov. 2022, doi: <https://doi.org/10.3390/s22228926>.