

分类号: TH391

密 级: 公 开

学校代码: 10363

学 号: 2220110176



安徽工程大学

Anhui Polytechnic University

硕士学位论文

题 目 粒子植入机器人靶向
置针方法研究

论 文 作 者 孙 俊 杰

指 导 教 师 梁 艺

学 科 (专 业) 机 械

研 究 方 向 医疗机器人

论文提交日期: 2025 年 5 月 20 日

分类号: TH391
密 级: 公开

单位代码: 10363
学 号: 2220110176

粒子植入机器人靶向置针方法研究

RESEARCH ON TARGETED NEEDLE INSERTION METHOD FOR PARTICLE IMPLANTATION

ROBOT

学生姓名: 孙 俊 杰

指导教师: 梁 艺

专 业: 机 械

研究方向: 医疗机器人

论文答辩日期: 2025 年 5 月 9 日

安徽工程大学学位论文原创性声明

本人郑重声明：我恪守学术道德，崇尚严谨学风。所呈交的学位论文，是本人在导师的指导下，独立进行研究工作所取得的成果。除文中已明确注明和引用的内容外，本论文不包含任何其他个人或集体已经发表或撰写过的作品及成果的内容。论文为本人亲自撰写，我对所写的内容负责，并完全意识到本声明的法律后果由本人承担。

学位论文作者签名： 孙俊杰

日期： 2025 年 5 月 20 日

安徽工程大学学位论文版权使用授权书

学位论文作者完全了解学校有关保留、使用学位论文的规定，同意学校保留并向国家有关部门或机构送交论文的复印件和电子版，允许论文被查阅或借阅。本人授权安徽工程大学可以将本学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索，可以采用影印、缩印或扫描等复制手段保存和汇编本学位论文。

保密 ☐，在____年解密后适用本版权书。

本学位论文属于

不保密 ☒。

学位论文作者签名：

孙俊杰

指导教师签名：

李艺

日期：2025 年 5 月 20 日

日期：2025 年 5 月 20 日

粒子植入机器人靶向置针方法研究

摘 要

在肿瘤治疗手段中，放射性粒子植入治疗术是一种直接、有效以及应用广泛的治疗手段，已经成为治疗早期肿瘤的必然趋势。传统的肿瘤治疗手术一般借助穿刺针导向模板，辅助确定穿刺位置，通过 TRUS、MRI 或 CT 图像的导航下，由医生手动将粒子植入到目标靶点位置。临床手术中一般需植入 20 针，由于人为因素（医生手术疲劳、判断错误以及穿刺力不能准确控制等）可能导致粒子植入失败或者位置不准确，影响术后恢复。随着智能机器人技术的不断发展，采用机器人系统辅助医生进行临床手术，有效提高了手术的安全性、稳定性和成功率。

本论文以提高粒子植入机器人的目标检测精度和穿刺稳定性为目标，针对现有粒子植入机器人辅助穿刺手术的不足和发展趋势，开展对机器人靶向置针机理、机器人构型和置针机构、感知技术以及置针控制方法等方面的研究，为机器人辅助经皮精细置针的广泛应用提供了部分理论方法和实验数据支撑。

本论文的主要研究内容如下：

(1) 机器人靶向置针机理研究。通过对刚性穿刺针的受力分析，研究穿刺针在软组织穿刺过程中的针尖轨迹变化，建立了穿刺针状态的数学模型；基于连续介质力学模型，利用瑞利-里兹方法分析穿刺针在受力变形过程中的能量变化情况，实现了穿刺针针尖位置预测。

(2) 粒子植入机器人置针机构设计。基于控制、检测一体化的理念，设计了集穿刺针、进针驱动、穿刺针旋转和穿刺力检测一体化的机器人置针机构；通过 STM32F407 开发板与双目视觉装置构建软硬件平台，开发了机器人进针控制系统及数据采集人机交互界面，实现了基于力和图像的穿刺针状态检测。

(3) 机器人置针状态识别方法研究。针对穿刺针状态检测的连续性和稳定性问题，利用深度学习目标检测算法 YOLOv8 对穿刺状态进行状态感知；基于 YOLOv8 的目标检测原理，引入全局注意力机制 GAM 参

与注意力系数计算和动态权重分配，实现了穿刺力模式和图像模式的高精度分类识别。

(4) 粒子植入机器人靶向置针实验系统搭建。基于 8 自由度粒子植入机器人系统，设计了机器人旋转进针、软组织缩进、多模态置针感知实验，验证了机器人的高精度置针和感知功能；通过高精度进针反馈控制策略进行假体模型穿刺实验，对基于力和位置的混合反馈控制策略进行了验证。

关键词：放射性粒子植入，机器人，置针状态感知，反馈控制，YOLOv8

RESEARCH ON THE TARGETING METHOD OF ROBOTIC NEEDLE PLACEMENT FOR SEED IMPLANTATION

ABSTRACT

Among the tumor therapeutic means, radioactive seed implantation is a direct, effective as well as widely used therapeutic means, which has become an inevitable trend in the treatment of early-stage tumors. Traditional tumor treatment surgery is usually performed with the help of a puncture needle guided template, which assists in determining the puncture location, and the seeds are manually implanted into the target target location by the doctor under the navigation of TRUS, MRI or CT images. In clinical surgery, 20 needles are usually implanted, and due to human factors (doctor's fatigue, error in judgment, and inability to accurately control the puncture force, etc.), seed implantation may fail or be inaccurately positioned, affecting postoperative recovery. With the continuous development of intelligent robotic technology, the use of robotic systems to assist doctors in clinical surgery has effectively improved the safety, stability and success rate of surgery.

This thesis aims to improve the target detection accuracy and puncture stability of the seed implantation robot. Aiming at the shortcomings and development trend of the existing seed implantation robot-assisted puncture surgery, it carries out the research on the mechanism of robotic targeting needle placement, robot configuration and needle placement mechanism, perception technology and needle placement control method, etc., and provides part of the theoretical methodology and experimental data to support the wide application of robot-assisted percutaneous fine needle placement. Support.

The main research of this thesis is as follows:

(1) Research on the mechanism of robotic targeted needle placement. Through the force analysis of rigid needles, the mathematical model of the needles' state was established by studying the changes of the needle tip trajectory in the process of soft tissue puncture; based on the mechanics model of the continuum medium, the energy changes of the needles in the process of

force deformation were analyzed by using the Rayleigh Ritz method, and the prediction of the needles' needle tip position was realized.

(2) Seed implantation robot needle placement mechanism design. Based on the concept of integration of control and detection, a robotic needle placement mechanism integrating puncture needle, needle drive, needle rotation and puncture force detection is designed; the software and hardware platforms are constructed with STM32F407 development board and binocular vision device, and the robot needle control system and data acquisition human-machine interaction interface are developed, realizing the state sensing of the puncture needle based on force and image.

(3) Research on robot placement needle state recognition method. Aiming at the continuity and stability problems of puncture needle state detection, the deep learning target detection algorithm YOLOv8 is utilized for state perception of the puncture state; based on the target detection principle of YOLOv8, the global attention mechanism GAM is introduced to participate in the calculation of attention coefficients and the dynamic weight allocation, which realizes the high-precision classification and recognition of the puncture force pattern and image pattern.

(4) Seed implantation robot targeted needle placement experiment system construction. Based on the 8-degree-of-freedom seed implantation robot system, the robot rotary needle insertion, soft tissue indentation, and multimodal puncture perception experiments are designed to verify the robot's high-precision needle placement and perception functions; the high-precision needle insertion feedback control strategy is used for the puncture experiments of the prosthesis model, and the hybrid feedback control strategy based on force and position is verified.

KEY WORDS: Radioactive Seed Implantation, Robot, Needle State Sensing, Feedback Control, YOLOv8

目录

摘 要.....	I
ABSTRACT.....	III
第 1 章 绪论	1
1.1 引言	1
1.2 置针方法国内外研究现状	2
1.3 置针状态感知国外内研究现状	7
1.4 课题研究目的及意义	11
1.5 课题来源及研究内容	12
1.5.1 课题来源	12
1.5.2 课题的主要研究内容	13
第 2 章 机器人靶向置针机理	14
2.1 引言	14
2.2 穿刺过程建模	14
2.2.1 刚性针穿刺特性分析	14
2.2.2 刚性针穿刺过程分析	15
2.2.3 斜针尖-软组织的交互作用力	16
2.2.4 穿刺针挠度和弯矩方程	18
2.3 置针过程针尖位置预测	19
2.3.1 瑞利-里兹方法	19
2.3.2 穿刺针的能量函数和形状函数	20
2.4 置针反馈运动策略设计	21
2.4.1 置针突发事件预测	22
2.4.2 反馈控制策略	23
2.5 小结	24
第 3 章 粒子植入机器人置针机构设计	25
3.1 引言	25
3.2 粒子植入机器人功能需求	25
3.3 粒子植入机器人结构设计	26

3.3.1 机器人结构介绍	26
3.3.2 机器人驱动结构分析	28
3.3.3 穿刺针旋转结构分析	30
3.4 粒子植入机器人控制系统设计	31
3.4.1 粒子植入机器人硬件构成	31
3.4.2 机器人控制系统软件体系	32
3.5 穿刺过程检测系统设计	33
3.5.1 图像检测设计	33
3.5.2 力传感器设计	34
3.6 小结	37
第 4 章 机器人置针状态识别方法	38
4.1 引言	38
4.2 YOLOv8 目标检测算法	38
4.2.1 基于注意力机制的目标检测	40
4.2.2 改进方法	41
4.3 力模式的穿刺分类方法	43
4.4 图像模式的穿刺分类方法	45
4.4 小结	46
第 5 章 机器人靶向置针实验系统搭建与结果分析	48
5.1 引言	48
5.2 实验系统搭建	48
5.2.1 硬件设备选型	49
5.2.2 软件系统搭建	52
5.3 置针实验方案设计	53
5.3.1 旋转进针穿刺方法	53
5.3.2 进针反馈决策模型	54
5.4 置针实验测试与结果分析	55
5.4.1 旋转进针精度及软组织缩进实验	55
5.4.2 多模态置针感知实验	58
5.4.3 置针反馈控制实验	62

5.5 小结	66
第 6 章 结论与展望	67
6.1 本文总结	67
6.2 工作展望	68
参考文献.....	69
攻读硕士学位期间发表的论文及专利.....	74
致谢.....	75

插图清单

图 1-1 典型粒子植入手术	1
图 1-2 Da Vinci 机器人手术场景及机械臂系统	2
图 1-3 自动化手术场景	3
图 1-4 Racen 7 自由度手术机器人	3
图 1-5 不同占空比下的穿刺力和穿刺力矩	3
图 1-6 基于事件触发控制器	4
图 1-7 软组织膜穿刺检测方法	4
图 1-8 人-机合作穿刺机器人	4
图 1-9 针头跟踪滤波器及针头位置预测	5
图 1-10 TSC 算法提取转换事件	5
图 1-11 机器人辅助注射平台	6
图 1-12 穿刺针位置、速度、穿刺力数据图	6
图 1-13 振动插针机器人	6
图 1-14 颅颌面肿瘤粒子植入手术机器人	7
图 1-15 机器人肝脏软组织穿刺	7
图 1-16 肝脏穿刺力	7
图 1-17 脊椎上螺钉路径示意图	7
图 1-18 组织光谱采集图	8
图 1-19 电阻抗穿刺针示意图	8
图 1-20 穿刺力特征	8
图 1-21 LLM 模型	9
图 1-22 基于 ROI 的超声图像	9
图 1-23 动态跟踪情况下的 x、y、z 坐标和尖端位置的均方根误差	10
图 1-24 图像融合识别结果	10
图 1-25 二维超声针尖位置跟踪	10
图 1-26 精度评估图	11
图 1-27 精度和回调曲线	11
图 1-28 双向特征金子塔	11

图 1-29 近距离放射性治疗手术	12
图 2-1 刚性针穿刺受力分析	14
图 2-2 软组织穿刺过程量化分析	15
图 2-3 穿刺过程的典型力学曲线	16
图 2-4 斜针尖受力情况	17
图 2-5 切割力侧面模型	17
图 2-6 穿刺针摩擦力模型	18
图 2-7 针刺软组织偏转模型图	18
图 2-8 穿刺针微分模型	20
图 2-9 穿刺过程遇到障碍情况	22
图 2-10 事件检测预防流程图	23
图 3-1 粒子植入器设计方案	26
图 3-2 粒子植入机器人三维模型图	27
图 3-3 粒子植入机器人实物图	27
图 3-4 滚珠滑轨示意图	29
图 3-5 旋转结构三维模型图	30
图 3-6 旋转结构实物图	31
图 3-7 机器人控制系统框图	32
图 3-8 软件编程界面	32
图 3-9 机器人反馈控制	33
图 3-10 人机交互系统界面	33
图 3-11 双目视觉跟踪相机装置	34
图 3-12 图像预处理	34
图 3-13 穿刺力传感器三维模型及内部结构示意图	35
图 3-14 穿刺力检测传感器组桥	35
图 4-1 c2f 结构图	38
图 4-2 模型推理过程	39
图 4-3 识别流程图	40
图 4-4 GAM 网络结构图	42
图 4-5 模型结构图	42

图 4-6 穿刺示意图	43
图 4-7 穿刺力信号检测和放大电路组成	43
图 4-8 穿刺力波形图	44
图 4-9 穿刺力分类	44
图 4-10 肝脏组织穿刺力	45
图 4-11 Labelimg 标注过程	46
图 4-12 模型训练	46
图 5-1 机器人置针实验平台	49
图 5-2 粒子植入机器人整体结构	49
图 5-3 粒子植入机器人	50
图 5-4 多维力分析仪	51
图 5-5 STM32F407 开发板	51
图 5-6 24/48V 直流电源	52
图 5-7 上位机控制/采集界面	52
图 5-8 机械臂与上位机通讯	53
图 5-9 旋转穿刺模型图	53
图 5-10 硅胶模型穿刺	55
图 5-11 进针精度实验	55
图 5-12 机器人重复定位精度	56
图 5-13 猪肾脏缩进实验	57
图 5-14 猪肾脏缩进量曲线	58
图 5-15 穿刺实验复合假体组织模型	58
图 5-16 F1 曲线和 Precision-Recall 曲线	59
图 5-17 穿刺力感知结果	60
图 5-18 Precision-Recall 曲线和 F1 曲线	60
图 5-19 假体组织图像识别结果	61
图 5-20 Precision-Recall 曲线和 F1 曲线	61
图 5-21 融合识别结果	62
图 5-22 机器人置针流程图	63
图 5-23 复合假体组织进针反馈控制实验	63

图 5-24 下位机控制代码	64
图 5-25 进针反馈控制实验过程	65

查表清单

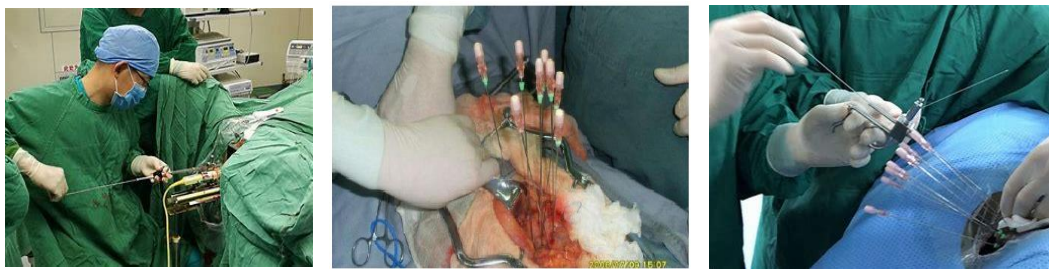
表 3-1 机器人主要机械结构说明	27
表 3-2 粒子植入机器基本参数	28
表 3-3 丝杆型号及参数	29
表 3-4 穿刺力检测传感器材料参数	35
表 4-1 不同组织穿刺力反馈效果	45
表 5-1 实验设备	48
表 5-2 机器人参数表	50
表 5-4 动物肾脏及人体前列腺弹性模量值	57
表 5-5 软组织缩进实验方案	57
表 5-6 三种模型的实验参数和训练性能分数	59
表 5-7 三种模型的实验参数和训练性能分数	60
表 5-8 YOLOv8-GAM 模型的实验参数和性能分数.....	61
表 5-8 关键手术状态-迁移的触发事件.....	64

第 1 章 绪论

1.1 引言

据 2022 年全球癌症报告统计,中国每年新增恶性肿瘤病例达到 429 万例,占全球新发病例的 20%。这一数据不仅反映了中国在全球癌症负担中的重要地位,也揭示了其癌症发病率的持续增长^[1]。与此同时,每年因癌症死亡的中国人约有 281 万人,占全球癌症死亡人数的近 1/3。癌症的高发病率和死亡率对中国社会、医疗系统以及经济带来了巨大的压力,尤其是在老龄化人口迅速增长的背景下,癌症防治、早期筛查和治疗成为了公共卫生领域亟需解决的重要问题。目前,近距离放射性粒子植入治疗是一种治疗多种癌症的手术方法,通过对病变组织的准确定位,将放射性粒子直接植入或贴近肿瘤部位,向肿瘤提供高剂量、小范围的辐射,极大地减少了对周围健康组织的损伤。这种方法提高了手术治愈率,大量临床实验评估,证实了该类手术靶向性强、创伤小、疗效快、副作用少等优势^[2]。

直肠超声检查具有成本低、损伤小、可视化等特点,一般用来引导前列腺粒子植入手术^[3]。医师先将探头经直肠通道插入腺体下方,手动调整探头姿态获得术野图像,手持器械经导向模板深入腺体肿瘤靶区,进行穿刺、定位、注射粒子等多步操作^[4]。在针-多层软组织交互中,根据反馈图像,医师对手术状态、靶区情况进行实时判断,并调整进针状态。穿刺入路由多层软组织、密集血管以及神经等构成,其生物力学特性复杂,医师需要累计大量的训练和经验,对介入器械反复牵拉、挤压以及捻转操控,才能保证置针的精度和效率。为了解决手工干预弊端,国内外学者正在探索将机器人置针机理和干预策略,融入到医师-病患手术流程中,以此增强手术交互过程的安全性、准确性、稳定性^[5]。由于机器人工具-组织交互的不确定性,一般自主性干预会带来的误差、安全等问题,这使得预先规划和决策非常复杂。



(a)前列腺癌粒子植入

(b)胰腺肿瘤粒子植入

(c)皮肤恶性肿瘤粒子植入

图 1-1 典型粒子植入手术

针刺多层组织状态感知是建立术中多信息特征参数与受术组织解剖结构之间相互关系,主要是采集多种模态传感器信息,将其融合处理后形式化为机器人能理解的高级命令,也是机器人局部自主进针规划的前置条件。当针刺到硬膜、血管、骨骼等组织时,通过对原始传感数据的融合处理和特征提取后,其各层组织力学信息、

图像特征存在明显差异^[6]。然而,由于手术过程是在人体深处进行的,因此必须简化这种看不见的过程。同时,利用机器人辅助穿刺手术还缺乏完善的技术体系。对于粒子植入机器人结构和技术等方面所涉及的几个关键性技术问题如下:

(1)机器人结构。不同穿刺场景下需要不同的专用型手术机器人,以满足不同的穿刺条件,但需具备小型化、使用方便、精度高等功能需求。

(2)多层软组织进针机理。采用接触断裂力学理论和实验分析手段,构建理性多层连续介质超弹性、粘弹性本构关系,结合正交试验探寻振动、旋转以及直线组合进针机理。同时研究振动频率、幅值、直线进针速度、旋转速度等运动参数,对软组织变形、位移以及针尖偏转作用规律。

(3)穿刺针轨迹规划。一方面,基于医学影像技术,通过三维成像对患者的解剖结构进行精确建模,从多个角度分析并设计出最短、最有效且安全的穿刺路径,提高手术效率,减少患者术后恢复时间。另一方面,根据不同穿刺针的物理特性,精确规划出适应性强的直线或曲线路径,避免穿刺针与关键结构发生碰撞,大幅度降低手术过程中的风险。

(4)软组织穿刺术中感知技术。单一识别方法存在实时性、识别精度、可靠性的问题,采用多源传感器信息融合的针刺状态识别方法能够解决不确定条件下异构数据特征层和决策模型融合问题。

1.2 置针方法国内外研究现状

依据 ISO/IEC 标准框架,通过量化系统认知功能参数,机器人自主能力度量分为 6 个等级(LOA 0~LOA 5)^[7]。商业化达芬奇手术机器人属于 LOA1 级,只能执行特定、简单的任务,它的优势是在人-机协作模式下,克服了人体感知和操作带宽的限制,具备了手抖动滤波(15Hz 以上)、运动缩放(主从比例为 1:5)、深度可视化感知(立体内窥镜),如图 1-2 所示。



图 1-2 Da Vinci 机器人手术场景及机械臂系统

达芬奇的非商业研究原型已经逐步提升了自主水平,通过开源的达芬奇研究工具包(DVRK)^[8],约翰霍普金斯大学创建了开放式研究平台,完成了基于 LoA2 等级

的自动化缝合、注射、针插入等手术任务^[9]，如图 1-3 所示。至于 LoA2-3 能力，由 Hopkins CISST 和 UC Berkeley CalMR 组实现了更复杂任务的自动化^[10]，如图 1-4 所示，这些原型研究旨在增强系统信任以自主方式完成特定任务。

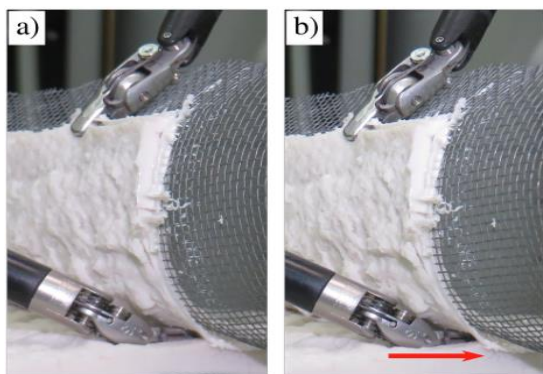


图 1-3 自动化手术场景

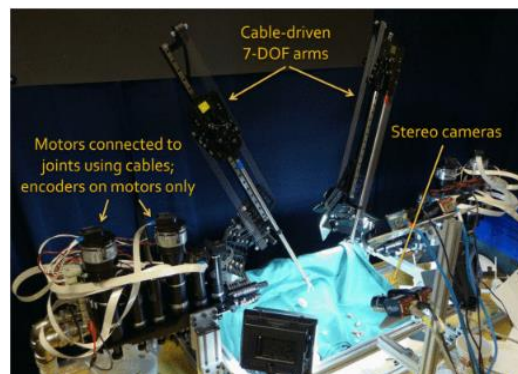


图 1-4 Racen 7 自由度手术机器人

卡内基梅隆大学 Majewicz 等人研究了针体交替旋转、占空比控制方法来提高定位精度^[11]，如图 1-5 所示。早稻田大学 Tsumura 研究了针体双向旋转联合轴向振动进针方法，减少针尖偏转、组织缠绕以及穿刺力^[12]。波士顿大学 Khalaji 研究了一种低幅振动进针方法，认为较快速、低幅、高频率进针可减少针体摩擦力，从而减小软组织变形^[13]。

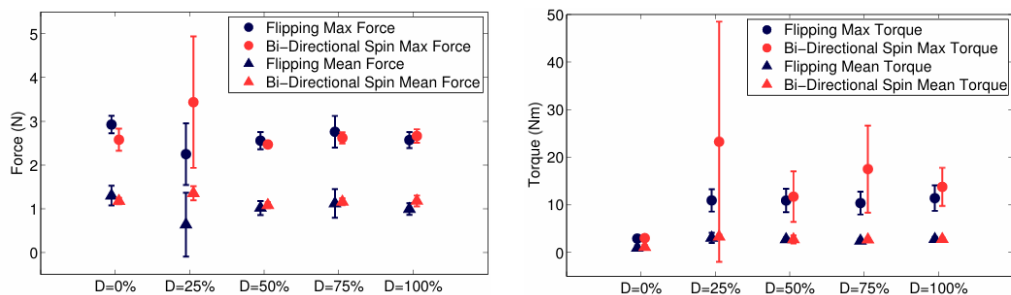


图 1-5 不同占空比下的穿刺力和穿刺力矩

面向复杂手术入路自主穿刺应用的场景，若手术过程中遇到骨骼、血管、神经误刺等突发事件，其进针行为包含连续的动态行为，又包含许多离散的逻辑控制行为（完成基于事件触发的状态转换），同时还要与基于时间的连续进针很好的衔接等，其进针运动的复杂性需要统一描述，形成形式化的表达方式，以便于实现自动推理，才能达到机器人局部自主安全进针目的^[14]。

将触发事件与自主化进针相结合，以提高机器人自主任务时的操作水平和精准度，已经有了初步研究。阿尔伯塔大学 Carriere J 等人设计了一种基于事件触发控制器的闭环外科手术控制框架，如图 1-6 所示，并在近距离治疗经皮程序中演示，它使用低阶非完整运动学自行车模型的参数估计，完成实时超声图像下针跟踪，自动引导针并对针尖偏转进行补偿^[15]。伍斯特理工学院 Wartenberg 等利用术前 MR 图像信息和实时针插入力数据配对，开发了一种软组织膜穿刺检测算法如图 1-7 所示，在人-机协同插入过程中，在检测到软组织膜穿刺事件时，为外科医师提供触觉响应以

及帮助解剖结构中针的定位^[16]。

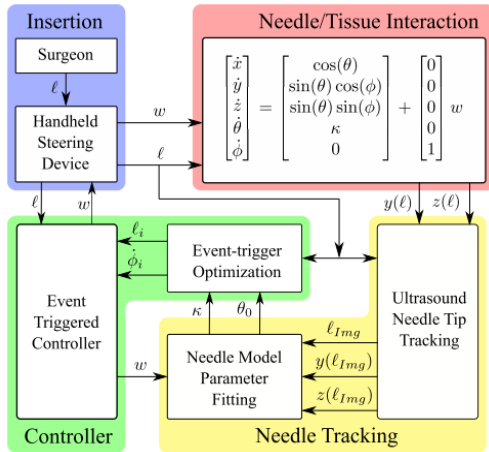


图 1-6 基于事件触发控制器

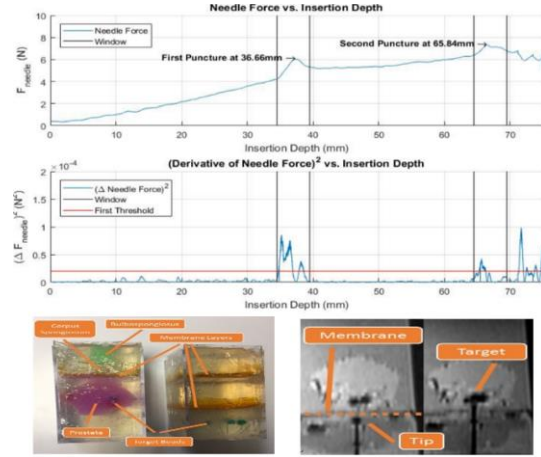


图 1-7 软组织膜穿刺检测方法

约翰霍普金斯大学 Alambeigi 等人研究了一种与模型无关的先验数据驱动算法，用于学习动态软组织变形行为，使用 Da Vinci research Kit 执行半自主/自主的可变形组织干预^[17]。伍斯特理工学院 Wartenberg 等提出了一种人-机合作的针刺软组织主动补偿方法，将闭环轨迹与手动控制配对，实现针尖偏转的自主干预补偿^[18]，如图 1-8 所示。

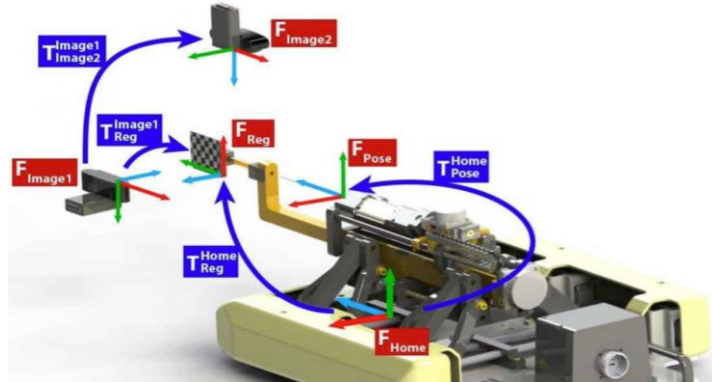


图 1-8 人-机合作穿刺机器人

凯斯西储大学 Renfrew 等研究针和靶点的主动定位和跟踪算法框架，从术中成像系统中获得当前的系统状态，并通过贝叶斯滤波器跟踪针和靶点特征^[19]，如图 1-9 所示。

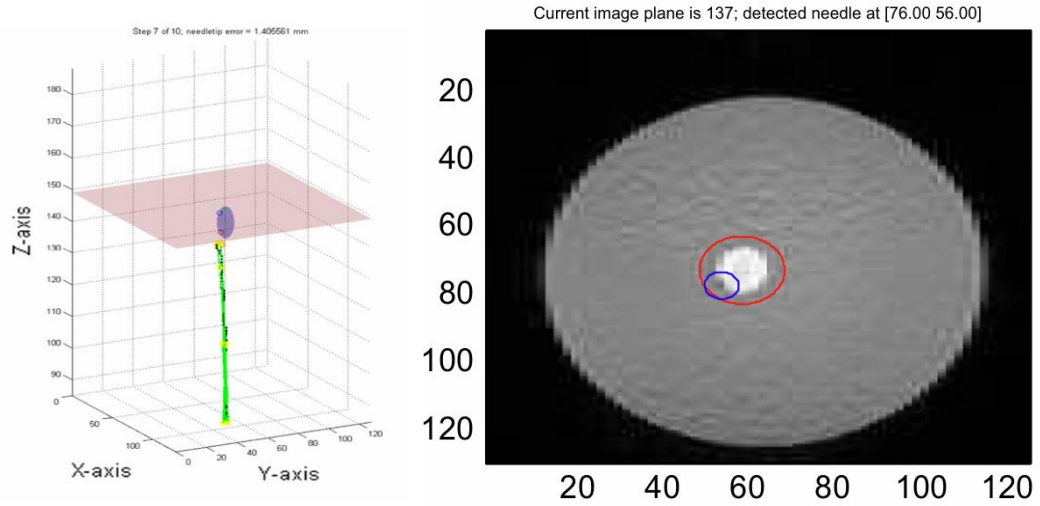


图 1-9 针头跟踪滤波器及针头位置预测

加州大学伯克利分校 Garg 提出了一种新的状态转换聚类算法-TSC，使用分层非参数贝叶斯模型，实现输入不同轨迹切换转换事件，如图 1-10 所示。利用深度学习算法对 TSC 进行扩展，强调硬件设计与运动规划之间的相互作用，以实现多针自动缝合^[20]。

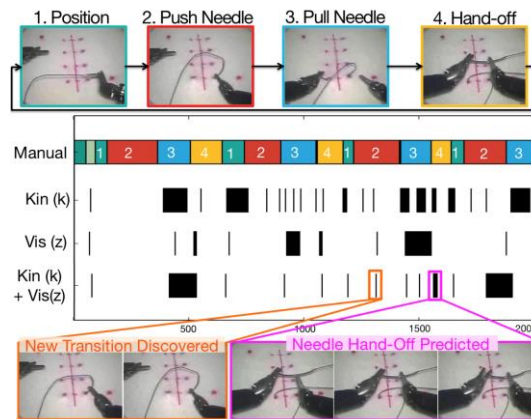


图 1-10 TSC 算法提取转换事件

通过回顾放射外科机器人精细进针问题的研究，在研的相关方法在解决放射外科自动化方面具有一定的优势。局部自主进针规划方法，在机器人干预的研究中仍然处于不成熟的状态，研究的注意力正从结构化环境静态规划扩展到更动态手术场景，这些场景受制于手术进针状态的精细感知、情景感知下的复杂离散进针行为的逻辑控制等关键问题解决。静态进针是在软组织类型先验情况，采用任务分解的固定运动序列，完全缺乏现场环境数据的反馈做出调整。香港城市大学 Xie 提出了实时力感测与拟人手势结合的进针策略，开展了机器人辅助穿刺检测斑马鱼细胞，如图 1-11 所示。在绒毛膜刺破前，采用位置/速度进针模式，刺破后采用期望力轨迹跟踪进针模式^[21]，如图 1-12 所示。

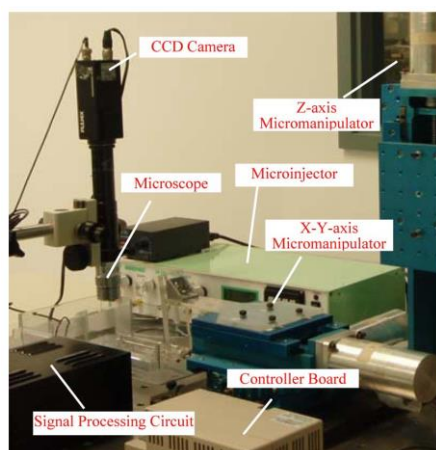


图 1-11 机器人辅助注射平台

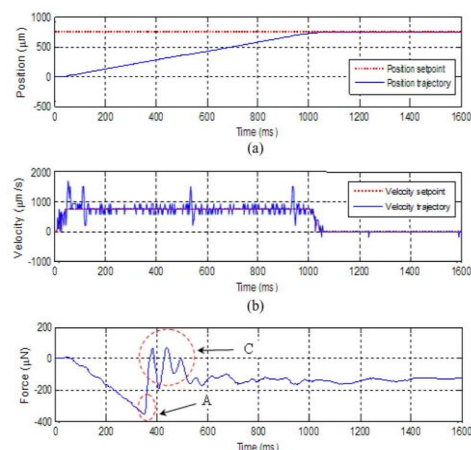


图 1-12 穿刺针位置、速度、穿刺力数据图

张永德等提出了基于力反馈的振动和旋转前列腺高精度组合进针规划策略，在前列腺变形阶段，采用高速旋转、快速插入相结合运动序列，如图 1-13 所示；在插入阶段，采用 $v_0/(A\omega)$ 较小比例值低速插入与高频振动进针序列^{[22][23]}。

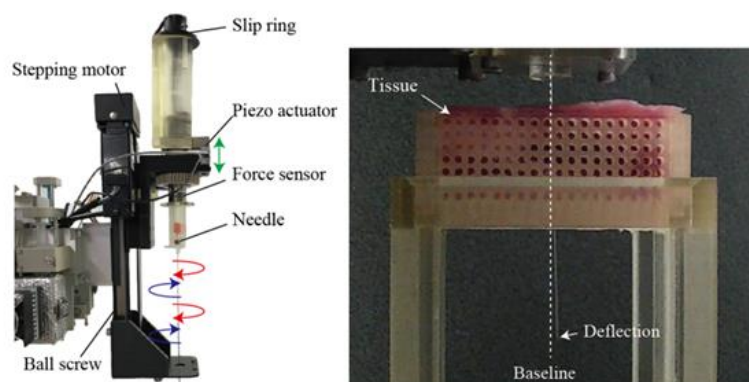


图 1-13 振动插针机器人

北京理工大学陈宁宁等提出了一种新型颅颌面肿瘤粒子植入手术机器人，基于进针力及针体弯曲变形机器人进针规划策略，实现了穿刺针自主进针运动以及放射性粒子的自动植入^[24]，如图 1-14 所示。哈尔滨工业大学孙银山博士等研究了基于肝脏力模型的机器人辅助进针策略，建立猪肝穿刺力模型，减小了穿刺过程产生的组织形变量，提高了穿刺精度^[25]，如图 1-15 所示。北京交通大学肖丽芳等研究了基于光纤力感测的机器人进针策略，介绍了一种温度补偿方法，由实验数据确定阻抗控制模型参数，利用反馈信号控制穿刺过程，大大提高了穿刺安全性和穿刺精度^[26]。

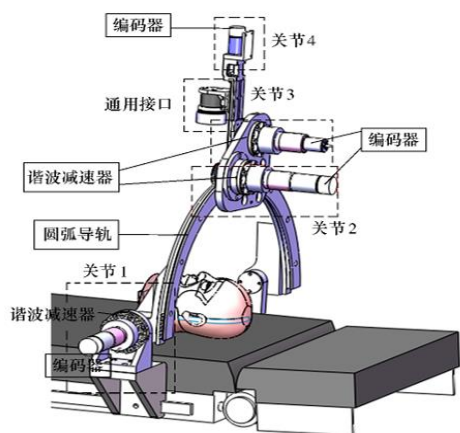


图 1-14 颅颌面肿瘤粒子植入手术机器人

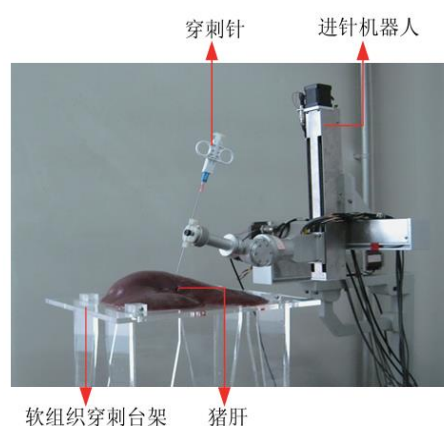


图 1-15 机器人肝脏软组织穿刺

1.3 置针状态感知国外内研究现状

机器人辅助穿刺手术是现在以及未来最具发展潜力的临床医疗方向，促进了国内外医疗事业的发展。然而医疗穿刺手术的特殊性，需要机器人具备高稳定性、高精度、高灵活性等特点。在手术过程中，需要时刻掌握机器人的置针状态，包括穿刺速度、穿刺针位置、穿刺针偏转量、穿刺力大小等。

日本早稻田大学 Elgezua I 提出了基于力模式肝脏组织在线穿刺识别方法，采用有限状态机模型(FSM)表征穿刺过程^[27]，如图 1-16 所示。中科院 Hu Ying 针对研制 RSSS 骨科脊柱手术机器人，通过力/力矩传感器获得钻钉道过程中精细感知，对脊柱关键位置区域进行有效细分^[28]，如图 1-17 所示。

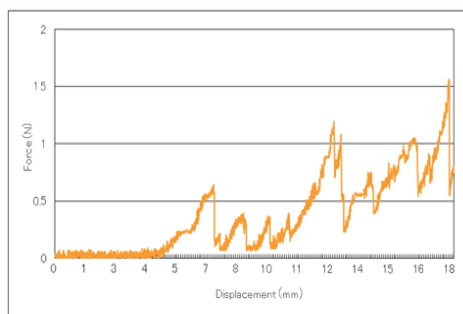


图 1-16 肝脏穿刺力

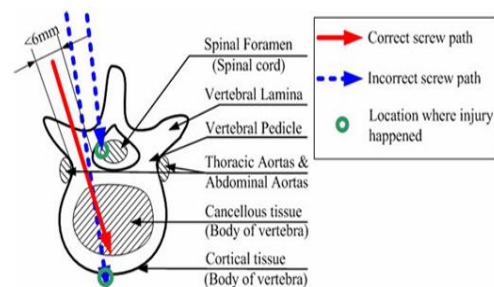


图 1-17 脊椎上螺钉路径示意图

约翰霍普金斯大学 Brian 等采用多光谱组织分析和主成分回归方法，实现了针插入 9 种软组织时的在线识别，研制的光纤探针光谱仪系统可以用于机器人自主进针任务中^[29]，如图 1-18 所示。印度科技学院 Kumar 利用光纤法布里-珀罗力传感器原理，制作了集成针尖的光纤应力传感器采集数据，采用中心差分法完成了 5 种软组织类型检测^[30]。韩国科技大学 Park 等自主研制了电阻抗穿刺针来测量出肌肉、脂肪组织电导率数值，完成以上识别^[31]，如图 1-19 所示。



图 1-18 组织光谱采集图

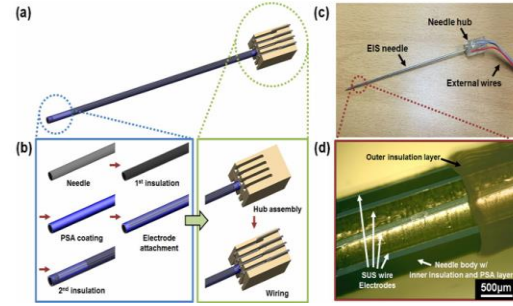


图 1-19 电阻抗穿刺针示意图

当针刺到硬膜、血管、骨骼等组织时，通过对原始传感数据的融合处理和特征提取后，其各层组织力学信息、图像特征、电导特性以及光谱特征存在明显差异如图 1-20 所示，提取的融合特征可以用于进针规划层的输入信息。当外科医师、机器人和患者相互接触，形成紧密耦合的动力系统来完成粒子植入任务时，理想情况下，这样一个系统中机器人若能通过基于模型/知识的技术，对感知输入的响应可以形成合适的进针运动行为，在这个方向上建立一个共享的权威框架，在这个框架中充分利用机器人局部自主操作能力，是提高此类手术质量的关键问题^[32]。

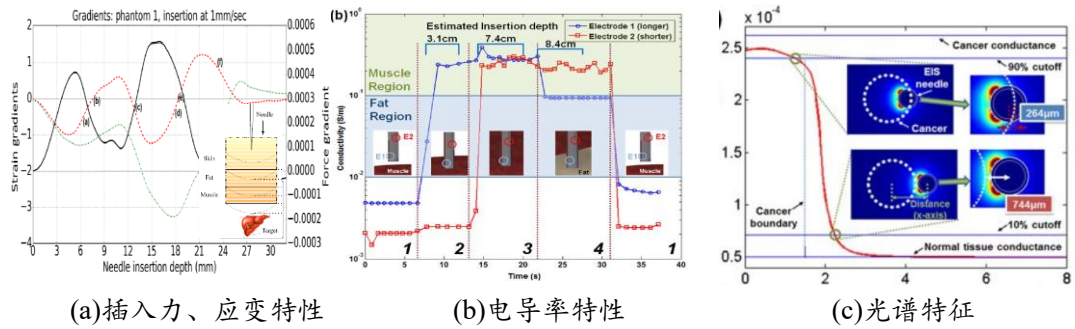


图 1-20 穿刺力特征

随着人工智能、计算机视觉和医学图像技术的发展成熟，大量学者开始将深度学习技术应用于前列腺穿刺分类上，以智能图像处理技术为理论基础的计算机辅助诊断系统(Computer Aided Diagnosis,CAD)已经变得越来越重要^[33]。单一的识别方法存在识别精度和可靠性等问题，单一图像识别方法通常对于视角的变化（如旋转、缩放和倾斜）敏感。如果目标在不同的角度下呈现，可能会导致识别性能下降；当目标被其他物体或者阴影遮挡时，单一图像识别方法容易受到影响，可能无法正确识别目标。多模态粒子植入方法可以将外部信息嵌入到图像或视频中的目标中，并实现目标的跟踪和状态估计，研究机器人干预的针刺软组织的多模态信息融合感知方法，则是比较合适的选择。

Animesh Garg 等人提出了一个包含数据集和模型的 Open X-Embodiment 项目，在 9 个不同的机器人操纵器上训练 RT-1 和 RT-2 模型，并提供开放 X (OXE) 存储库，研究表明 RT-X 模型可以改进基于评估域数据训练的策略，表现出更好的泛化和新功能^[34]。Animesh Garg 等人还提出了一种用于机器人任务规划的 LLM 方案，如图 1-21 所示，拥有常识推理和代码理解两方面优势，构建的程序提高了跨度量范

围的任务性能^[35]。

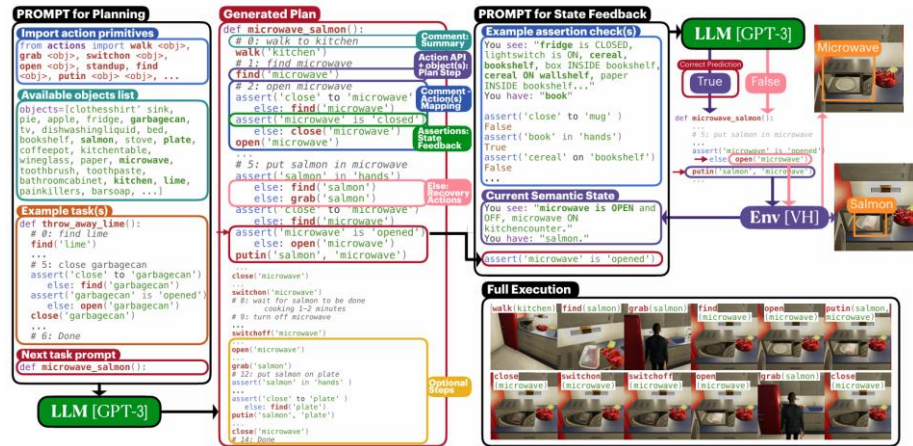


图 1-21 LLM 模型

加拿大阿尔伯塔大学的 Michael Waine 等人，提出了一种在软组织中自动跟踪和预测针头位置的方法，在二维超声图像中通过 RANSAC 算法自动跟踪针头位置，并使用卡尔曼滤波从 ROI 中处理过滤异常值，如图 1-22 所示。通过欧拉-伯努利梁理论来穿刺针上的受力，从而实现了针变形和针头位置的检测^[36]。

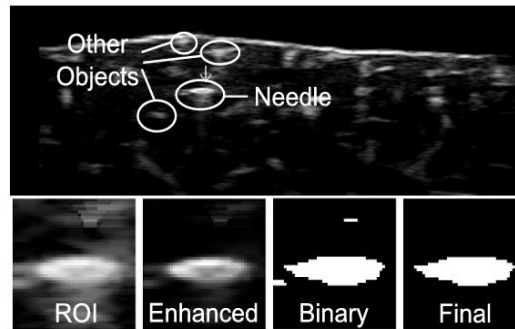


图 1-22 基于 ROI 的超声图像

捷克科技大学 Uhrcik 等人提出了一种在三维超声图下跟踪活检针位置的改进方法，通过卡尔曼滤波器提高 RANSAC 算法的准确性，实现了针尖位置的动态检测。同时通过散斑跟踪的方法估计计算针头的插入速度，在 Field II 中进行了超声图像仿真实验，证明了该方法在静态甚至动态下进行检测的可行性^[37]，如图 1-23 所示。

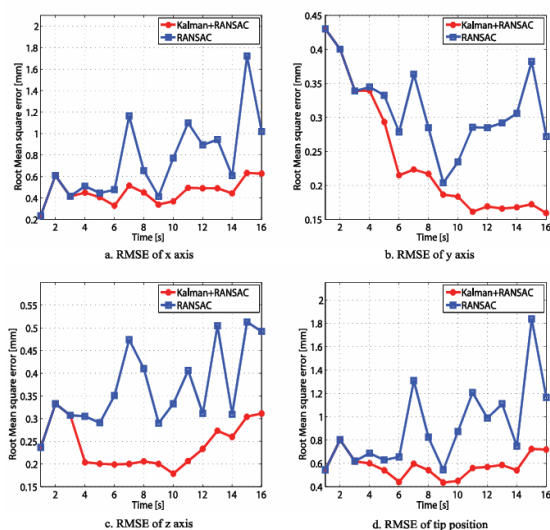


图 1-23 动态跟踪情况下的 x、y、z 坐标和尖端位置的均方根误差

深度学习技术在医学领域发展迅速，青岛大学李易等人提出了一种多模态医学图像融合方法，通过模型学习和融合测试两个步骤，得到融合后的图像。实现了多模态医学图像的融合工作，大大提高了图像融合的效率，为以后的自动诊断技术提供了可能性^[38]，如图 1-24 所示。

香港中文大学严王全等人提出了一种二维超声针尖跟踪技术，通过改进的压缩跟踪算法 (ICT) 和改进的 Sage-Huas 自适应卡尔曼滤波器 (SHAKF)，提高了跟踪精度和鲁棒性，实现了在二维超声(US)下的实时针尖跟踪^[39]，如图 1-25 所示。

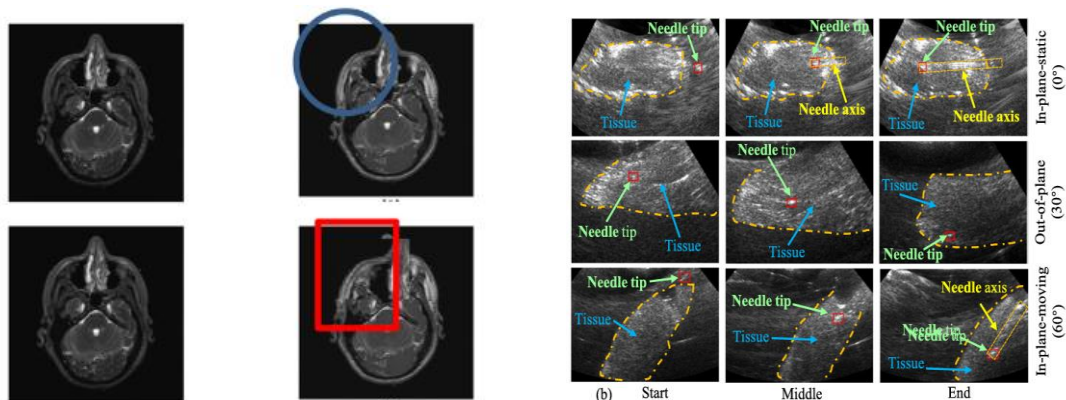


图 1-24 图像融合识别结果

图 1-25 二维超声针尖位置跟踪

S.D.Pande 等人，通过使用 YOLOv8 模型对肾脏 CT 图片进行训练，成功识别囊肿、肿瘤、结石和正常肾脏，准确率为 82.52%，为肾脏疾病诊断提供了新的思路^[40]，如图 1-26 所示。A. I. Haq 等人也通过 YOLOv8 模型成功识别脊髓针的位置和轨迹，实时检测准确率为 95%，进一步提高了脊髓针的放置精度^[41]，如图 1-27 所示。

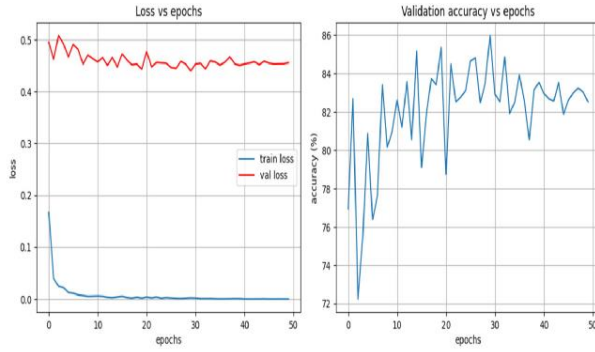


图 1-26 精度评估图

图 1-27 精度和回调曲线

由于常用目标检测算法在小目标识别上的局限性，李好等人研究了一种改进的 YOLOv8 算法 LAR-YOLOv8。通过设计一个双向特征金字塔网络，添加自上而下的路径引导特征融合，并提出 RIOU 损失函数，改善了遥感图像中小目标的检测精度^[42]，如图 1-28 所示。

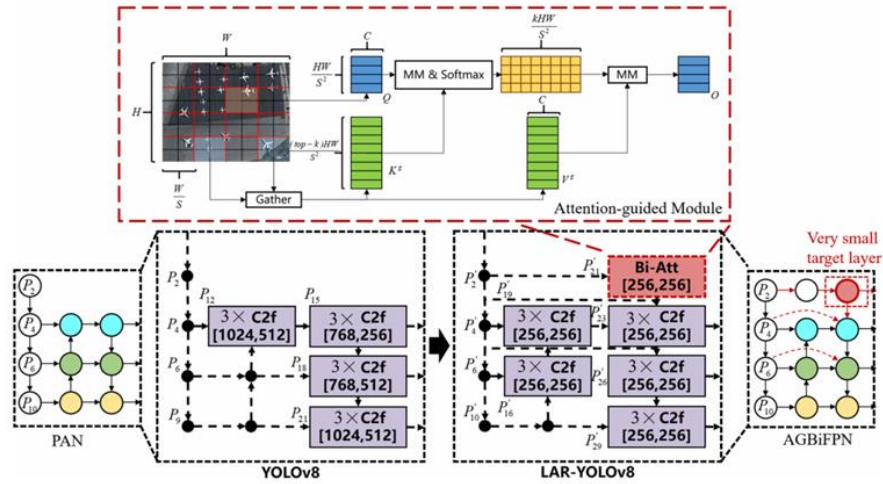
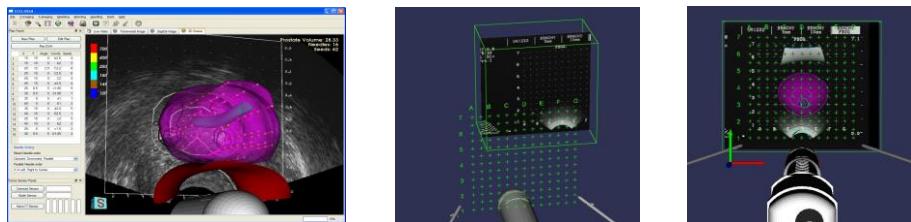


图 1-28 双向特征金字塔

1.4 课题研究目的及意义

近距离放射性治疗适用于治疗口腔颌面、泌尿生殖系统肿瘤、腹部肿瘤、消化系统肿瘤等，大量临床实验评估，证实了该类手术靶向性强、创伤小、疗效快、副作用少等优势^[43]。



(a)术前剂量学规划、导向模板注册

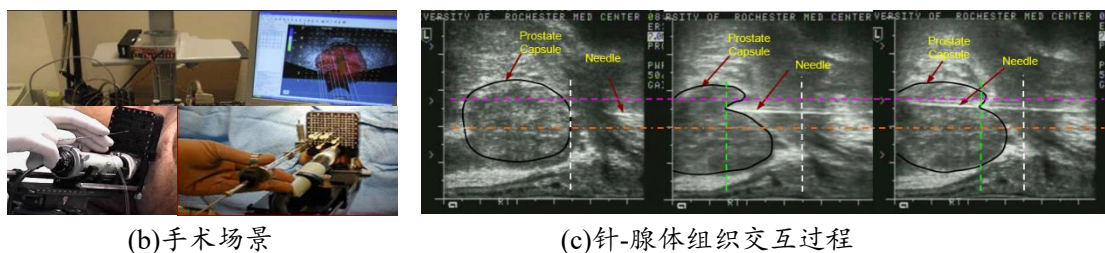


图 1-29 近距离放射性治疗手术

近距离放射性治疗手术 (Brachytherapy), 临床采用“图像导航人眼观察+器械人手操作”的方式如图 1-29 所示, 医师先将探头经直肠通道插入腺体下方, 手动调整探头姿态获得术野图像, 手持器械经导向模板深入腺体肿瘤靶区, 进行多次穿刺、定位、注射粒子等多步操作^[44]。在针-多层软组织交互中, 根据反馈图像, 医师对手术状态、靶区情况进行实时判断, 并调整进针状态。手术入路由多层软组织、密集血管以及神经等构成, 其生物力学特性复杂, 医师需要累计大量的训练和经验, 对介入器械反复牵拉、挤压以及捻转操控, 才能保证进针操作的连续性、精准性以及安全性。为了解决这些人工操作的问题, 近年来, 国内外学者都在探索将机器人技术和干预策略融入手术过程, 从而提高手术的精准性、安全性和稳定性^[45]。由于机器人工具-组织交互的不确定性, 一般自主性进针会带来的误差、安全等问题, 这使得预先规划和决策非常复杂。值得注意的是, 到目前为止, 可变形和非结构化软组织手术的自动化工作仅限于基本的任务, 如针插入、针旋转和执行预定义的动作^[46]。

经皮穿刺手术是机器人辅助微创外科的重要应用, 实现数字化、精准化、可视化、自动化的穿刺操作, 将对提高诊断和治疗效果、促进医疗技术进步、提高国民健康水平发挥重要作用^[47]。现有置针方法不适用于机器人复杂进针行为的逻辑控制, 严重制约了机器人置针系统的安全性、成功率。通过该课题的研究, 形成力/图像反馈的机器人动态靶向置针规划方法, 完善了放射性外科机器人干预的置针理论, 并提供创新可行性的技术途径。通过该课题的研究, 形成力/图像反馈的机器人动态靶向置针规划方法, 解决临床人机物理置针交互的瓶颈难题, 项目研究将完善放射外科机器人干预的置针理论, 并提供创新可行的技术途径。

本文对靶向置针进行深入的剖析, 验证了穿刺力的作用机制, 研究结果将拓展深度学习目标检测的研究范围, 丰富了靶向置针的研究内容, 为靶向置针相关的后续研究提供了理论基础。同时本文研究结果将有助于粒子植入机器人和深度学习技术的进一步融合和普及, 对粒子植入临床手术过程的简化具有重要意义。

1.5 课题来源及研究内容

1.5.1 课题来源

本课题来源于哈尔滨理工大学“先进制造智能化技术”教育部重点实验室开放课题“基于穿刺感知的机器人靶向置针规划方法”, 项目编号: KFKT202209; 安徽省智能机器人信息融合与控制工程中心项目“基于手术入路感知的放射性外科机器

人靶向置针方法研究”，项目编号：IFCIR2024014。

1.5.2 课题的主要研究内容

以模拟放射性粒子植入手术为背景，涵盖机器人进针状态感知和进针行为决策两个关键问题，面向临床近距离放疗手术对靶向置针过程精准性和安全性的严苛要求，探索机器人经皮置针新方法，从而解决复杂手术情景下近距离放疗机器人辅助精细置针难题。粒子植入机器人靶向置针方法研究具体的章节和研究内容如下：

第一章：结合粒子植入机器人结构和术中感知等方面所涉及的几个关键性技术问题，阐述了置针方法以及置针状态感知方面的研究现状，介绍了课题的研究目的及意义。

第二章：分析穿刺针靶向置针过程，建立软组织膜穿刺过程的量化模型，采用接触断裂力学理论，构建穿刺针-软组织交互作用力模型；基于连续介质力学模型，利用瑞利-里兹方法分析穿刺针在受力变形过程中的能量变化情况，使用泛函条件求解穿刺针的边界条件参数。利用数学模型对置针过程中突发事件进行预测，在识别针刺多层软组织状态基础上，研究当前手术状态或次态下的主动进针策略，探寻主动策略与拟人化手法进针的关联机制。

第三章：根据粒子植入机器人功能需求，构建了一种融合穿刺针进针驱动、穿刺针旋转及穿刺力检测功能的粒子植入机器人实验装置。基于 STM32F407 单片机开发板搭建了机器人闭环反馈控制系统，实现了机器人实时控制。设计了基于力和图像的穿刺过程检测系统，实时显示穿刺针位置，并通过 QtChart 模块显示在线采集的穿刺力和外针进针速度等状态。

第四章：分析膜刺破边界过渡区域的力特征信息的变化规律，研究基于力模式/图像模式的进针状态识别方法，主要研究平均进针力特征值来识别进针状态。考虑特殊血管或动脉等危险穿刺状态时力特征信息变化，研究互补型图像-力信息融合的进针状态识别方法。基于改进的 YOLOv8 模型，通过数据预处理、数据标注以及模型训练后，可以实现识别分类各器官模型、动态监控针尖位置、判断穿刺针是否按照预定轨迹进行穿刺以及穿刺是否到达靶点等功能。

第五章：为了验证粒子植入机器人的稳定性、准确性、安全性，同时研究直线进针速度、旋转速度等运动参数，对软组织变形、位移以及针尖偏转作用规律，搭建了机器人靶向置针试验系统，开发了基于 Qt 的上位机控制软件。基于旋转进针原理的反馈控制方案，采用离散事件动态理论，建立基于事件触发的扩展 Moore 机器人进针行为决策模型。通过多个假体模型测试实验，验证了该粒子植入机器人的预期功能。

第六章：总结本文所完成的工作，对粒子植入机器人在穿刺力的检测和穿刺状态感知等问题上进行总结，对还存在的问题进行了探讨，分析了未来要完成的工作。

第 2 章 机器人靶向置针机理

2.1 引言

目前，在粒子植入手术中主要使用刚性和柔性两种穿刺针，临床上广泛使用由高弹性的镍钛合金制成的穿刺针，由于针尖不对称，在软组织穿刺过程中会发生明显的路径偏转。有目的地利用斜尖穿刺针的偏转特性，可使针尖绕过障碍物到达目标，并提高穿刺过程的灵活性。另一方面，对于已经规划好的直线路径穿刺，在软组织穿刺过程中发生的路径偏转可能导致手术失败。研究穿刺过程中穿刺针的交互变形机制，对后续的轨迹规划具有重要的理论和方法意义^[48]。

2.2 穿刺过程建模

2.2.1 刚性针穿刺特性分析

基于刚性穿刺针的针体结构和材料特性，分析刚性穿刺针在穿刺过程中与软组织之间产生的相互作用力，有助于研究穿刺过程中穿刺针的状态，为穿刺针位置预测提供理论基础。

穿刺针在软组织穿刺过程中所受的相互作用力情况如图 2-1 所示。

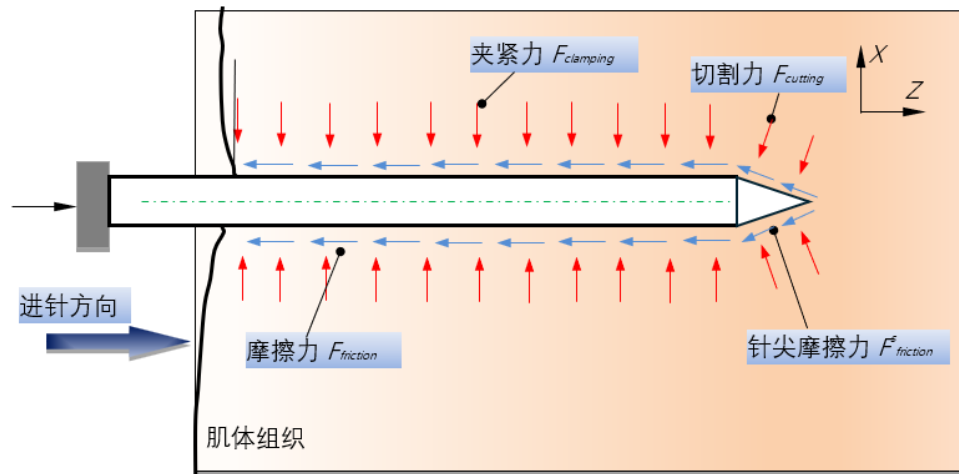


图 2-1 刚性针穿刺受力分析

在穿刺针-软组织穿刺过程中，进入组织内部的穿刺针针尖和针体会受到软组织的作用力，由于针尖角度的特殊性，导致穿刺针在一定程度上发生偏斜。

与穿刺针-软组织交互相关的力主要包括针尖阻力和针体阻力。

(1) 针尖阻力（切割力）。针尖阻力来源于垂直于针尖表面的组织压力，因为针尖表面轴向对称，所以针尖阻力在径向上合力为 0，针尖阻力最终表现为轴向的分力，受力面积为穿刺针体的横截面。

(2) 针体阻力（摩擦力）。针体阻力主要由摩擦力构成，这种摩擦力源于软组织对针头的径向挤压，受力面积是穿刺针刺入软组织部分的表面积。阻力的大小受软

组织的硬度、穿刺针的直径以及两者之间的润滑程度影响。当组织内润滑液较多时，会产生显著的润滑作用，从而使穿刺过程更加顺畅。这种现象与软组织的粘弹性特性密切相关。通过弹簧阻尼模型分析，可以观察到：在针头插入过程中，组织粘度会导致阻力增加；而当针头插入停止或减慢时，阻力则主要由组织弹性引起。

因此，在刚性针-软组织穿刺过程中，穿刺针的速度越大，产生的针尖阻力越大；穿刺针进入软组织的深度越深，产生的摩擦力就越大。

2.2.2 刚性针穿刺过程分析

在进行组织穿刺时，穿刺刚度力会稳定增加，在刺破组织前一刻，刚度力会有一个极大值点，刺破软组织表面后穿刺针上的作用力是摩擦力和针尖位置的切割力，合力模型为：

$$f_{needle} = f_{cutting}(Z) + f_{friction}(Z) + f_{stiffness}(Z) \quad (2-1)$$

其中, Z 表示穿刺针的针尖位置, f_{needle} 为穿刺力, $f_{cutting}$ 为刺破后在针尖位置的切割力, $f_{friction}$ 为刺穿后在针上的摩擦力, $f_{stiffness}$ 在刺破前的刚度力。

在穿刺过程中，在不同的穿刺阶段，穿刺针受到不同的作用力，穿刺力模式也随之发生变化^[49]。在组织形变临界点和穿刺针刺破组织后，穿刺力发生明显突变，因此本文主要对该阶段进行分析处理。具体穿刺过程力学模型可以量化为四个阶段：(a)穿刺前、(b)变形阶段、(c)穿刺阶段、(d)退针阶段，如图 2-2 所示。

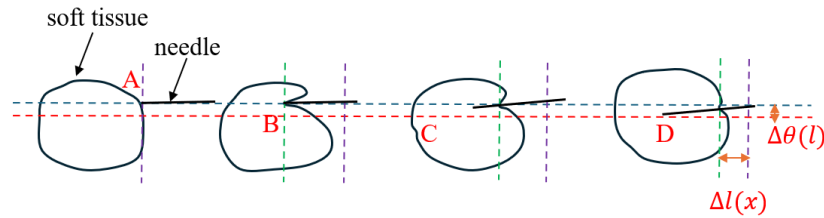


图 2-2 软组织穿刺过程量化分析

其中, A、B、C、D 为针尖位置, $\Delta l(x)$ 为软组织变形量, $\Delta \theta(l)$ 为穿刺针偏移量。

对于上述穿刺过程的四个阶段，在实际手术或临床实验中，穿刺过程是连续不间断的，应用断裂力学方法可以得出软组织穿刺过程的典型力学曲线^[50]，如图所示 2-3 所示。

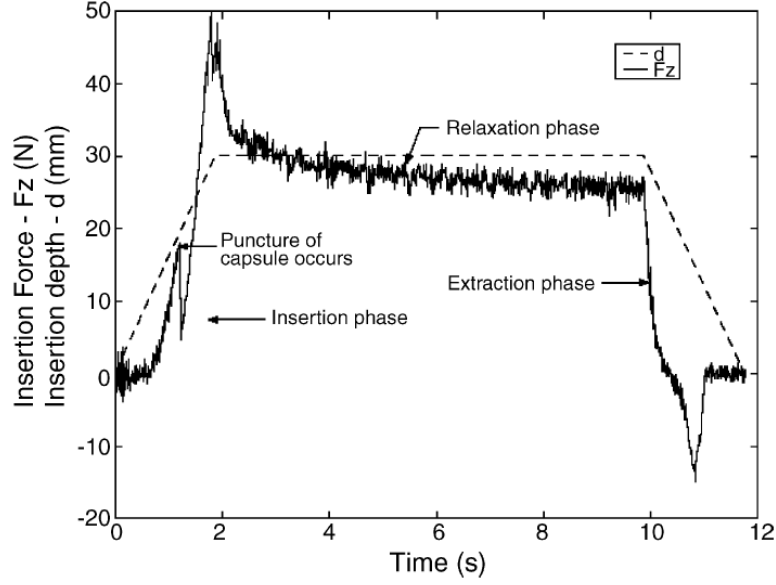


图 2-3 穿刺过程的典型力学曲线

如图 2-3 所示，在穿刺针穿透皮肤的瞬间，由于被膜的阻力消失并转变为针尖的阻力，穿透力发生突变。当针头停止进入皮肤时，穿刺力也急剧下降，这是因为针头接收到的组织粘度导致阻力下降，主要变为回弹阻力。

通过同步采集置针过程临床力数据，根据接触断裂力学理论、动态摩擦力模型建立完整的穿刺针-软组织交互力学模型。在图像穿刺过程量化基础上，依据进针力与量化图像的关联性，初步建立机器人穿刺过程量化模型如下式(2-2)所示。

$$f_{needle} = \begin{cases} f_{stiffness}(z) = \frac{2}{\pi} E_{12} \tan(\theta) x^2 & z_1 \leq z \ll z_2 \\ f_{cutting}(Z) + f_{friction}(Z) = f_n(z - z_3)(\mu_c + \sigma_2 v_{needle}) \\ \quad + \frac{\pi d^3 K_T \tan(\theta - \beta)}{8 \sin \theta} & z_3 \leq z \leq z_4 \end{cases} \quad (2-2)$$

z 表示针尖的所在的位置， z_1 穿刺针与软组织表面接触位置， z_2 表示穿刺针刺破组织前的临界位置， z_3 刺破组织后位置， z_4 表示穿刺停止位置， E_{12} 为穿刺针和软组织的等效杨氏模量， θ 为针尖角度， β 为切割角度， d 为穿刺针直径， K_T 为单位长度针体和组织相互作用刚度， μ_c 和 σ_2 为模型静态参数， v_{needle} 为穿刺速度。

2.2.3 斜针尖-软组织的交互作用力

斜针尖穿刺针在于软组织接触过程中，穿刺针针尖会受到多种力的联合作用，此时针体会发生一定程度的偏转现象，其受力如图 2-4 所示。

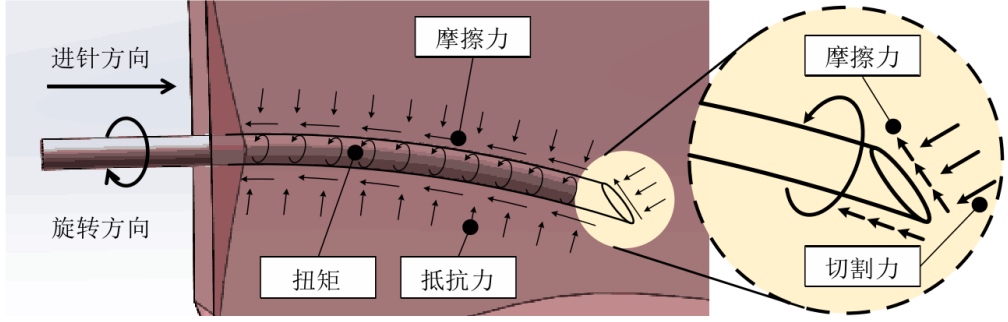


图 2-4 斜针尖受力情况

(1) 切割力 $f_{cutting}$

随着越来越多的研究团队对软组织穿刺进行研究，研究表明切割力在一些特定情况下可以认定为一个常数 $C^{[51]}$ 。对于斜针尖穿刺，穿刺针的直径越大，穿刺过程中产生的切割力也会随之增大。下图 2-5 为斜针针尖切割力受力模型。

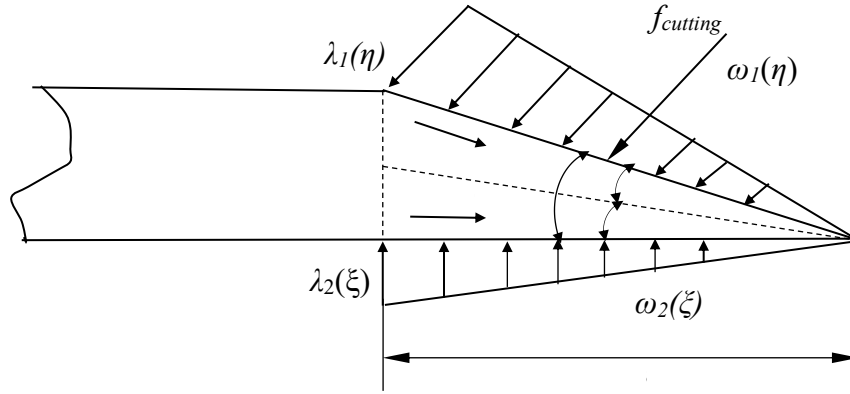


图 2-5 切割力侧面模型

切割力 $f_{cutting}$ 垂直作用于针尖上截面 $\lambda_1(\eta)$ 和下截面 $\lambda_2(\xi)$ 上，此时针尖上截面位置的切割力模型如下：

$$f_{cutting}^1 = dK_T \tan \beta \int_0^{d/\sin \lambda} \eta \sqrt{1 - \frac{\left(\eta - \frac{d}{2\sin \gamma}\right)^2}{\left(\frac{d}{2\sin \gamma}\right)^2}} d\eta \quad (2-3)$$

下截面切割力模型为：

$$f_{cutting}^2 = \int_0^a \omega(\zeta) d\zeta = \frac{K_T a^2}{2} \tan \alpha \quad (2-4)$$

其中 K_T 为单位长度上穿刺针针尖于软组织之间相互作用的刚度， a 表示针尖斜截面面积， d 为穿刺针直径。

(2) 摩擦力 $f_{friction}$

针体上的摩擦力可以离散化，并利用积分思想进行计算。如图 2-6 所示，设

$f_{friction}$ 为针体表面单位长度上的恒定摩擦力, x 为针在基坐标系中的插入方向, y 为针尖的偏转方向。那么, 针体上的摩擦力沿 x 和 y 方向的分量为:

$$\begin{aligned} f_{friction,x} &= \int_s^l f_{friction}(x) \cos(\theta(x)) dx \\ f_{friction,y} &= \int_s^l f_{friction}(x) \sin(\theta(x)) dx \end{aligned} \quad (2-5)$$

其中, s 表示穿刺深度, l 表示穿刺针长度, $\theta(x)$ 表示针体上某一 x 处的切线与 x 轴的夹角。

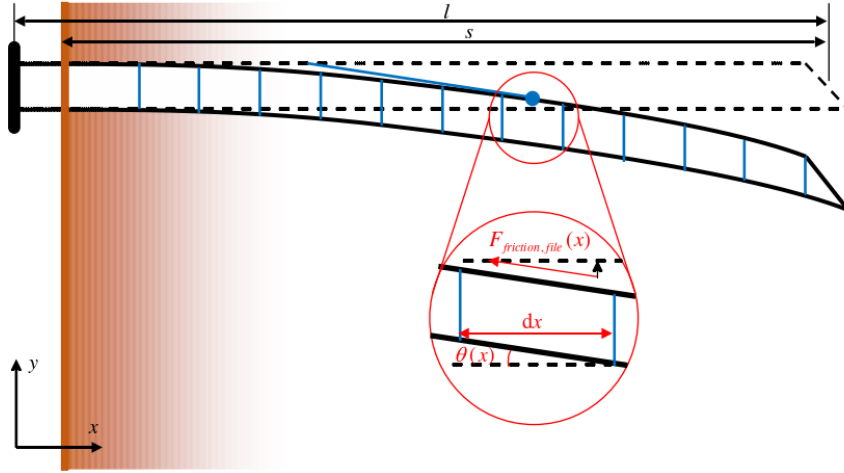


图 2-6 穿刺针摩擦力模型

由上式可得出新的摩擦力模型:

$$f_{friction}(z) = \sqrt{(f_{friction}^y(z))^2 + (f_{friction}^x(z))^2} \quad (2-6)$$

2.2.4 穿刺针挠度和弯矩方程

通过斜针尖穿刺软组织的受力分析, 可以知道在软组织内部的相互作用下, 穿刺针会发生一定程度的偏转, 而这种偏转会直接影响到穿刺针的末端位置, 如图 2-7 所示。

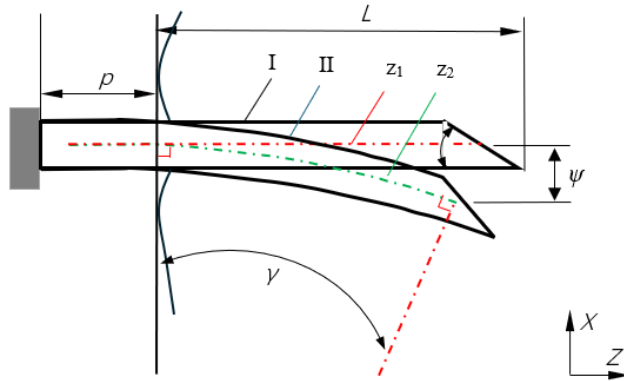


图 2-7 针刺软组织偏转模型图

I 为穿刺针的理想位置, II 为针的偏转位置。在 x - z 平面内, z_1 为理想针轴, z_2

为偏转针轴。 L 为穿刺针进入软组织内部的长度， ψ 为穿刺针的挠度， γ 为偏转角。此时，将穿刺针根部设为坐标原点，定义该点在 z 方向上的挠度为 $\psi(\lambda)$ 。则该原点的挠度、弯矩与针的挠度曲率公式为：

$$\frac{1}{\rho} = -\frac{d^2\psi / dz^2}{[1+(d\psi / dz)^2]^{3/2}} \approx \frac{M}{EI} \quad (2-7)$$

由于穿刺针斜针尖受到的摩擦力小于针尖所受到的剪切力和针体收到的摩擦力，因此可以忽略不计。所以可以得出穿刺针穿刺软组织时的总弯矩 M ：

$$M = M_{bas} + M_{bar} \quad (2-8)$$

其中， M_{bas} 为针端弯矩， M_{bar} 为穿刺体弯矩，如下所示：

$$\begin{aligned} M_{bas} &= -F_{cutting} L \cos \delta + \frac{q(2L^2 - 3L_0L^2 + L_0^3)}{6(L - L_0)} \\ M_{bar} &= [F_{cutting} \cos \delta - \frac{q(L - L_0)}{2}]z + \frac{q(z - L_0)^3}{6(L - L_0)} \end{aligned} \quad (2-9)$$

2.3 置针过程针尖位置预测

目前主要基于连续介质力学模型（梁理论模型或弹性力学模型）来预测穿刺针针尖位置，主要目标是准确预测穿刺针在进入人体时的路径，保证针尖在目标位置的精确定位，避免损伤重要器官和组织。

2.3.1 瑞利-里兹方法

瑞利-里兹方法（Rayleigh-Ritz Method）采用最小势能原理，可以对穿刺针针尖位置进行预测^[52]。该方法是一种利用泛函条件求解未知函数的近似方法，在表达穿刺针的形状时，针的所有可能位移都可以用泛函表示，那么根据最小势能原理，总势能的一阶变式为零的解集将是所求的真值。

若待求解弹性体内满足悬臂梁条件，则假设 u 、 v 、 w 分别为 x 、 y 、 z 方向的位移，且由满足弹性体全部位移边界条件的连续函数 $u_i(x, y, z)$ 、 $v_i(x, y, z)$ 、 $w_i(x, y, z)$ 叠加而成， $i \in \{1, 2, \dots, n\}$ 。

$$\begin{aligned} u &= \sum_{i=1}^n A_i u_i(x, y, z) \\ v &= \sum_{i=1}^n B_i v_i(x, y, z) \\ w &= \sum_{i=1}^n C_i w_i(x, y, z) \end{aligned} \quad (2-10)$$

其中， A_i 、 B_i 、 C_i 为代求系数。将 u 、 v 、 w 带入总势能 Π 表达式中，根据上述总势能的一阶变式为零原理，可以得出驻值条件为：

$$\frac{\partial \Pi}{\partial A_i} = 0, \frac{\partial \Pi}{\partial B_i} = 0, \frac{\partial \Pi}{\partial C_i} = 0, \forall i \in \{1, 2, \dots, n\} \quad (2-11)$$

2.3.2 穿刺针的能量函数和形状函数

穿刺针的能量函数是用于描述穿刺针在整个力学系统中能量状态的数学表达式，它综合考虑了穿刺针的各种能量形式，主要包括弹性势能和外力做功等。通过能量函数可以分析穿刺针在受力变形过程中的能量变化情况，进而研究其力学行为和针尖轨迹等问题。主要由穿刺针针体的弯曲能 U_{Bend} 以及软组织与穿刺针之间的粘滞能 U_{Stick} 。

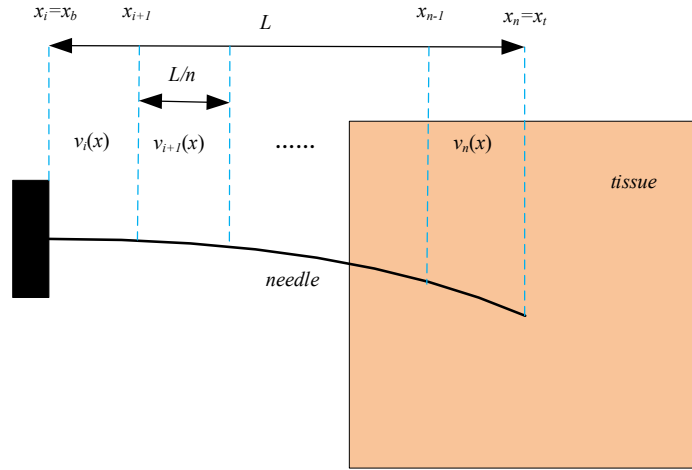


图 2-8 穿刺针微分模型

(1)弯曲能 U_{Bend} 。利用欧拉-伯努利梁理论，对于全长为 l 的穿刺针，侧向弯曲能为：

$$U_b = \frac{EI}{2} \int_{x_i}^{x_n} \left(\frac{d^2 v(x)}{dx^2} \right)^2 dx \quad (2-12)$$

其中， E 是穿刺针材料的杨氏模量， I 是穿刺针的惯量。

(2)粘滞能 U_{Stick} 。

$$U_s = \sum_{k=1}^m \frac{1}{2} K_s v(x_k)^2 \quad (2-13)$$

其中 $v(x_k)$ 是第 k 个弹簧相对于弯曲形状的变形量， K_s 是弹簧刚度。由于 Δl 较小，可以将 $\cos[\theta_i(x_j)]$ 近似为 $\cos[\theta_{i-1}(x_{j-1})]$ ，其中， $j \in \{1, 2, \dots, i\}$ ， $x_j = l - j\Delta l$ 。所以此时的粘滞能可以表示为：

$$U_{Stick,i} = \sum_{j=1}^i \left\{ \frac{1}{2} K_{s,j} \left[\frac{v_i(x_j) - v_{i-1}(x_{j-1})}{\cos[\theta_{i-1}(x_{j-1})]} \right]^2 + \frac{1}{4} K_{s,j} \left[\frac{v_i(x_j) - v_{i-1}(x_{j-1})}{\cos[\theta_{i-1}(x_{j-1})]} \right]^4 \right\} \quad (2-14)$$

(3)形状函数。

考虑到利用瑞利-里兹方法的一系列边界条件，采用一个三次多项式来对每一个元素进行拟合。所以第 i 个进针过程时的形状函数为：

$$v_i(x) = a_i x^3 + b_i x^2 + c_i x + d_i, 0 \leq x \leq l \quad (2-15)$$

根据穿刺针-软组织穿刺过程，形状函数 $v_i(0)$ 和夹角函数需要满足为 0 的边界条件，所以：

$$\begin{cases} v_i(0) = 0 \\ \theta_i(0) = 0 \end{cases} \quad (2-16)$$

根据驻值条件式(2-11)，可以得出：

$$\frac{\partial \Pi_i}{\partial a_i} = \frac{\partial \Pi_i}{\partial b_i} = 0 \quad (2-17)$$

其中系统势能为：

$$\Pi_i = (U_{Bend,i} + U_{Stick,i}) \quad (2-18)$$

将式(2-16)以及(2-17)得出的 4 组边界条件带入(2-15)中可以得到形状函数中的 4 个参数，即可得出针尖位置的预测值 $v_i(l)$ 。

2.4 置针反馈运动策略设计

针对非结构化穿刺入路，机器人需要对穿刺感知输入快速响应，形成合适的进针运动行为，有选择的执行预定的动作，从而完成机器人自主、安全精确进针。若穿刺过程中遇到密集动脉血管等突发状态时，其安全性问题仍然无法保证，如图 2-9 所示。基于离散事件的机器人置针反馈运动系统，有助于机器人更全面地应对进针过程中的复杂情况。

同时利用力传感器和图像传感器反馈的信息，对进针过程进行协同控制。在进针过程中，一方面依据图像传感器确保穿刺针沿着预设路径前进，另一方面根据力传感器调整进针速度和姿态。当穿刺针在预设路径上正常前进时，若力传感器检测到力突然增大，可能表示穿刺针遇到较硬组织或发生偏移，此时控制系统在维持穿刺针大致路径的前提下，适当降低进针速度，并根据力的方向变化微调穿刺针角度，以减小受力，同时确保穿刺针不偏离预设路径过多。若位图像传感器检测到穿刺针偏离路径，而力传感器显示受力正常，控制系统优先调整进针方向，使穿刺针回归路径，同时密切关注力的变化，防止因路径调整导致受力异常。

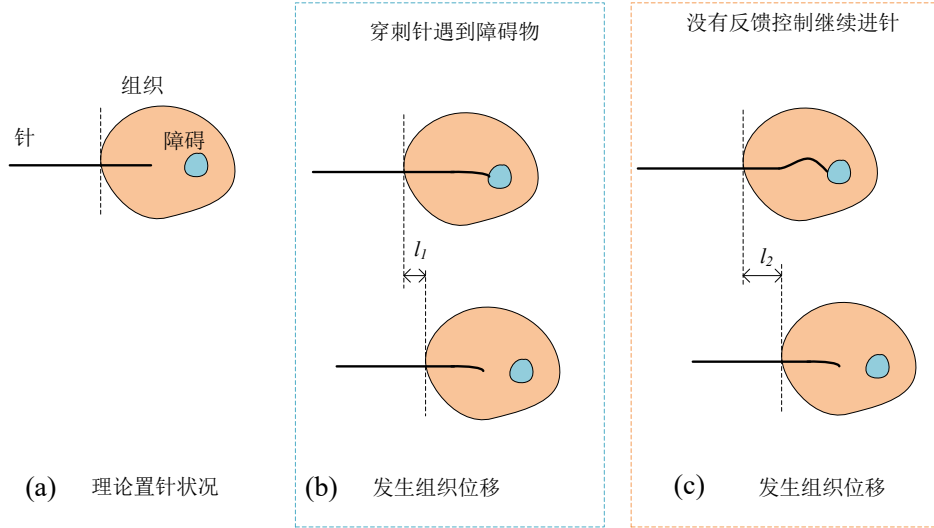


图 2-9 穿刺过程遇到障碍情况：a：理论情况下正常置；b：进一步插入时，穿刺针遇到障碍物或组织发生偏移，偏移量 l_1 ；c：在没有反馈控制的情况下继续进针，针头发生较大弯曲或组织进一步偏移，偏移量 $l_2 > l_1$

本文采用一种无模型自适应控制方法 IMFAC，该技术使用动态线性化原理来简化系统非线性，保证了有界输入和有界输出的稳定性和跟踪误差收敛性。由于能够在线执行稳定性分析、简化的数学模型以及抗外部干扰的鲁棒性，以预测机器人的针屈曲和控制位置。这些系统可以控制针头与组织相互作用，同时实时防止或最大限度地减少不良事件^[53]。

2.4.1 置针突发事件预测

假设传感器在当前时间 k 获得的时间序列数据为 $S(k)$ ，对未来某个预测期 N 的预测结果如下：

$$\hat{S}_N(k+1) = \hat{S}_N(k) + \hat{\Phi}_N \Delta U_N \in \mathbb{R}^N \quad (2-18)$$

向量 S 表示传感器数据， $S_N(k)$ 为在瞬间 k 处从力传感器测得的力数据的前 N 个样本， $S_N(k+1)$ 表示在下次时刻对力数据的前 N 步预测。预测参数 ΔU_N 是当前输入力参数， $\hat{\Phi}_N$ 是一个伪偏导数。

$$\begin{aligned} \hat{\Phi}_N(k) &= (\Delta U_N(k-1) + \bar{1})^{-1} \circ (\hat{\Phi}_N(k-1) + \Delta U_N(k-1) \circ \Delta \hat{S}_N(k)) \\ \Delta U_N(k) &= \frac{\hat{\Phi}_N(k)}{(\lambda_i \bar{1} + 2\hat{\Phi}_N^2(k))} \circ (S_N^*(k) + S_N(k) - 2\hat{S}_N(k)) \end{aligned} \quad (2-19)$$

其中， $\bar{1}$ 是 1 的 N 维向量， $\Delta \hat{S}(k) = \hat{S}(k) - \hat{S}(k-1)$ ， $S_N^*(k)$ 是观察到的数据点的平均值。

当检测到力略有增加时，会生成力传感器数据的预测，如果力预测显示快速增加的模式，则预测针发生屈曲。同样，可以使用组织位置数据的预测来预测组织位移。组织移位的特征基于运动的强度，例如轻度组织移位（MTD）和重度组织移位（STD）。

$$\hat{m}_t(k+i) = \frac{180}{\pi} \cdot \frac{\Delta \hat{l}_N(k+i)}{\Delta \hat{s}(k+i)}; \quad i=1,2,\dots,N; \quad \hat{l}_N = (\hat{l}_{twN}, \hat{l}_{nwN}, \hat{l}_{ntN})$$

$$\hat{g}(\hat{m}_t(k+i)) = \frac{1}{1+e^{-\hat{m}_t(k+i)}}; \quad \hat{g} = (\hat{g}_{nw}, \hat{g}_{tw}, \hat{g}_{nt})$$
(2-20)

l_{tw} 和 l_{nw} 是从位置传感器测量的 3D 位置的欧几里得范数 $\bar{p}_{tw}$ 和 $\bar{p}_{nw}$ 。针尖位置相对于组织框架的模数为 $l_{nt} = l_{nw} - l_{tw}$ ，并且 $\hat{l}_{twN}, \hat{l}_{nwN}, \hat{l}_{ntN}$ 是相应位置范数的预测值。然后使用这些标准位置预测和公式(2-20)预测 STD 事件。

如果 $\hat{g}_{tw}(k+i) > m_2$ 或者 $\hat{g}_{tw}(k+i) < m_1$ ，则当 $m_1 < \hat{g}_m(k+i) < m_2$ 时为重度组织位移，否则为轻度组织位移。 m_1 和 m_2 的值通过不同组织穿刺实验确定阈值。

2.4.2 反馈控制策略

为了防止针弯曲和 STD 等关键事件的发生，机器人必须立即响应预测算法。为此，实施了反应控制，当预测到屈曲时，机器人停止并缩回针头，当预测到 STD 时，机器人停止插入，以避免对组织造成潜在损伤。然而，当检测到 MTD 等轻微事件时，自适应控制会计算最佳转向输入（插入速度和占空比）以转向针头，从而最大限度地减少轻微事件的发生并防止严重事件，这种策略确保了插入过程的连续性。一个完整的事件预防算法，结合了反应控制和自适应控制，使用反应控制（例如，机器人停止和缩回针）来防止 STD 和针弯曲等关键事件，当检测到轻微事件时，通过 IMFAC 的最佳转向控制继续插入针头，可以防止潜在的严重事件发生。

采用 PWM 模式控制机器人运动，机器人通过力传感器和图像传感器采集穿刺针和穿刺组织状态信息。在穿刺过程中，穿刺针发生弯曲或者组织发生严重位移事件时，系统判定为不良事件发生，此时通过预定的反馈控制程序及时调整置针动作；同时系统也可以通过预测算法，提前预测穿刺针弯曲和穿刺组织位移的下一步状态，大大提高了系统的安全性，如图 2-10 所示。

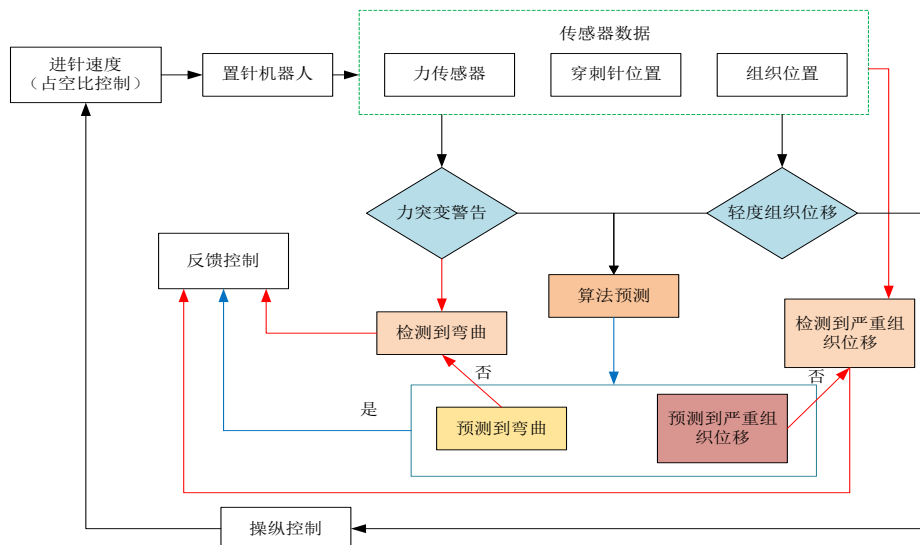


图 2-10 事件检测预防流程图

2.5 小结

本章完成了机器人靶向置针机理的研究，主要包括置针穿刺过程建模、针尖位置预测以及置针反馈运动策略的设计，获得的主要结论如下：

(1) 分析了刚性穿刺针在软组织中沿轴向行进时主要受到针尖阻力和针体阻力的穿刺特性，进而依据进针力与量化图像的关联性，建立了机器人穿刺过程量化模型；在分析刚性针穿刺过程的基础上，提出斜针尖-软组织穿刺过程中产生的切割力和摩擦力数学模型；根据梁理论模型推导出了软组织穿刺过程中影响穿刺针的末端位置的挠度和弯矩方程。

(2) 利用瑞利-里兹方法，分析穿刺针的弯曲能、粘滞能以及形状函数，使用泛函条件求解穿刺针的边界条件参数，从而得出穿刺针针尖位置预测值。

(3) 设计了置针反馈控制策略模型，采用一种无模型自适应控制方法 IMFAC，根据力传感器和位置传感器数据预测突发事件，提出了置针反馈控制策略，实现了机器人的安全、精确进针，同时为下一章置针机构设计奠定了结构设计基础。

第3章 粒子植入机器人置针机构设计

3.1 引言

粒子植入手术要求置针机构能够精准定位穿刺点，将穿刺针以特定角度和深度准确插入肿瘤组织。肿瘤位置多样，或深埋于体内，或毗邻重要血管、神经，这就需要置针机构具备多自由度运动能力，以灵活避开周围关键结构，同时确保穿刺针抵达目标位置的精度误差在手术要求范围以内，满足临床对高精度的严苛要求。

3.2 粒子植入机器人功能需求

粒子植入机器人（Seed Implantation Robot）是用于医学领域的机器人，特别是在微创手术中，用于精确地将针头插入到人体的特定靶区。它通过计算机辅助定位和控制技术，实现对目标位置的高精度操作。应满足如下几点设计要求：

(1) 精确定位与导航功能

目标自动识别与定位：机器人应能够自动识别和定位目标区域（如肿瘤、病灶、组织样本采集点等），并通过高精度的坐标系统进行针头插入路径的规划；高精度定位：机器人需要在毫米级别提供精确的针头插入位置，确保针头准确到达预定靶点，避免对周围组织造成损伤；实时更新：机器人应根据实时影像反馈进行动态调整，确保针头始终准确地对准靶点。

(2) 人机交互界面

操作简便：机器人需要提供一个直观的用户界面，医生可以通过显示屏来与机器人进行交互；实时监控与反馈：系统应显示手术过程的实时数据，包括针头位置、插入深度、速度等信息，以便医生实时监控手术进展。

(3) 安全性与稳定性

精准控制系统：机器人必须具备高度稳定的控制系统，确保在手术过程中操作精度不受外部干扰影响；碰撞检测与避障：机器人需具备实时检测周围环境的能力，避免与患者身体产生碰撞，保护患者的安全；自动暂停/停机功能：当发生异常或操作超出预定安全范围时，系统应能够自动暂停或停止，保障患者的安全；力反馈系统：提供力反馈控制，使医生在操作过程中能够感知针头与组织的接触力，确保操作的舒适度和精确性。

靶向置针机器人需要满足高精度、高安全性和高度智能化的需求，能够为医生提供强大的辅助，提升微创手术的效率 and 成功率，同时减轻患者的痛苦和恢复时间。在未来，随着机器人技术、人工智能、影像学及生物学等领域的不断进步，靶向置针机器人的功能也将变得更加多样和强大。

3.3 粒子植入机器人结构设计

放射性粒子植入手术一般需要医生具有丰富的临床实践经验，缺乏放射性粒子植入操作经验的医生，往往无法准确粒子植入工作，可能造成创口面积过大，增加了术入后病人恢复时间。此外，由于放射性粒子的特殊性，在手术过程中医生将面对较强的放射性环境。鉴于上述原因，本文致力开发一款研究放射性粒子植入机器人，满足从事放射性粒子植入手术条件，用于医生开展进针过程合理性评估等研究工作。本章主要研究内容包括，基于操纵检测一体化的理念，构建集穿刺针、进针驱动和穿刺力感测一体化的机器人实验装置。

3.3.1 机器人结构介绍

放射性粒子植入机器人结构设计需要兼顾多个方面，下面为粒子植入机器人的四点结构设计要求：

- (1)结构尺寸小，重量轻
- (2)能实现多次连续的粒子植入功能，减少手术时间
- (3)能保证置针稳定性，末端重复定位精度高
- (4)能实现外针定位和高速旋转动作

根据上述粒子植入器的结构设计要求，将机械结构具体分为内针驱动模块、外针旋转模块、外针驱动模块以及力传感器模块四个模块。考虑到粒子植入器的结构一体性和运动稳定性，具体结构方案如图 3-1 所示：

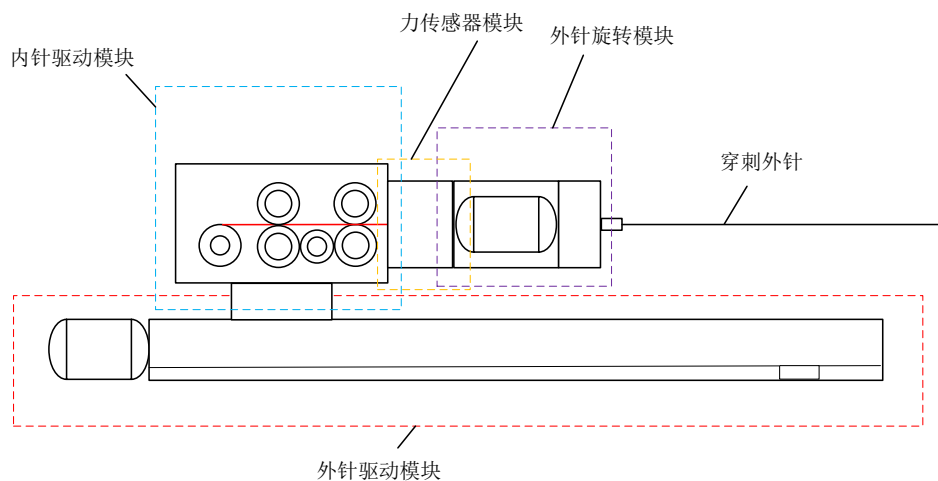


图 3-1 粒子植入器设计方案

本文设计的放射性粒子植入机器人，其运动过程完全模拟实际临床手术过程，放射性粒子植入机器人的具体结构如图 3-2 所示，实物图如图 3-3 所示。粒子植入机器人内、外针独立驱动，外针驱动模块使用滚珠丝杠传动，内针驱动装置使用双摩擦轮组驱动。

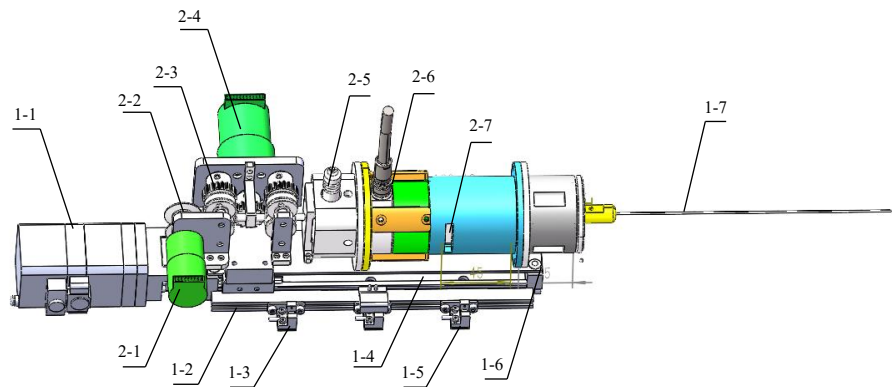


图 3-2 粒子植入机器人三维模型图

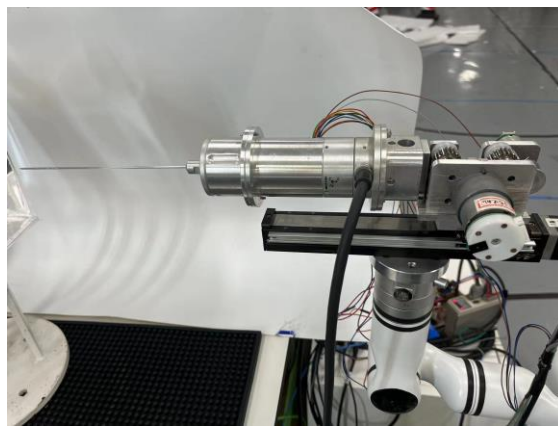


图 3-3 粒子植入机器人实物图

主要机械机构说明如表 3-1 所示，机器人基本参数如表 3-2 所示。

表 3-1 机器人主要机械结构说明

装置	序号	名称	功能说明
外针驱动装置	1-1	丝杆伺服驱动电机	驱动整个进针系统前进
	1-2	外针底座	整个穿刺系统底座
	1-3	限位传感器 I	进针系统退回最大位置
	1-4	外针台面	保护丝杆
	1-5	限位传感器II	进针系统前进最大位置
	1-6	外针支撑平台	外针提供导向和支撑
	1-7	植入外针	直接刺入组织内
	2-1	丝盘伺服电机	控制植入丝进退
	2-2	丝盘	植入丝盘绕在丝盘上
	2-3	传丝轮组	传输植入丝

植入丝驱动	2-4	传丝伺服驱动电机	控制传丝轮组
装置	2-5	粒子库弹夹	存储放射性粒子
	2-6	穿刺力传感器	检测穿刺力
	2-7	旋转步进电机	控制穿刺外针旋转

表 3-2 粒子植入机器基本参数

名称	参数值
机器人结构尺寸	350×75×120 (长×宽×高 mm)
丝杆驱动电机总功率	100 W
丝杆驱动电机额定扭矩	15 N·mm
植入丝电机总功率	30 W
植入丝电机额定扭矩	15 N·mm
传丝轮总功率	30 W
传丝轮额定扭矩	15 N·mm
旋转驱动电机总功率	80W
旋转驱动电机额定扭矩	24N·mm
进针速度	0 mm/s -30 mm/s
植入丝速度	0 mm/s -15 mm/s
旋转速度	0 r/s-40r/s
有效行程	200 mm

3.3.2 机器人驱动结构分析

粒子植入机器人的驱动结构是其核心组成部分之一，直接影响机器人的精度、灵活性和稳定性。驱动结构的设计需要满足医学操作的高要求，包括高精度定位、微小运动控制以及对患者安全的保障。针头的推进通常由电机或液压驱动，结合滚珠丝杠或齿轮传动，实现精确的线性运动。

根据内外针的长度参数，为了确保在更换外针时内外针不会发生重叠，同时考虑到螺母副的宽度和丝杆固定端的长度，设计中需要保证长度至少为 150mm。经过评估，选择 200mm 作为长度更为合适。外针在 X 方向上的移动范围为 0 到 200mm，精度要求也需达到±0.10mm。通过查阅相关参数表，并参照表 3-3 所示的型号选择。

表 3-3 丝杆型号及参数

型号	行程	直径	导程	材料	定位精度
TBIKOP26	200mm	6mm	2mm	CF53	C1

通过使用电机驱动滚珠丝杠，推动针头以亚毫米级精度植入粒子，具体结构如下图 3-4 所示。

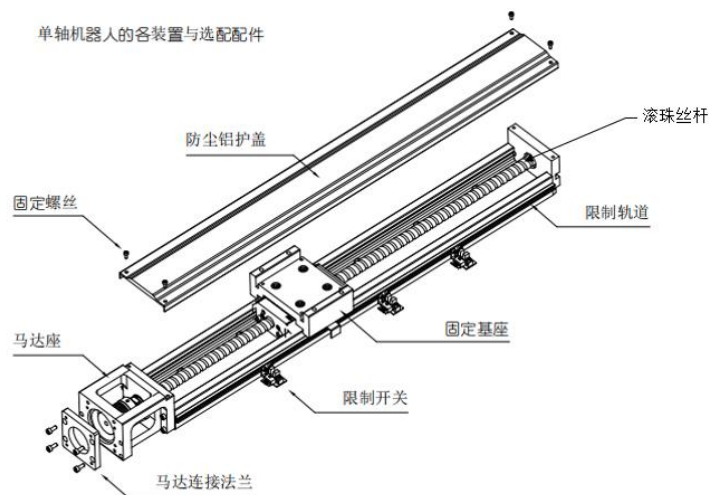


图 3-4 滚珠滑轨示意图

其中，丝杆驱动电机是推动整个植入丝装置前进的动力电机。

(1) 负载惯性比计算

丝杆最大承重为 $W=3\text{kg}$ ，外针驱动的丝杆的长度为 $B_L=160\text{ mm}$ ，丝杆的外径 $B_D=12\text{ mm}$ ，丝杆导程 $B_P=5\text{ mm}$ ，丝杆的机械效率 $Be=0.9$ ，丝杆的转动惯量 $J_c=10\times 10^{-6}\text{ kg}\cdot\text{m}^2$ 。

丝杆的质量为

$$B_w = \rho \times \pi \times \left(\frac{B_D}{2} \right)^2 \times B_L = 7.9 \times 10^3 \times \pi \times \left(\frac{0.012}{2} \right)^2 \times 0.16 = 0.144\text{kg} \quad (3-1)$$

负载惯量为

$$J_L = J_C + J_B + J_w = J_C + \frac{1}{8} B_w \times B_D^2 + \frac{w \times B_p^2}{4\pi^2} = 1.4505 \times 10^{-5} \text{kg}\cdot\text{m}^2 \quad (3-2)$$

本课题组丝杆驱动电机选用 KGG 公司的伺服电机其最大负载为 $J_w=3.6\times 10^{-6}\text{ kg}\cdot\text{m}^2$ 。

负载惯性比

$$\frac{J_L}{J_w} = \frac{1.4505 \times 10^{-5}}{3.6 \times 10^{-6}} = 4.0292 \quad (3-3)$$

当电机功率小于 750W，负载惯性比要小于 15，本课题组伺服电机功率为 100W，惯性比满足要求。

(2) 扭矩计算

移动扭矩

$$T_f = \frac{B_p}{2\pi B_e} (F + \mu g W) = \frac{0.005}{2\pi \times 0.9} (0 + 0.1 \times 9.8 \times 3) = 0.0026 \text{ N}\cdot\text{m} \quad (3-4)$$

加速扭矩

$$T_a = \frac{J_L + J_M}{t_a} + T_f = \frac{(1.4505 + 0.36) \times 10^{-5}}{0.5} + 0.0026 \text{ N}\cdot\text{m} = 2.603621 \times 10^{-3} \text{ N}\cdot\text{m} \quad (3-5)$$

电机加速时间 $t_a=0.5$ s。电机在加速时扭矩值最大， T_a 为最大扭矩， $T_a=2.6 \times 10^{-3} \text{ N}\cdot\text{m}$ ，电机的输出的最大扭矩为 $0.36 \text{ N}\cdot\text{m}$ 。综合惯性比和扭矩计算，电机满足设计要求。

3.3.3 穿刺针旋转结构分析

穿刺针的旋转计算是粒子植入机器人或穿刺手术中的必要环节，旋转计算通常结合医学影像、机器人运动学和传感器数据，通过实时计算和调整穿刺针的方向，实现高精度的手术操作。穿刺针在旋转过程中需要保持稳定，以确保针头不偏离目标位置，确保穿刺准确性。通常需要考虑针尖与针体的刚性，保证旋转时针尖不会因柔性不足或过度弯曲而偏移。此外，旋转速度要适中，过高的旋转速度可能会导致过度的热量产生，影响穿刺的顺利进行。穿刺针的旋转需要有足够的力矩，但又不至于过度用力，导致损伤周围组织。放射性粒子植入机器人旋转结构如图 3-5 所示，实物图如图 3-6 所示。

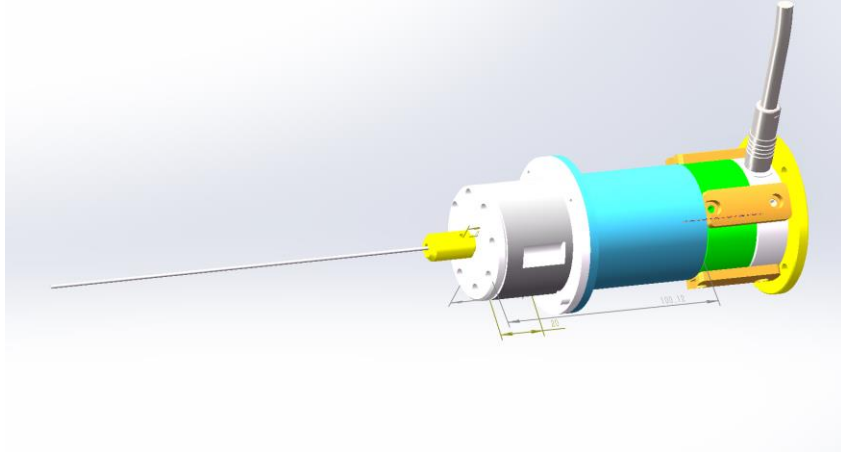


图 3-5 旋转结构三维模型图

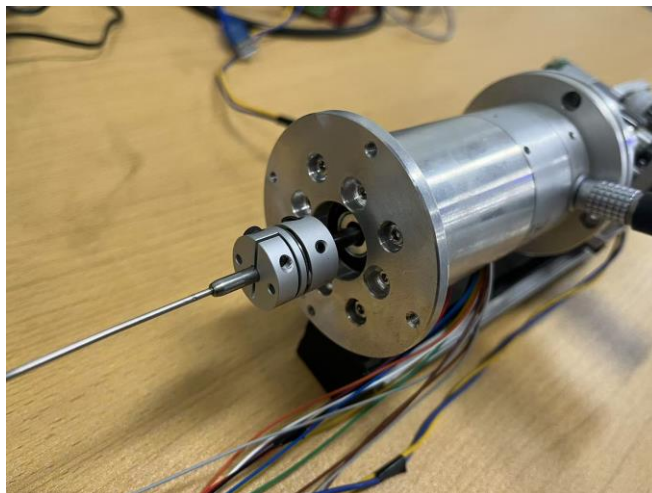


图 3-6 旋转结构实物图

穿刺针在旋转时，会受到各种力的作用。可以用力矩（扭矩）和应力来描述其旋转特性。

(1)力矩（扭矩）计算

一般情况下，旋转时所需的力矩（ M ）可以通过下面的公式计算：

$$M = \mu Fr \quad (3-6)$$

其中， μ 是摩擦系数（与穿刺针材料特性和尺寸大小以及穿刺针与组织间的接触情况有关）， F 是作用力， r 是旋转轴到作用力的距离。

(2)旋转速度与温升分析

旋转过程中可能会因摩擦力产生热量，尤其是在高转速下，热量积累可能导致穿刺针表面温度升高，影响其使用性能。

旋转产生的热量可以用下列公式估算：

$$Q = F \cdot v \quad (3-7)$$

其中， Q 是热量（焦耳）， F 是摩擦力， v 是穿刺针与组织接触的相对速度。

根据温升计算公式，可以估算出穿刺针在一定时间内的温度变化：

$$\Delta T = \frac{Q}{m \cdot c} \quad (3-8)$$

其中， ΔT 是温度变化， m 是穿刺针的质量， c 是穿刺针比热容。

3.4 粒子植入机器人控制系统设计

3.4.1 粒子植入机器人硬件构成

本文以 Window10 操作系统作为开发平台，采用上位机和下位机联合的控制模式，如图 3-7 所示。上位机作为控制平台的核心运算单元，主控计算机需具备强大的计算能力。本文选用英特尔酷睿 i7 系列处理器，能够快速处理大量来自传感器的实时数据，以及复杂的运动控制算法。内存配置为 16GB，确保系统运行流畅，可同时处理多任务指令，避免数据处理延迟。同时选用 Alientek STM32F407 开发板作为主

控板，外设及 IO 接口丰富，满足设计需求。在上位机软件输入运动指令，将控制命令通过串口传递给下位机开发板，下位机分配指令后驱动机器人运动。

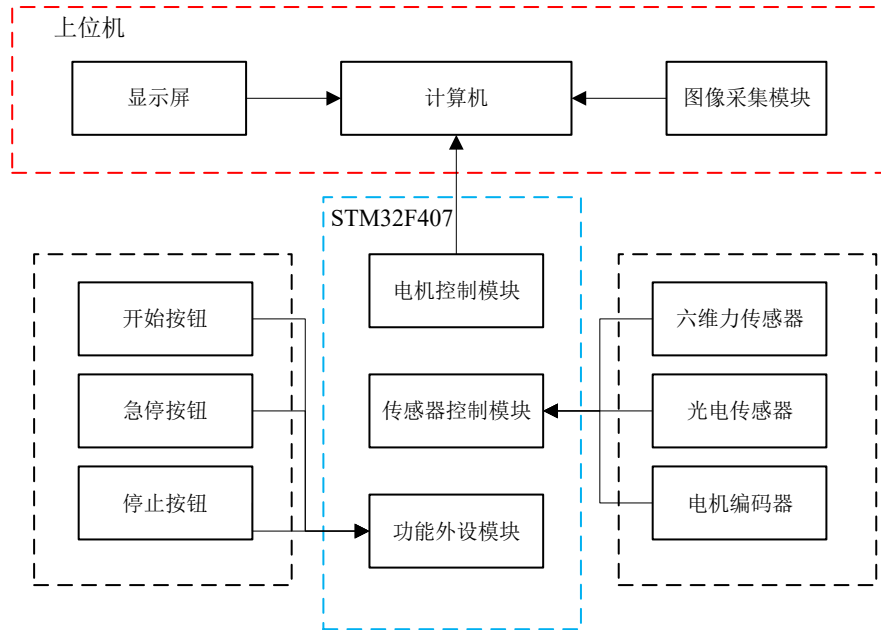


图 3-7 机器人控制系统框图

3.4.2 机器人控制系统软件体系

本项目采用的是 STM32 系列嵌入式开发板，使用 C 语言在 Keil5 程序中进行软件编译，主界面如图 3-8 所示。

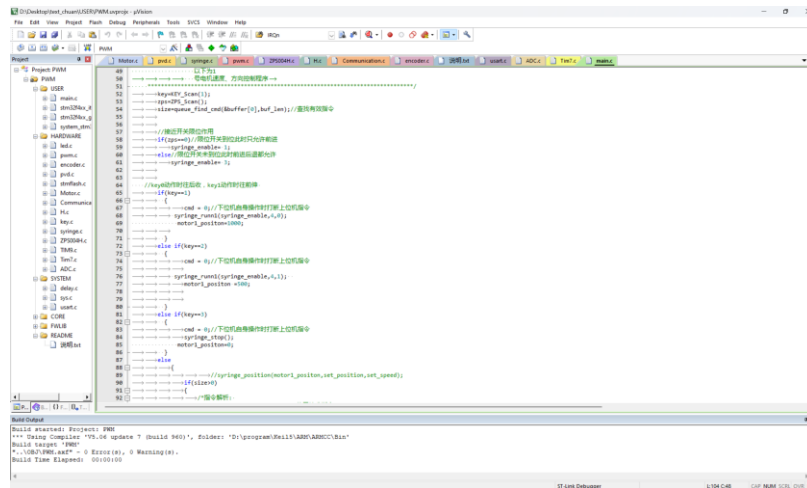
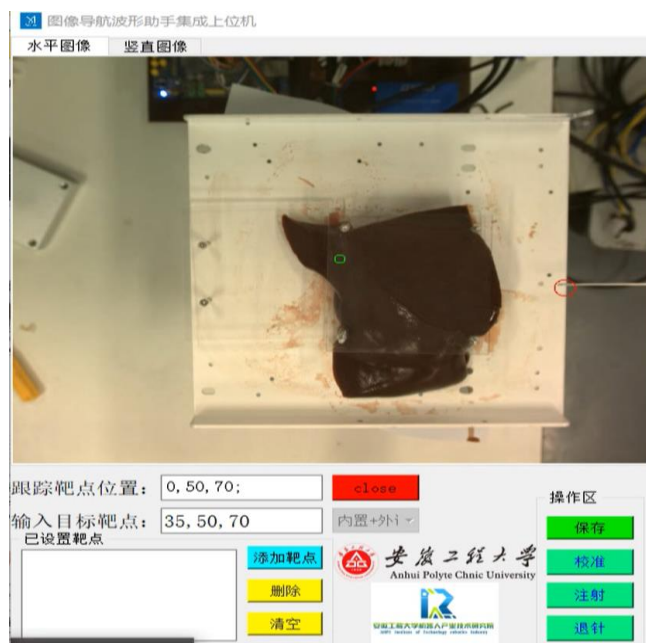


图 3-8 软件编程界面

具备实时监控功能，实时显示机器人的运动状态、穿刺针位置等信息。通过与传感器的实时数据交互，实现对机器人运动的闭环反馈控制。当传感器检测到实际运动状态与预设轨迹存在偏差时，运动控制软件迅速调整控制指令，通过运动控制卡和电机驱动器对机器人进行实时校正。

3.5 穿刺过程检测系统设计

放射性粒子植入机器人的人机界面包括穿刺针针尖位置显示、穿刺针速度实时显示和控制以及穿刺力的在线显示。本文通过 Qtcreator 软件进行开发, 选用 Qt 图形界面库和 OpenCv 库进行图像预处理, 编程语言为 C++, 如图 3-10 所示。



在人机交互系统中，主要由图像处理，数据显示，通信部分组成。

- 33

选用铝合金支架搭建视觉跟踪相机固定平台，采用 MVCAM 公司 SU1000C 相机，通过水平仪将侧面的相机调节至与地面水平，再利用铅垂线将垂直向下的相机调节至地面垂直，完成相机的安装和调节，如图 3-11。



图 3-11 双目视觉跟踪相机装置

设置两个子线程，读取两个相机获取的图像进行同步处理，处理后图像如图 3-12 所示。

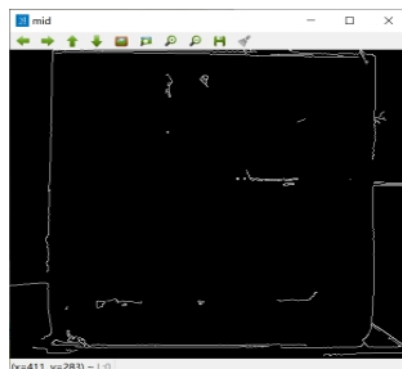


图 3-12 图像预处理

3.5.2 力传感器设计

力传感器是粒子植入器末端执行器中的关键组件之一。它能够将在进针过程中外针所承受的力转换为电信号并输出，从而允许医生直观地监测进针效果。这种力反馈对于指导进针操作、确保精确植入以及提高手术的成功率具有极其重要的作用。

传感器的具体设计方案如下：

(a) 传感器材料和结构

穿刺力传感器本体由 YL12 硬铝制成，它由 1-传感器保护盖、2-传感器本体、3-传感器连接底座组成，如图 3-13 所示。传感器保护盖用于保护传感器本体，起到防尘、防水等作用；传感器本体与传感器连接底座通过螺纹连接；传感器底座用于保护传感器本体，便于与其他组件链接；穿刺力传感器材料具体参数如表 3-4 所示。

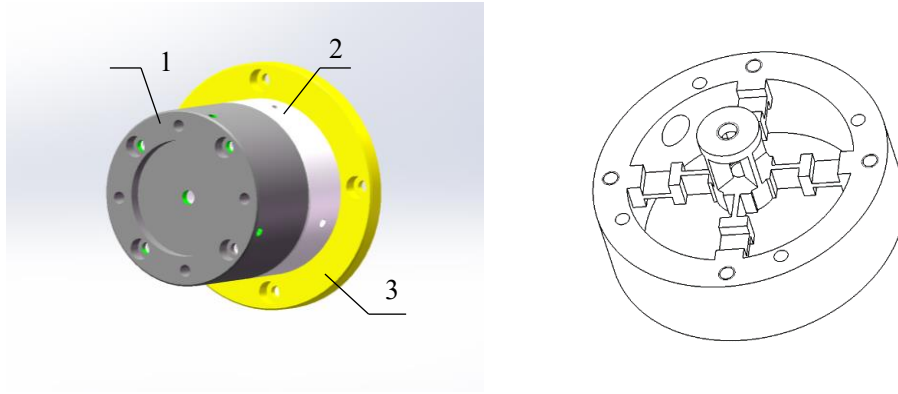


图 3-13 穿刺力传感器三维模型及内部结构示意图

表 3-4 穿刺力检测传感器材料参数

材料名称	材料密度	弹性模量	泊松比	屈服极限
LY12	2700 kg/m ³	7.2x10 ¹⁰ N/m ²	0.33	3.4x10 ⁸ N/m ²

(b) 组桥分析

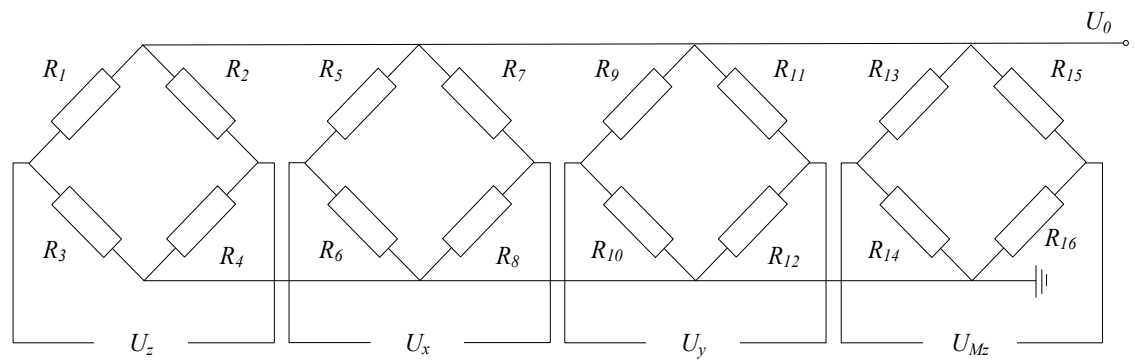


图 3-14 穿刺力检测传感器组桥

力传感器桥式设计通常涉及将多个力传感器（通常是应变计）通过桥式电路连接，以便通过测量电阻的变化来获得施加力的大小。本文穿刺力检测传感器中的组桥电路采用全桥形式，如图 3-15 所示。每个桥由四个电阻组成，四个电桥采用同一供电 U_0 ，经过电桥后四路输出电压为 U_x 、 U_y 、 U_z 和 U_{Mz} ，对应检测 X 、 Y 、 Z 和 Mz 四个方向的力/力矩。

(1) F_z 方向输出电压

在全桥检测结构中，两个检测电阻在悬臂梁上下两侧对称排布，其他两个电阻贴在非敏感位置。电阻与自身应变的关系式如下：

$$\frac{\Delta R}{R} = k_0 \varepsilon \quad (3-9)$$

其中 R 是电阻值， ΔR 是电阻率变化， k_0 是金属丝的灵敏系数， ε 是电阻丝轴向应变。

由式(3-9)可以看出，温度对检测精度可以忽略不计，所以电阻应变片中的电阻

变化关系式如下：

$$\frac{\Delta R_1}{R_1} = \frac{\Delta R_4}{R_4} = \frac{\Delta R_5}{R_5} = \frac{\Delta R_8}{R_8} = \frac{\Delta R_9}{R_9} = \frac{\Delta R_{12}}{R_{12}} = \frac{\Delta R_{13}}{R_{13}} = \frac{\Delta R_{16}}{R_{16}} = \left(\frac{\Delta R_1}{R_1}\right)_\varepsilon \quad (3-10)$$

$$\frac{\Delta R_2}{R_2} = \frac{\Delta R_3}{R_3} = \frac{\Delta R_6}{R_6} = \frac{\Delta R_7}{R_7} = \frac{\Delta R_{10}}{R_{10}} = \frac{\Delta R_{11}}{R_{11}} = \frac{\Delta R_{14}}{R_{14}} = \frac{\Delta R_{15}}{R_{15}} = \left(\frac{\Delta R_2}{R_2}\right)_\varepsilon \quad (3-11)$$

其中， $\left(\frac{\Delta R_n}{R_n}\right)_\varepsilon$ 表示在第 n 个电阻应变片上的电阻变化率。

穿刺针进给力作用在传感器 F_z 方向，该弹性梁上组桥路输出电压为：

$$\begin{aligned} U_z &= \frac{U_0}{4} \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_4}{R_4} - \frac{\Delta R_3}{R_3} \right) \\ &= \frac{U_0}{2} \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} \right) = \frac{k_0 U_0}{2} (\varepsilon_1 + |\varepsilon_2|) \end{aligned} \quad (3-12)$$

式中， U_0 为输入电压值。传感器受到 Z 方向的进给力，理论上只有 U_z 组桥有输出，其他三个电阻桥没有电压输出，即电压值为零。

(2) F_x 方向输出电压

穿刺针进给力作用在传感器 F_x 方向，其弹性梁上各桥路输出电压为：

$$\begin{aligned} U_x &= \frac{U_0}{4} \left(\frac{\Delta R_5}{R_5} - \frac{\Delta R_6}{R_6} + \frac{\Delta R_8}{R_8} - \frac{\Delta R_7}{R_7} \right) \\ &= \frac{U_0}{2} \left(\frac{\Delta R_5}{R_5} - \frac{\Delta R_6}{R_6} \right) = \frac{k_0 U_0}{2} (\varepsilon_6 + |\varepsilon_8|) \end{aligned} \quad (3-13)$$

传感器受到 X 方向的法向力，理论上只有 U_x 的组桥有电压输出，其他三个电阻桥没有电压输出，即电压值为零。

(3) F_y 方向输出电压

穿刺针进给力作用在传感器 F_y 方向，其弹性梁上各桥路输出电压为：

$$\begin{aligned} U_y &= \frac{U_0}{4} \left(\frac{\Delta R_9}{R_9} - \frac{\Delta R_{10}}{R_{10}} + \frac{\Delta R_{12}}{R_{12}} - \frac{\Delta R_{11}}{R_{11}} \right) \\ &= \frac{U_0}{2} \left(\frac{\Delta R_9}{R_9} - \frac{\Delta R_{10}}{R_{10}} \right) = \frac{k_0 U_0}{2} (\varepsilon_9 + |\varepsilon_{10}|) \end{aligned} \quad (3-14)$$

传感器受到 Y 方向的法向力，理论上只有 U_y 的组桥有电压输出，其他三个电阻桥没有电压输出，即电压值为零。

(4) M_z 方向输出电压

穿刺针进给力作用在传感器 M_z 方向，其弹性梁上各桥路输出电压为：

$$\begin{aligned} U_{M_z} &= \frac{U_0}{4} \left(\frac{\Delta R_{13}}{R_{13}} - \frac{\Delta R_{14}}{R_{14}} + \frac{\Delta R_{16}}{R_{16}} - \frac{\Delta R_{15}}{R_{15}} \right) \\ &= \frac{U_0}{2} \left(\frac{\Delta R_{13}}{R_{13}} - \frac{\Delta R_{14}}{R_{14}} \right) = \frac{k_0 U_0}{2} (\varepsilon_{13} + |\varepsilon_{14}|) \end{aligned} \quad (3-15)$$

传感器受到 M_z 方向的法向力, 理论上只有 U_{M_z} 的组桥有电压输出, 其他三个电阻桥没有电压输出, 即电压值为零。

3.6 小结

本章完成了粒子植入机器人置针机构的设计, 主要包括机械结构的设计、控制系统的搭建以及穿刺过程检测系统的设计, 获得的主要结论如下:

(1) 基于机器人操纵检测一体化理念, 构建了一种融合穿刺针进针驱动、穿刺针旋转及穿刺力检测功能的粒子植入机器人实验装置, 该装置主要实现穿刺力在线显示、进针速度实时显示以及穿刺针位置实时定位这三个功能。

(2) 搭建了基于双目相机的图像采集平台, 选用 STM32F407 作为粒子植入机器人的主控芯片, 能准确控制机器人实时速度。同时, 将采集的穿刺力检测传感器的电压信号 A/D 转换后传输到上位机; 通过运动控制软件迅速调整控制指令, 通过运动控制卡和电机驱动器对机器人进行实时校正, 成功搭建起集穿刺针、进针驱动与穿刺力感知于一体的机器人实验装置。

(3) 基于 Qt 设计软件搭建了集穿刺针针尖位置显示、穿刺针速度实时显示和控制以及穿刺力的在线显示的上位机软件, 通过读取双目相机图像, 完成了图像预处理工作。

(4) 利用应变片测量弹性梁的应力的原理, 设计了力传感器的本体结构, 采用全桥整流电路, 输出 U_x 、 U_y 、 U_z 和 U_{M_z} 四路电压, 对应检测 X 、 Y 、 Z 和 M_z 四个方向的力/力矩。

第 4 章 机器人置针状态识别方法

4.1 引言

机器人置针状态识别是指通过不同的传感器、算法或机器视觉技术，识别机器人的置针过程是否正确、完成与否以及是否存在故障或偏差。在工业自动化、医疗领域等使用机器人进行置针任务时，准确识别置针状态是至关重要的。机器人置针状态的识别方法主要依赖于机器视觉、传感器技术、数据分析等手段。不同的应用场景可能采用不同的识别策略，目的是确保置针操作的精准和安全。随着技术的不断发展，结合人工智能和深度学习的多传感器融合方法在这方面得到了广泛应用。

4.2 YOLOv8 目标检测算法

YOLOv8(You Only Look Once Version 8)是 Glenn-Jocher 在 2023 年提出的开源算法，支持图像分类、目标检测和实例分割任务，其核心目标是以极高的速度和精度完成物体检测任务，尤其适合实时应用^[54]。YOLOv8 是继 YOLOv5 和 YOLOv7 之后的最新版本，其一些关键特征和优化点如下：

1) SOTA 模型。YOLOv8 在 YOLOv7 的基础上提供了一个全新的 SOTA 模型，包括基于 YOLACT 的实例分割模型以及 P5 640 和 P6 1280 分辨率的目标检测网络，另外也提供了 N/S/M/L/X 五种不同尺度大小的模型。

2) Backbone。经过对比，YOLOv8 模型在物体识别方面效果更好，使用梯度流更丰富的 C2f 结构代替了原本的 C3 结构，大幅提升了模型性能。

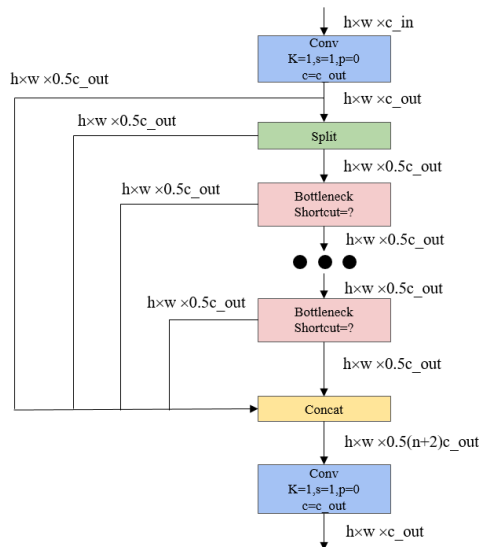


图 4-1 c2f 结构图

3) Head。在 Head 部分，具体有两大优化改进。一是将分类与检测的 Head 分离，使用目前主流的解耦头结构 (Decoupled-Head)。二是同时把 Anchor-Based 换成了 Anchor-Free。

4) Loss。YOLOv8 使用了全新的 Task-Aligned Assigner 正负样本匹配模式，并且引入 Distribution Focal Loss (DFL)。回归损失包括左侧 DFL 和右侧 DFL，左侧 DFL 计算时，通过对目标向下取整得到左侧整数，然后将左侧整数加 1 得到右侧整数。根据目标与左右整数的差值计算权重，将左右侧目标和预测分布作为输入，使用交叉熵损失函数计算左侧 DFL 和右侧 DFL 损失。最后，将左右损失乘以相应的权重，并取平均得到回归损失。

$$\text{DFL}(S_i, S_{i+1}) = -((y_{i+1} - y) \log(S_i) + (y - y_i) \log(S_{i+1})) \quad (4-1)$$

其中 S_i 是网络的 sigmoid 输出， y_i 和 y_{i+1} 是区间顺序， y 是标签值。

A、训练阶段：以回归 left 为例，目标的 label 转换为 ltrb 后， $y = (\text{left} - \text{匹配到的 anchor 中心点 x 坐标}) / \text{当前的下采样倍数}$ 。

B、推理阶段：因为没有 label，直接将 16 个格子进行积分（离散变量为求和，也就是期望），结果就是最终的坐标偏移量（再乘以下采样倍数+匹配到的 anchor 的对应坐标）。

通过把分类与回归的分数加权之后选择正样本：

$$t = s^\alpha \times u^\beta \quad (4-2)$$

其中 s 是对应的预测分值， u 是预测框和 GT 框的 iou

5) Train。YOLOv8 的训练过程相较于上一代 YOLOv7 而言，对 DFL 中的积分表示 bbox 形式进行了解码，使其变成 4 维度 bbox。Head 部分有 6 个尺度的输出和回归特征图，shape 值分别为 (b, 8400, 80), (b, 8400, 4)，模型推理过程如图 4-2 所示。

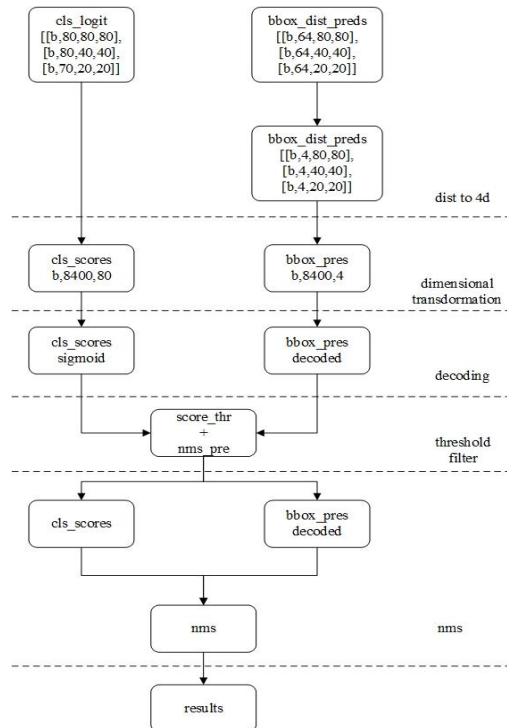


图 4-2 模型推理过程

随着研究的深入，YOLOv8 在更多应用场景中展现其强大的性能。相比 YOLOv5，

YOLOv8 在保持实时性的同时，也实现了更高的检测准确率。本文使用 YOLOv8 模型进行穿刺力和穿刺针位置进行融合识别，具体流程如图 4-3 所示。

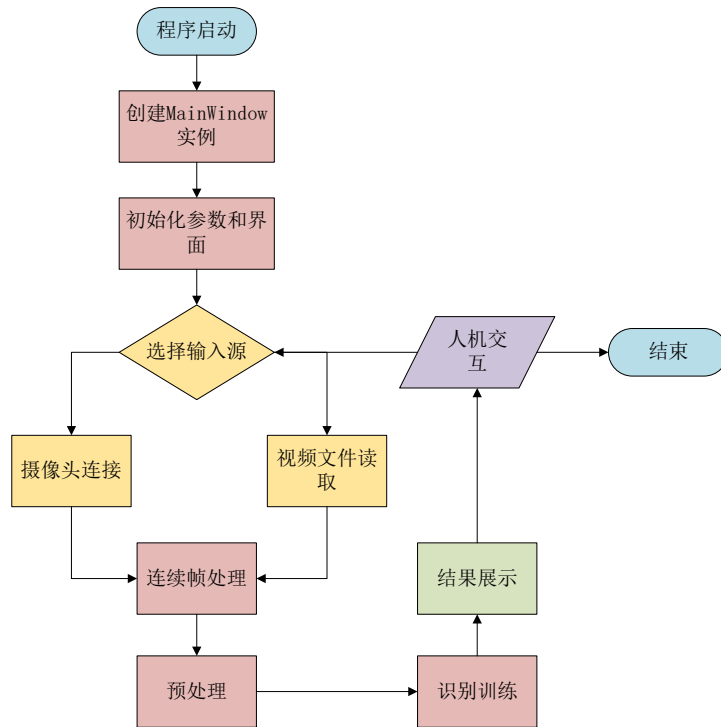


图 4-3 识别流程图

4.2.1 基于注意力机制的目标检测

随着深度学习领域的不断发展，一些注意力机制被引入到机器学习领域中，特别是在计算机视觉（CV）方面。在传统的神经网络中，输入的信息通常是平均处理的，不同部分的信息并未得到显式的加权。然而，很多任务的输入数据是多维度的，注意力机制使得模型在处理某些任务时能够更关注重要的部分，帮助模型捕捉长距离的依赖关系，避免对不相关信息的过度依赖，从而提高模型的表现。

通过对图像的不同部分施加不同程度的关注，模型能够更好地捕捉到目标物体的关键特征，这有助于提高目标识别的精准性。一般情况下，可以将现存的注意力机制分为三种：(1)通道注意力机制：一种针对卷积神经网络（CNN）中的通道维度进行优化的注意力机制。通过对每个通道的重要性进行建模，动态地调整每个通道的输出，从而提升模型的表达能力，例如 SENet 通道注意力机制^[49]。(2)空间注意力机制：通过为每个位置分配一个权重来调整网络的“注意力”集中在哪些区域上，从而提高网络的性能，例如 SAM 空间注意力机制^[55]。(3)混合域注意力机制：兼顾通道注意力机制和空间注意力机制，例如 BAM，CBAM 注意力机制^[56]。

GAM（Graph Attention Mechanism）注意力机制是一种用于图神经网络（GNNs）中的注意力机制，它通过为图中的节点分配不同的权重，从而提高信息传播和节点表示的学习能力^[57]。节点间的关系可能是非均匀的，不同的邻居节点对当前节点的影响程度是不同的。为了更好地捕捉这种非均匀关系，GAM 通过为每个邻居节点分

配一个学习到的注意力权重，来决定对目标节点表示的重要性。

GAM 通过引入一个注意力层，在图的每一对相邻节点之间计算注意力权重。具体来说，对于每一条边（节点 i 和节点 j 之间的边），GAM 会计算一个注意力系数来表示节点 j 对节点 i 的影响力。这个注意力系数是通过学习得到的，并且是动态变化的，不同的节点对同一邻居节点的影响程度可能不同。GAM 的工作流程可以分为以下几个步骤：

(1) 注意力系数：对于每对相邻节点 i 和 j ，首先计算它们的注意力系数。常见的计算方法是通过节点特征进行线性变换和非线性激活来计算注意力系数：

$$\alpha_{ij} = \text{Attention}(W \cdot h_i, W \cdot h_j) \quad (4-3)$$

其中， h_i 和 h_j 是节点 i 和 j 的特征向量， W 是一个学习到的权重矩阵， α_{ij} 是节点 i 和 j 的注意力权重。

(2) 归一化注意力系数：为了确保不同节点的注意力权重总和为 1，通常采用 softmax 归一化方法。对于节点 i ，所有相邻节点的注意力权重会通过 softmax 函数归一化：

$$\alpha_{ij}^{norm} = \frac{\exp(\alpha_{ij})}{\sum_{k \in N(i)} \exp(\alpha_{ik})} \quad (4-4)$$

其中， $N(i)$ 表示节点 i 的邻居节点集合。

(3) 加权邻居信息聚合：通过注意力权重对邻居节点的特征进行加权聚合，节点 i 的最终表示可以表示为：

$$h_i^{new} = \sigma \left(\sum_{j \in N(i)} \alpha_{ij}^{norm} W \cdot h_j \right) \quad (4-5)$$

其中， σ 是一个非线性激活函数（如 ReLU）， W 是一个可训练的权重矩阵。

4.2.2 改进方法

本文使用最新的图像处理模型 YOLOv8 进行处理学习，检测头使用了 anchor-free+Decoupled-head，损失函数使用了分类 BCE、回归 CIOU+VFL（新增项目）的组合，框匹配策略由静态匹配改为了 Task-Aligned Assigner 匹配方式。

由于力波形图的特殊性，单独使用 YOLOv8 模型进行检测效果并不理想，添加一种全局注意力机制(GAM)，如图 4-4 所示，它保留了空间和通道信息之间的关联，从而提高了模型的预测性能。

$$\begin{cases} F_2 = M_c(F_1) \otimes F_1 \\ F_3 = M_c(F_2) \otimes F_2 \end{cases} \quad (4-6)$$

其中 F_1 为输入特征， F_2 为中间特征， F_3 为输出特征。

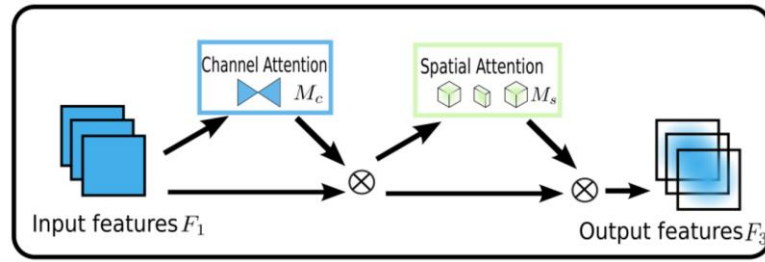


图 4-4 GAM 网络结构图

如图 4-4 所示，在 YOLOv8 的 backbone 下添加了一个 GAM 层，它包含了通道注意力和卷积空间注意力两个子模块。在通道注意力处理中，首先对输入特征图进行最大池化和平均池化，然后经过多层感知器（MLP）进行处理，最后通过 Sigmoid 激活函数处理，模型结构如图 4-5 所示。

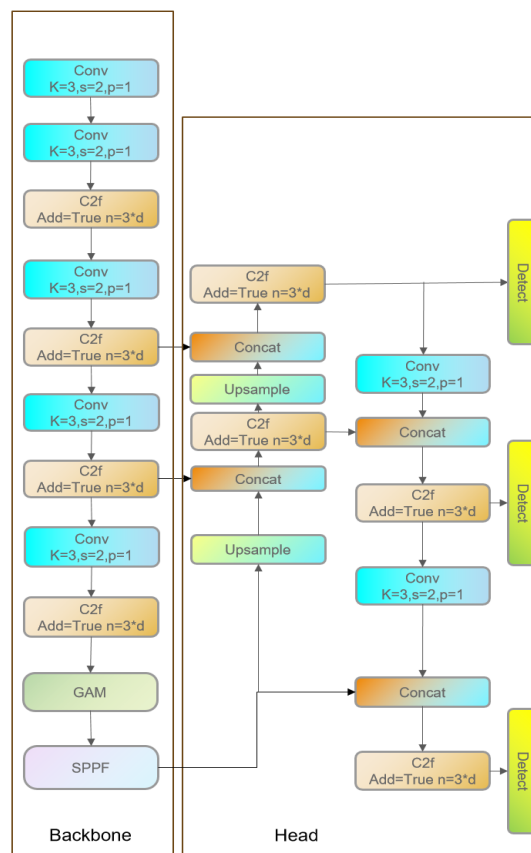


图 4-5 模型结构图

GAM 与 Transformer 中的自注意力机制类似，但有一个重要的区别是 Transformer 中的自注意力是在所有输入的词之间计算注意力，而 GAM 是在图中的节点之间计算注意力。此外 GAM 使得每个邻居节点对目标节点的影响力是动态学习的，而不是固定的，这使得图神经网络在处理复杂的图结构时能够表现得更为灵活。GAM 只在节点的局部邻域内进行注意力计算，这使得它在图数据中具备了高效的传播能力，能够捕捉到节点间的复杂关系。

4.3 力模式的穿刺分类方法

不同的人体组织呈现出复杂的组织结构，在前列腺穿刺手术过程中，穿刺针需要连续穿刺不同的人体组织，此时穿刺力也会发生连续变化^{[57][58]}。一般前列腺治疗手术中，穿刺针需要连续穿刺人体表皮、会阴和前列腺等组织。为了提高手术的成功率，粒子植入机器人需要一种具有穿刺力感知的术中控制功能。如果粒子植入机器人配备了穿刺力感知系统，那么它就会知道穿刺针是否刺穿前列腺，目标位置是否到达。

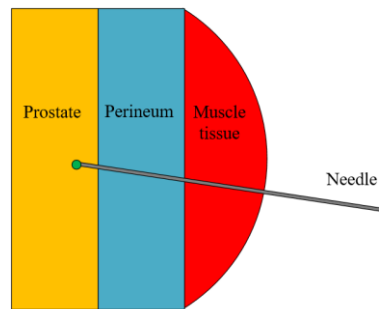


图 4-6 穿刺示意图

在图所示的例子中，如果穿刺针到达目标点（绿点），那么在到达目标前穿刺针一定会经过会阴，并刺破前列腺表面。另一方面，如果没有检测到前列腺穿刺，那么穿刺针一定未达到术前设定的位置（绿点）。

对于力模式数据集的制作，本文传感器采用的是电阻应变片式采集弹性梁的应力，设计出相应的采集电路，运用恒流源电桥转换电路，高精度信号放大电路和数模转化电路，实现了穿刺力在线精确采集，如图 4-7 所示。

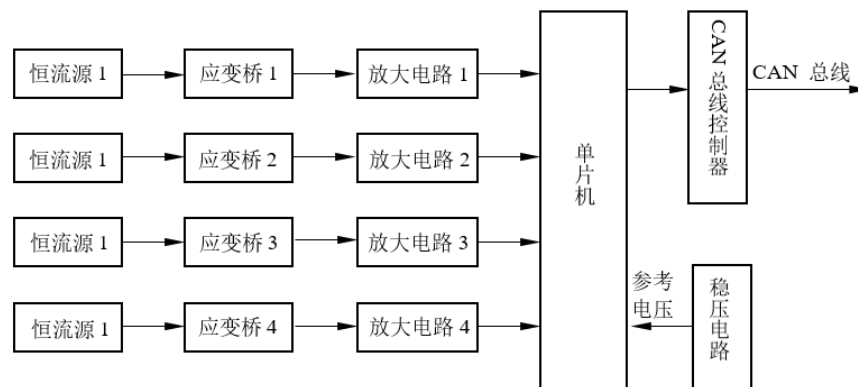


图 4-7 穿刺力信号检测和放大电路组成

由于针头与组织的相互作用，当针头插入组织时，会出现不同的插入力模式。如图 4-8 所示为不同组织的穿刺力图像。如果理解了每一个模式的含义，那么通过大量的深度学习训练，当出现一个特定的插入力模式时，系统就会自动判定是何种模式，然后根据该信息来评估当前的穿刺状态，修改或遵循预定的穿刺计划。

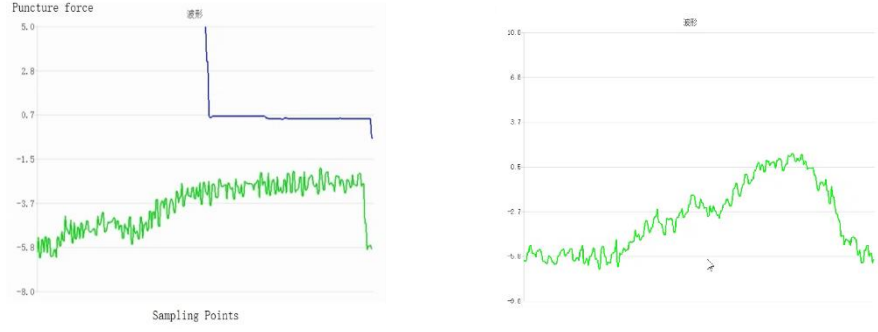


图 4-8 穿刺力波形图

把事件称为特定类型的组织穿刺，因此事件分类可以看作是一种组织分类问题。通过穿刺实验表明，不同类型的组织在进行穿刺后会产生不同的穿刺力分布方式。对于肝脏穿刺实验，有两种不同的事件：肝组织切割和病变组织穿刺。本文使用二分贝叶斯分类器进行分类。贝叶斯分类器利用贝叶斯公式计算给定随机变量 x 下 ω_i 的概率。

$$P(\omega_i | x) = \frac{p(x | \omega_i) P(\omega_i)}{\sum_{i=1}^k p(x | \omega_i) P(\omega_i)} \quad (4-7)$$

其中 ω_i 是指包含 x 的一个类别， ω_1 表示肝组织切割， ω_2 表示病变组织穿刺， $P(\omega_i)$ 是先验概率。

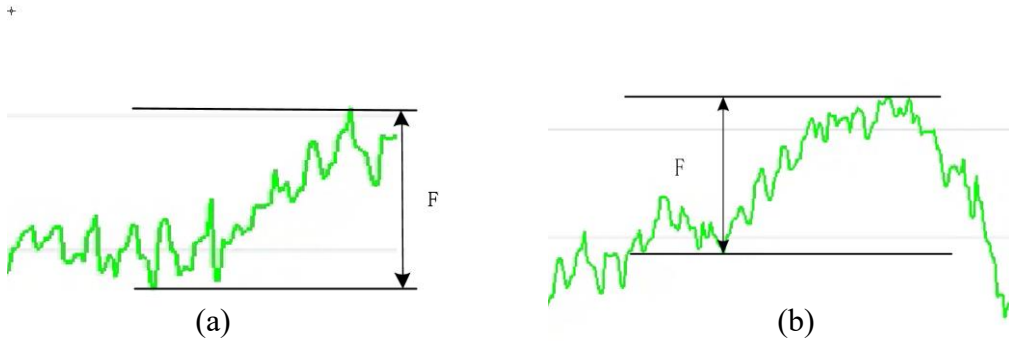


图 4-9 穿刺力分类:(a)肝脏组织穿刺曲线;(b)病变组织穿刺曲线

当检测到穿刺过程时，计算该穿刺力属于每个类别的概率，最后该事件被分类为概率最高的类别。所选类别由最高后验概率表示，该概率通常表示为：

$$g(x) = (\ln p(x | \omega_1) + \ln P(\omega_1)) - (\ln p(x | \omega_2) + \ln P(\omega_2)) \quad (4-8)$$

通过这种方法，有比传统穿刺力检测更高的精度，即使在穿刺过程中发生组织变形并且目标移动，使用该方法也能将针头放入所需的位置。

为了控制性能，获取训练模型，本文对以下组织进行了穿刺实验。表 4-1 给出了不同类型组织、穿刺力、穿刺针直径下的平均穿刺力效果。从表中可以清楚看出不

同组织之间的差别^[59]。

表 4-1 不同组织穿刺力反馈效果

组别	穿刺组织	穿刺针直径(mm)	穿刺针速度(mm/s)	平均穿刺力(N)
1	病变组织	1.5	2.33	8.46
2	肝脏	1.5	2.33	5.46

当穿刺针插入人体时，由于针头于组织之间的相互作用以及组织结构的不同，会出现不同的穿刺力模式，如图 4-10 所示。通过图像处理和深度学习，能够在特定模式下识别分类每一种穿刺力模式，从而根据这些信息来判断当前的穿刺状态，制定计划。

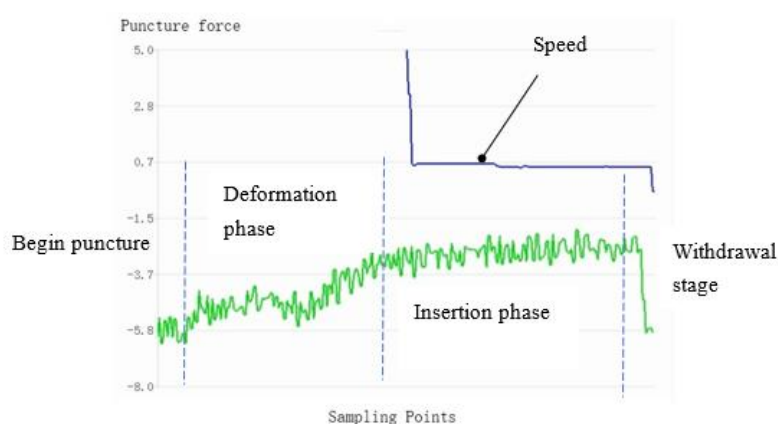


图 4-10 肝脏组织穿刺力

4.4 图像模式的穿刺分类方法

在粒子植入手术中，准确判断穿刺状态对于手术的成功至关重要。YOLOv8 作为一种先进的目标检测与分类模型，具有快速、准确的特点，能够有效对粒子植入穿刺过程中的各类状态进行分类识别，辅助医生及时了解手术进展并做出正确决策。

在粒子植入手术过程中必须实时检测穿刺针和人体内各器官的位置，避免因针尖位置改变而造成其他组织的损伤。使用 YOLOv8 模型可以识别分类各器官模型，同时动态监控针尖位置，判断穿刺针是否按照预定轨迹进行穿刺，是否到达靶点。输入图像经过预处理后进行特征提取，训练过程中使用这些特征建立分类模型，测试时将提取到的特征与数据库中的类别特征进行匹配，根据匹配度输出类别判别结果。具体流程如下：

(1)数据预处理。由于临床组织穿刺手术的特殊性，目前暂没有公开数据集。本文采用假体组织模型，构建关于穿刺针、血管、肿瘤等模型的自建数据集。对标注好的图像开展一系列增强操作，包括随机旋转（如 $\pm 15^\circ$ 范围内旋转）、水平与垂直翻转、不同比例缩放（如 0.8-1.2 倍缩放）以及随机裁剪等，模拟多样的穿刺角度与场景。同时，灵活调整图像亮度（ $\pm 20\%$ 范围调整）、对比度（ $\pm 15\%$ 范围调整）、饱和

度（ $\pm 10\%$ 范围调整）等参数。最后，依据 70%、15%、15% 的比例，将预处理后的图像数据集划分为训练集、验证集和测试集。

(2)数据标注。利用专业的图像标注工具 LabelImg 对采集到的图像进行细致标注。在标注过程中，针对穿刺针及相关状态，定义不同的类别标签，如“穿刺针”、“血管”、“肿瘤”等模型。

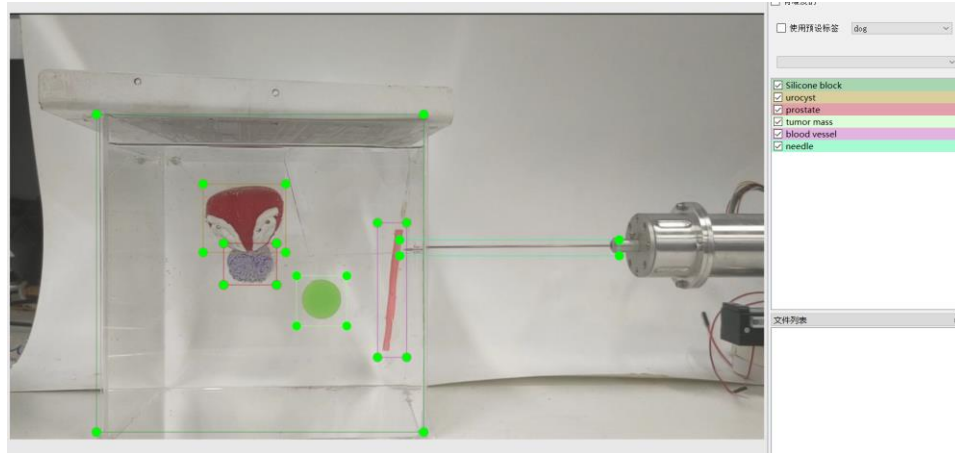


图 4-11 Labelimg 标注过程

(3)模型训练。借助深度学习框架 PyTorch 搭建 YOLOv8 训练环境。使用 CUDA（用于 GPU 加速，提升训练效率）、cuDNN（深度学习加速库，进一步优化计算性能）等依赖库，充分发挥硬件资源优势，显著缩短训练时长。

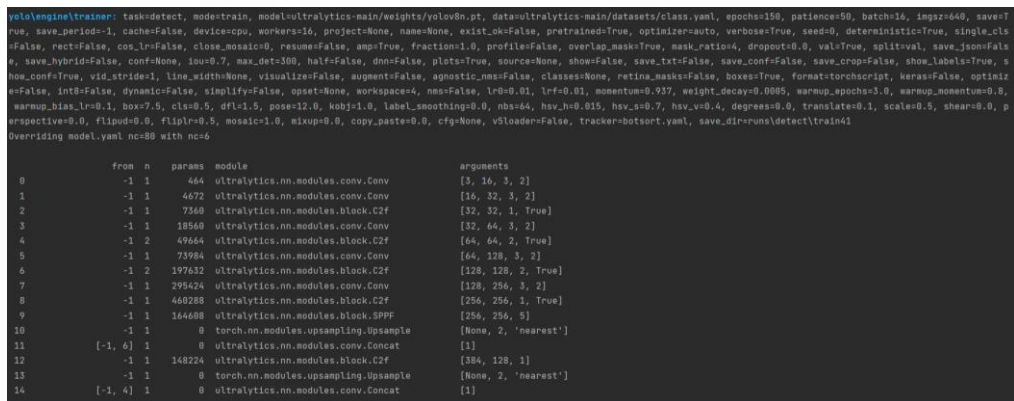


图 4-12 模型训练

将训练好且经过优化的 YOLOv8 模型集成到粒子植入手术机器人的控制系统中。在手术过程中，实时采集穿刺区域的图像，通过模型快速对穿刺状态进行分类识别。识别结果实时反馈给医生，医生可根据分类结果及时调整穿刺操作，如当模型检测到穿刺针偏离路径时，医生可立即停止进针，重新规划路径，确保粒子植入手术的精准性和安全性。

4.4 小结

本章结合机器人识别策略的应用场景，针对粒子植入手术的局限性，提出了一种机器人置针状态识别方法，获得的主要结论如下：

(1) 考虑到图像识别过程的多尺度特征问题，基于特诊识别的注意力机制，在 YOLOv8 模型的 backbone 下添加了一个 GAM 层，增强了对小目标的识别和定位精度。

(2) 利用贝叶斯分类器计算给定随机变量的概率，从而确定不同类型的组织的不同穿刺力分布方式，进而过大量的深度学习训练，判定出是何种插入力模式。

(3) 基于改进的 YOLOv8 模型，通过数据预处理、数据标注以及模型训练后，可以实现识别分类各器官模型、动态监控针尖位置、判断穿刺针是否按照预定轨迹进行穿刺以及穿刺是否到达靶点等功能。

第5章 机器人靶向置针实验系统搭建与结果分析

5.1 引言

拟人化手法的进针运动策略需符合标准的临床设置模式，在不改变放射外科医师操作范式下，机器人能实现反复牵拉、抖振以及捻转操控效果。采用接触断裂力学理论和实验分析手段，研究模型的本构关系，结合试验探寻旋转以及直线组合进针机理。同时研究直线进针速度、旋转速度等运动参数，对模型变形、位移以及针尖偏转作用规律。研究量化模型下的进针行为规律，设计拟人化手法的机器人进针运动策略。

5.2 实验系统搭建

放射性粒子植入机器人具有准确定位和粒子植入等功能，该系统在满足手术所需功能的基础上，还应结构简单、易于控制。本文采用模块化设计，模块化设计不仅实现了所需的全部功能，而且简化了设计过程，提高了结构设计的效率。穿刺力检测传感器和放射性粒子植入机器人采用一体化设计，如图 5-1 所示。包括机械臂、粒子植入装置、六维力传感器、STM32F4 单片机开发板、计算机、24V 电源，实验设备如表 5-1 所示。机器人末端的有效运动距离 200mm，最大运动速度为 180mm/min。

表 5-1 实验设备

设备名称	型号	数量
粒子植入机器人		1
6自由度机器人	RM65-B	1
六维力传感器及分析系统	Smart300	1
单片机开发板	STM32F407	1
工业相机	micro USB2.0	2
深度学习卡	NVIDIA RTX3060	1
直流伺服驱动	K2-5006-1	2
直流稳压电源	24v 120W	1
硅胶模型	200*200*200mm	1

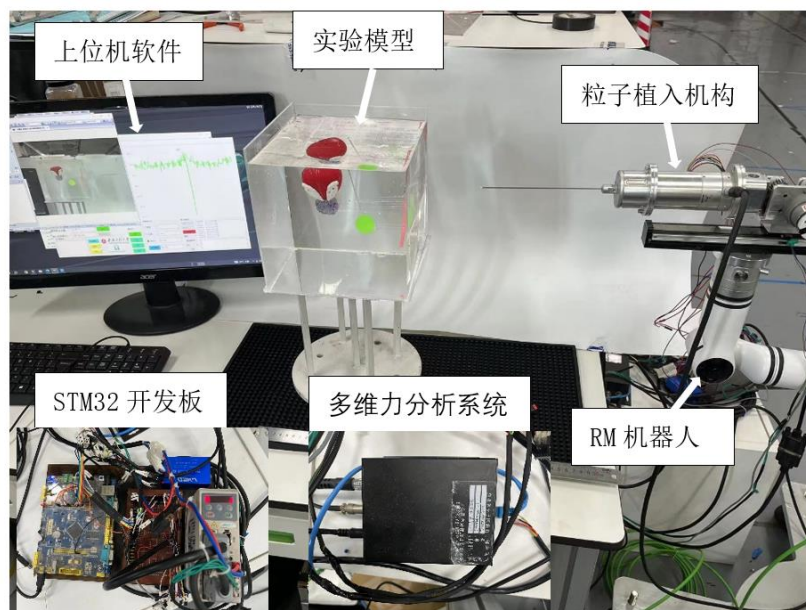


图 5-1 机器人置针实验平台

5.2.1 硬件设备选型

(1) 协作机器人

串联机器人一般由三个连杆通过转动关节串联而成，运动空间较大，应用场合广泛^{[59][60]}。为了验证所设计的放射性种子植入机器人的穿刺效果，将粒子植入机器人安装在 RM 机械臂的末端，以完成不同位置的穿刺效果，如图 5-2 所示。

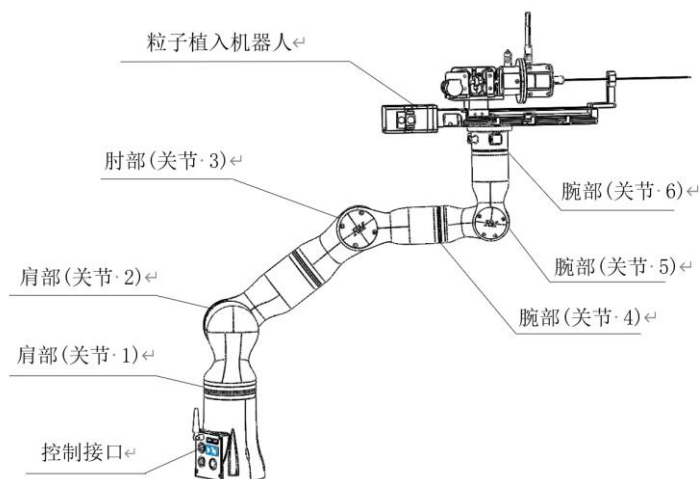


图 5-2 粒子植入机器人整体结构

协作机器人在底部装有关节和集成控制器。通过控制机器人每个关节变换相应的角度，可以将机器人末端工具移动到不同的空间位置。机器人的具体参数如表 5-2 所示。

表 5-2 机器人参数表

参数	值
自由度	6
有效载荷	5kg
本体重量	7.2kg
重复定位精度	$\pm 0.05\text{mm}$
工作半径	610mm
关节活动范围	J1 $\pm 178^\circ$ 、J2 $\pm 130^\circ$ 、 J3 $\pm 135^\circ$ 、J4 $\pm 178^\circ$ 、 J5 $\pm 128^\circ$ 、J6 $\pm 360^\circ$ 、
关节最大速度	J1~J2 180 $^\circ/\text{s}$ J3~J6 225 $^\circ/\text{s}$

(2) 粒子植入机器人

如图 5-3 为粒子植入机器人，主要由内针驱动模块、外针旋转模块、外针驱动模块以及力传感器模块四个模块组成，含有两个伺服电机和两个直流电机，机器人底座联接法兰与协作机器人末端联接。

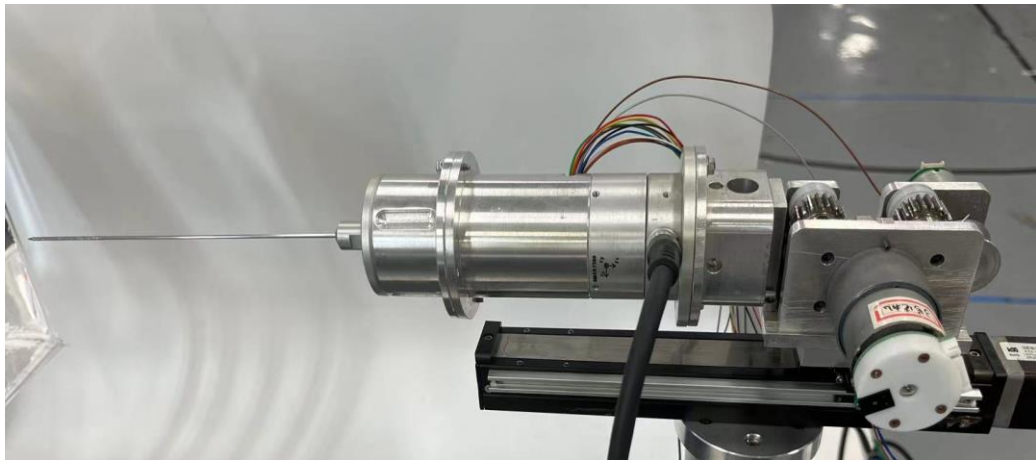


图 5-3 粒子植入机器人

(3) 多维力分析仪

针刺过程中，需精确控制进针力度。力过大会损伤组织，力小则无法达到预期针刺效果。六维力传感器能实时感知三维空间的力和力矩，让置针结构依据反馈精确调整进针力度，确保针刺安全有效。如图 5-4 所示，由六维力传感器本体、电源适配器、电源极性检测器、网线、220V 电源线等配件组成；量程：Fx、Fy:20N；Fz:40N；Mx、My:15Ncm；Mz: 30Ncm；综合精度： $\leq 1\%F.S$ 1%F.S（包括非线性、迟滞性、重复性）。



图 5-4 多维力分析仪

(4)STM32F407 开发板

如图 5-5 所示，由开发板本体、24V 直流电源以及滤波器组成，开发板主频最大为 168MHz、包含 114 个 IO 口、3 个 12 位 AD、2 个 12 位 DA、17 个通信接口，能够满足粒子植入机器人的编程控制需求。

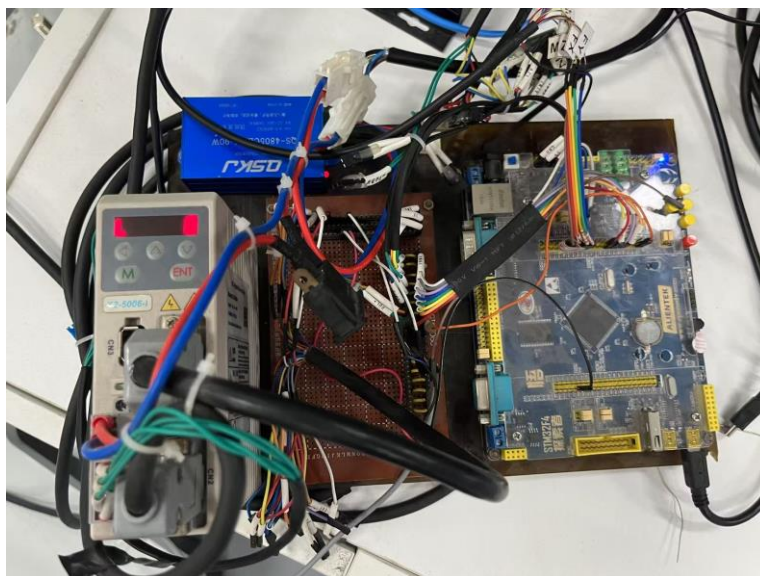


图 5-5 STM32F407 开发板

(5)24/48V 直流电源

如图 5-6 所示，选择 AUBO-CB-AGV-P 型直流电源，输出电压 24/48V，频率 50/60Hz，动态响应时间 100 μ s，电压稳定时间上升阶段小于 150ms，下降阶段小于 550ms，该电源的尺寸为 200mmW*250mmH*300mmD，重量 8.8kg。



图 5-6 24/48V 直流电源

5.2.2 软件系统搭建

为了验证控制策略的有效性，搭建了机器人靶向置针实验系统平台，分析置针精度和置针状态反馈的控制特性。软件系统由两个部分组成，首先是粒子植入机器人与上位机之间的通讯链接。使用跨平台的 C++ 图形用户界面应用程序 Qt，实验中，通过 USB 串口进行通讯，数据采集卡采集到的数据通过 USB 串口反馈到上位机。



图 5-7 上位机控制/采集界面

图 5-7 为使用 Qt 软件搭建的粒子植入机器人靶向置针控制系统的界面，主要由图像显示窗口、穿刺力采集、速度采集、位置显示、串口通讯栏、控制操作区等组成，可实时监测置针过程中穿刺针速度、位置、穿刺力状态。

其次，建立 RM 机械臂与上位机通讯，如图 5-8 所示，利用 MoveJ 生成运动轨迹，系统会对输出的位置姿态信息和关节角度等数据进行精细处理，随后将处理好的信息精准传输至 RM 机械臂。同时，保障了信息传输的可靠性与实时性，为下一节置针实验提供了实验基础。

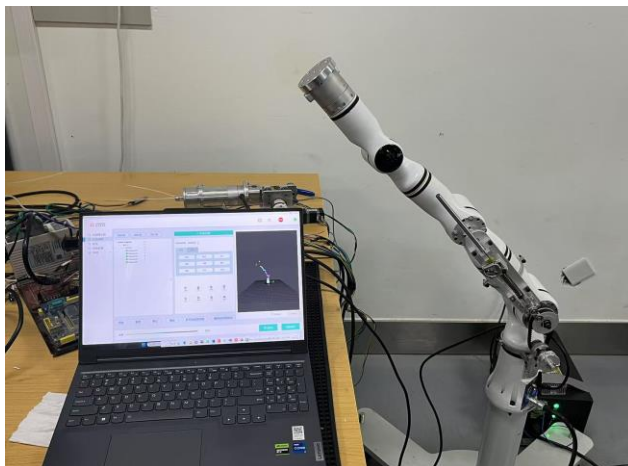


图 5-8 机械臂与上位机通讯

5.3 置针实验方案设计

放射性粒子植入手术是非常精细且需要多次重复植入粒子的手术，医生将放射性粒子植入多次重复植入到靶点中，完成所有靶点的粒子植入。因此，可以按照临床手术标准分为以下几个步骤：

- (1) 穿刺外针刺穿组织到达靶点位置；
- (2) 将放射性粒子放入穿刺外针管壁中；
- (3) 穿刺内针推动粒子到达靶点位置；
- (4) 穿刺针离开靶点位置，单次植入过程结束；

5.3.1 旋转进针穿刺方法

在软组织穿刺过程中，旋转穿刺的主要目的是提高穿刺定位的准确性。根据本文第二章所述，机器人在进行软组织穿刺时，穿刺针会受到软组织较大的摩擦力。因此，穿刺机器人则需要提供一定的穿刺力才能保证穿刺针顺利进入软组织内部。同时根据第二章的理论分析表明，直接插入的穿刺方式在进行软组织穿刺时，会使得穿刺针产生较大的挠度，穿刺精度低。所以，有必要对传统的穿刺方法进行分析，以减小穿刺针进入软组织时的偏转角，提高穿刺精度。

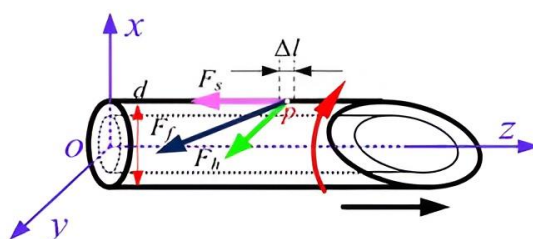


图 5-9 旋转穿刺模型图

圆周旋转穿刺软组织是通过均匀的圆周旋转来增加穿刺针的圆周摩擦力，减少其轴向摩擦，达到减小穿刺针进入软组织的偏转角度的目的，从而完成软组织穿刺

手术的精确定位，如图 5-9 所示。

在 $oxyz$ 坐标系中， Δl 为穿刺针轴线上一个单元， p 是单元内的一个点， F_s 是 p 点沿 z 轴方向上的摩擦分量， F_h 是 p 点的周向摩擦分量， F_f 是 p 点出的摩擦合力， d 为穿刺针直径。

从图 5-9 可以看出，穿刺针在 $oxyz$ 坐标系下沿 z 轴进行插针和旋转。在忽略针尖与软组织产生的切向力和刚度力的情况下，在穿刺针轴表面设置一个微单元为 Δl ， Δl 中的点 p 表示整个微单元的受力。当穿刺针以恒速（恒功率条件下）进入软组织时，进入组织的穿刺针上的摩擦力可以表示为：

$$\sum F_f = \pi d \int_0^l \sqrt{F_s^2 + F_h^2} \Delta l \quad (5-21)$$

通过对上式分析可知，通过旋转穿刺针的方法可以有效降低穿刺针在穿刺软组织时受到的轴向摩擦力（穿刺阻力），提高穿刺精度。

5.3.2 进针反馈决策模型

采用离散事件动态理论，建立基于事件触发的扩展 Moore 机器人进针行为决策模型，如下：

$$SAM = (X, Y, E, f, I, g, X_0, X_f) \quad (5-22)$$

式中：

X —粒子植入过程一系列手术状态；

Y —进针过程一系列主动策略，主动策略与定义手术状态一一映射关系；

E —粒子植入过程一系列触发手术状态转换的事件；

$f: X \times E \rightarrow X$ 是状态转移函数： $f(x, e) = x$ ，通过事件 e 触发，是一个偏函数；

$I: X \times E \rightarrow 2X$ 是交互函数， $I(x, e) = [x_0, x_1, \dots, x_k]$ ，存在一些转换函数标签，被同一事件 e 触发状态 x 转换到 x_0 或者 x_1 或者 x_k ，转换概率先是 x_0 ，并以此类推；

$g: X \rightarrow Y$ 是输出函数， $g(x) = y$ ，输出 y 可归属于手术状态 x ，也是一个偏函数；

X_0 —粒子植入过程 SAM 初始状态；

X_f —粒子植入过程 SAM 终止状态，可能包含紧急转状。

针对临床截石位前列腺靶向粒子植入手术，手术入路涉及到两层主要软组织膜穿刺的解剖结构特征，包括会阴软组织膜穿刺、前列腺被膜穿刺解剖结构（硅胶、血管、骨骼制备的假体模型）。采用扩展 Moore 行为决策模型、软组织膜穿刺过程量化模型，初步定义一个运动周期内关键的进针状态框架， $X = \{X_1, X_2, X_3, \dots, X_{11}\}$ 。

描述如下：靶向置针系统进针开始（ X_0 ）、进外针（ X_1 ）、针尖接触到会阴处表皮前（ X_2 ）、针刺会阴表皮破裂及扩展阶段（ X_3 ）、穿刺遇到耻骨（ X_4 ）、穿刺遇到动脉血管（ X_5 ）、针尖达到靶点（ X_6 ）、进内针注射粒子阶段（ X_7 ），退外针直至离开会阴表皮（ X_8 ）、退内针直至离开会阴表皮（ X_9 ）、靶向置针系统复位（ X_{10} ）、结束（ X_{11} ）。

5.4 置针实验测试与结果分析

在前几章的基础上，建立了一个面向手术应用的实验性粒子植入机器人靶向置针系统。对机器人系统进行了校准，以提高机器人系统末端的绝对定位精度。最后，为了验证本文高精度置针方法的有效性，完成了传统穿刺、旋转混合穿刺的置针实验、多模态穿刺感知实验、进针反馈控制实验。

5.4.1 旋转进针精度及软组织缩进实验

(1) 旋转进针精度实验

当针未接触到硅胶时，图像处理不工作，编码器数据未经过校零。力传感器数据发生突变，此时针尖接触到硅胶表面，编码器和图像定位较零。与此同时，相机获取到针尖位置图像，图像处理模块扫描、确定穿刺针针尖位置。编码器计算的坐标值和图像定位出的坐标进行同步处理，完成针尖位置跟踪。

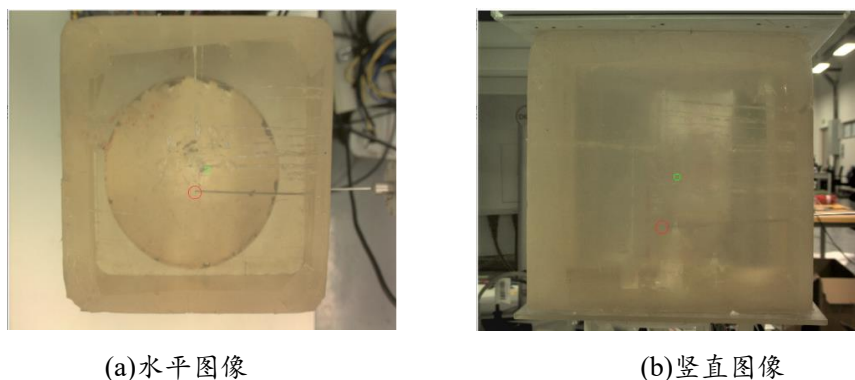


图 5-10 硅胶模型穿刺

上位机发出穿刺指令，此时穿刺针向前位移，进入双目相机图像视野后，图像系统开始识别针尖位置并开始跟踪针尖位置。取两个二维坐标，利用三角变换原理，计算出针尖的空间位置。再根据已知的硅胶假体位置，求出穿刺针在硅胶内部的坐标。

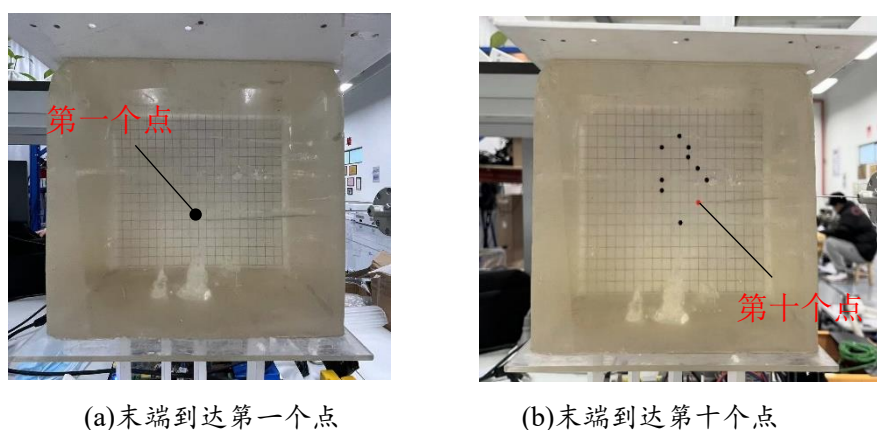


图 5-11 进针精度实验

为了验证旋转穿刺软组织控制方法的合理性，将直接穿刺方法与旋转穿刺方法进行比较实验，其中旋转穿刺又分为 5r/s、20r/s、40r/s 三组对照实验。本文进行了

10 组对照实验，同时记录该点在相对坐标系下的位置，如图 5-11 所示。

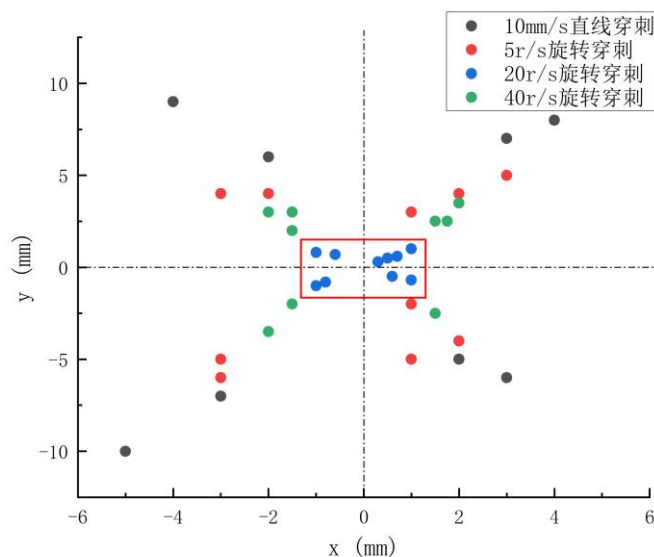


图 5-12 机器人重复定位精度

根据统计文献[62]-[65]，现有粒子植入机器人穿刺仿生 PVA 水凝胶时，其穿刺精度一般为 0.3mm-3mm。因此，从图 5-12 可以看出，旋转穿刺方法能够满足穿刺精度要求，且在 40r/s 转速下精度提升明显，纵向 x 精度为-1.35mm-1.40mm，横向 y 精度为-1.12mm-1.70mm。在 y 方向定位误差较大与机械臂结构和穿刺误差有关。

(2) 软组织缩进实验

软组织通常指的是肌肉、脂肪、皮肤、血管等组织，它们在外部力的作用下可能发生压缩、扩张、拉伸、弯曲等形变。软组织在人体和动物体内执行着多种重要功能，具有较强的柔韧性和弹性。研究软组织的形变特性，可以帮助测量不同种类的软组织对外力的响应，从而为医学治疗和手术提供依据，可以用于验证和完善生物力学模型，进一步提升模拟仿真技术在临床中的应用。

根据放射性粒子植入机器人的设计要求，为了确保实验的准确性，需要选择一些具有代表性的动物组织作为检测对象（例如常见哺乳动物的肾脏）^[66]。根据表 5-4 所示的数据与文献中测量的患癌的前列腺组织的弹性模量进行对比^[67]，发现猪肾脏在室温下的弹性模量与前列腺癌患者的前列腺弹性模量最为接近，因此选用猪肾脏进行实验。

表 5-3 动物肾脏及人体前列腺弹性模量值

类别	数量	最大值（kpa）	平均值（kpa）
猪肾脏	30	82.92±19.32	72.82±16.72
牛肾脏	20	73.43±26.04	64.97±26.03
羊肾脏	16	58.35±11.83	40.36±13.54
马肾脏	6	70.20±17.65	40.36±13.54
鹿肾脏	4	61.57±20.21	40.36±13.54
人前列腺	-	88.76±19.32	72.82±16.74

在同样的进针条件下，使用猪肾脏进行 4 种不同旋转速度下软组织最大缩进实验，每组实验重复 5 次。具体穿刺实验方案如表 5-4 所示。

表 5-4 软组织缩进实验方案

实验常量	旋转速度（rpm/s）	实验对象	实验次数
18G 穿刺针，穿刺速度 10mm/s，进针深度 100mm	0	猪肾脏	每组重复 5 次
	5		
	20		
	40		

实验在 37℃（模拟人体内生理温度）条件下进行，实验用猪肾脏离体时间在两个小时内，运输过程中采用专用器官保存液以及抗凝剂低温保存，保持组织活性并防止血管内凝血，避免影响实验结果。实验中所使用的动物器官均来自合法的实验动物供应商，并按照 3R 原则进行设计，确保最大限度减少动物的痛苦。



(a)18G 穿刺针

(b)旋转进针

图 5-13 猪肾脏缩进实验

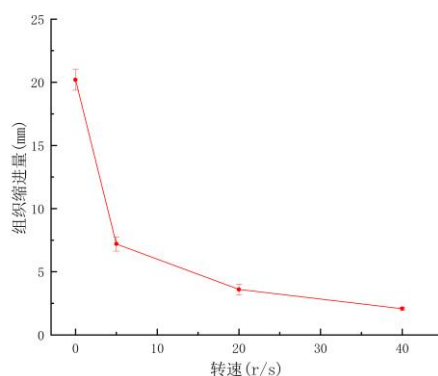


图 5-14 猪肾脏缩进量曲线

由图 5-14 所知，给定进针速度 10mm/s，当穿刺针转速达到 40r/s 后，在穿刺猪肾脏时，猪肾脏的最大缩进量减少了 17 ± 0.2 mm。随着旋转速度的不断提高，组织缩进量也随之减少。其中，在 0~20r/s 这个转速区间内，组织缩进量降低幅度较为明显，最大缩进量降低幅度为 79%。

5.4.2 多模态置针感知实验

选用硅橡胶作为模拟肌体组织，进行模拟穿刺。该材料由 A、B 胶 1: 1 混合而成，其中 A 胶主要成分为 40.1% 的乙烯基封端的二甲基、30% 的聚二甲基硅氧烷、29.9% 的水合二氧化硅。B 胶主要成分为 30.1% 的乙烯基封端的二甲基、30% 的聚二甲基硅氧烷、29.9% 的水合二氧化硅以及 10% 的氢基封端的二甲基。该材料与人体组织性能类似，我们在凝胶内部放入了血管、肿瘤、膀胱以及前列腺模型，用来进行穿刺实验。

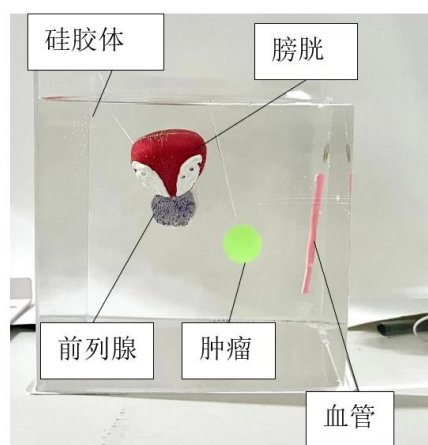


图 5-15 穿刺实验复合假体组织模型

(1) 基于力模式的感知实验

对于力模式数据集的制作，本文传感器采用的是电阻应变片式采集弹性梁的应力，设计出相应的采集电路，运用恒流源电桥转换电路，高精度信号放大电路和数模转化电路，实现了穿刺力在线精确采集。

为了突出改进效果，进行了三组对照试验，分别为 YOLOv8 在 200 个 Epoch 下、

YOLOv8 在 300 个 Epoch 下、改进后的 YOLOv8-GAM 在 200 个 Epoch 下的训练。由于 YOLOv8-GAM 模型在 200 个 Epoch 下，在 Epoch199 提前停止，所以未进行 300Epoch 对照试验。在对所有类别进行平均后，验证集的最佳性能得分如下：(a)精度=0.986±0.001；(b)召回率=0.916±0.001；(c)cmAp50=0.995±0.001；(d)mAp50-90=0.895±0.001，实验参数和性能分数如下表 5-5 所示。图 5-16 展示了 Precision-Recall 和 F1 曲线。

表 5-5 三种模型的实验参数和训练性能分数

模型	类别	P	R	mAP50	mAP50-95	Epoch
YOLOv8n	4	0.838	0.25	0.512	0.316	200
YOLOv8n	4	0.932	0.25	0.581	0.218	300
YOLOv8-GAM	4	0.986	0.916	0.995	0.895	200

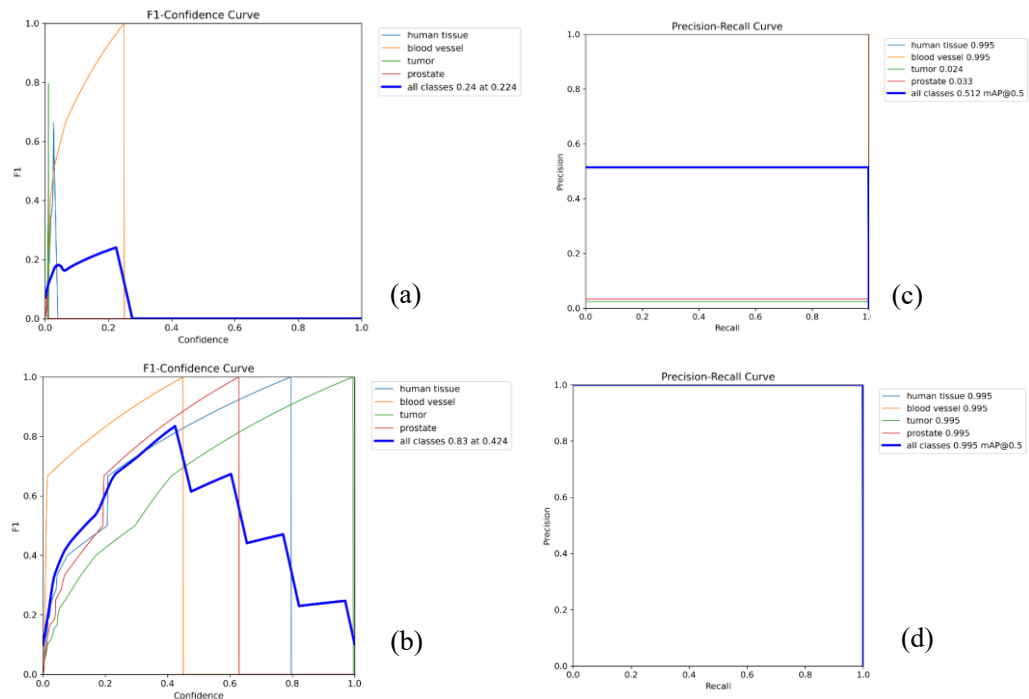


图 5-16 F1 曲线和 Precision-Recall 曲线：(a)YOLOv8n 的 F1 曲线；(b) YOLOv8-GAM 的 F1 曲线；(c) YOLOv8n 的 Precision-Recall 曲线；(d) YOLOv8-GAM 的 Precision-Recall 曲线

下面展示了实际对穿刺力模式的检测，经过测试，该模型不仅在静态的图片模式下可以识别出穿刺力模式，在对动态视频进行预测时也有较高的准确度。通过使用改进的 YOLOv8 模型，可以帮助高精度的我们区分不同的穿刺力模式，提高了粒子植入的可靠性。

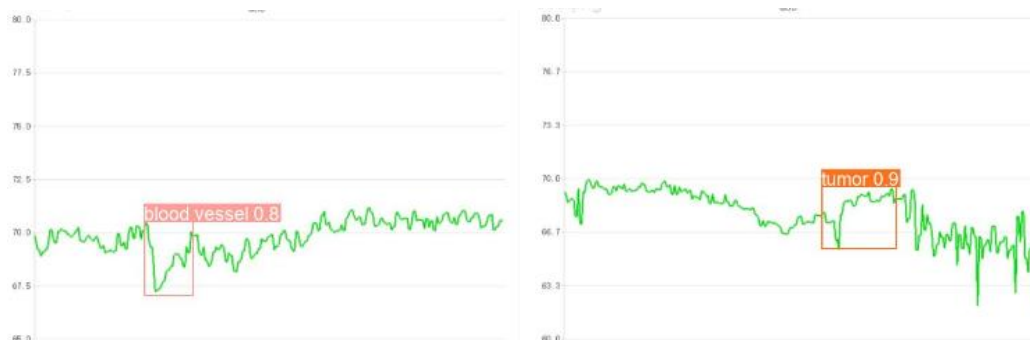


图 5-17 穿刺力感知结果

(2) 基于图像模式的感知实验

在进行图像模式穿刺实验时，同样进行了三次对比实验，分别为 YOLOv7、YOLOv8n 以及改进后的 YOLOv8-GAM 模型。在模型训练期间，在后 50 个时期没有明显改善后，在时期 198 停止。在对所有类别进行平均后，验证集的最佳得分如下：(a)精度= 0.939 ± 0.01 ；(b)召回率= 0.966 ± 0.001 ；(c)mAP50= 0.912 ± 0.001 ；(d)mAP50-95= 0.554 ± 0.001 。实验参数和性能分数如下表 5-6 所示。图 5-18 展示了 YOLOv8-GAM 模型的 Precision-Recall 和 F1 曲线。

表 5-6 三种模型的实验参数和训练性能分数

模型	类别	P	R	mAP50	mAP50-95	Epoch
YOLOv7	6	0.641	0.276	0.711	0.469	200
YOLOv8n	6	0.370	0.167	0.425	0.468	200
YOLOv8-GAM	6	0.939	0.966	0.912	0.554	200

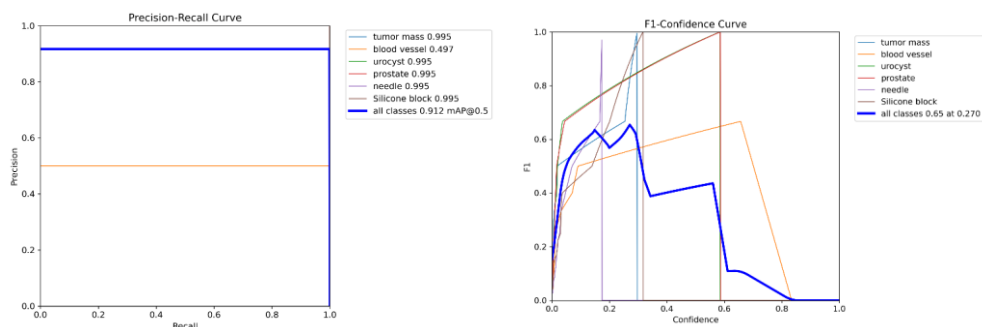


图 5-18 Precision-Recall 曲线和 F1 曲线

在进行检测后发现，该模型在动态下可以较好的识别不同的实验模型，且精度较高，未出现识别错误的情况。如下图 5-19 所示。

综上数据可以得出，添加注意力机制后的 YOLOv8-GAM 模型在模型训练上精度更高，效果更好。

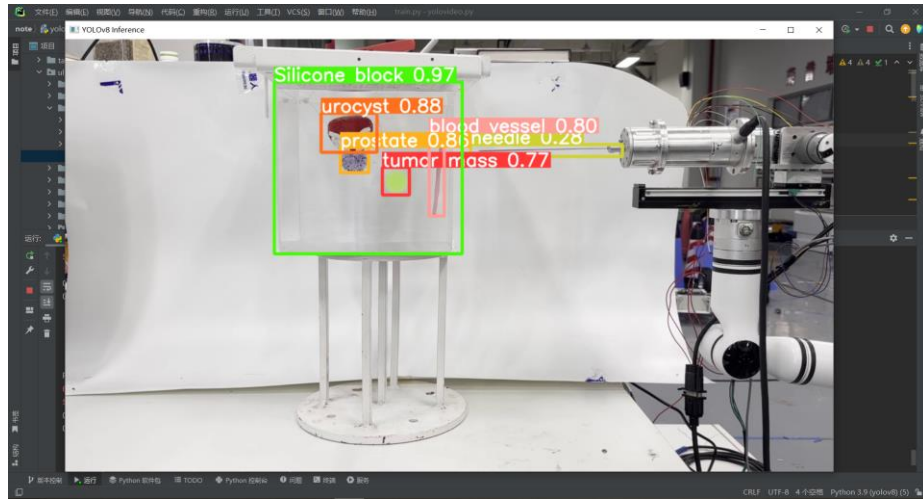


图 5-19 假体组织图像识别结果

(3) 融合模式感知实验

通过力模式和图像模式的融合感知，可以在穿刺过程中实时检测并确定穿刺针的准确位置。同时我也可以从中获得一些反馈信息，完成穿刺势态感知功能。当穿刺力发生预期外的变化时，可以通过实时图像观察穿刺针情况，并迅速做出应对措施（停针、退针）。另一方面，当实时图像出现问题时（相机等硬件设备损坏），可以通过穿刺力分析出穿刺针的状态，是否到达粒子植入点。

将两个数据集进行融合后同样通过改进后的 YOLOv8-GAM 模型进行重新训练。GAM_Attention 注意力机制，减少了跨维信息的丢失，提高了精度。在对所有类别进行平均后，验证集的最佳得分如下：(a)精度= 0.875 ± 0.01 ；(b)召回率= 0.857 ± 0.001 ；(c)mAP50= 0.995 ± 0.001 ；(d)mAP50-95= 0.810 ± 0.001 。实验参数和性能分数如下表 5-8 所示。图 5-20 展示了 YOLOv8-GAM 模型的 Precision-Recall 和 F1 曲线。

表 5-7 YOLOv8-GAM 模型的实验参数和性能分数

Model	Instances	P	R	mAP50	mAP50-95	Epoch
YOLOv8-GAM	7	0.875	0.857	0.995	0.810	200

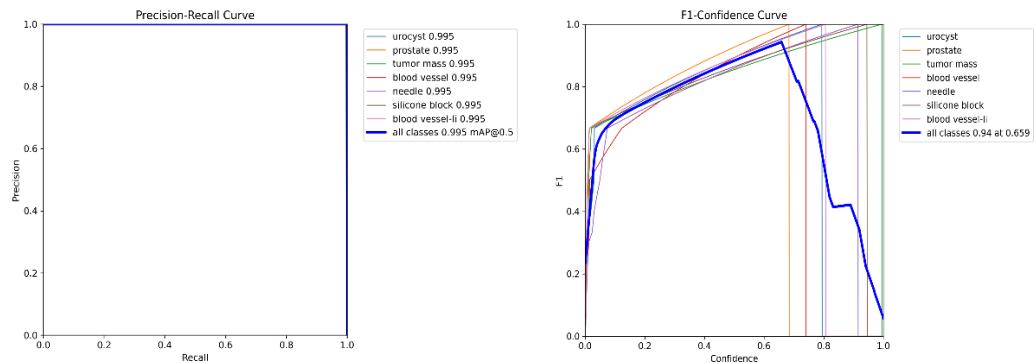


图 5-20 Precision-Recall 曲线和 F1 曲线

通过上述数据可以看出，该模型在两种模式融合之后仍然具有较好的分类识别

效果，达到了预期，如图 5-21 所示。

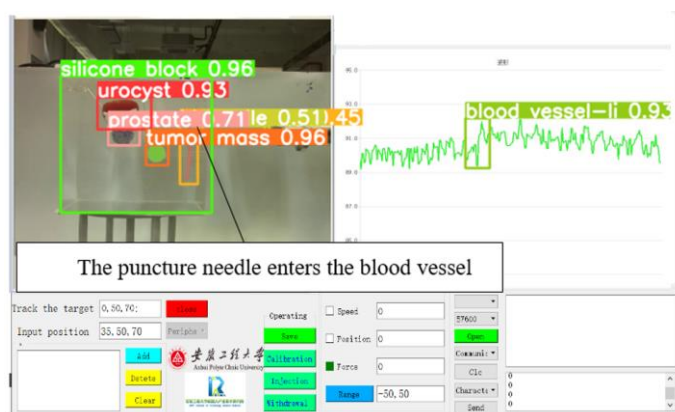


图 5-21 融合识别结果

5.4.3 置针反馈控制实验

实验的目的是通过反馈控制系统实现机器人对针或粒子植入过程的精确控制。粒子植入通常涉及将药物、纳米颗粒、放射性物质或其他治疗物质精确地送入目标组织中，进针路径的精度至关重要。进针过程受到诸多因素的影响，如目标组织的变形、操作误差、控制系统的滞后等。因此，反馈控制非常重要。

采用深度学习技术与计算机辅助相结合的方法，针对术中状态下的放射性粒子植入任务，快速规划穿刺操作、穿刺点、穿刺路径以及当前手术空间中相应的模板位置。对于一般的术中穿刺任务，可以分为以下 4 个阶段：

S1 阶段。机器人采用快速直线进针方式，接近至表皮入射点；

S2 阶段。机器人采用中速直线插入、高速交替连续旋转的复合进针方式，直至软组织膜刺破前；

S3 阶段。在软组织膜刺破瞬间，机器人立即停止进针，并暂停 1~2s；在软组织膜裂纹扩展阶段，机器人采用低速直线和超低速间隔旋转复合进针方式，直至靶点；

S4 阶段。机器人采用中速直线推针方式，直至离开表皮入射点。

机器人暂停进针并安全锁定，等待临床医师干预后，采用手动操控穿刺针到达 S1 阶段，基于运动学模型重新规划进针后，再重复执行 S1→S2→S3→S4 进针周期运动。针对多颗靶向粒子植入任务，其四个阶段为一个进针运动周期，反复执行以上的进针运动周期，直至完成所有置针运动任务。考虑各个进针参数对软组织变形、位移以及针尖偏转影响的耦合影响，采用多目标优化方法，获得综合精度目标最小的进针参数，例如穿刺针直线插入速度 $v_{needle} (m/s)$ 、旋转速度 $n_{needle} (rpm)$ ，从而获得最优的基于拟人化手法的机器人进针运动策略。

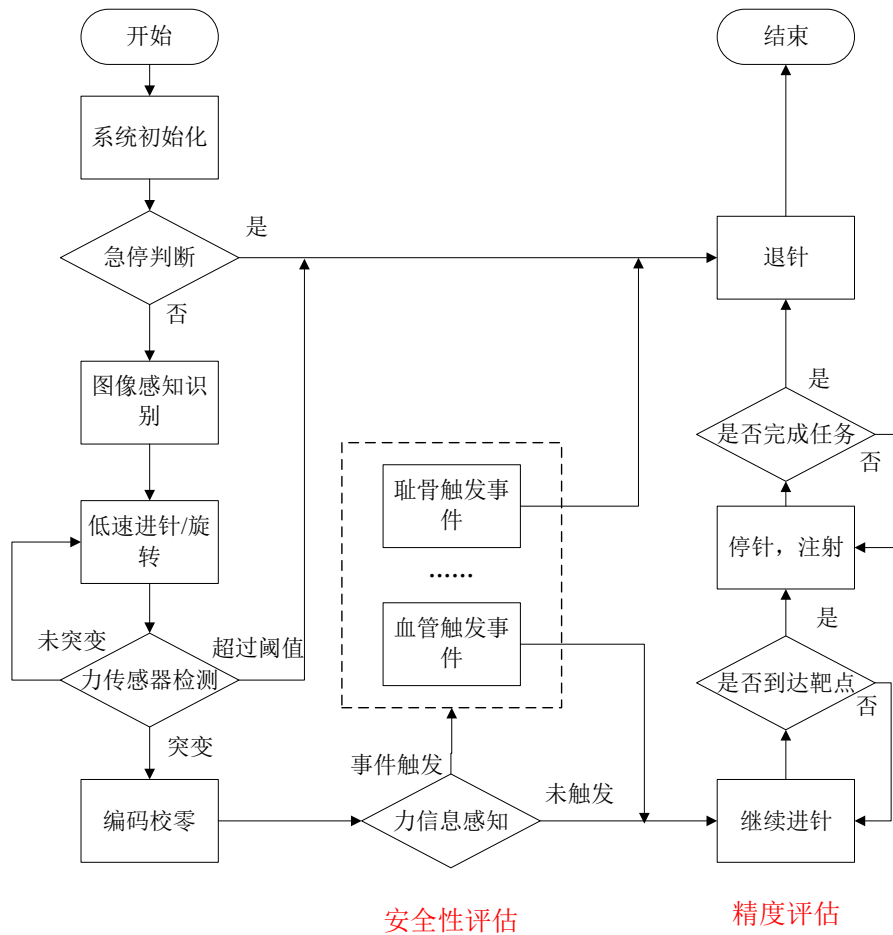


图 5-22 机器人置针流程图

对复合软组织模型进行真实位置和检测系统注册后，通过粒子植入机器人靶向置针系统对假体模型进行反馈控制验证实验，穿刺过程如图 5-22 所示。对软组织模型穿刺前，通过模型的正视图和俯视图获得其正交图像，然后通过对图像分析处理可以得出假体模型及其内部各器官相对坐标值。

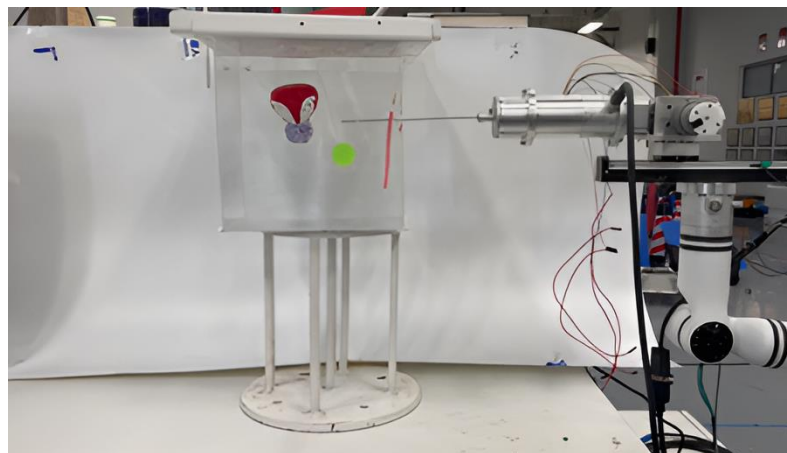


图 5-23 复合假体组织进针反馈控制实验

本实验采用多因素设计方法，设置不同的实验变量，包括组织模拟体的类型（软组织、血管、骨骼等）、进针速度（5mm/s、10mm/s）、目标位置的深度（10mm、20mm）

等。每个实验条件下进行多次重复实验，以确保实验结果的可靠性，具体触发事件如表 5-8 所示。在实验前，根据组织模拟体的形状和目标位置，利用计算机辅助设计软件规划出穿刺针的进针路径。进针路径规划遵循最短路径和避开重要血管、神经等原则，同时考虑到穿刺针在进针过程中的稳定性和可操作性。规划好的进针路径数据被传输给粒子植入机器人的控制系统，作为进针控制的参考依据。

表 5-8 关键手术状态-迁移的触发事件

事件名称	简写	ID	检测模式
检测外针	DON	1	位置跟踪针尖检测
检测到表皮	DE	2	力、图像融合检测
检测表皮变形	DED	3	力、图像融合检测
检测表皮刺破	DPE	4	力、图像融合检测
检测到耻骨	DP	5	图像传感器检测
检测到动脉	DA	6	图像传感器检测
检测靶区	DT	7	图像传感器检测
检测粒子到靶点	DST	8	图像传感器检测
检测外针到离开表皮	DONST	9	力、图像融合检测

采用基于力和位置的混合反馈控制策略，在进针过程中，力传感器实时测量针尖所受到的组织阻力，当阻力超过预设阈值时，控制系统自动调整进针速度或方向，以避免穿刺针过度受力而发生弯曲或折断。位置传感器实时监测穿刺针的位置信息，当实际位置与预定路径出现偏差时，控制系统通过调整机械臂的关节运动，使穿刺针回到预定路径上。同时，根据力和位置的变化情况，控制系统利用自适应控制算法对进针参数进行实时优化，以提高进针的准确性和稳定性。

```

109  switch(cmd)
110  {
111      case 0x01: syringe_position(motor1_positon,15,4); break; //校准
112      case 0x02: syringe_runni(syringe_enable,3,0); break; //机械归零指令
113      case 0x03:
114          GPIO_ResetBits(GPIOF,GPIO_Pin_3); //GPIO_F1/F3
115          GPIO_SetBits(GPIOF,GPIO_Pin_2|GPIO_Pin_4); //GPIO_F2/F4
116          software_status=3; break; //注射
117
118      case 0x04: software_status=0x04;
119          memcpy(&set_speed,&buffer[2],4);
120          memcpy(&set_position,&buffer[6],4);
121          syringe_position(motor1_positon,set_position,set_speed); break;
122      case 0x05: software_status=5; break; //下位机启动;
123  }
124
125  }
126
127  motor1_positon = (float)(motor1_ARR*(float)motor1_turns/(float)TIM9->CNT)/1000.0;
128
129  printf("FX: %.2f FV: %.2f FZ: %.2f MX: %.2f MY: %.2f MZ: %.2f\n",value[0],value[1],value[2],value[3],value[4],value[5]);
130  printf("FX: %.2f FV: %.2f FZ: %.2f MX: %.2f MY: %.2f MZ: %.2f\n",value[0],value[1],value[2],value[3],value[4],value[5]);
131  if(value[0]>20){
132      syringe_stop();
133  }
134
135  //打印位置和力大小
136  printf("k: %.6f\n",k[2][2]);
137  printf("FX: %.2f\n",value[0]);
138  printf("motor1_positon= %.2f\n",motor1_positon);
139  delay_ms(10);
140
141  //串口通讯
142  USART_SendData(USART1, USART_RX_BUF[1]); //向串口 1 发送数据
143  while((USART_GetFlagStatus(USART1,USART_FLAG_TC)!=SET)); //等待发送结束 */
144  printf("%s\n",USART_RX_BUF);
145  printf("\n\n\n"); //插入换行符
146  printf("%s\n",USART_RX_BUF);
147  if (40==USART_RX_BUF)
148  {
149      cmd = 0; //下位机启动操作时打断上位机指令

```

图 5-24 下位机控制代码

分析不同组织模拟体条件下进针过程中的力变化曲线，发现当穿刺针进入不同组织时，力传感器测量到的组织阻力明显不同。在模拟软组织中，进针阻力相对较小，且力变化较为平稳；而在模拟骨骼中，进针阻力较大，且在突破骨骼表面时会出现明显的力突变。进针反馈控制系统能够根据力传感器测量到的组织阻力变化，自

动调整进针策略，确保进针过程的顺利进行。例如，当检测到进针阻力过大时，系统会自动降低进针速度，增加穿刺针的稳定性；当检测到力突变时，系统会暂停进针，进行位置校准，以避免穿刺针偏离预定路径。这表明进针反馈控制系统对不同组织特性具有较好的适应性，能够在实际手术中应对各种复杂的组织情况。

如图 5-25 所示，采用基于力与图像的混合反馈控制策略。置针前，预设肿瘤模型穿刺路线，随后启动粒子植入机器人按预设路线进行置针动作，如图中(a)所示。人工干预机械臂，使其脱离预设路径，并继续执行置针动作，如图中(b)所示。随着穿刺针不断前进，穿刺针接触到膀胱模型表面，如图中(c)所示。当力超出预设阈值，控制系统自动调整置针速度或方向，防止穿刺针过度受力弯曲或折断。如图(d)所示，穿刺针停止旋转并立即退回，控制系统通过调整关节电机运动，使穿刺针回归预定路径。同时，控制系统运用自适应控制算法，根据力与位置变化实时优化置针参数，提升置针准确性与稳定性。

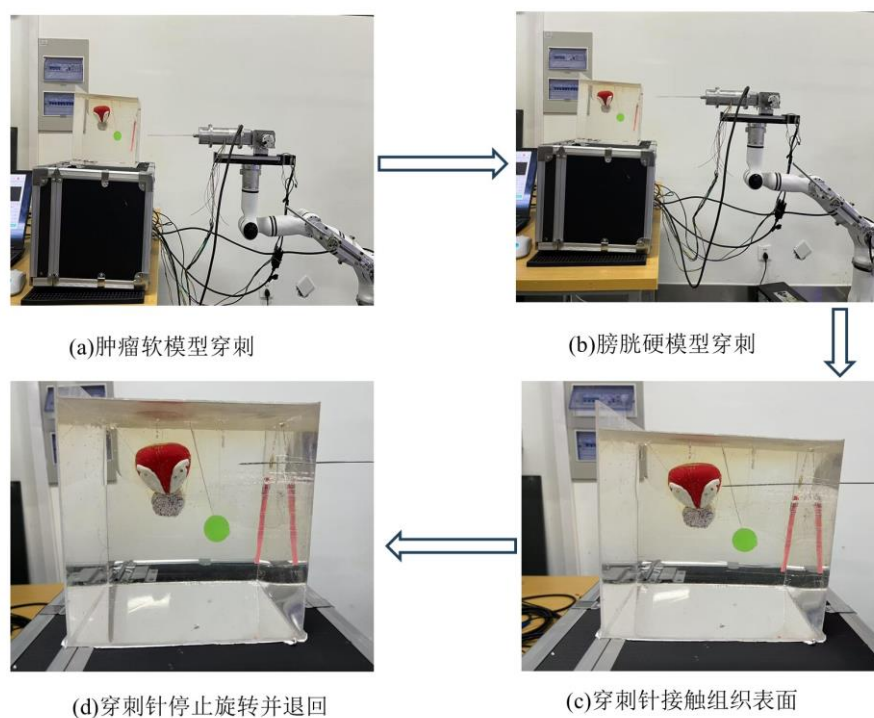


图 5-25 进针反馈控制实验过程

通过对实验数据的深入分析，对进针反馈控制算法进行了优化。在原有基于力和图像的混合反馈控制算法基础上，引入了神经网络算法。神经网络算法则通过对大量实验数据的学习，建立了组织特性与进针参数之间的映射关系，使系统能够更加准确地预测进针过程中可能出现的情况，并提前进行调整。经过优化后的控制算法，在实验验证中表现出了更好的性能，进针准确性提高了约 10%，力控制误差降低了约 20%。

5.5 小结

本章节在前述章节的基础上搭建了放射性粒子植入机器人靶向置针实验系统，采用模块化设计，分别完成了旋转进针精度及软组织缩进实验、多模态穿刺感知实验以及进针反馈控制实验，获得的主要结论如下：

(1) 完成了硬件设备选型，并使用 Qt 软件搭建了机器人靶向置针实验系统平台，完成了控制系统和上位机软件的设计；完成了粒子植入机器人与上位机之间的通讯以及协作机械臂与上位机的通讯；模块化设计不仅实现了所需的全部功能，而且简化了设计过程，提高了结构设计的效率。

(2) 设计了基于旋转进针原理的反馈控制方案，采用离散事件动态理论，建立基于事件触发的扩展 Moore 机器人进针行为决策模型。

(3) 完成了多项粒子植入穿刺实验，得到了相应实验数据，实验结果显示穿刺针穿刺硅胶模型时纵向 x 精度为 $-1.35\text{mm}-1.40\text{mm}$ ，横向 y 精度为 $-1.12\text{mm}-1.70\text{mm}$ ；在 $0\sim 20\text{r/s}$ 这个转速区间内，组织缩进量降低幅度较为明显，最大缩进量降低幅度为 79%；在多模态置针感知实验中，在对所有类别进行平均后，验证集的最佳得分如下：(a)精度= 0.875 ± 0.01 ；(b)召回率= 0.857 ± 0.001 ；(c)mAP50= 0.995 ± 0.001 ；(d)mAP50-95= 0.810 ± 0.001 ；同时在进针反馈控制实验中，采用基于力和位置的混合反馈控制策略，进针准确性提高了约 10%，力控制误差降低了约 20%。

第 6 章 结论与展望

6.1 本文总结

本文课题来源于放射性粒子植入机器人对穿刺针状态的感知和识别，通过穿刺不同肌层的穿刺力大小，帮助医生直接或间接判断穿刺针进入的组织层，从而及时调整进针路径。针对目前粒子植入机器人应用场景的局限性，只能针对性应用于一种粒子植入场景；直线进针方法造成穿刺针偏转，置针精度低；以及单一化的穿刺针状态检测方法，聚焦于从某一特定维度获取信息来判断穿刺针状态，维度低，难以完成手术进针状态的精细感知。本文针对以上问题，本文首先研究靶向置针穿刺力形成机理，建立各穿刺力数学模型；穿刺针针尖位置预测；放射性粒子植入机器人一体化结构创新；多模态置针识别方法研究；放射性粒子机器人高精度和感知实验研究等。本文研究的主要内容的结论如下。

(1) 穿刺过程建模和针尖位置预测。依据穿刺过程中肌体组织的形变，以及刚性穿刺针在软组织中沿轴向行进时主要受到针尖阻力和针体阻力的穿刺特性，建立了机器人穿刺过程量化模型。利用瑞利-里兹方法，分析穿刺针的弯曲能、粘滞能以及形状函数，使用泛函条件求解穿刺针的边界条件参数，并基于针体受力模型完成了针尖轨迹预测及进针反馈运动策略设计。

(2) 粒子植入机器人结构及检测系统设计。根据粒子植入手术条件，对粒子植入机器人进行了需求分析；设计了由内针驱动模块、外针旋转模块、外针驱动模块以及力传感器模块四个模块组成的置针系统。采用上、下位机联合控制模式构建了粒子植入机器人反馈控制系统，通过与传感器的实时数据交互，实现对机器人运动的闭环反馈控制。运用恒流源电桥转换电路，高精度信号放大电路和数模转化电路，实现了穿刺力在线精确采集。

(3) 机器人置针状态识别。针对单一化的穿刺针状态检测方法，聚焦于从某一特定维度获取信息来判断穿刺针状态，难以满足部分穿刺手术条件。讨论了一种可用于粒子植入手术的多模态信息融合感知技术，通过力模式和图像模式进行融合感知穿刺针的实时状态。在 YOLOv8 模型的基础上对其进行了改进，添加了一种全局注意力机制 GAM，显著提升了图像的识别成功率。通过这种方法提高了粒子植入准确率，为深度学习在粒子植入模态感知领域提供了新的思路。

(5) 进行了基于假体模型的机器人进针规划实验。分析了实验过程和数据，对机器人系统进行了校准，以提高机器人系统末端定位的准确性及反馈控制精度，为以后的结构优化和置针状态感知提供了实验依据。

6.2 工作展望

本文围绕穿刺力的检测和穿刺状态感知等问题进行研究，设计的放射性粒子植入机器人系统完成了假体模型实验，尽管本文在该领域进行了一定的探索和尝试，但研究内容仍有较大的改进空间。基于本文所做的工作和研究过程中遇到的问题，作者认为还可以在以下几个方面开展深入研究：

(1) 粒子植入机器人置针系统还需要进一步优化，在原有结构上减小机构尺寸和重量，同时增大可工作范围，实现更加灵活、精细、稳定的粒子植入机器人。

(2) 结合医用超声设备，实现在超声模式下的穿刺针状态感知，实时监测系统状态，模拟更加真实的粒子植入手术过程，收集实验数据，完善机器人感知系统。

参考文献

- [1]. Chhikara B S, Parang K. Global Cancer Statistics 2022: the trends projection analysis[J]. Chemical Biology Letters, 2023, 10(1): 451-451.
- [2]. Nath R, Bice W S, Butler W M, et al. Erratum: AAPM recommendations on dose prescription and reporting methods for permanent interstitial brachytherapy for prostate cancer: Report of Task Group 137[J]. Medical Physics, 2019, 46(6): 2780.
- [3]. A.Cameron,F.Khalvati,M.A.Haider&A.Wong.Maps:a quantitative radiomics approach for prostate cancer detection[J]. IEEE Transactions on Biomed,2016,63:1145–1156.
- [4]. Li Y, Yang C, Bahl A, et al. A review on the techniques used in prostate brachytherapy[J]. Cognitive Computation and Systems, 2022, 4(4): 317-328.
- [5]. Taylor R H, Menciassi A, Fichtinger G, et al. Medical robotics and computer-integrated surgery [M]. New York: Springer, 2016.
- [6]. Wartenberg M, Gandomi K, Carvalho P, et al. In-bore experimental validation of active compensation and membrane puncture detection for targeted MRI-guided robotic prostate biopsy[C]. Proceedings of the International Symposium on Experimental Robotics, 2018: 34-44.
- [7]. Tamás H.Autonomy for surgical robots : Concepts and paradigms[J]. IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics, 2019, 1(2): 65-76.
- [8]. Chen Z, Deguet A, Taylor R, et al. Software architecture of the da Vinci Research Kit[C]. IEEE International Conference on Robotic Computing, 2017: 180-187.
- [9]. Nagy T D, Haidegger T. A DVRK-based framework for surgical subtask automation[J]. Acta Polytechnica Hungarica, 2019, 16(5): 61-78.
- [10].Kehoe B, Kahn G, Mahler J, et al. Autonomous multilateral debridement with the raven surgical robot[C]. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2014: 1432-1439.
- [11].Majewicz A, Siegel J J, Stanley A A et al. Design and evaluation of duty-cycling steering algorithms for robotically-driven steerable needles[C]. In IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA),2014: 5883-5888.
- [12].Tsumura R, Takishita Y, Iwata H. Needle insertion control method for minimizing both deflection and tissue damage[J]. Journal of Medical Robotics Research, 2018, 3(4): 1842005-19.
- [13].Khalaji I, Hadavand M, Asadian A, et al. Analysis of needle–tissue friction during vibration assisted needle insertion[C]. IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2013: 4099-4104.
- [14].D’Ettorre C, Mariani A, Stilli A, et al. Accelerating surgical robotics research: A review of 10 years with the da vinci research kit[J]. IEEE Robotics & Automation Magazine,

- 2021, 28(4): 56-78.
- [15].Carriere J, Khadem M, Rossa C, et al. Event-triggered 3d needle control using a reduced order computationally efficient bicycle model in a constrained optimization framework[J]. Journal of Medical Robotics Research, 2019, 4(1): 1842004. [32].
- [16].Wartenberg M, Gandomi K, Carvalho P, et al. In-bore experimental validation of active compensation and membrane puncture detection for targeted MRI-guided robotic prostate biopsy[C]. Proceedings of the International Symposium on Experimental Robotics,2018: 34-44.
- [17].Alambeigi F.Dexterity and autonomy in minimally invasive surgical robotics interventions [D]. Baltimore: Johns Hopkins University, 2019.
- [18].Wartenberg M, Schornak J, Gandomi K, et al. Closed-loop active compensation for needle deflection and target shift during cooperatively controlled robotic needle insertion[J]. Annals of Biomedical Engineering, 2018, 46(10): 1582-1594.
- [19].Renfrew M, Griswold M, Çavuşoğlu M C. Active localization and tracking of needle and target in robotic image-guided intervention systems[J]. Autonomous Robots, 2018, 42(1): 83-97.
- [20].Garg A.Optimization and design for automation of brachytherapy delivery and learning robot-assisted surgical sub-tasks [D]. Berkeley: University of California, 2016.
- [21].Xie Y, Sun D, Tse H Y, et al. Force Sensing and Manipulation Strategy in Robot-Assisted Microinjection on Zebrafish Embryos[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2011, 16(6): 1002-1010.
- [22].张永德, 张为玺, 梁艺, 等.前列腺高精度穿刺机理及策略研究[J].仪器仪表学报, 2017, 38(6): 1405-1412.
- [23].Liang Yi, Xu D Z, Wang B Y, et al. Experimental study of needle insertion strategies of seed implantation articulated robot[J]. Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 2018, 18(3): 185002301-185002314.
- [24].陈宁宁.颅颌面肿瘤穿刺手术机器人进针策略与实验研究[D].北京: 北京理工大学, 2016. 22.
- [25].孙银山, 吴冬梅, 杜志江, 等.基于肝脏力模型的机器人辅助进针策略[J].机器人, 2011,33(1): 66-70.
- [26].肖丽芳.基于光纤力传感器的机器人针穿刺阻抗控制研究[D].北京: 北京交通大学, 2017.
- [27].Elgezua I, Song S, Kobayashi Y, et al. Event classification in percutaneous treatments based on needle insertion force pattern analysis[C]. International Conference on Control,2013: 288-293.
- [28].Hu Y, Jin H, Zhang L W, et al. State recognition of pedicle drilling with force sensing in a robotic spinal surgical system[J]. IEEE-ASME Transactions on Mechatronics, 2013,

- 19(1): 357-365.
- [29].Brian T, Jaepyeong C, Azad S, et al. Multispectral tissue analysis and classification towards enabling automated robotic surgery[C]. Proceedings of The International Society for Optical Engineering,2014: 893527-1.
- [30].Kumar S, Shrikanth V, Amrutur B, et al. Detecting stages of needle penetration into tissues through force estimation at needle tip using fiber Bragg grating sensors[J]. Journal of Biomedical Optics, 2016, 21(12): 127009-1-9.
- [31].Park J, Choi W M, Kim K, et al. Biopsy needle integrated with electrical impedance sensing microelectrode array towards real-time needle guidance and tissue discrimination[J]. Scientific Reports, 2018, 8(1): 264.
- [32].Ajoudani A, Zanchettin A M, Ivaldi S, et al. Progress and prospects of the human–robot collaboration[J]. Autonomous Robots, 2018, 42(5): 957-975.
- [33].K.Doi.Computer-aided diagnosis in medical imaging:Historical review,current status andfuture potential[J]. Computerized Medical Imaging&Graphics,2007,31(4-5):198-211.
- [34].O'Neill A, Rehman A, Maddukuri A, et al. Open x-embodiment: Robotic learning datasets and rt-x models: Open x-embodiment collaboration[C]. 2024 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA),2024: 6892-6903.
- [35].Singh I, Blukis V, Mousavian A, et al. Progprompt: Generating situated robot task plans using large language models[C]. 2023 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2023: 11523-11530.
- [36].Waine M, Rossa C, Sloboda R, et al. 3d shape visualization of curved needles in tissue from 2d ultrasound images using ransac[C]. 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2015: 4723-4728.
- [37].Zhao Y, Liebgott H, Cachard C. Tracking micro tool in a dynamic 3D ultrasound situation using Kalman filter and RANSAC algorithm[C]. 2012 9th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI), 2012: 1076-1079.
- [38].Li Y, Zhao J, Lv Z, et al. Medical image fusion method by deep learning[J]. International Journal of Cognitive Computing in Engineering, 2021, 2: 21-29.
- [39].Yan W, Ding Q, Chen J, et al. Needle tip tracking in 2D ultrasound based on improved compressive tracking and adaptive Kalman filter[J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2021, 6(2): 3224-3231.
- [40].Pande S D, Agarwal R. Multi-class kidney abnormalities detecting novel system through computed tomography[J]. IEEE Access, 2024, 12: 21147-21155.
- [41].Haq A I, Susanti H, Barri M H, et al. Real-time spinal needle position detection using YOLOv8[C]. 2023 8th International Conference on Instrumentation, Control, and Automation (ICA),2023: 131-136.
- [42].Yi H, Liu B, Zhao B, et al. Small object detection algorithm based on improved YOLOv8 for remote sensing[J]. IEEE Journal of Selected Topics in Applied Earth

- Observations and Remote Sensing, 2023, 17: 1734-1747.
- [43].Berger D, Van Dyk S, Beaulieu L, et al. Modern Tools for Modern Brachytherapy[J]. Clinical Oncology, 2023,35(8):453-468.
- [44].Li Y, Yang C, Bahl A, et al. A review on the techniques used in prostate brachytherapy[J]. Cognitive Computation and Systems, 2022, 4(4): 317-328.
- [45].Taylor R H, Menciassi A, Fichtinger G, et al. Medical robotics and computer-integrated surgery[J]. Springer handbook of robotics, 2016: 1657-1684.
- [46].Ogenyi U E, Liu J, Yang C, et al. Physical human–robot collaboration: Robotic systems, learning methods, collaborative strategies, sensors, and actuators[J]. IEEE transactions on cybernetics, 2019, 51(4): 1888-1901.
- [47].Chargari C, Deutsch E, Blanchard P, et al. Brachytherapy: An overview for clinicians[J]. CA: a cancer journal for clinicians, 2019, 69(5): 386-401.
- [48].Hermessi H, Mourali O, Zagrouba E. Multimodal medical image fusion review: Theoretical background and recent advances[J]. Signal Processing, 2021, 183: 108036.
- [49].Azar T, Hayward V. Estimation of the fracture toughness of soft tissue from needle insertion[C]. Biomedical Simulation: 4th International Symposium, 2008: 166-175.
- [50].Maurin B, Barbé L, Bayle B, et al. In vivo study of forces during needle insertions[M]. Perspective in Image-Guided Surgery. 2004: 415-422.
- [51].杜海艳, 张永德, 赵燕江,等. 斜尖针穿刺软组织建模及针尖轨迹预测[J].仪器仪表学报, 2015, 36(8):1744-1751.
- [52].Roesthuis R J, Abayazid M, Misra S. Mechanics-Based Model for Predicting In-Plane Needle Deflection with Multiple Bends[J]. IEEE Robotics & Automation Society, 2012, 49(4):69 - 74.
- [53].Narayan M, Fey A M. Developing a novel force forecasting technique for early prediction of critical events in robotics[J]. PloS one, 2020, 15(5): e0230009.
- [54].Terven J, Córdova-Esparza D M, Romero-González J A. A comprehensive review of yolo architectures in computer vision: From yolov1 to yolov8 and yolo-nas[J]. Machine learning and knowledge extraction, 2023, 5(4): 1680-1716.
- [55].Laskar Z, Kannala J. Context aware query image representation for particular object retrieval[C]. Image Analysis: 20th Scandinavian Conference, 2017: 88-99.
- [56].Woo S, Park J, Lee J Y, et al. Cbam: Convolutional block attention module[C]. Proceedings of the European conference on computer vision (ECCV). 2018: 3-19.
- [57].Liu Y, Shao Z, Hoffmann N. Global attention mechanism: Retain information to enhance channel-spatial interactions[J]. arXiv preprint arXiv:2112.05561, 2021.
- [58].Elgezua I, Song S, Kobayashi Y, et al. Event classification in percutaneous treatments based on needle insertion force pattern analysis[C]. 2013 13th International Conference on Control, Automation and Systems (ICCAS 2013), 2013: 288-293.
- [59].Podder T K, Sherman J, Messing E M, et al. Needle insertion force estimation model using procedure-specific and patient-specific criteria[C]. 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2006: 555-558.

- [60]. Yu Y, Podder T, Zhang Y, et al. Robot-assisted prostate brachytherapy[C]. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2006, 2006: 41-49.
- [61]. 王润. 串联机器人运动学分析、结构优化设计及仿真研究[D]. 天津大学, 2012.
- [62]. Bricault I, Zemiti N, Jouniaux E, et al. Light puncture robot for CT and MRI interventions[J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2008, 27(3): 42-50.
- [63]. Hadavand M, Naish M D, Patel R V. A parallel remote center of motion mechanism for needle-based medical interventions[C]. 5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2014: 1-6.
- [64]. Patriciu A, Petrisor D, Muntener M, et al. Automatic brachytherapy seed placement under MRI guidance[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007, 54(8): 1499-1506.
- [65]. Yuan W, Jiang B, Yang Y, et al. Design of thoracoabdominal minimally invasive robot and kinematic analysis[J]. Mech. Sci. Technol. Aerosp. Eng., 2017, 36(11): 1658-1665.
- [66]. Zhang Y, Zhang W, Liang Y, et al. Research on mechanism and strategy of high accuracy puncture of prostate[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2017, 38(6): 1405-1412.
- [67]. Woo S, Kim S Y, Cho J Y, et al. Shear wave elastography for detection of prostate cancer: a preliminary study[J]. Korean journal of radiology, 2014, 15(3): 346-355.

攻读硕士学位期间发表的论文及专利

[1] Yi L, Junjie S, Buyun W, et al. Design of a seed implantation robot with puncture force and image feedback mechanism for prostate cancer brachytherapy[J]. International Journal of Advanced Robotic Systems, 2024, 21(5).

[2] Yi L, Junjie S, Buyun W, et al. Research on puncture classification method of seed implantation robot based on force/image model[J]. Advances in Mechanical Engineering, 2024, 16(6).

[3] 梁艺, 王绪波, 孙俊杰.一种适用于多路况的线控制动控制方法及装置 [P].发明专利, 公开号: CN118928321A

致谢

行文至此，硕士阶段的学习与论文写作即将画上句号。回首这段历程，诸多师长、亲友给予的支持与帮助，如繁星照亮我前行的路，感恩之情，溢于言表。

首先，我要衷心感谢梁艺导师。从论文选题的高屋建瓴，到研究方法的悉心指导，再到论文撰写的逐字逐句批改，导师始终耐心且严谨。您渊博的学识、敏锐的学术洞察力以及精益求精的治学态度，如灯塔指引我在学术海洋中探索，不仅让我领略到学术研究的严谨与魅力，更教会我如何成为一名合格的研究者。您的教诲与鼓励，将永远激励我在学术道路上不断奋进。

感谢学院的各位老师，在课堂上，以丰富的学识和生动的讲解，拓宽了我的专业视野，构建起扎实的知识体系；在学术交流中，你们的深刻见解与宝贵建议，为我的研究带来新的启发。正是你们的倾囊相授，让我有勇气和能力直面研究中的挑战。

我要感谢我的同窗好友们，在遇到困难时彼此的鼓励与陪伴，都成为我硕士生涯中最温暖的回忆。我们一同成长，分享喜悦与忧愁，是你们让这段旅程不再孤单。

还要特别感谢我的家人，你们默默的付出与无条件的支持，是我前行的坚强后盾。你们的理解与鼓励，让我能心无旁骛地专注于学业，每一步成长都离不开你们的爱与关怀。

硕士生涯即将落幕，但求知之路仍漫漫。我将带着这份感恩，铭记所有帮助过我的人，怀揣热忱，继续探索前行。

尚德敏学 唯实惟新

