DOI：10.13973/j.cnki.robot.190554
开放科学标识码（OSID）：

经尿道手术机器人研究进展及关键技术分析

孙 振[1]，王田苗[1,2]，王君臣[1,2]，张学斌[3]

（1. 北京航空航天大学机械工程及自动化学院，北京 100191； 2. 北京航空航天大学生物医学工程高精尖创新中心，北京 100183；
3. 北京协和医院泌尿外科，北京 100730）

摘 要：经尿道手术由于尿道解剖结构狭窄、内窥镜视野狭小，对医生的技术和经验要求较高，且术后并发症较多，亟需融合机器人技术提高手术质量、减少并发症、缩短医生学习曲线时间．为促进我国经尿道手术机器人的研究和发展，综述了国内外经尿道手术机器人研究现状，并分析了典型的经尿道手术操作，对经尿道手术机器人所涉及的机器人机构设计、力反馈技术、精密运动控制以及手术导航等关键技术进行了详尽的分析．在总结研究成果和分析关键技术的基础上，指出经尿道手术机器人今后的发展趋势和面临的挑战．

关键词：经尿道手术机器人；远程运动中心；主从控制；力检测技术；力反馈技术；增强现实

中图分类号：TP242.3 **文献标识码**：A **文章编号**：1002-0446(2020)-06-0716-18

Advances and Key Techniques of Transurethral Surgical Robot

SUN Zhen[1]，WANG Tianmiao[1,2]，WANG Junchen[1,2]，ZHANG Xuebin[3]

(1. *School of Mechanical Engineering and Automation*, *Beihang University*, *Beijing* 100191, *China*;
2. *Beijing Advanced Innovation Center for Biomedical Engineering*, *Beihang University*, *Beijing* 100183, *China*;
3. *Department of Urology*, *Peking Union Medical College Hospital*, *Beijing* 100730, *China*)

Abstract: Due to the narrow anatomy of the urethra and the limited field of the view (FOV) of the resectoscope, the transurethral surgical outcomes highly depend on the technical ability and experience of surgeon, and have more complications. Robotics must be introduced to improve the quality of surgery, reduce complications, and shorten the learning curve of operation. In order to promote the research and development of transurethral surgical robots in China, the research status of transurethral surgical robots at home and abroad is reviewed, and the typical transurethral surgery and relevant researches in robot mechanism design, force feedback technology, precise motion control, and surgical navigation are discussed and analyzed. Based on the summary results and key technologies analysis, the trend and challenges of transurethral surgery robot are proposed as well.

Keywords: transurethral surgical robot; remote center of motion; master-slave control; force sensing technology; force feedback technology; augmented reality

1 引言（Introduction）

经尿道手术在临床上的经典术式主要包括经尿道前列腺电切术（TURP）和经尿道膀胱肿瘤电切术（TURBT），两者分别是国际公认的治疗良性前列腺增生（BPH）（腺体 ⩽ 80 ml）和非肌层浸润性膀胱癌（NMIBC）的“金标准”[1-2]．TURP 和 TURBT 的广泛应用，以及新兴的经尿道激光切除术推动了泌尿外科疾病微创治疗的发展，降低了术中出血问题，提高了患者的生活质量．但是，TURP 和 TURBT 等相关经尿道术式仍面临以下几个问题：1) 由于尿道解剖结构狭窄，器械经尿道到达患处进行操作的手术空间小，操作不谨慎极有可能造成组织出血及穿孔；2) 内窥镜视野狭窄，手术操作环境可视性差，医生需要在脑海中形成关于手术部位的全局解剖信息与方位信息，并记住周边关键血管的分布以及切除的区域等，会带来额外的精神负担；3) 医生手部的生理颤抖会增加术中出血风险；4) 医生手持电切镜在患侧进行操作会受到血液尿液的飞溅污染．此外，该手术难度较大，为减少并发症和限制手术时长，对医生的手术技巧和经验要求高，医生学习训练周期长，手术预后严重依赖医生的个人操作水平．

随着机器人技术、智能材料、医学图像处理、传感技术等多学科领域的快速发展，机器人辅助微创手术（robot-assisted minimally invasive surgery，

基金项目：国家自然科学基金（61701014）；北京市科技计划（Z191100007619044）．
通信作者：王君臣，wangjunchen@buaa.edu.cn 收稿/录用/修回：2019-10-16/2020-03-23/2020-05-25

RMIS）与开放手术及传统的微创手术（MIS）等相比，在手术安全性、手术质量以及患者预后等方面都有较大提高，进一步推动了外科手术走向微创甚至无创化、精准化、远程化、可视化．泌尿外科领域一直是机器人辅助微创外科手术的领导者[3]，尤其是腹腔镜微创手术机器人已经发展 30 多年，但将腹腔镜微创外科手术机器人应用于前列腺增生和非浸润膀胱癌的治疗，需要在腹部开孔刺穿膀胱对患者造成额外的组织创伤，治疗效果远不及 TURP 和 TURBT．因此，在保证不损伤正常组织直达病变位置的前提下，开展特定功能的经尿道手术机器人研究是必然的趋势．

经尿道手术机器人融合了机器人学、机构学、医学、智能材料、计算机视觉等多种学科，机器人辅助眼科手术可以使主刀医生远离患侧位，替代医生的双手进行更精确的操作，降低医生手术强度、提高手术精度、避免受血液尿液的飞溅污染，同时能为医生提供图像引导下的手术导航，在清晰的立体手术视野下提高对病变组织的定位与识别能力．腹腔镜微创外科手术机器人已进入商业化发展，与之相比，由于尿道解剖结构狭窄的限制，经尿道手术机器人的研究目前仍处于样机研发阶段和少数的临床试验阶段．为给经尿道手术机器人的研究和相关工作提供参考，本文首先以典型的经尿道手术 TURBT 为例，提出经尿道手术机器人的设计要求；然后总结经尿道手术机器人的研究进展，对经尿道手术机器人所涉及的机器人机构设计、力反馈、精密运动控制、手术导航等关键技术进行了详尽的分析；最后，在总结研究成果和分析关键技术的基础上，指出经尿道手术机器人今后的发展方向、研究思路和面临的挑战．

2　经尿道手术机器人设计要求（Design requirements of transurethral surgical robot）

经尿道手术作为泌尿外科常用的手术方式，广泛地应用于膀胱组织活检、膀胱碎石、前列腺增生、非浸润性膀胱瘤等疾病的检测和治疗．常见术式包括经尿道前列腺电切术（TURP）、经尿道膀胱瘤电切术（TURBT）、经尿道前列腺钬激光切除术（HoLEP）、经尿道膀胱碎石术等．在上述手术术式中，由于前列腺在解剖结构上处于膀胱径入口前且处于射精管和尿道汇合处，结构狭窄并包含多处通道和腺体，因此 TURP 手术操作难度大、精度要求高，对术者的手术技巧要求高，学习曲线长．本文以 TURP 为例对手术流程进行分解，进而总结经尿道手术机器人的设计要求．

2.1　经尿道前列腺电切术（TURP）

良性前列腺增生（benign prostatic hyperplasia，BPH）是中老年男性常见的疾病之一，其病理改变为腺体细胞和间质细胞的增生，其发病机制尚存在许多争议，临床上主要表现为膀胱刺激症（尿频、尿急、夜尿、急迫性尿失禁等）和梗阻症状（排尿困难、尿潴留、血尿、尿路感染等）．图 1 给出了 TURP 的操作示意图，主要操作流程如下：

1) 将 F24 ～F26 号电切镜鞘克服尿道阻力插入膀胱，30° 镜观察前列腺两侧叶、中叶及精阜等形状．

2) 电切由中叶 6 点处开始，膀胱颈处电切至膀胱颈环状纤维．逐渐向深部和两侧及尖部电切，深达纹状结构的被膜层．

3) 依次电切两侧叶，最后电切前列腺尖部，精阜两侧增生以及前列腺前联合处，修整创面．

4) 创面彻底止血，冲洗膀胱，吸出前列腺组织碎块．

5) 膀胱内注水 300 ml，拔出电切镜鞘，压膀胱观察尿流量，在尿道中置入 F20 三腔导尿管，并在囊内注水冲洗．手术完毕．

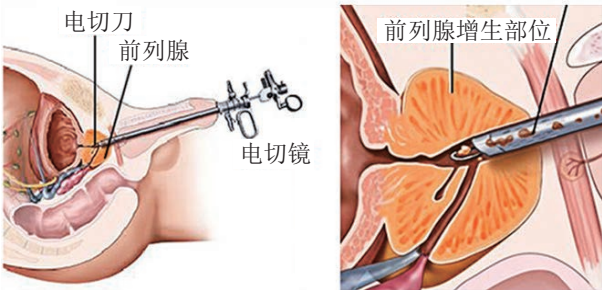


图 1　TURP 操作示意图

Fig.1　The operation illustration of TURP

在手术过程中，电切镜的镜鞘需以患者的耻骨为支点进行转动，以确保变换姿态过程中不出现抖动．其次术者对手术部位的定位和方向必须十分熟悉，止血技术要求快速准确，要做到眼、手、脚动作协调配合．

2.2　经尿道手术机器人设计要求

根据上述 TURP 的操作步骤，分析可知，经尿道手术机器人在满足操作自由度的前提下，还需要保证实时控制下的运动精度、精确的力感知等，具体的要求如下：

1) 操作自由度

在经尿道手术过程中，内窥镜的镜鞘以患者的

耻骨作为支点进行转动，该支点类似于微创手术中患者体表的切口，同样地，手术器械需在此支点的限制下实现定点转动．因此为保证在定点转动下器械末端的空间可达性，需要 4 个自由度：2 个器械绕支点的旋转自由度（俯仰和偏转），1 个器械绕镜鞘轴线的旋转自由度（回转）和 1 个沿镜鞘轴线的平移自由度．在实际操作过程中，耻骨和镜鞘重合的支点在镜鞘上的位置会随组织去除位置不同沿镜鞘轴线改变，因此需要针对不同的实现方式进行设计．关于定点转动的实现方式，可借鉴微创手术机器人的机构设计方法．

2) 运动精度

在机器人辅助经尿道手术中，医生不需要利用手持器械进行操作，而通过主控台操控从手台车搭载手术器械完成手术．因此经尿道手术机器人的运动响应和运动精度必须满足一定的要求．正常成人的尿道直径在 8 mm 左右，而常用的经尿道手术器械的外鞘直径为 24 Fr ～26 Fr （1 Fr ≈ 0.33 mm），器械末端在前列腺的活动范围在 3 cm 以内．由于尿道环境的特殊性，为保证器械绕耻骨定点转动时不损伤尿道及其他组织，应限定不动点的偏移误差不超过 1 mm．在 TURP 治疗 BPH 中，前列腺外科包膜和前列腺包膜的平均厚度分别设为 3.75 mm 和 1.17 mm [4]，前列腺外科包膜在前列腺包膜内，且前者作为治疗 BHP 的手术界限，切除增生组织时不可超出前列腺包膜，否则会造成穿孔．对于非浸润性膀胱肿瘤的切除，通过查阅组织学 [5] 以及临床超声影像等资料可知膀胱内膜的厚度在 0.6 mm 左右，非浸润性膀胱肿瘤的轮廓范围小于 5 cm [6]．经尿道手术机器人末端手术器械在手术过程中要避免损伤前列腺包膜或膀胱粘膜，因此机器人从端手臂的定位误差应小于 1 mm，末端器械的操作误差应小于 0.6 mm．此外，在手术过程中，要保证机器人主端和从端的响应速度，系统的延迟时间不应超过外科医生可忍耐的极限延时 330 ms [7]．

3) 精确的力感知

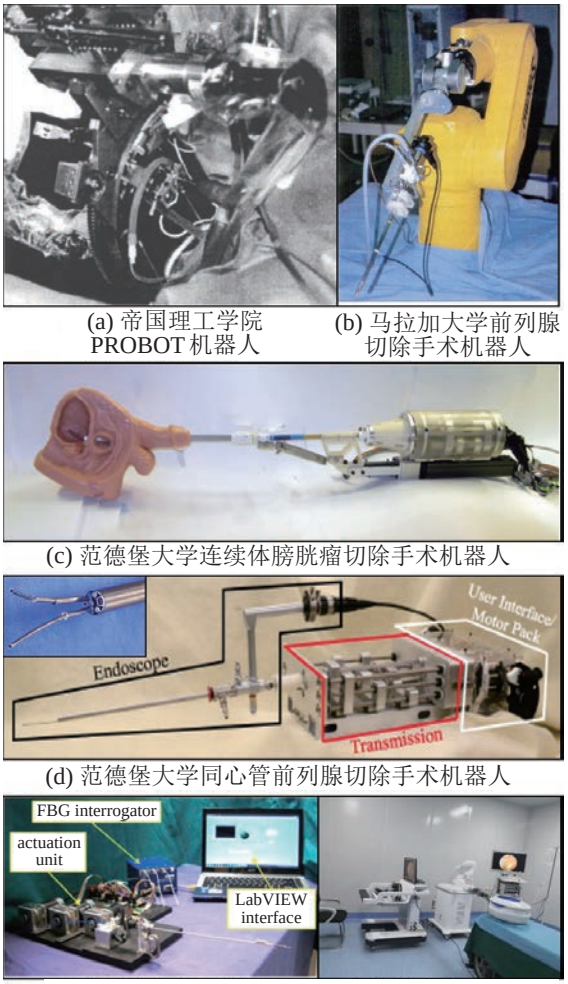
在常规的 TURP 或 TURBT 手术中，医生可以通过手术器械感知施加在患处的力大小，以调整施加力的大小，避免伤害正常组织．而机器人辅助经尿道手术阻断了医生和病灶组织之间的能量传递，为保障手术的安全性，必须重新建立医生和病灶之间的通路．在常见的腹腔微创手术中，机器人的操作空间相对较大，在视觉引导下力感知的有无对医生的操作影响较小．但由于经尿道手术的环境狭小且操作对象涉及器官包膜，因此需要准确测量器械与组织的接触力，并将这些力反馈给主端，使医生获得手术临场感，保障手术的安全性．目前尚未有文献明确给出前列腺和膀胱膜的最大接触力，本文参考其他生物包膜的最大接触力 [8] 并结合组织学进行比较，经尿道手术机器人力能感知的最小操作力应不小于 0.15 N．

3 经尿道手术机器人的研究进展（Research progress of transurethral surgical robot）

经尿道手术机器人的研究始于 20 世纪 90 年代，主要研究机构包括帝国理工学院、马拉加大学、范德堡大学、圣安娜高等研究学院、北京航空航天大学以及上海交通大学，详见表 1。国内外的研究主要从 2 个方面展开，一方面主要研究以商业化的机械臂为机器人主体，以传统的商业化的刚性电切镜作为末端器械，实现对现有手术器械的兼容，加速机器人的临床试验，降低研发成本和风险．1989 ～1993 年，帝国理工学院 [9-11] 利用 6-DOF PUMA 560 夹持具有一个自由度的末端电切镜设计了世界上第一台用于前列腺增生切除的手术机器人，并验证了该系统在 5 min 内最快能完成传统 TURP 手术 50 min 的工作．由于采用通用工业机械臂，安全性无法通过临床要求，该机器人没有进一步发展．1996 年，同课题组的 Mei 等 [12-13] 设计了一套全新的 4-DOF 前列腺切除机器人系统 PROBOT （见图 2(a)），首次将 RCM（remote center of motion）机构应用于前列腺切除手术．该机器人通过 2 条垂直的弧形导轨实现定点转动，并在经肛门直肠超声装置和尿道膀胱镜的引导下完成手术．该机器人代表了当时经尿道手术机器人的较高水平，完成了数例临床试验．但由于该 RCM 机构尺寸较大，安装与控制复杂，且存在消毒难的问题，之后未见到该机器人的相关报告．

2002 年，de Badajoz 等 [14] 研制了经尿道前列腺增生切除手术机器人样机，如图 2(b) 所示．该机器人采用主从远程操作方式，主操控装置包含一个传统的电切镜模型，并集成了角度和位移传感器，能够测量电切镜的转动和位移，主端的操作方式与实际手术动作一致．从臂则由一台 4-DOF Staubli RX60 工业机械臂和末端执行机构组成，末端执行机构夹持电切镜并实现电切刀的伸缩运动，机械臂实现水平和垂直位移、电切镜轴向进给以及旋转运动．该样机以电切镜模型作为操作端，能快速缩短医生对机器人的熟悉和训练时间，减少缺乏经验导致的手术失误．但主端模型的可靠性、精度以工

业机械臂的安全性限制了其实用性，难以在临床应用.



(a) 帝国理工学院 PROBOT 机器人　(b) 马拉加大学前列腺切除手术机器人

(c) 范德堡大学连续体膀胱瘤切除手术机器人

(d) 范德堡大学同心管前列腺切除手术机器人

(e) 圣安娜高等研究学院前列腺切除手术机器人　(f) 北京航空航天大学经尿道电切镜手术机器人

图 2　经尿道手术机器人

Fig.2　Transurethral surgical robots

另一方面的研究则主要集中在经尿道柔性手术机器人上. 不同于前者，机器人末端器械的定点转动不再通过尿道外的机器人本体实现，而通过尿道内的灵巧操作臂实现.

2013 年，范德堡大学的 Goldman 等[15] 开发了用于膀胱肿瘤切除的经尿道手术机器人系统. 该系统主要由外层的刚性鞘（尿道内建立通路）和从中间通过的远端灵巧操作臂组成. 如图 2(c) 所示，远端灵巧操作臂由串联的连续体片段构成，包括 3 个工具通道：纤维镜、激光烧灼纤维和活检钳，可实现在尿道内的直线运动以及膀胱内的弯曲运动. 2015 年，Pickens 等[16] 使用该系统开展了离体牛膀胱实验，初步验证了系统的有效性. Sarli 等[17] 为该系统定制了专用的电切镜外鞘，设计了用于临床试验的工具和支撑平台，并开展了活体动物实验，进一步验证了整个系统的控制方法. 该系统的缺点表现在末端灵巧操作臂的工作空间有限，运动范围较小，在某些无法达到的位置需要手动调整支撑平台的角度.

2014 年，范德堡大学的 Hendrick 等[18] 提出了一种用于前列腺激光切除术的经尿道手术机器人系统（见图 2(d)）. 该机器人系统由内窥镜成像系统与电机驱动的激光烧灼器组成. 激光烧灼器的主体为多段式同心套管，从内窥镜中的 2 个通道伸出，并有多个曲率供选择. 在运动学建模的基础上，通过控制激光烧灼器每段的伸出量，实现对远端激光发射器位置和角度的控制. 之后利用该机器人在尸体的前列腺上验证了工作空间的操作可行性[19-20]，但是其操作区域只有 65% 表现良好，此外该机器人采用手持式操作方式，由于多个电机集成在近端，需要挂载在框架上以抵消重力，因此医生需要手持机器人主体，不断地调整姿态和转动摇杆来完成手术.

2015 年，圣安娜高等研究学院的 Russo 等[21] 设计了一款类似的经尿道激光切除机器人（见图 2(e)），激光发射器末端的位置由 3 根钢丝控制. 3 根钢丝在横截面内呈正三角形分布，分别由 3 个电机驱动，通过控制腔内钢丝的收紧与舒张，从而产生不同的力矩控制激光发射器末端的弯曲，使激光照射方向发生改变. 该机器人系统内部集成了光栅传感器，是唯一能够测量器械和组织接触力的经尿道手术机器人，达到了亚牛顿力级别. 目前完成了体外模型验证，尚未进行进一步的活体实验.

在国内，2016 年，解放军第二军医大学和上海交通大学[22] 设计了一种经尿道的手术机器人系统，与范德堡大学 Goldman 团队的机器人系统类似，采用单孔三通道柔性连续体结构，包括活检钳、内窥镜以及激光烧灼器，目前尚未进行性能验证. 北京航空航天大学从 2016 年开始进行经尿道手术机器人系统的研究，2018 年第 1 代系统成功完成了体外动物器官实验和活体动物猪前列腺切除手术[23]，系统采用主从式遥操作方式，主端采用 3-DOF 摇杆，从端由通用 6-DOF 机械臂和末端执行器组成. 该系统的定位精度小于 1 mm，基本能够复现医生的操作. 但主端采用摇杆，操作性不好，控制精度不高，从端采用通用性机械臂会带来安全性问题. 目前已研制出第 2 代样机系统，见图 2(f). 外科医生控制台采用 Omega.7 力反馈设备，从端系统由 7-DOF 带力传感的机械臂和末端执行器组成，初步完成了体外动物器官实验.

表 1 经尿道手术机器人研究进展

Tab.1 Research progress of transurethral surgical robots

研发时间	机器人名称	作者	研究机构	系统特征	适用术式	研究进展
1989 年	前列腺增生切除机器人	Davies 等[9]	英国帝国理工学院	采用通用串联机械臂和末端执行器构型、上位机指令控制	TURP	早期样机
1996 年	PROBOT	Mei 等[12]	英国帝国理工学院	采用双弧形导轨 RCM 构型、上位机指令控制	TURP	成功进行了临床试验
2002 年	前列腺增生切除机器人	de Badajoz 等[14]	西班牙马拉加大学	采用工业串联机械臂和末端执行器、主从同构操作方式	TURP	进行系统性能测试，完成动物模型试验
2013 年	远端灵巧操作臂系统	Goldman 等[15]	美国范德堡大学	采用三通道连续体机构、激光切除、主从式遥操作方式	经尿道膀胱肿瘤激光切除术	2015 年在离体牛膀胱上进行了手术，2018 年在活体猪上成功进行了主从式经尿道激光切除术
2014 年	经尿道前列腺激光切除机器人系统	Hendrick 等[18]	美国范德堡大学	采用双通道同心管双操作臂机构、手持式操作方式	HoLEP	2014 年进行了模型实验，2016 年成功进行了体外尸体实验
2015 年	经尿道前列腺激光切除机器人	Russo 等[21]	意大利圣安娜高等研究学院	采用单通道双弯曲同心套管机构	HoLEP	成功进行了体外模型实验
2016 年	经尿道手术机器人	孙颖浩等[22]	解放军第二军医大学和上海交通大学	采用柔性连续体机械臂	未明确	尚未进行性能验证
2018 年	经尿道前列腺电切手术机器人	Wang 等[23]	北京航空航天大学	采用通用串联机械臂和末端执行器构型、主从控制	TURP 和 TURBT	2018 年成功进行了活体猪动物前列腺切除术，2019 年进行了系统升级并完成了体外动物器官实验

4 关键技术（Key technologies）

经尿道手术机器人的研究涉及机构学、医学、智能材料、控制技术、计算机视觉等多种学科及众多领域，其关键技术主要包括以下几个方面.

4.1 经尿道手术机器人机构设计

从前文所述的 TURP 手术可知，经尿道手术的操作过程主要包括 2 种类型，一种是手术部位的定位问题，需通过机器人本体的运动来实现. 另一种包括夹持、电切等灵巧性动作，通过机器人末端操作器完成. 因此，经尿道手术机器人机构设计主要包括：机器人本体构型设计和末端手术器械设计.

4.1.1 机器人本体构型设计

在经尿道手术过程中，手术器械以患者的耻骨为支点做定点转动（即远程运动中心，RCM），包括 2 个绕支点的旋转自由度、1 个绕手术器械轴线的进给自由度和 1 个绕手术器械轴线的旋转自由度. RCM 运动是微创外科手术机器人的基本要求，RCM 机构的构型和运动性能对微创外科手术的质量有着重要影响. 目前，RCM 运动的产生分为 3 种类型[24]：主动控制式 RCM、被动式 RCM 以及机械约束式 RCM 机构.

主动控制式 RCM 采用多自由度关节联动方式实现绕虚拟不动点的 RCM 运动，这种方式依靠控制算法来实现，优点是结构简单，刚度大，开发周期短，可通过多数商业机械臂实现，但运动精度依赖于控制系统的精度和稳定性，且存在一定的安全性问题. 德国宇航中心研发的 MicroSurge[25-26] 微创手术机器人系统采用 3～5 个具有 6-DOF 的串联机械臂实现微创手术中的 RCM 运动，同时安装位置可以任意调节，结构简单，有效降低了系统的结构尺寸和重量. Locke 等[24] 研发的 RAMIS 系统和 Mayer 等[27] 研发的 Endo[PA]R 系统都采用了这种实现方式. 对于经尿道手术机器人而言，部分手术的操作空间较小，且部分串联机械臂关节包含冗余力传感器、更健全的安全机制[28-29]，使得这类手术机器人的操作安全性问题得到了保障. 因此，对于需要快速研发和降低成本的经尿道手术机器人，可采用多关节串联方法实现 RCM 运动.

被动式 RCM 是在机械臂夹持工具部位添加被动关节，以确保机器人在手术过程中自适应不动点位置的变化，避免对周围正常组织造成伤害，提高机器人辅助微创手术的安全性. 这类手术机器人包括 AESOP 机器人系统[30-32]、宙斯机器人系

统[33-34]、哈尔滨工业大学研发的具有被动式手腕结构的内窥镜操作机器人[35]、天津大学王树新等设计的添加被动关节的微创外科持镜机器人[36]．被动式 RCM 的不动点（切口点）易受组织柔性变化的影响而无法精确测量，进而影响操作精度．目前为止，尚未有被动式 RCM 机构应用于经尿道手术机器人．

机械约束式 RCM 机构是通过自身的机械约束特性，使机器人的特定部位（一般指手术器械）在运动过程中能够始终通过一个空间不动点．该方式具有较高的操作精度，且安全性高，是微创外科手术机器人领域应用最多的构型．常见的机械约束式 RCM 机构包括双平行四边形机构、弧形机构、球形机构以及并联机构，如图 3 所示．

1) 双平行四边形机构（图 3(a)）．通过 2 个平行四边形实现末端连杆始终绕固定点 P 转动，并增加 2 个自由度实现末端连杆绕 P 点的 2 个偏转运动．上海交通大学研制的“神刀华佗”微创手术机器人[37-39]和哈尔滨工业大学研制的“华鹊 I”型腹腔镜手术机器人[40] 是采用该机构的原始模型，但连杆数较多，体积和重量较大，并且有冗余约束．达芬奇手术机器人[41-42]、天津大学的“妙手 S”机器人[43]等利用丝传动的优点对双平行四边形机构进行优化，减少了关节数和连杆数，使得机器人体积减小、质量减轻．

2) 弧形机构（图 3(b)）．轨道圆心一般为 RCM 点．帝国理工学院研制的 PROBOT[12-13, 44-45] 前列腺切除机器人采用双弧形导轨式 RCM 机构，末端手术器械固定在竖直方向弧形导轨上以实现俯仰运动，此导轨又固定于环形导轨上以实现器械的回转运动，是最早将约束式 RCM 机构应用于经尿道手术的机器人系统．但采用弧形导轨使得机器人体积和质量比较大，且弧形导轨的加工难度大、精度不易控制，同时驱动系统需与运动单元一起运动，增加了系统的复杂度．在之后的研究中该解决方案逐渐被抛弃．

3) 球形机构（图 3(c)(d)）．球形机构的核心是关节轴线都经过球心，而球心即为 RCM 点，球形机构分为 2 种：并联型和串联型．区别在于杆件和关节数量，后者能降低控制复杂度和杆件干涉率．华盛顿大学研制的 Raven-I[46] 和 Raven-II[47-49] 分别采用了并联和串联机构（图 3(c)(d)）．

4) 并联机构．机械约束式并联 RCM 机构可实现末端构件绕定点转动．并联机构的特点是刚度大、移动惯量小，能够实现快速和精确的操作．罗马尼亚克卢日・纳波卡技术大学的 PARAMIS[50-52] 并联微创手术机器人（图 3(e)）和哈尔滨工业大学杜志江等[53-54] 设计的新型并联 RCM 微创手术机器人，通过不同的并联机构实现了 RCM 运动．

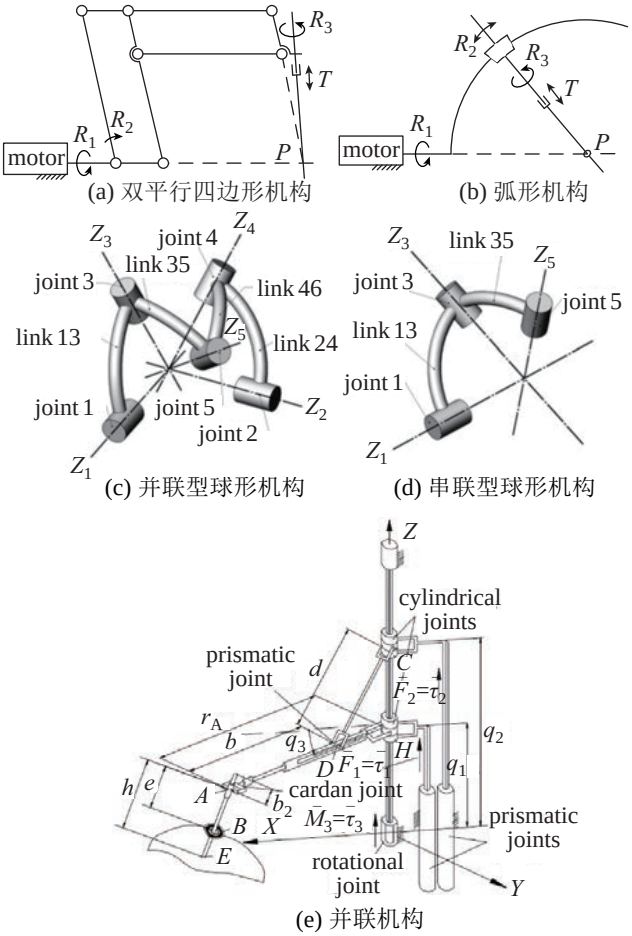


图 3　机器人本体构型

Fig.3　The configuration of robot body

虽然经尿道手术机器人的研究起步较早，但至今研究得并不多．其本体构型的设计大多引用了微创外科手术机器人的文献，本质上实现 RCM 运动的原理都来源于上述几种方式．但由于经尿道环境狭小，操作空间也相对较小，综合目前的经尿道手术机器人来看，一半是采用串联机械臂方式实现，这种方式结构简单、控制方式成熟，被广泛应用于经尿道手术机器人上．而在另一半机器人中，大范围的 RCM 运动通过手动调整来实现，而小范围的运动则通过末端机构的设计来实现．

4.1.2　末端手术器械设计

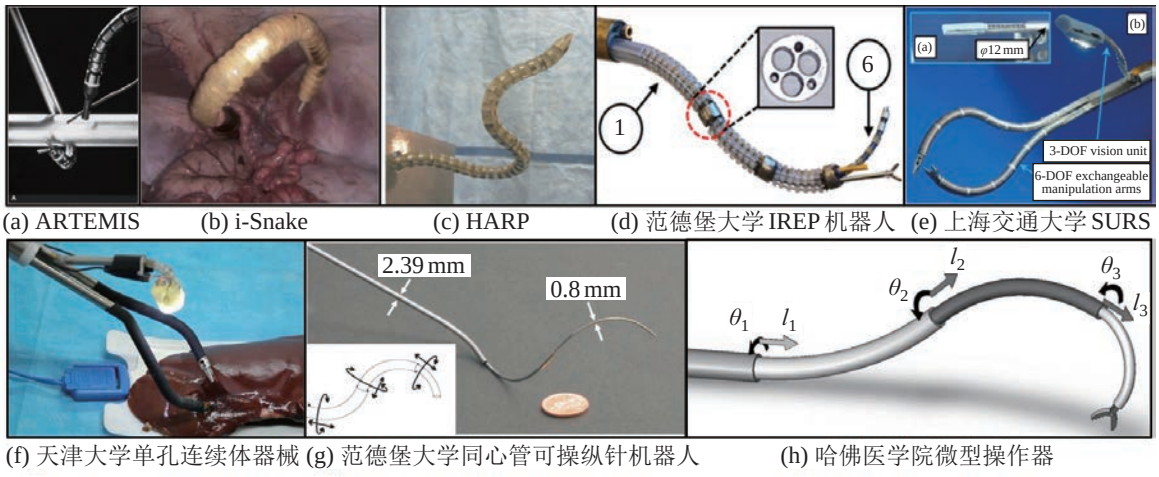
末端手术器械作为经尿道等微创手术机器人的末端执行器，直接用于对患处的切除、缝合等操作以及新型的介入式操作．因此，机器人末端的微创手术器械（也称微器械[55]）应具备高灵活度，结构

轻巧、操作便捷，且方便做无菌化处理．手术器械经过几十年的发展，演变出了多种形式，从机构学的角度总体上分为 2 大类：刚性离散体手术器械和连续体手术器械．

1) 刚性离散体手术器械．刚性离散体手术器械是由一系列单自由度刚性关节连接而成的微器械，运动仅通过关节处的控制而实现．刚性离散体微器械的代表有达芬奇手术机器人的 EndoWrist 系列微创手术器械、加州大学伯克利分校和加州大学旧金山分校联合开发的第二代 RTW 机器人系统[56]、天津大学的“妙手 S”机器人[57-58]，这些微创器械能够模仿医生手腕实现旋转、俯仰、偏转以及开合运动．目前国内外刚性离散体器械的直径一般在 8 mm 左右，10 mm 以内．男性尿道直径一般为 8 mm 左右，这种情况下刚性离散体器械的末端操作空间受限，降低了灵活性．因此刚性离散体手术器械很少应用于经尿道手术机器人上．

2) 连续体手术器械．一般认为具有比执行任务所需自由度更多自由度的（例如在 6-DOF 空间的 7-DOF 机械臂）机器人是冗余的或超冗余的[59]．当机器人的关节数量接近无穷大时，机器人便接近连续体机器人．连续体机器人的定义为：由具有连续切向量曲线的材料构成的可执行机构[60]．一些超冗余的离散体机构、蛇形机构虽然不具有连续切向量的曲线，但近似地符合该特征，因此也叫伪连续体机构，这里一并按照连续体机构进行介绍．具体的分类与更详细的介绍见文 [60]．

早在 1991 年，德国 Eberhard Karls 大学开始研发 ARTEMIS 微创手术机器人系统用于腹腔镜手术，其从操作臂为能够在体内弯曲旋转的蛇形手术器械，见图 4(a)．该机构由直径 10 mm 的多个新型关节连接而成，弯曲角度约为 90°．帝国理工学院 Hamlyn 中心医疗机器人团队 Yang 等[61-66] 研发了 i-Snake 柔性操作平台（见图 4(b)）．该微器械躯干通过多个万向节铰接而成，具有 7 个独立可控制自由度，并包含 2 个内部通道：一个用于内窥镜成像系统，一个用于介入式手术工具．该机器人成功进行了经阴道输卵管结扎手术，验证了其用于经自然腔道手术的可行性．卡内基 • 梅隆大学研发了用于心脏外科手术的高度铰接式微创手术机器人系统（HARP）[67-69]（见图 4(c)），该机构由 50 根通过钢丝连接的刚性圆柱体铰接而成，相邻关节可相对转动 ±15°，具有高达 105 个超冗余自由度，最小曲率半径为 35 mm．并成功应用于心脏外膜手术[69] 以及经口腔手术治疗[70]．类似的还有汉阳大学用于上颌窦手术的双主从机器人系统[71]．美国范德堡大学 ARMA 实验室 Simaan 等[72]（原在哥伦比亚大学）多年致力于多骨架连续体机器人方面的研究，如 IREP 机器人（见图 4(d)）．该连续体机构由多个镍钛骨架平行约束组成，能够提供 2 自由度任意方向的弯曲．该系列连续体机器人能成功应用于单孔腹腔微创手术[73]、上消化道内窥镜手术[74]、经鼻咽喉微创手术[75]、经尿道膀胱肿瘤切除[15-16,76-78] 等，也是第一次将连续体机器人应用于经尿道手术中．该团队最新优化的多尺度连续体机器人操作精度可达到微米级别[79]．国内较为典型的是上海交通大学徐凯等[80] 研发的用于单孔腹腔镜手术的可展收机器人系统（SURS）（见图 4(e)），该机器人包含远端和近端多个骨架以及双连续驱动机制，增加了机器人的模块性，并计划将小型化 SURS 机器人应用于经自然腔道的手术中．此外天津大学研发了类似的单孔机器人系统[81]（见图 4(f)）．



(a) ARTEMIS (b) i-Snake (c) HARP (d) 范德堡大学 IREP 机器人 (e) 上海交通大学 SURS

(f) 天津大学单孔连续体器械 (g) 范德堡大学同心管可操纵针机器人 (h) 哈佛医学院微型操作器

图 4 连续体机构

Fig.4 Continuum mechanisms

除超冗余铰接伪连续体机构、多骨架弹性连续体机构以及两者混合机构以外，同心管连续体机构也是研究和应用的热点．同心管连续体机构由多个预先弯曲的不同直径的弹性管相互嵌套而成[82]，这些管通常采用形状记忆合金（例如镍钛合金）制成，每个管在组装前进行预热以形成所需的形状，弹性管的基部可以旋转、平移以控制机器人的末端运动轨迹．目前同心管连续体机器人主要分为 2 类：可操纵针和微型操作器．

可操纵针目前采用最多是有源驱动方式，通过管内相互施加的内部力矩引导转向．范德堡大学 Webster 等[83-85] 设计了一种由 3 段不同直径的镍钛弹性管嵌套而成的同心管机构（见图4(g)），建立了基于梁力学的多套管弹性混合模型和能量模型，分析预测了同心管的特征和尖端位置，实现了尖端位置的精确控制．该同心管连续体机器人最初被用于经鼻颅底微创手术，之后又用于经尿道前列腺手术[18-20]，在经尿道手术上展示出了较大的发展潜力．

同心管微型操作器的近端结构和有源驱动方式的可操纵针基本相似，而内部空腔又可以使其末端安装铰接式手术工具（例如钳子、切除器等），因此该类型微操作器兼具了同心管和铰接式器械的优点，能灵活地到达目标位置，随后以一定的刚度保持近端相对固定，控制远端进行平移旋转等运动并通过工具进行手术操作．哈佛医学院的 Dupont 等[86] 利用两点边界值微分方程对同心管微型操作器（图 4(h)）进行了运动学建模，实现了尖端的实时位置控制．该微型操作器目前被用于心脏手术[87-88] 和脑内神经手术[89-91] 等．由于其兼具较小直径和可操作性，在面向经尿道手术这种狭小手术环境时具有一定的优势，也是未来经尿道手术机器人末端器械的研究热点．此外，Dupont 等提供了多种条件下的同心管微型操作器的建模与控制方法，详情可参考文 [92-100]．类似结构的还有哈尔滨工业大学（深圳）设计的三段式同心管机器人[101]．同心管连续体机器人的发展过程以及建模、设计、控制、传感等详细介绍请参考文 [82]．

上述文献提到的连续体机器人最初主要用于单孔腹腔镜手术机器人，这种手术环境下的连续体机器人目前最小的直径为 12 mm．在经尿道环境下应用连续体机器人时其直径必须限制在 8 mm 以内，这是经尿道手术机器人机构的特点之一．多骨架弹性连续体、同心管连续体（同心管机构直径可小于 1 mm）等具有较高的灵活度、较小的直径的连续体机构将成为经尿道手术机器人构型设计的重点研究方向和发展的趋势．

4.2　力反馈技术

在传统的开放性手术或 TURP 中，医生通过直接接触组织或者通过常规手术器械接触组织能轻松地获得触觉反馈．而在机器人辅助经尿道手术中远程操作使医生完全失去了反馈，且经尿道环境较复杂（如膀胱和前列腺周围分布的血管和神经），在失去触觉反馈的情况下进行外科手术，给医生带来了极大的操作挑战和心理负担，也给手术过程带来了风险，降低了手术质量．因此力反馈技术对于经尿道手术机器人而言是需要解决的关键技术之一．

在遥操作手术机器人中，力反馈由两个基本元素组成：力感知和力反馈[102]．而力感知技术无论在遥操作还是直接操作式手术机器人中都是力反馈的基础，其核心是通过不同的测量技术获取手术器械和组织的接触力．

4.2.1　力感知技术

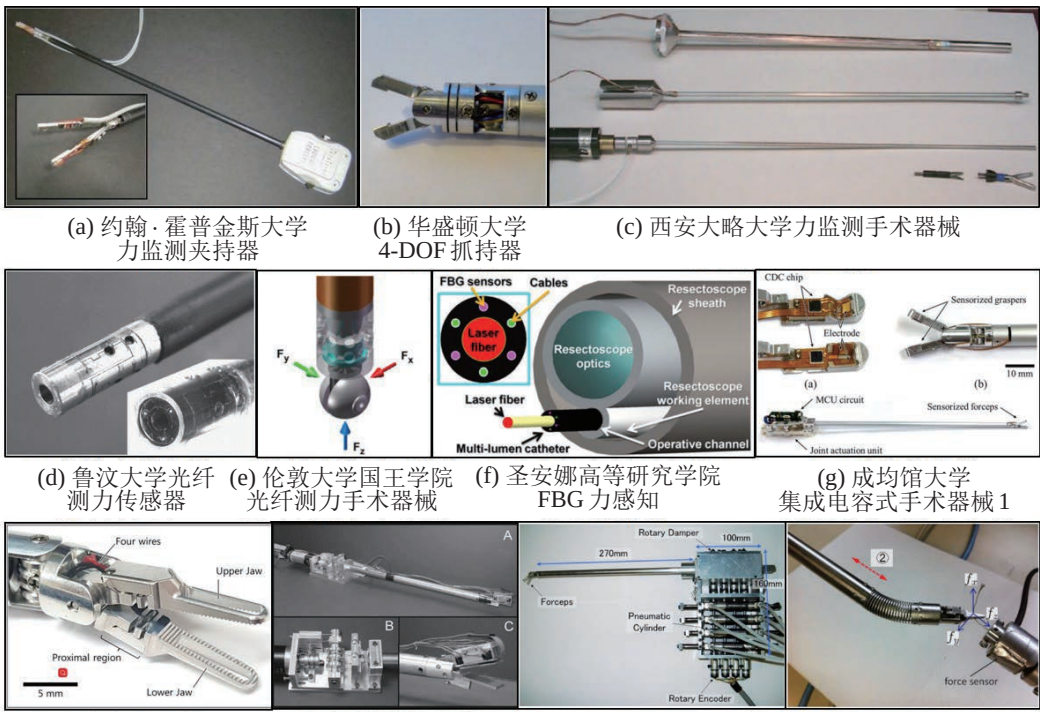
在微创手术包括经尿道手术中，接触力的测量技术分为直接测量和间接估算两种．

1) 直接测量技术通过安装在手术器械上的力传感器直接进行测量．理想情况下，力传感器的安装位置越接近病灶位置，干扰越小，测量越准确．基本上，力传感器的安装分为体内和体外两种．体内方式下器械的鞘套与组织的摩擦力及反作用力等不会影响力传感器的测量．因此，最佳位置是将力传感器布置在器械的末端结构上，例如钳爪上、钳爪转轴上或其他结构表面．约翰・霍普金斯大学的 Fischer 等[103] 开发了一种用于测量手术器械与组织间相互作用力以及组织的局部氧饱和度的系统，如图 5(a) 所示，应变片被安装在器械的钳爪表面，通过全惠斯通电桥和半桥来检测 1 个轴线分力和 2 个弯曲力，该系统可应用于传统微创手术和机器人辅助微创手术中．华盛顿大学仿生机器人实验 Hannaford 团队多年来一直研究手术器械的力反馈问题，最开始利用安装在偏带轮上的应变片进行力测量[104]，到后来在 4-DOF 抓持器的腕关节上安装力传感器获取力觉信息[105]（图 5(b)），并成功应用于 Raven-II 微创手术机器人．

传感器安装于体内能减少干扰，但这也面临着生物兼容性、无菌化处理以及需要适应内部温度变化等问题，同时传感器的安装会影响内部钳爪灵活性和操作范围．因此一些研究人员将部分传感器移到了体外，安装在靠近驱动端的位置．例如文 [105] 中除腕关节外，其他 3 个维度的力通过鞘套

近端丝传动轴上的传感器获得．加拿大西安大略大学 Tavakoli 等[106] 开发了一种具有力检测功能的手术器械（见图 5(c)）．该器械通过安装在电机轴和中空管之间的负载传感器以及外管和中管表面的应变片来测量作用在器械末端的 6 维力信号．

除基于应变片的力传感器外，基于光纤的光学测量方法也在机器人辅助外科手术中得到了大量应用．光学测量方法使用光纤将力信号从待检测区域传递到处理单元．鲁汶大学 Peirs 等[107] 将光纤传感器应用于 RMIS 系统中对手术器械进行力测量（见图 5(d)），通过均布的光位移传感器检测 3 个轴向力．伦敦大学国王学院 Puangmali 等[108] 设计了一种 MRI 兼容的非金属手术器械（见图 5(e)），3 组光纤能够测量轴向和径向力分量．针对经尿道手术，圣安娜高等研究学院 Russo 等[21] 设计了集成布拉格光栅（FBG）的同心管激光前列腺切除器（见图 5(f)），3 束光纤布置在激光纤维的外测同心管的内侧，用于评估转向时激光烧灼器和组织的接触力以及线缆的驱动能力．基于光纤的力传感器具有重量轻、体积小、灵敏度高、可集成在器械内部、对环境干扰不敏感以及核磁兼容等优势，因此将会越来越多地应用于微创手术的力检测中．



(a) 约翰·霍普金斯大学力监测夹持器 (b) 华盛顿大学 4-DOF 抓持器 (c) 西安大略大学力监测手术器械

(d) 鲁汶大学光纤测力传感器 (e) 伦敦大学国王学院光纤测力手术器械 (f) 圣安娜高等研究学院 FBG 力感知 (g) 成均馆大学集成电容式手术器械 1

(h) 成均馆大学集成电容式手术器械 2 (i) 德雷塞尔大学电枢电流间接测力 (j) 东京工业大学铰接式刚性手术器械 (k) 东京工业大学连续体柔性手术器械

图 5 力感知技术

Fig.5 Force sensing technology

此外，随着微机电系统（MEMS）、生物材料等技术的快速发展，微型化的传感器被集成在手术器械的末端，使得测量精确度、生物兼容性、密封性等都有很大提高．韩国成均馆大学最新的研究成果提供了一种集成了 4-DOF 力传感器的新型手术器械[109-110]，4 个电容式传感器以及电容数字转换芯片（CDC）嵌入在钳爪中，图 5(g)(h)分别为传感器安装在钳爪齿区和近端的手术器械．该器械成功在 Raven-II 手术机器人上进行了实验．

2) 间接估算是指通过测量执行器的输入量或者测量位移来计算作用力的大小．间接估算的方法需要建立精确的数学模型（包含动力学和摩擦力等因素）．这种方式在遥操作手术机器人中应用较多．德雷塞尔大学 Tholey 等[111] 通过测量电机的电枢电流来计算标定后的夹持力（见图 5(i)）．这种方式受机械间隙、摩擦力、电枢电导变化等影响误差较大，因此需要采用误差补偿、提高标定精度以及增加干扰观测器等方法来提高测量精度．东京工业大学采用气动方式设计了铰接式刚性手术器械[112] 和连续体柔性手术器械[113]，见图 5(j)(k)．这 2 种器械通过获取气缸压差、移动位置等输入量，再利用动力学模型计算获取器械末端和组织的交互力．

由上可知，手术器械和组织的力觉信息有多种方法获取，不同的获取方式与手术器械本身的结

构、驱动方式以及微创手术的类型相关，采用直接测量方式获取力信息需要根据传感器在体内和体外的位置来调整系统对误差消除的方式．采用间接估算方式获取力信息则需要根据不同的模型通过提高建模精度来提高估算精度．在常见的腹腔微创手术机器人中，由于手术过程为较大范围内的操作性运动，仅依靠腹腔镜的视觉引导可以顺利完成手术（达芬奇手术机器人），在经尿道狭小的手术环境中对力传感器的需求并不高（避免组织穿孔），这也是经尿道手术机器人需要解决的关键问题，从目前研究来看，基于光纤的力传感器和集成 MEMS 的力传感器是研究的热点，适用于经尿道的狭小空间以及包膜手术微小的力感知环境，未来会在经尿道手术机器人上得到更多的应用．

4.2.2　力反馈技术

通过上述方式获得的力信息需要反馈给使用者，以实现完整的力反馈．力信息的反馈方式主要分为直接反馈和感知替代．直接反馈即通过触觉反馈装置将采集到的力信息通过物理接触方式直接作用到操作者的手上．触觉反馈装置除反馈手术器械和组织的作用力之外，还作为主从操作型微创手术的操作主手，是整个系统的输入设备．触觉力反馈主手根据构型不同分为串联型、并联型和串并混合型 3 种．作为力反馈装置，这 3 种主手的共同点是通过伺服电机逆向产生力作用于操作者手部，实现力反馈功能．作为输入设备，串联型主手的优点是运动灵活、控制简单以及工作空间大，缺点是机构的刚度较差．并联型主手的优点是刚度高、运动惯量小、承载力大且运动精度高，缺点是工作空间受限．串并混合型主手兼具两者的优点，具有良好的运动灵活度和较高的操作精度，且工作空间和刚度适中．

在微创手术机器人系统的操作主手中，串联型主手常见的商业化产品代表是 3D Systems 公司的 Geomagic Touch（原名 Sensable Phantom Omni）（见图 6(a)），该装置特有的笔状平衡结构具有 6 自由度位置传感和 3 自由度力反馈，同类型的产品还有法国 Haption 公司 Virtuose 6D 力反馈主手（图 6(b)）．此外许多微创手术机器人系统会根据自身结构特点和操作方式设计特定的操作主手．达芬奇手术机器人系统采用 2 个 8 自由度串联型定制版操作主手[114]，如图 6(c) 所示．该主手包含 7 自由度冗余串联臂和 1 自由度夹持机构，能够提供 6 维的力/力矩反馈，夹持机构无力反馈．国内天津大学“妙手 C”手术机器人系统操作主手[57]（见图 6(d)）和哈尔滨工业大学“华鹊”微创手术机器人操作主手[115]（见图 6(e)）都是根据机器人自身特点而设计的．

韩国原子能研究所设计了一款 6-DOF 并联型力反馈主手[116]，如图 6(f) 所示．该主手的执行端通过 3 条并联杆件和 2-DOF 万向节固定在基座上，较低的移动惯量使该主手具有更好的动态带宽．类似的主手还有西安大略大学 7-DOF 并联型力反馈主手[117]（见图 6(g)）、北京航空航天大学 iFeel6-BH 系列[118] 并联型力反馈主手（见图 6(h)）．

Force Dimension 公司的 Omega 系列力反馈主手是串并混合型力反馈主手的典型代表．该公司最新的 Sigma.7 主手（见图 6(i)）与 Omega.7 主手相比，增加了姿态调整机构的力矩反馈，实现了 6 维力/力矩反馈．东南大学研制了一种混合型 6-DOF 力反馈主手，如图 6(j) 所示．该主手由双平行杆、菱形连杆以及旋转机构组成，具有较大的工作空间和较高的输出力．

由于经尿道手术机器人所需自由度相对较少，无须完成打结、缝合等复杂操作，所以目前现有操作主手基本采用商业型主手，以 Omega.X 系列居多，使得研究的重点更集中在本体设计、控制精度以及手术导航方面．

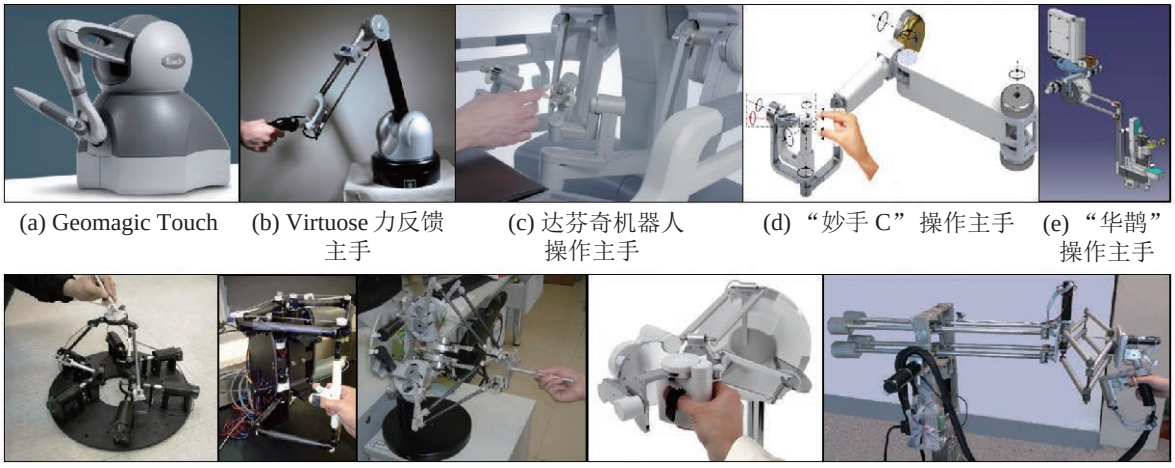
4.3　精密运动控制技术

经尿道手术机器人从操作端手臂的运动精度很大程度会影响外科手术的质量．由于机器人从操作端手臂的主动关节存在机械摩擦、间歇以及运动过程中由弹性元件引起的震颤等问题，从操作端的运动响应和操作精度难以达到实际的操作要求．运动响应和操作精度的好坏与关节电机的闭环伺服精度和动态响应特性有重要的关系，因而需要对从端操作手臂进行精密的运动控制．

机器人从操作端手臂的运动控制主要是位置控制．位置控制是在指定的坐标系上对机器人关节的位置、速度以及加速度进行控制从而使机器人按照预期的指令进行运动．机器人的位置控制包括直角坐标控制和关节坐标控制．一般将直角坐标的运动映射到关节坐标进行控制律的设计．在闭环位置控制中，传统的控制方法例如 PID（比例－积分－微分）控制由于其结构简单、实时性好、鲁棒性好，且计算量小，在工业中得到了广泛应用．但传统的控制方法无法满足对变载荷等复杂非线性对象的控制．而现代控制方法和智能控制方法在解决控制系统非线性问题和振动抑制问题上具有明显优势．

现代控制方法代表性的有滑模控制、自适应控

制、最优控制等．这类方法是基于模型的控制方法，能够提高复杂非线性系统的运动精度和减小弹性振动引起的误差，但对控制模型的准确性有较高的依赖，且会增加系统的响应时间．智能控制方法是将一些智能算法加入到控制系统中，代表性的有模糊控制、神经网络控制、专家控制、学习控制等，这类方法是基于无模型控制的，用于解决建模困难或不准确问题、控制非线性问题以及其他复杂的问题，但收敛时间较长．因此，这类方法经常结合闭环 PID 算法提高从端操作手臂的准确性．文 [119-121] 采用基于模糊控制的 PID 算法实现手术机器人的位置控制．文 [122] 采用多目标粒子群优化算法对 PID 参数进行整定，提高闭环系统的准确性．此外，文 [123-124] 采用预测控制方法和卡尔曼滤波算法对手术机器人进行运动补偿，减小了生理活动对手术的影响．文中 4.1 节中提到目前多半经尿道手术机器人采用串联机械臂方式实现 RCM 运动，这使得经尿道手术机器人对控制系统、控制算法的要求更加严格，控制系统的精度和稳定性将严重影响 RCM 运动以及其他运动的精度．



(a) Geomagic Touch (b) Virtuose 力反馈主手 (c) 达芬奇机器人操作主手 (d) “妙手 C”操作主手 (e) “华鹊”操作主手

(f) 6-DOF 并联型力反馈主手 (g) 7-DOF 并联型力反馈主手 (h) iFee16-BH 并联型力反馈主手 (i) Sigma.7 主手 (j) 混合型 6-DOF 力反馈主手

图 6 力反馈主手

Fig.6 Haptic master devices

此外，由于在复杂的手术操作中，机器人末端执行器始终与尿道接触且以耻骨联合处为支点进行旋转，与患部会有直接接触和能量交换，从手术安全性角度来看，仅仅有位置控制是不够的，需要在从端操作手臂的控制中引入力控制．机器人的力控制分为两大类：直接力控制和间接力控制．前者主要包括力/位置混合控制（hybrid position and force control）[125]，后者包括被动刚度控制[126]、阻抗控制（impedance control）和导纳控制（admittance control）[127-129]．机器人关节的力/位置混合控制将任务空间分解为位置控制子空间和力控制子空间，分别对机器人进行位置控制和力控制．文 [113, 130] 分别利用力估计和力传感器测量方式结合位置传感器实现手术机器人的力/位置混合控制．阻抗控制器的输入是运动，输出是控制力；导纳控制器的输入是力，输出是运动．在阻抗控制中，控制器被看作是阻抗，机器人被看作是导纳；在导纳控制中，控制器被看作是导纳，机器人被看作是阻抗．文 [131-132] 利用增强混合型控制和模糊自适应补偿分别实现了连续体机器人和 7 自由度手术机器人的阻抗控制．文 [127] 提出将阻抗控制和导纳控制统一起来，形成一种混合控制方案，在可变形的软环境下进行导纳控制，在形变微小的硬环境下进行阻抗控制．

4.4 手术导航技术

在传统的经尿道手术中，由于尿道环境狭小，且内窥镜视野有限，医生在经尿道手术中的环境感知十分受限，无法准确把握器械和组织的距离，更无法观测到器官表层以下的深层信息，尽管计算机断层扫描图像（CT）或磁共振成像（MRI）的出现极大地帮助医生提高了对病灶和周围关键组织的定位准确性，但这些需要医生查看术前影像，想像病灶与周围重要解剖结构（血管、神经、脏器等）在当前视野中的位置，容易出现病灶边界定位不准、健康组织切除过多、术中出血转开放手术等问题．

随着医学图像处理技术、虚拟现实技术（virtual reality，VR）、增强现实技术（augmented reality，AR）的迅速发展，计算机辅助手术导航技术

有效解决了微创手术中的可视化问题．VR 手术系统提供了一个虚拟的手术环境，医生可在虚拟环境中进行手术规划，但更多用于对医生的培训和教学目的．而 AR 则将虚拟信息融合在现实环境中，增强医生对现实环境的理解．在经尿道及其他微创外科手术中，AR 手术导航技术将组织表面下的重要解剖结构可视化后实时配准到内窥镜视野中，以提高手术的准确性和安全性．

经尿道手术中的泌尿系统位于腹腔内．由于腹腔环境的复杂性，腹腔内的软组织器官在术中存在移位和大变形，使得增强现实导航技术在腹腔外科面临较大挑战．腹腔镜增强现实导航技术利用术前或者术中的医学影像，通过图像分割、3 维重建等算法建立目标组织的解剖结构及 3D 模型，并通过配准方法将虚拟场景（解剖结构的 3D 信息）和实际场景（术中腔镜图像）进行坐标映射，最后将虚实场景进行叠加显示给医生．增强现实导航技术的关键在于 3 维模型重建和配准方法，常见的非刚性配准例如基于有限元模型的配准[133] 和基于生物力学模型的配准[134]，这些静态配准过程都需要进行手动对齐，配准精度依赖于经验且耗时较长．Thompson 等[135] 将光学追踪器引入腹腔镜下进行肝脏切除，获取多个重建面片之间的相对位置，并将这些面片拼接在一起形成更宽角度的肝脏模型，然后利用 ICP （iterative closest point）算法进行非刚性配准，该导航系统能够实时捕捉术中软组织的形变，具有临床应用价值．

将增强现实导航系统引入到经尿道微创手术机器人系统中，有利于增强术中场景信息，使医生的视野更加全面，增强机器人系统的环境感知能力．Su 等[136] 提出迭代最近点和基于图像的表面跟踪技术（不使用外部跟踪系统或预先表面标记点），将重建 3D 图像实时叠加到腹腔镜镜头上，用于机器人辅助腹腔镜部分肾切除术．Pessaux 等[137] 将触觉渲染和增强现实技术集成在机器人辅助腹腔镜手术的外科手术控制台中，通过处理内窥镜视频信号，确定解剖结构、出血部位、手术器械的相对位置并叠加术前 3D 重建图像，以增强机器人辅助微创手术的安全性和获得更轻松的系统控制．腹腔镜增强现实导航技术更详细的介绍参见文 [138]．

增强现实导航技术引入到经尿道手术机器人系统是必然的发展趋势，将为手术机器人系统提供更强大的“眼”功能，随着硬件技术、以深度学习为代表的人工智能技术的发展，增强现实导航技术将在图像分割、自动化配准、配准精度优化、变形和运动补偿方面取得更大的进展．

此外，由于经尿道手术操作空间狭小，且膀胱镜反馈的图像信息有限，医生在操作机器人进行移动或切除的过程中会意外损伤病灶周围的正常组织（例如前列腺周围的神经），因此需要采用安全辅助措施以保证手术安全性．目前最常用的方法是虚拟夹具技术（VF，virtual fixture）[139]，即通过术前扫描获取前列腺或膀胱的 3 维模型，在该模型上规划出一个虚拟的操作区域，并对进入该操作区域内的从端操作臂的运动进行约束，使机器人按照特定的路径运动，或者完全拒绝机器人从端操作臂进入该区域运动．Abbott 等[140-141] 详细地分析了两种不同的虚拟夹具的实现方式．Zheng 等[142] 提出了一种用于动态追踪内窥镜的安全控制方法，该方法基于空间动力学柔性虚拟夹具技术，可实现狭小空间下的机器人运动约束．基于虚拟夹具的机器人安全控制策略与增强现实导航技术的应用将进一步提高经尿道手术机器人的安全性．

5　发展趋势及面临的挑战（Development trends and challenges）

经尿道手术机器人作为微创外科手术机器人的一种，既继承了微创外科手术机器人的共性关键技术，又具有自身手术环境影响下的特性．经尿道手术机器人作为一个多学科交叉的产物，推动了微创外科手术尤其是泌尿外科的发展，使得泌尿外科手术走向微创甚至无创化、精准化、可视化以及智能化．当然经尿道手术机器人也面临着多种个性化的挑战和机遇．

经尿道手术机器人的机构设计向柔性化和小型化发展．经尿道手术由于尿道结构狭窄，由从操作臂带动末端刚性器械完成手术的结构形式存在着操作盲区（如膀胱颈两侧），而柔性化的连续体机器人能很好地解决操作盲区问题，能提供更全面、更灵活的操作，因此连续体机器人是经尿道手术机器人的发展趋势．连续体机构的变刚度结构等的设计、材料的研究、驱动方式的设计等是研究的难点和热点，未来连续体机器人需要在运动精度、灵活度、结构刚度、重量和体积上进行权衡．

经尿道手术机器人的多模态信息传感是未来的发展趋势．目前商业化的微创外科手术机器人主要基于视觉反馈为医生提供手术感知．这种单一的反馈方式在视觉受限的手术环境中存在误差和不安全因素．随着新材料、微机电系统、传感器、图像处理等多学科多领域的发展，多模态的信息传感将视

觉、力觉、触觉、听觉等融合在一起使得医生和手术机器人之间的人机交互更加直觉化、透明化，能增强医生的手术临场感，帮助医生更好地决策，提高手术的安全性．材料的性能（生物相容性、手术消毒要求等）、传感器的安装、信号的获取与处理等都是研究的难点．机构设计结合多模态信息传感将进一步增强手术机器人中“手”的作用．

基于术前医学图像信息的非刚性配准的增强现实导航系统是经尿道手术机器人未来的发展趋势．仅依赖于内窥镜图像信息无法获知深层病灶和周围解剖结构的准确位置信息，因此会出现病灶切除残余、正常组织切除过多以及术中出血等多种问题．目前增强现实导航技术研究主要基于术前医学图像，图像分割方式也从传统的手动分割向基于深度学习的图像分割转变，配准方式从刚性配准向非刚性配准转变，增强现实的导航精度和实时性受术中变形、生理运动以及配准计算量等多种因素的影响，未来的研究将在智能高精度分割算法、高精度非刚性配准算法、实时的术中地图重建技术以及高鲁棒性的器械追踪技术等方面展开．此外，随着复合手术室（hybrid operation room）的发展，DSA（digital subtraction angiography）、术中 CT、术中 MRI 等医疗设备同时配齐，增强现实导航的数据来源可以由术前替换为术中，提高手术导航精度，达到精准治疗的效果，进一步增强手术机器人中“眼”的作用．

经尿道手术机器人的智能控制是未来的发展趋势．随着对手术机器人控制精度、操作复杂度、响应延时、多目标任务及手术安全性等要求的不断提高，传统的位置控制及其他简单的线性控制方法已经不能满足手术机器人精准化和智能化的发展要求．随着基于神经网络的无模型自适应控制技术、基于预测函数控制的运动补偿技术、基于姿态预测和图像识别的手术器械跟踪技术、基于虚拟夹具的机器人运动约束技术、基于模糊强化学习的人机交互控制技术以及其他提高手术机器人安全性和可靠性的柔顺控制技术不断地加入人工智能的成分，手术机器人中“脑”的作用将进一步增强．

6 结论（Conclusion）

经尿道手术机器人是机器人和经尿道微创外科手术结合的产物，得益于机器人技术、计算机视觉、图像处理、传感器技术、新材料等多学科领域的交叉，旨在改善当前经尿道微创手术面临的手术操作空间小、操作精度低、手术环境可视性差、医生操作疲劳等一系列问题．本文对经尿道手术机器人的发展现状进行了综述，对所涉及的机器人机构设计、力反馈技术、精密运动控制以及增强现实导航等关键技术进行了详尽的分析，从中可知：1) 经尿道手术机器人由于经尿道环境的特殊性，其本体构型趋向小型化和轻型化．多骨架弹性连续体以及同心管连续体机构是发展的趋势，且性能将有所突破．2) 力反馈对于经尿道手术机器人来说不可或缺，力感知信息的获取是难点，最新研究集中在 FBG 传感器和 MEMS 集成传感器上．力反馈设备初期以商用产品为主，后期会根据特性定制．3) 手术导航技术以增强现实导航为主，导航数据基本来源于术前，配准算法由刚性向非刚性发展，深度学习将在图像分割上发挥作用，导航精度和配准实时性需找到一个平衡点．4) 手术机器人的控制已突破传统的 PID 控制，现代和智能控制算法提高了手术机器人的操作精度和响应速度．机器人关节引入力控制提高了手术机器人的安全性和灵活度．5) 基于虚拟夹具的安全控制策略等相关方法将更多地用于解决经尿道手术机器人的安全性问题．6) 经尿道微创手术机器人不能替代医生完成手术，但机器人系统扩展了医生“手”“眼”“脑”，提高了手术的安全性和操作精度，缩短了手术治疗时间，改善了患者的预后，减轻了医生的劳动强度．尽管经尿道手术机器人面临重重困难，但是未来发展空间广阔．

参考文献（References）

[1] 那彦群．中国泌尿外科疾病诊断治疗指南手册 [M]．北京：人民卫生出版社，2014.
Na Y Q. Guidelines for the diagnosis and treatment of urological diseases in China[M]. Beijing: People’s Medical Publishing House, 2014.

[2] Tubaro A, Carter S, Hind A, et al. A prospective study of the safety and efficacy of suprapubic transvesical prostatectomy in patients with benign prostatic hyperplasia[J]. The Journal of Urology, 2001, 166(1): 172-176.

[3] Herrell S D, Webster R, Simaan N. Future robotic platforms in urologic surgery: Recent developments[J]. Current Opinion in Urology, 2014, 24(1): 118-126.

[4] 陈向东，王忠，齐隽．经尿道前列腺剜除术中对前列腺包膜和外科包膜性状的观察 [J]．中国男科学杂志，2009，23(5)：43-45,52.
Chen X D, Wang Z, Qi J. The character of the surgical capsule and the static capsule in PKEP[J]. Chinese Journal of Andrology, 2009, 23(5): 43-45,52.

[5] 段相林，郭炳冉，辜清．人体组织学与解剖学 [M]．4 版．北京：高等教育出版社，2006.
Duan X L, Guo B R, Gu Q. Human histology and anatomy[M]. 4th ed. Beijing: Higher Education Press, 2006.

[6] Herr H W, Donat S M. Quality control in transurethral resection of bladder tumours[J]. BJU International, 2008, 102(9B): 1242-1246.

[7] Marescaux J, Leroy J, Gagner M, et al. Transatlantic robot-assisted telesurgery[J]. Nature, 2001, 413: 379-380.

[8] Horise Y, He X C, Gehlbach P, et al. FBG-based sensorized light pipe for robotic intraocular illumination facilitates bimanual retinal microsurgery[C]//Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Piscataway, USA: IEEE, 2015: 13-16.

[9] Davies B L, Hibberd R D, Coptcoat M J, et al. A surgeon robot prostatectomy – A laboratory evaluation[J]. Journal of Medical Engineering and Technology, 1989, 13(6): 273-277.

[10] Davies B L, Hibberd R D. Robotic surgery at imperial college London[C]//IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics. Piscataway, USA: IEEE, 1993: 176-181.

[11] Ng W S, Davies B L, Hibberd R D, et al. Robotic surgery[J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 1993, 12(1): 120-125.

[12] Mei Q, Harris S J, Arambula-Cosio F, et al. PROBOT – A computer integrated prostatectomy system[C]//4th International Conference on Visualization in Biomedical Computing. Berlin, Germany: Springer-Verlag, 1996: 581-590.

[13] Mei Q, Harris S J, Hibberd R D, et al. Optimising operation process for computer integrated prostatectomy[C]//2nd International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. Berlin, Germany: Springer-Verlag, 1999: 1042-1051.

[14] de Badajoz E B, Garrido A J, Vacas F G, et al. New master arm for transurethral resection with a robot[J]. Archivos Espanoles de Urologia, 2002, 55(10): 1247-1250.

[15] Goldman R E, Bajo A, MacLachlan L S, et al. Design and performance evaluation of a minimally invasive telerobotic platform for transurethral surveillance and intervention[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2013, 60(4): 918-925.

[16] Pickens R B, Bajo A, Simaan N, et al. A pilot ex vivo evaluation of a telerobotic system for transurethral intervention and surveillance[J]. Journal of Endourology, 2015, 29(2): 231-234.

[17] Sarli N, del Giudice G, De S, et al. Preliminary porcine in vivo evaluation of a telerobotic system for transurethral bladder tumor resection and surveillance[J]. Journal of Endourology, 2018, 32(6): 516-522.

[18] Hendrick R J, Herrell S D, Webster R J I. A multi-arm hand-held robotic system for transurethral laser prostate surgery[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2014: 2850-2855.

[19] Hendrick R J, Mitchell C R, Herrell S D, et al. Hand-held transendoscopic robotic manipulators: A transurethral laser prostate surgery case study[J]. International Journal of Robotics Research, 2015, 34(13): 1559-1572.

[20] Mitchell C R, Hendrick R J, Webster R J I, et al. Toward improving transurethral prostate surgery: Development and initial experiments with a prototype concentric tube robotic platform [J]. Journal of Endourology, 2016, 30(6): 692-696.

[21] Russo S, Dario P, Menciassi A. A novel robotic platform for laser-assisted transurethral surgery of the prostate[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2015, 62(2): 489-500.

[22] 孙颖浩，徐凯，赵江然，等．一种经尿道的手术机器人及控制系统，中国：CN106510848A[P]．2017-03-22.
Sun Y H, Xu K, Zhao J R, et al. Transurethral surgical robot and control system, China: CN106510848A[P]. 2017-03-22.

[23] Wang J C, Zhao J D, Ji X Q, et al. A surgical robotic system for transurethral resection[C]//World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Singapore: Springer, 2018: 711-716.

[24] Locke R C O, Patel R V. Optimal remote center-of-motion location for robotics-assisted minimally-invasive surgery[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2007: 1900-1905.

[25] Konietschke R, Hagn U, Nickl M, et al. The DLR MiroSurge – A robotic system for surgery[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2009: 1147-1148.

[26] Rainer K, Tim B, Christian R, et al. Optimal setup of the DLR MiroSurge telerobotic system for minimally invasive surgery[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2011: 3435-3436.

[27] Mayer H, Nagy I, Knoll A, et al. The Endo[PA]R system for minimally invasive robotic surgery[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2004: 3637-3642.

[28] Juan S, Gerard P, Pierre V. Improved dynamic formulation for decoupled Cartesian admittance control and RCM constraint [C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2016: 1124-1129.

[29] Sturz Y R, Affolter L M, Smith R S. Parameter identification of the KUKA LBR IIWA robot including constraints on physical feasibility[J]. IFAC PapersOnline, 2017, 50(1): 6863-6868.

[30] Allaf M E, Jackman S V, Schulam P G, et al. Laparoscopic visual field[J]. Surgical Endoscopy, 1998, 12(12): 1415-1418.

[31] Wang Y, Laby K P. Automated endoscope system for optimal positioning, USA: 5553198[P]. 1996-11-29.

[32] Wang Y, Uecker D R, Laby K P, et al. Apparatus for performing minimally invasive cardiac procedures with a robotic arm that has a passive joint and system which can decouple the robotic arm from the input device, USA: 7390325[P]. 2006-01-17.

[33] Eto M, Naito S. Robotic surgery assisted by the ZEUS system[J]. Recent Advances in Endourology, 2006, 6: 39-48.

[34] Jacques M, Francesco R. The ZEUS robotic system: Experimental and clinical applications[J]. Surgical Clinics of North America, 2003, 83(6): 1305-1315.

[35] 潘博，付宜利，王树国，等．微创条件约束下内窥镜操作机器人运动学 [J]．机械工程学报，2009，45(3)：162-168.
Pan B, Fu Y L, Wang S G, et al. Kinematics of laparoscopic robot under minimally invasive environment[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2009, 45(3): 162-168.

[36] 王树新，李建民，张林安，等．一种用于辅助微创外科手术的持镜机器人系统，中国：CN101396298A[P]．2009-04-01.
Wang S X, Li J M, Zhang L A, et al. Robot system with endoscope for assisting micro-wound surgical operation, China: CN101396298A[P]. 2009-04-01.

[37] Tang A L, Cao Q X, Tan H B, et al. Motion control of a master-slave minimally invasive surgical robot based on the hand-eye-coordination[C]//Asian Conference on Computer-Aided Surgery. Berlin, Germany: Springer, 2016: 57-71.

[38] Tang A L, Cao Q X, Pan T W. Spatial motion constraints for a minimally invasive surgical robot using customizable virtual fixtures[J]. International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2014, 10(4): 447-460.

[39] 唐奥林．面向主从式微创外科手术机器人的遥操作运动控制策略研究 [D]．上海：上海交通大学，2014.
Tang A L. Research on the teleoperation motion control strategy for a master-slave minimally invasive surgical robot[D]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University, 2014.

[40] Feng M, Fu L L, Pan B, et al. Development of a medical robot system for minimally invasive surgery[J]. International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2012, 8(1): 85-96.

[41] Niemeyer G D. Aspects of a control system of a minimally invasive surgical apparatus, USA: 6493608[P]. 2002-12-10.

[42] Tierney M J, Cooper T G, Julian C A, et al. Mechanical actuator interface system for robotic surgical tools, USA: 7524320[P]. 2002-12-10.

[43] Yi B, Wang G H, Li J M, et al. Domestically produced Chinese minimally invasive surgical robot system "Micro Hand S" is applied to clinical surgery preliminarily in China[J]. Surgical Endoscopy, 2017, 31(1): 487-493.

[44] Harris S J, Mei Q, Hibberd R D, et al. Experiences using a special purpose robot for prostate resection[C]//8th International Conference on Advanced Robotics. Piscataway, USA: IEEE, 1997: 161-166.

[45] Harris S J, Arambulacosio F, Mei Q, et al. The PROBOT – An active robot for prostate resection[J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 1994, 211(4): 317-325.

[46] Lum M J H, Friedman D C W, Sankaranarayanan G, et al. The Raven: Design and validation of a telesurgery system[J]. International Journal of Robotics Research, 2009, 28(9): 1183-1197.

[47] Hannaford B, Rosen J, Friedman D W, et al. Raven-II: An open platform for surgical robotics research[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2013, 60(4): 954-959.

[48] Lewis A, Hannaford B. Dynamically evaluated gravity compensation for the Raven surgical robot[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2014: 2534-2539.

[49] Schwaner K L, Jensen P T, Savarimuthu T R. Increasing precision of the Raven-II surgical robot by applying cascade control[C]//IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. Piscataway, USA: IEEE, 2018: 1138-1144.

[50] Vaida C, Pisla D, Plitea N, et al. Development of a control system for a parallel robot used in minimally invasive surgery[C]//International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology. Berlin, Germany: Springer, 2009: 171-176.

[51] Plitea N, Pisla D, Vaida C, et al. Dynamic modeling of a parallel robot used in minimally invasive surgery[C]//The Second European Conference on Mechanism Science. Berlin, Germany: Springer, 2009: 595-602.

[52] Plitea N, Pisla D, Vaida C. On kinematics of a parallel robot used for the minimally invasive surgery[J]. Proceedings in Applied Mathematics and Mechanics, 2007, 7(1): 4010033-4010034.

[53] Sun J Y, Wang S, Yu H J, et al. Design and analysis of a new remote center-of-motion parallel robot for minimally invasive surgery[C]//International Conference on Intelligent Robotics and Applications. Berlin, Germany: Springer, 2017: 417-428.

[54] Sun J Y, Yan Z Y, Du Z J. Optimal design of a novel remote center-of-motion mechanism for minimally invasive surgical robot[J]. IOP Conference Series: Earth and Environmental Science. 2017, 69(1). DOI: 10.1088/1755-1315/69/1/012097.

[55] Diana M, Marescaux J. Robotic surgery[J]. British Journal of Surgery, 2015, 102(2): 15-28.

[56] Cenk Çavuşoğlu M, Williams W, Tendick F, et al. Robotics for telesurgery: Second generation Berkeley/UCSF laparoscopic telesurgical workstation and looking towards the future applications[J]. Industrial Robot, 2003, 30(1): 22-29.

[57] 孔康．小型化微创手术机器人设计方法与运动映射策略研究 [D]．天津：天津大学，2017.
Kong K. Design method and motion mapping strategy of miniaturized minimally invasive surgery robot[D]. Tianjin: Tianjin University, 2017.

[58] Luo D, Liu Y F, Zhu H W, et al. The MicroHand S robotic-assisted versus Da Vinci robotic-assisted radical resection for patients with Sigmoid colon cancer: A single-center retrospective study[J]. Surgical Endoscopy, 2020, 34: 3368-3374.

[59] Chirikjian G S, Burdick J W. A hyper-redundant manipulator[J]. IEEE Robotics and Automation Magazine, 1994, 1(4): 22-29.

[60] Burgner-Kahrs J, Rucker D C, Choset H. Continuum robots for medical applications: A survey[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2015, 31(6): 1261-1280.

[61] Kwok K W, Hung Tsoi K, Vitiello V, et al. Dimensionality reduction in controlling articulated snake robot for endoscopy under dynamic active constraints[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2013, 29(1): 15-31.

[62] Newton R C, Noonan D P, Vitiello V, et al. Robot-assisted transvaginal peritoneoscopy using confocal endomicroscopy: A feasibility study in a porcine model[J]. Surgical Endoscopy, 2012, 26: 2532-2540.

[63] Shang J Z, Payne C J, Clark J, et al. Design of a multitasking robotic platform with flexible arms and articulated head for minimally invasive surgery[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2012: 1988-1993.

[64] Noonan D P, Vitiello V, Shang J Z, et al. A modular, mechatronic joint design for a flexible access platform for MIS[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2011: 949-954.

[65] Shang J Z, Noonan D P, Payne C J, et al. An articulated universal joint based flexible access robot for minimally invasive surgery[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2011: 1147-1152.

[66] Kwok K W, Vitiello V, Yang G Z. Control of articulated snake robot under dynamic active constraints[C]//International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. Berlin, Germany: Springer, 2010: 229-236.

[67] Ota T, Degani A, Schwartzman D, et al. A novel highly articulated robotic surgical system for epicardial ablation[C]//30th Annual International IEEE EMBS Conference. Piscataway, USA: IEEE, 2008: 3273-3276.

[68] Degani A, Choset H, Zubiate B, et al. Highly articulated robotic probe for minimally invasive surgery[C]//30th Annual International IEEE EMBS Conference. Piscataway, USA: IEEE, 2008: 250-253.

[69] Ota T, Degani A, Schwartzman D, et al. A highly articulated robotic surgical system for minimally invasive surgery[J]. The Annals of Thoracic Surgery, 2009, 87(4): 1253-1256.

[70] Rivera-Serrano C M, Johnson P, Zubiate B, et al. A transoral highly flexible robot: Novel technology and application[J]. The Laryngoscope, 2012, 122(5): 1067-1071.

[71] Yoon H S, Cha H J, Chung J, et al. Compact design of a dual master-slave system for maxillary sinus surgery[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2013: 5027-5032.

[72] Simaan N, Bajo A, Reiter A, et al. Lessons learned using the insertable robotic effector platform (IREP) for single port access surgery[J]. Journal of Robotic Surgery, 2013, 7(3): 235-240.

[73] Bajo A, Goldman R E, Wang L, et al. Integration and preliminary evaluation of an insertable robotic effectors platform for single port access surgery[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2012: 3381-3387.

[74] Garbin N, Wang L, Chandler J H, et al. Dual-continuum design approach for intuitive and low-cost upper gastrointestinal endoscopy[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2019, 66(7): 1963-1974.

[75] Bajo A, Dharamsi L M, Netterville J L, et al. Robotic-assisted micro-surgery of the throat: The trans-nasal approach [C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2013: 232-238.

[76] Sarli N, Marien T, Mitchell C R, et al. Kinematic and experimental investigation of manual resection tools for transurethral bladder tumor resection[J]. International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2017, 13(2). DOI: 10.1002/rcs.1757.

[77] Sarli N, Marien T, Herrell S D, et al. Characterization of resection dexterity in transurethral resection of bladder tumor: A kinematic study[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2015: 5324-5329.

[78] Bajo A, Pickens R B, Herrell S D, et al. Constrained motion control of multisegment continuum robots for transurethral bladder resection and surveillance[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2013: 5837-5842.

[79] del Giudice G, Wang L, Shen J, et al. Continuum robots for multi-scale motion: Micro-scale motion through equilibrium modulation[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2017: 2537-2542.

[80] Xu K, Zhao J, Fu M. Development of the SJTU unfoldable robotic system (SURS) for single port laparoscopy[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2015, 20(5): 2133-2145.

[81] 王建辰．变刚度单孔手术机器人系统设计方法及主从控制策略研究 [D]．天津：天津大学，2017.
Wang J C. Design and master-slave control strategy of a single-port surgical robot with controllable stiffness manipulation arms [D]. Tianjin: Tianjin University, 2017.

[82] Gilbert H B, Rucker D C, Iii R J W. Concentric tube robots: The state of the art and future directions[C]//16th International Symposium on Robotics Research. Berlin, Germany: Springer, 2016: 253-269.

[83] Webster III R J, Romano J M, Cowan N J. Mechanics of precurved-tube continuum robots[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2009, 25(1): 67-78.

[84] Rucker D C, Jones B A, Webster III R J. A geometrically exact model for externally loaded concentric-tube continuum robots [J]. IEEE Transactions on Robotics, 2010, 26(5): 769-780.

[85] Webster III R J, Okamura A, Cowan N. Toward active cannulas: Miniature snake-like surgical robots[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2006: 2857-2863.

[86] Dupont P E, Lock J, Itkowitz B, et al. Design and control of concentric-tube robots[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2010, 26(2): 209-225.

[87] Gosline A H, Vasilyev N V, Veeramani A, et al. Metal MEMS tools for beating-heart tissue removal[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2012: 1921-1926.

[88] Vasilyev N V, Gosline A H, Veeramani A, et al. Tissue removal inside the beating heart using a robotically delivered metal MEMS tool[J]. International Journal of Robotics Research, 2015, 34(2): 236-247.

[89] Bergeles C, Gosline A H, Vasilyev N V, et al. Concentric tube robot design and optimization based on task and anatomical constraints[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2015, 31(1): 67-84.

[90] Butler E J, Hammond-Oakley R, Chawarski S, et al. Robotic neuro-endoscope with concentric tube augmentation[C]//IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2012: 2941-2946.

[91] Anor T, Madsen J R, Dupont P E. Algorithms for design of continuum robots using the concentric tubes approach: A neurosurgical example[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2011: 667-673.

[92] Mahvash M, Dupont P E. Stiffness control of surgical continuum manipulators[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2011, 27(2): 334-345.

[93] Lock J, Dupont P E. Friction modeling in concentric tube robots [C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2011: 1139-1146.

[94] Bergeles C, Dupont P E. Planning stable paths for concentric tube robots[C]//IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2013: 3077-3082.

[95] Kim C, Ryu S C, Dupont P E. Real-time adaptive kinematic model estimation of concentric tube robots[C]//IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2015: 3214-3219.

[96] Ha J, Park F C, Dupont P E. Elastic stability of concentric tube robots subject to external loads[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2016, 63(6): 1116-1128.

[97] Jang C, Ha J, Dupont P E, et al. Toward on-line parameter estimation of concentric tube robots using a mechanics-based kinematic model[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2016: 2400-2405.

[98] Fagogenis G, Bergeles C, Dupont P E. Adaptive nonparametric kinematic modeling of concentric tube robots[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2016: 4324-4329.

[99] Ha J, Park F C, Dupont P E. Optimizing tube precurvature to enhance the elastic stability of concentric tube robots[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2017, 33(1): 22-37.

[100] Ha J, Fagogenis G, Dupont P E. Modeling tube clearance and bounding the effect of friction in concentric tube robot kinematics[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2019, 35(2): 353-370.

[101] 卢意．连续型同心管机器人系统设计及运动控制 [D]．哈尔滨：哈尔滨工业大学，2018.
Lu Y. System design and motion control of continuous concentric tube robot[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2018.

[102] Rosen J, Hannaford B, Satava R M. Surgical robotics[M]. Berlin, Germany: Springer, 2011.

[103] Fischer G S, Akinbiyi T, Saha S, et al. Ischemia and force sensing surgical instruments for augmenting available surgeon information[C]//The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. Piscataway, USA: IEEE, 2006: 1030-1035.

[104] Brown J D, Rosen J, Sinanan M N, et al. In-vivo and post-mortem compressive properties of porcine abdominal organs [C]//International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. Berlin, Germany: Springer, 2003: 238-245.

[105] Lee D H, Kim U, Gulrez T, et al. A laparoscopic grasping tool with force sensing capability[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2015, 21(1): 130-141.

[106] Tavakoli M, Patel R V, Moallem M. Haptic interaction in robot-assisted endoscopic surgery: A sensorized end-effector [J]. International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2005, 1(2): 53-63.

[107] Peirs J, Clijnen J, Reynaerts D, et al. A micro optical force sensor for force feedback during minimally invasive robotic surgery[J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2004, 115(2/3): 447-455.

[108] Puangmali P, Hongbin L, Seneviratne L D, et al. Miniature 3-axis distal force sensor for minimally invasive surgical palpation[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2012, 17(4): 646-656.

[109] Kim U, Kim Y B, So J, et al. Sensorized surgical forceps for robotic-assisted minimally invasive surgery[J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2018, 65(12): 9604-9613.

[110] Kim U, Lee D, Yoon W J, et al. Force sensor integrated surgical forceps for minimally invasive robotic surgery[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2015, 31(5): 1214-1224.

[111] Tholey G, Pillarisetti A, Green W, et al. Design, development, and testing of an automated laparoscopic grasper with 3-D force measurement capability[C]//International Symposium on Medical Simulation. Berlin, Germany: Springer, 2004: 38-48.

[112] Tadano K, Kawashima K. Development of 4-DOFs forceps with force sensing using pneumatic servo system[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2006: 2250-2255.

[113] Haraguchi D, Kanno T, Tadano K, et al. A pneumatically driven surgical manipulator with a flexible distal joint capable of force sensing[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2015, 20(6): 2950-2961.

[114] Salisbury Jr J K, Madhani A J, Guthart G S, et al. Master having redundant degrees of freedom, USA: 6714839[P]. 2004-03-30.

[115] 唐照坤．七自由度力反馈主手结构设计与仿真[D]．哈尔滨：哈尔滨工业大学，2015.
Tang Z K. Structure design and simulation of seven DOF force feedback manipulator[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2015.

[116] Lee S, Kim S. Analysis and optimal design of a new 6 DOF parallel type haptic device[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2006: 460-465.

[117] Bassan H, Talasaz A, Patel R V. Design and characterization of a 7-DOF haptic interface for a minimally invasive surgery test-bed[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2009: 4098-4103.

[118] 张玉茹，曹永刚，王党校，等．六自由度力觉人机交互装置，中国：CN101003133A[P]．2007-07-25.
Zhang Y R, Cao Y G, Wang D X, et al. Force sense man-machine interaction device with six degrees of freedom, China: CN101003133A[P]. 2007-07-25.

[119] Lee W, Shih C. Control and breakthrough detection of a three-axis robotic bone drilling system[J]. Mechatronics, 2006, 16(2): 73-84.

[120] Omisore O M, Han S, Ren L, et al. A fuzzy-PD model for master-slave tracking in teleoperated robotic surgery[C]//12th IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference. Piscataway, USA: IEEE, 2016: 70-73.

[121] Guo S X, Chen Q R, Xiao N, et al. A fuzzy PID control algorithm for the interventional surgical robot with guide wire feedback force[C]//IEEE International Conference on Mechatronics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2016. DOI: 10.1109/ICMA.2016.7558601.

[122] Pierezan J, Ayala H H V, da Cruz L F, et al. Improved multiobjective particle swarm optimization for designing PID controllers applied to robotic manipulator[C]//IEEE Symposium on Computational Intelligence in Control and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2014. DOI: 10.1109/CICA.2014.7013255.

[123] Dominici M, Cortesão R. Model predictive control architectures with force feedback for robotic-assisted beating heart surgery[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2014: 2276-2282.

[124] Bowthorpe M, Tavakoli M. Generalized predictive control of a surgical robot for beating-heart surgery under delayed and slowly-sampled ultrasound image data[J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2016, 1(2): 892-899.

[125] Raibert M H, Craig J J. Hybrid position/force control of manipulator[J]. ASME Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control, 1981, 103(2): 126-133.

[126] Ham R V, Sugar T G, Vanderborght B, et al. Compliant actuator designs[J]. IEEE Robotics and Automation Magazine, 2009, 16(3): 81-94.

[127] Ott C, Mukherjee R, Nakamura Y. Unified impedance and admittance control[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2010: 554-561.

[128] 唐宇存，张建法，武帅，等．基于虚拟夹具的手术机器人导纳控制安全策略 [J]．机器人，2019，41(6)：842-848.
Tang Y C, Zhang J F, Wu S, et al. Safety strategy of surgical robot admittance control based on virtual fixtures[J]. Robot, 2019, 41(6): 842-848.

[129] 林安迪，干旻峰，葛涵，等．基于模糊模型参考学习控制的手术机器人人机交互 [J]．机器人，2019，41(4)：543-550.
Lin A D, Gan M F, Ge H, et al. Human-robot interaction for surgical robot based on fuzzy model reference learning control[J]. Robot, 2019, 41(4): 543-550.

[130] Zemiti N, Ortmaier T, Vitrani M A, et al. A force controlled laparoscopic surgical robot without distal force sensing[J]. Springer Tracts in Advanced Robotics, 2015, 21(1): 153-164.

[131] Jayender J, Patel R V, Nikumb S. Robot-assisted active catheter insertion: Algorithms and experiments[J]. International Journal of Robotics Research, 2009, 28(9): 1101-1117.

[132] Su H, Sandoval J, Makhdoomi M, et al. Safety-enhanced human-robot interaction control of redundant robot for teleoperated minimally invasive surgery[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2018: 6611-6616.

[133] Haouchine N, Dequidt J, Peterlik I, et al. Image-guided simulation of heterogeneous tissue deformation for augmented reality during hepatic surgery[C]//IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality. Piscataway, USA: IEEE, 2013: 199-208.

[134] Cash D M, Miga M I, Sinha T K, et al. Compensating for intraoperative soft-tissue deformations using incomplete surface data and finite elements[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2005, 24(11): 1479-1491.

[135] Thompson S, Totz J, Song Y, et al. Accuracy validation of an image guided laparoscopy system for liver resection[C]//Proceedings of SPIE, Vol.9415. Bellingham, USA: SPIE, 2015: No.941509.

[136] Su L M, Vagvolgyi B P, Agarwal R, et al. Augmented reality during robot-assisted laparoscopic partial nephrectomy: Toward real-time 3D-CT to stereoscopic video registration[J]. Urology, 2009, 73(4): 896-900.

[137] Pessaux P, Diana M, Soler L, et al. Towards cybernetic surgery: Robotic and augmented reality-assisted liver segmentectomy[J]. Langenbecks Archives of Surgery, 2015, 400: 381-385.

[138] 王田苗，张晓会，张学斌，等．腹腔镜增强现实导航的研究进展综述 [J]．机器人，2019，41(1)：124-136.
Wang T M, Zhang X H, Zhang X B, et al. Research progresses in laparoscopic augmented reality navigation[J]. Robot, 2019, 41(1): 124-136.

[139] Marayong P, Li M, Okamura A M, et al. Spatial motion constraints: Theory and demonstrations for robot guidance using virtual fixtures[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2003: 1954-1959.

[140] Abbott J, Marayong P, Okamura A. Haptic virtual fixtures for robot-assisted manipulation[C]//Robotics Research: Results of the 12th International Symposium. Berlin, Germany: Springer, 2005: 49-64.

[141] Abbott J J, Okamura A M. Virtual fixture architectures for telemanipulation[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2003: 2798-2805.

[142] Zheng Q W, He Y C, Qi X Z, et al. Automatic tracking motion based on flexible forbidden virtual fixtures design in robot assisted nasal surgery[C]//IEEE 8th Annual International Conference on Cyber Technology in Automation, Control, and Intelligent Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2018: 271-275.

作者简介：

孙　振（1990 –），男，博士生．研究领域：医用机械设计，医疗机器人技术，主从控制．

王田苗（1960 –），男，博士，教授．研究领域：医用机器人，微小型机器人及嵌入式机电控制理论与方法．

王君臣（1984 –），男，博士，副教授．研究方向：医疗机器人技术，医学图像计算，微创手术导航，深度学习．