

# 心血管微创介入机器人导管控制技术综述

吉程 侯增广 谢晓亮 谭民

(中国科学院自动化研究所复杂系统与智能科学实验室, 北京, 100084)

**摘要:** 介入治疗(Interventional Treatment)作为新兴治疗方法, 近二三十年来发展迅猛, 已经成为与外科、内科并进的三大支柱性医学分支。随着生活水平提高, 我国心血管疾病患者日益增多, 心血管介入手术得到了广泛的临床应用。对比传统的药物治疗和冠脉搭桥手术, 心血管介入手术具有无需开胸、中枢系统并发症少、康复时间短等特点, 极大地减轻了病人痛苦。本文将介绍机器人技术在这一领域的发展和应用情况。

**关键词:** 心血管, 机器人, 导管

## 1 血管介入手术机器人发展现状

经皮冠状动脉介入<sup>[1]</sup> (Percutaneous Coronary Intervention, PCI) 是心内科最常见的心血管介入治疗方法, 其主要优点是应用相对简便, 避免或减少全麻、开胸、体外循环、中枢神经系统的并发症和康复时间等。重复PCI比重复旁路手术简便易行, 而且在紧急情况下能迅速地达到血运重建。由于PCI能够大大降低病人病痛和康复时间, 多年来大量研究者将其与传统的旁路搭桥手术、物理治疗进行了临床对照比较。众多的临床统计数据表明PCI在多种心血管疾病上, 特别是在应用支架手术治疗的病变上, 都是较药物治疗和旁路手术更为优先的选择<sup>[2][3][4][5][6]</sup>。

然而由于我国心血管疾病患者众多, 有条件开展心血管介入治疗的医院较少和有经验的心血管介入治疗医生较少, 医生不得不长期疲劳持续作业以满足日益增长的患者数量。机器人辅助技术在心血管介入治疗中的应用不但可以大大减轻医生的工作强度, 还能够提高手术精度, 减少医生所受辐射剂量。同时, 特制的机器人导管可以协助医生更方便地完成血管分岔选择、闭塞病变穿刺、血栓抽吸等操作。本文将详细介绍目前国内机器人技术在心血管介入治疗中的发展和应用情况。

根据导管的导向能力, 可以将血管介入手术机器人分为被动导管系统和主动导管系统。

主动导管头部有附加自由度, 且一般直径比较大而中空, 可输送液体, 多采用复杂的控制系统<sup>[7][8]</sup>。大多数使用主动导管的机器人系统都可以由机器人控制系统控制导丝头姿态, 通过血管分叉, 完成必要的手术操作, 如研磨、刺穿闭塞等。这类导管也可以和图像导航技术结合, 使自动血管介入手术变得可能。但是由于特制的主动导管一般尺寸较大, 并且在材料、刚度上的可选择型号远少于型号丰富

的普通导管导丝, 因此其临床应用还比较有限。

被动导管系统则使用临床常用的普通导丝或导管, 通过控制装置从末端控制导丝运动。此类系统的设计直接着眼于使用控制设备替代医生完成导丝推动等操作, 减少了医生受到的辐射剂量, 并从控制设备的机电精度上保障了送丝的精度, 并能有效隔离医生因疲劳紧张导致的手部抖动; 虽然这类系统不直接提供导管前端的导向能力, 但是因为它使用的是通用导丝或导管型号丰富, 医生在根据病症的不同进行介入耗材选型时有更大的自由度。

## 2 血管介入手术机器人主动导管系统

由于血管介入手术所使用的导管尺寸较小, 毫米级的尺寸要求使得如何设计尺寸更小、角度活动范围更大、功率体积比更高的导管成为主动导管设计所面临的主要难题。适用于微型血管内介入导管的驱动器技术包括: 绳索驱动、形状记忆合金驱动、压电材料驱动、电聚合物人工肌肉驱动和电磁场驱动。这些技术各有其优缺点。下面将逐一介绍各个技术最有代表性的研究成果。

### 2.1 绳索驱动导管

利用线驱动技术的导管可以提供较大的能量, 但是由于结构上较为复杂, 其尺寸往往较大。传统的绳索驱动技术操作复杂, 更多的依赖于医生的操作熟练程度, 应用普及比较困难。现在主从技术的广泛应用使得医生可以不需要直接操作导管上的驱动导线, 而是通过其他主控手柄或摇杆进行操作, 大大降低了绳索驱动导管的操作难度。

William W. Cimino等利用绳索驱动研究了心脏导管尖端的主动控制技术<sup>[9]</sup>。该绳索控制导管系统由导管控制器、多腔管导管体、绳索组件和导管远端的特殊结构尖端组成。导管壁上沿轴向均匀分布4

个腔，用于通过4根拉紧绳索。使用控制器上的滑动器拉动1或2根绳索就可以控制导管远端向不同的方向弯曲，松开绳索导管就会恢复初始的直线状态。导管系统的直径为1mm，绳索为直径0.1mm的不锈钢丝，导管体材料为聚四氟乙烯（PTFE）。

Hansen Medical公司的Sensei送管机器人系统所采用的Artisan extend控制导管沿袭了Cimino主动导管的设计理念，成为了应用绳驱动技术的代表产品，并在临床上有广泛的应用。该导管利用其外层中的四根受力丝的伸缩可控制导管头端的弯曲形态（如图1(a)）。同时，如图1(b)所示的操作台为医生提供的三维主控手柄可以方便医生控制导管运动，控制台的屏幕可显示实时的造影图像和超声波图像，并通过3D可视化模块Cohension实时显示心脏及导管的三维图



(a) Artisan extend导管 (b) 系统操作台  
图1 Sensei血管介入治疗机器人

像。该套系统主要应用于电生理治疗。

如图2(a)所示的Catheter Robotic Incorporation研制的Amigo送管系统同样采用了绳驱动技术。该系统由一个远程便携式手柄（图2(b)）控制控制主动导管三个自由度的运动，分别为：轴向运动、旋转、导管尖端的旋转变形。

Johns Hopkins大学的Simaan等在文献<sup>[10]</sup>中



(a) Amigo送管系统 (b) amigo遥控手柄  
图2 Amigo血管介入治疗机器人

提出了一种用于咽喉和上支气管手术的机器人系统，并特别说明其设备的组成原件“末端灵活单元”（Distal Dexterity Unit）同样适用于其他类型的微创介入手术。图3为DDU结构图，由一个蛇形单元和末端并行操作单元组成。前端圆盘和末端圆盘通过四根超弹性导线连接，并安装中间圆盘避免导线缠绕。位于圆盘中心的导线称为脊柱导线，与前端圆盘、中间圆盘、末端圆盘均连接；而另外三根导线与脊柱导线距离相等，仅与前端圆盘连接，从中间圆盘和末端圆盘的空洞传出，并由后端的控制单元控制。

国内用于介入导管治疗的绳驱动技术研究刚刚起步，南京航空航天大学桑贤臣等依据介入导管操控要求，提出一种柔索驱动介入导管主动头端的

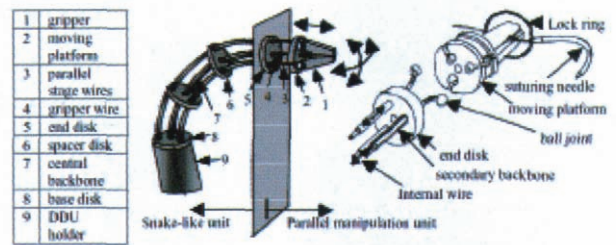


图3 Johns Hopkins大学研制的“末端灵活单元”

设计方案，建立导管主动头端三维实体模型，并制作了一种尺寸放大的柔索驱动主动导管头端样机。并在此模型基础上推导了导管的正反向运动学模型，给出了计算柔索长度的通用方法，最后针对该数学模型完成了轨迹规划等仿真<sup>[11]</sup>。

## 2.2 SMA驱动导管

形状记忆合金驱动技术是目前研究较为广泛的主动导管驱动技术。其主要缺点是滞后性和时间延迟，会延长介入治疗的手术时间；同时，形状记忆合金变形时产生的热量可能会造成病人的不适感。现在广泛应用于电生理导管的冷盐水灌注技术有望应用于SMA驱动导管，降低导管表面温度。另外一个限制了SMA驱动导管临床应用的原因是SMA驱动导管导向机器人的研究普遍缺乏具体的理论支持。设计者根据经验估计和试验来确定其组成零件的尺寸参数难以满足介入手术对导管导向机器人弯曲刚度的特定要求。而另一方面，弯曲刚度与导管导向机器人零件尺寸的关系计算又十分复杂，因此目前大多数的SMA驱动机器人导管虽然满足尺寸要求，却仍然难以应用于实际手术。

日本东北大学是SMA驱动导管导向机器人方面的先驱<sup>[12][13]</sup>，Y. Haga和Y. Tanahashi等开发了一种导管导向机器人<sup>[14]</sup>，其直径为1.2mm，为多节结构（如图4），内管和外管之间均布3根SMA螺旋弹簧，每隔一定距离便有一用于支撑和连接的关节，并用聚合体或者粘合剂链接。同时在关节上安装有电极，为引出导线提供电压。

奥林巴斯光学公司研制了一款SMA驱动的超细主动弯曲导管，其外径为1.5毫米，内径为0.6mm。该

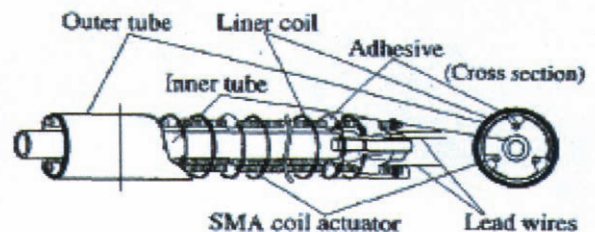


图4 Haga等研制的SMA驱动主动导管<sup>[14]</sup>



导管配备光纤视觉装置和触觉传感器(图5), 尖端装有提供弯曲扭矩的3根SMA丝。传感器实时检测是否碰到障碍, 如遇障碍则弯曲尖端, 从而避免进一步的接触<sup>[15][16]</sup>。

韩国汉城大学J. K. Chang等人开发的多功能导

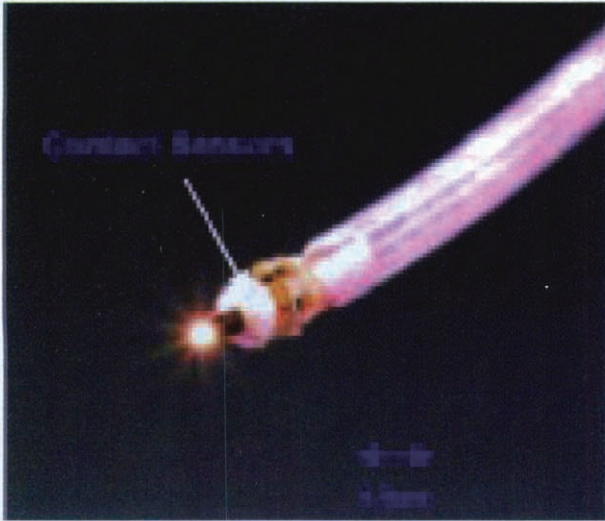


图5 奥林巴斯带触觉传感器的超细主动导管

管导向机器人系统如图6所示, 由主动弯曲导管、微型药物灌注导管和超声扫描导管组成<sup>[17]</sup>。主动弯曲导管外径为3.0mm, 内径2.0mm。该导管由3个曲折型SMA弹簧驱动。连接件为带有直径300  $\mu\text{m}$ 圆孔的生物医学工程塑料和青铜, 他们还开发了微型药物灌注导管和超声扫描导管作为功能性导管, 均可以安装在主动弯曲导管前端。



图6 汉城大学研制的多功能导管导向机器人, 从左往右依次为主动弯曲导管、药物灌注导管、超声扫描导管

图7为T. Mineta和T. Mitsuia等人设计的血管介入导管。该导管使用电化学脉冲蚀刻技术制作的S形SMA弹簧, 使得导管尺寸进一步减小, 可以进入较小的血管<sup>[18][19]</sup>。S形的SMA弹簧厚度为38  $\mu\text{m}$ , 宽度为290  $\mu\text{m}$ , 外径小于1mm。由相同技术制作的SMA薄板进行缠绕而成的弹性螺旋弹簧, 使得导管具有很好的回复性。Jayender等研制的SMA驱动导管材料直径

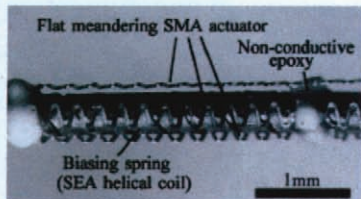


图7 使用S形SMA驱动器的主动导管

约1.5mm, 同样采用了三条并行SMA导线结构(如图8所示), 并针对SMA主动导管的控制进行了大量的研究, 提出了主从控制框架下的SMA驱动导管控制策略, 研究了基于图像导航的导管控制问题<sup>[20][21][22][23]</sup>。

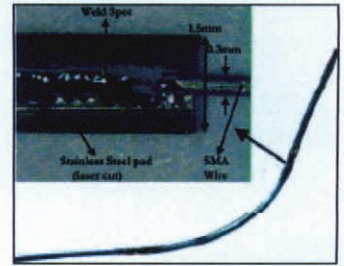


图8 Jayender等研制的SMA驱动导管

<sup>[24]</sup>。其他值得关注的SMA驱动导管研究成果可以参考文献<sup>[25][26][27][28]</sup>。

## 2.3 电聚合物人工肌肉驱动导管

利用高分子离子传导膜(Ionic Conducting Polymer Film, ICPF)施加电压后弯曲的特性, 日本Mie大学的S. GUO和Nagoya大学的T. Fukuda等人研制

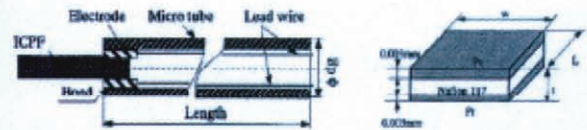


图9 ICPF驱动主动导管

出一款导管导向机器人(图9)。该机器人通过两条导线穿过导管两腔, 为ICPF驱动器提供驱动电压, 当约1V的电压加在电极之间时, ICPF驱动器就会以一定的曲率向阳极一侧偏转, 形变大小由电压大小以及驱动器长度决定。通过电压极性变化可以控制ICPF驱动器的偏转方向, 从而达到导向目的<sup>[29][30]</sup>。

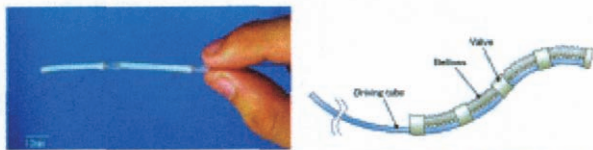
台湾国立成功大学的方波凯等人研制了一种用于导管导向机器人的离子聚合物-金属复合物(Ionic Polymer-Metal Composite, IPMC)驱动器<sup>[31]</sup>。由于在非对称膨胀的质子交换膜所造成的亲水性阳离子运动, 在水溶液中对IPMC驱动器施加一定的电压就可以实现朝向电压阳极方向的大弯曲变形。方凯波等提出了一种成本低廉的驱动器加工方法, 并在水溶液内进行了动态性能测试, 最后研究了IPMC驱动器的开环和闭环控制器<sup>[32]</sup>。其他使用IPMC驱动的主动导管可见文献<sup>[33][34][35]</sup>。

导电聚合物(Conducting Polymer)是电聚合物的一种, 相对于IPMC等材料, 它作为主动导管的驱动材料具有主动电压低、制作成本低廉、能耗少、高刚度、生物兼容性好等优点, 具有广阔的市场前景<sup>[36]</sup>。国内外利用CP材料制作主动导管的研究刚刚起步。Shoa等根据Mazzoldi等在文献<sup>[37]</sup>中的设想, 在普通商用导管上涂抹导电聚合物, 通过实验验证了CP材料作为主动导管驱动材料的可行性, 并提出了CP驱动导管的形变数学模型<sup>[38]</sup>。但是独立制造的CP驱动主动导管尚未见报道。

## 2.4 液压驱动导管

日本名古屋大学的Ko-ji Ikuta等人研制了液压





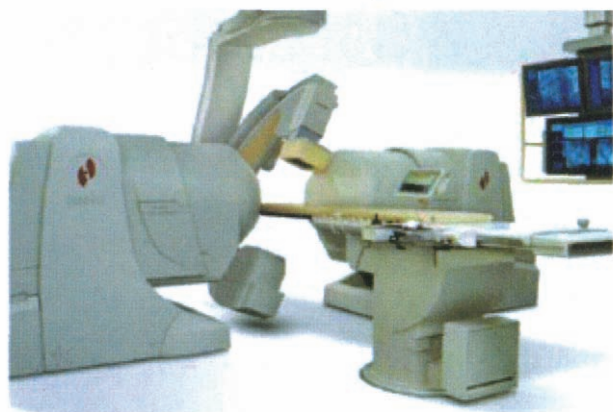
(a) 液压驱动主动导管 (b) 液压驱动主动导管结构图  
图10 液压驱动主动导管

式导管导向机器人<sup>[39][40]</sup>。该导管导向机器人由波纹管、阀和控制波纹管的驱动管组成(图10)具有无需供电、驱动液体同时作为传递信号、驱动线不随着导管节数增加而增加等优点。当某一节波纹管有液体注入而伸长时会产生弯曲运动。驱动液体采用生理盐水,即使产生泄漏也不会对患者造成任何危险。且缺点是尺寸较大,且每节只能单向弯曲。

文献<sup>[41]</sup>提出了一套使用主动微型阀来控制导管头端位置的系统。该系统通过导电使得微小温室中的气体受热膨胀,从而控制阀门开闭。通过微型阀门的通断,可以控制导管头端充气气囊的大小,从而使导丝头到达预期位置。

## 2.5 磁驱动导管

Stereotaxis公司开发的Niobe磁导航心血管介入系统,整合了西门子公司AXIOM Artis DFC数字剪影成像系统,用于引导导管和导丝进行心脏和冠状动脉介入手术,是代表目前机器辅助心血管介入治疗领域最高水平的商业化产品(图11(a))。该系统结合了数字平板心血管造影系统的图像导航功能和磁导航系统提供的导管导丝头端导向引导功能。该系统将两块可俯仰、旋转运动的超导磁铁分别放置于导管床两侧的保护罩内,介入手术过程中病人胸腔内导管头周围产生大约一直径为15cm球形区域的



(a) Niobe磁导航心血管系统



(b) 术中三维影像 (c) Cardio drive推进系统  
图11 Stereotaxis公司的Niobe磁导航心血管介入系统

磁场范围,用以控制磁导管行进方向。磁场极性方向和强度的改变,可以对病人体内的导管产生不同大小的扭矩,改变尖端的方向。导管的轴向则由如图11(c)所示的自动推进系统完成。医生可以使用操作杆和在屏幕上设定病灶位置两种方式来控制导丝到达期望病变位置。该系统具有速度快、精度高等特点,并提供了强大的医学图像导航能力(图11(b))。但是其昂贵的价格限制了其临床应用,同时其较狭小的空间设计不适宜与过度肥胖患者和空间幽闭症患者。目前国内只有安贞医院和江苏省人民医院购买了该设备。

中国科学院电工研究所也进行了磁导航定位手术系统的研究<sup>[42][43]</sup>。该研究利用一对球形线圈,可以控制小磁珠沿着二维平面运动;同时利用球型磁体上安装的摄像机可以进行机器视觉立体定位。该系统尚需进一步扩展线圈数量来达到三维磁场空间内对感应物体的运动控制。

## 2.6 基于运动学设计的主动导管

约翰霍普金斯大学的R. J. Webster等人根据运动学规律设计开发了一款最大外径为2.4mm的主动导管active cannula(图)<sup>[44][45]</sup>。该主动导管为望远镜

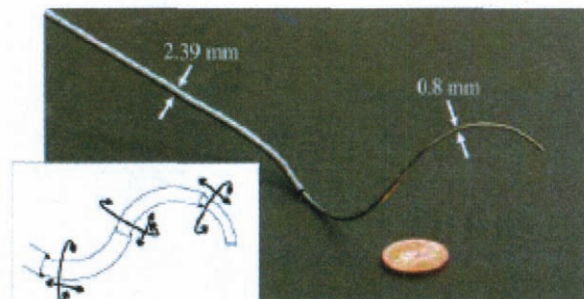


图12 active cannula主动导管

式的层叠结构,由多段同轴柔性空管构成,各段空管均为预定曲率的超弹性导管。各段导管可以通过在末端与其他导管间的相互作用产生轴向和旋转运动。Active cannula的弯曲变形并不是由外部线传动导丝或传动机构施力产生,而是通过各段空管本身间的相互作用产生。文献<sup>[46]</sup>中根据最小能量原理和李群理论给出了该机器的正向运动学推导和实验验证过程,证明了其运动学特性符合理论设计。该导管具有灵活性高、精度高的优点。该导管的出现开启了主动导管设计的一个新方向,但是距离临床应用尚有一定距离。

## 3 血管介入手术机器人被动导管系统

所谓被动导管,是指导管头端没有导向能力,依靠从导管末端施加的外部驱动力控制导管头端的运动,从而完成前进、后退、旋转以及其他更为复



杂的操作，以达到检查和治疗血管病变的目的。被动导管分为专用导管和通用送管系统。

### 3.1 专用被动导管

当前临床上实施血管介入手术的器材除了通用导管和导丝以外，其他大都为专用被动导管。该类导管不具备导向能力，但是在其头端往往附加有其他驱动装置，用以完成斑块旋磨、超声扫描、吸取血栓等特定操作。在临床处理一些特殊及复杂的血管病变的中，上述导管起着不可或缺的作用。

Boston Scientific公司的冠状动脉旋磨系统包括硬件设备及旋磨导管等<sup>[47]</sup>，其中旋磨导管，包括旋磨头、导管及鞘管组成。旋磨头呈橄榄型，如图13(a)，远端部分带有20-30um大小的钻石颗粒，旋磨头与柔软的螺旋型的导管体部（驱动轴）相连，导管中心腔为0.010英寸，可以通过旋磨导丝。导管的外部为4F（1.4mm）的外鞘管，鞘管的材料为聚四氟乙烯。推进器是驱动和控制旋磨导管及旋磨头得移动的主要部件，如图13(b)(d)，推进器与操纵控制台相连接，如图13(c)。控制手柄决定旋磨头的进退，而脚踏控制器决定旋磨头的旋转。在重度钙化

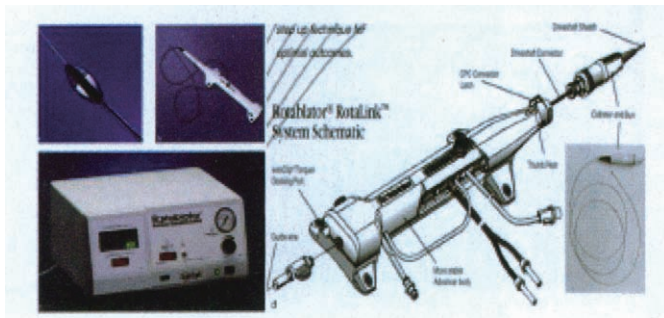
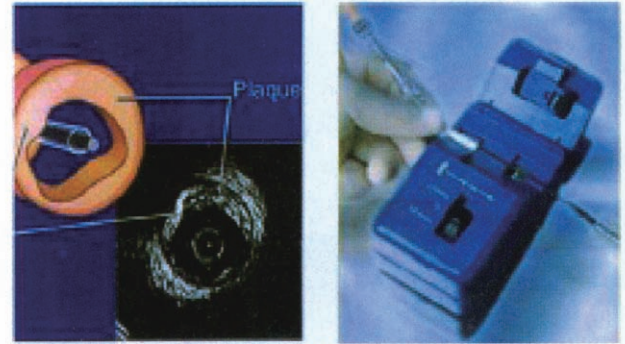


图13 冠状动脉内斑块旋磨系统

的特殊病变的处理中，旋磨技术发挥不可或缺的重要作用。

血管内超声（IVUS，Intravascular Ultrasound）是介入手术中频繁应用的检查手段，医生利用IVUS影像可以更准确地判断斑块的形态、长度、成分等。血管内超声影像被评为“血管狭窄判断金标准”。目前使用的IVUS仪器结构相似，由IVUS超声导管（Ultrasound Catheter）、导管自动回撤系统（Pullback System）和超声主机（Image Console）三部分组成<sup>[48]</sup>。超声导管的核心部件是安装在导管顶端的压电晶体换能器。一般来说，换能器发放的超声频率越高，其分辨率越高，但穿透力就越低。根据导管晶体换能器的构成不同，IVUS导管分为两种：机械旋转型和电子相控阵型。导管头端进入到病变远端后，通过自动回撤装置的驱动，如图14(b)(c)，导管匀速回撤，行进速度可以控制在0.5-1.0mm/s之间。通过电子线路控制导管顶端的晶体发射和接收超声信号，对该超声信号进

行处理，在荧光屏上实时显示血管横断面的超声图像，如图14(a)。随后出现的与血管内超声技术相近的光学血管断层成像（OCT，Optical Coherence



(a) IVUS成像原理 (b) Volcano IVUS系统自动回撤装置



(c) Boston Scientific IVUS系统的自动回撤装置

图14 血管内超声系统

Tomography)<sup>[49]</sup>，同为血管腔内影像，由于成像原理的差异，OCT的分辨更高，而IVUS的穿透性更好。

Fluorcardia公司的Crosser导管是完全闭塞病变疏通的专用导管，如图15，由电子振荡器、高频转换器、脚踏控制器和Crosser导管。Crosser导管连接振荡器，振荡发生器和变频器将交流电转化为高频机械震动，震动通过镍钛诺材质的导管芯将震动传至Crosser导管的头端<sup>[50]</sup>。当遇到完全闭塞病变导

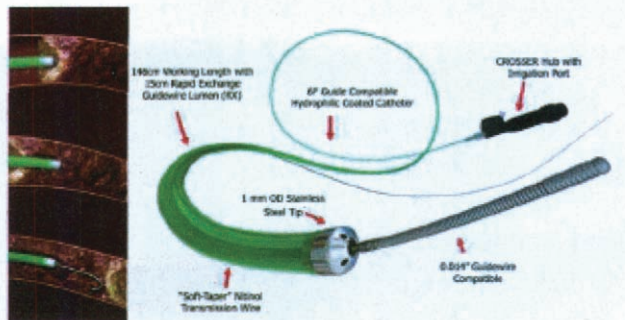


图15 Crosser system

丝无法通过的情况下，Crosser导管发射的高频震动可以令斑块坚硬的结构部分松散，以便通过病变。

Kensley Nash公司研制的Safe Cross导丝通过应用OCR(optical coherence reectometry)技术和置于导管头端的射频发生器，可以根据从导管头处组织反射回来的光线判断导丝头与血管壁的空间关系<sup>[51]</sup>。当导丝接近血管壁0.4mm距离时，系统可经由过程图象的颜色变化和提示音提示手术医生，避免导丝步



入内膜下或者导致形成空洞。该系统远端可加上射频装置,自近端对斑块进行溶解,有助于导丝通过坚硬的纤维闭塞段<sup>[52]</sup>。该技术在于完全闭塞病变时可减低治疗风险,大大地提成功率。当导丝的尖端与动脉管壁过于接近时,系统监视器显示红色的条带,并发出警报。一旦导丝旋转安全通过动脉中层时,监视器上显示绿色条带如图16。当导丝尖端探测到斑块时,术者可以释放能量脉冲波,打一个小孔以便导丝顺利通过阻塞处。

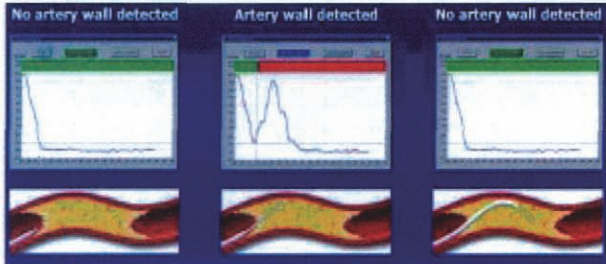


图16 Safe-Cross system

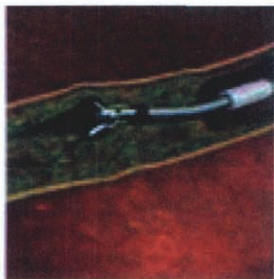


图17 远端钝性扩张导管系统

Cordis公司生产的远端钝性扩张导管系统(Frontrunner)专门用于打通血管介入手术中难以通过的阻塞病变。在它的尖端设计有可控钝性微型分离器(bluntmicro-dissection)<sup>[53]</sup>,可以利用血管外膜和斑块之间弹性的差别为导引导丝打出一条微通道,如图17所示。Frontrunner导管通过闭塞段较快,穿孔的发生率约0.9%,对完全闭塞病变约有50%~60%的通过率。

EV3公司生产的X-Sizer血栓抽吸导管用于介入手术中的血栓清除作业。此装置头端装有一螺旋切头,在负压吸引作用下能将大块血栓切碎并吸出,如图18。抽吸导管直径在1.5mm到2.0mm,导管长度135cm,旋切头转速在2100转<sup>[54]</sup>。

另外一类专用导管在心腔内的电生理介入手术中大量应用,导管配合体外的电场或磁场系统作用,通过导管进入心腔检查心



图18 X-Sizer血栓抽吸导管

内电信号的同时可以对心脏解剖结构进行重建<sup>[55]</sup>,除X射线影像外,该技术令医生在介入手术中,具有更加清晰直观的患者病灶部位解剖结构。

### 3.2 通用被动导管送管系统

Cordinus公司的两自由度Corpath送管系统如图

19(a)所示<sup>[56]</sup>。该系统采用主从控制结构,医生可以在控制台通过操作手柄控制导管的旋转和前进。同时医生还可以使用触摸屏上的按钮实现微小的步进运动(图19(b)),用于导管接近病灶位置时的微调。



(a) Corpath送管系统



(b) Corpath系统工作台

图19 Corpath两自由度介入手术机器人

图20为Rafael Beyar等人开发的一款用于血管介入治疗的送管系统,名为RNS<sup>[57]</sup>。该套系统将Y型架整合到机械机构中,可以同时夹持导引导管和植入器材(球囊或支架);设备导航器通过滚轮推动器材前进或后退,而导丝导航器可以同时提供轴向和旋转运动。与Corpath系统类似,该套系统同样提供

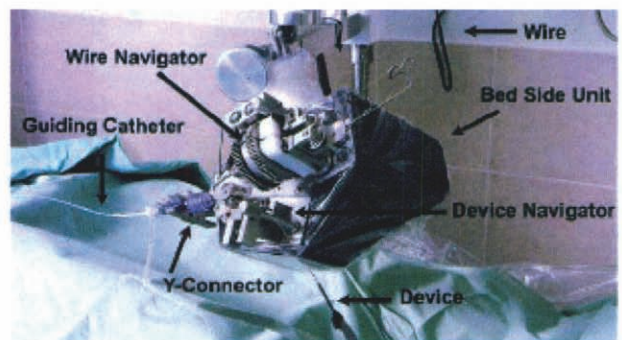


图20 以色列RNS血管介入手术机器人

了两种控制方式:使用手柄的连续运动控制,用以将导丝送向目标位置;当导丝头或支架、球囊接近预期病灶位置后,则使用触摸屏上按钮进行位置微调。

图21为FumihitoArai等研制的LSM线性步进送管装置的结构示意图<sup>[58]</sup>。该装置提供了轴向运动和旋

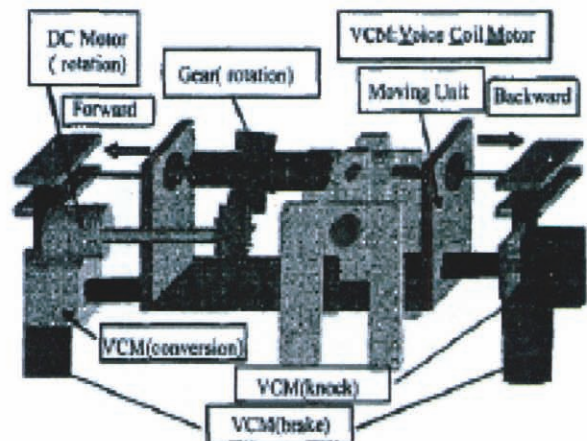


图21 LSM线性步进送管装置



转两个自由度。轴向运动的工作方式为：将导管穿过一个机械铅笔装置，该装置通过内环固定其抓手单元，向前移动时，抓手单元的前端闭合，抓住导管，音圈电机通过杠杆机构从后面推动抓手单元，抓手单元带动导管向前移动，直到抓手单元端部的内环达到外环的底部时候停止。然后由前端的刹紧机构抓住导管不动，抓手机构放开导管，由音圈电机驱动杠杆机构向后推动抓手使直到抓手后端的内环达到外环底部，然后前端的刹紧装置放开导管，抓手装置抓住导管实现第二次的向前移动，向后移动与向前移动原理一样。其旋转工作方式为：抓手装置外部安装有一个齿轮，直流电动机通过传动系统驱动该齿轮，从而带动抓手装置转动，此时抓手抓住导管，抓手转动则导管也随之转动。

国内关于血管介入被动导管送管装置的研究起步不久，目前哈尔滨工业大学、哈尔滨工程大学、北京航空航天大学课题组均开发了各有特色的血管介入送管系统。北京航空航天大学研制的血管介入VISR机器人系统<sup>[59]</sup>（图22）和哈尔滨工程大学研制的送管系统<sup>[60]</sup>（图23）均采用了齿轮夹持导丝，



图22 VISR手术机器人



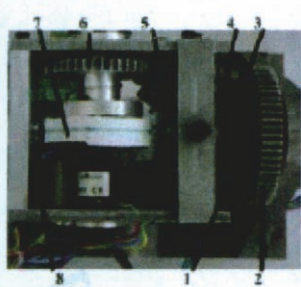
图23 哈工程送管系统

通过驱动齿轮转动控制导丝连续轴向运动的机械结构。其中VISR送管机器人同时还制作了五自由度液压被动机器臂支撑送管机构。

哈尔滨工业大学设计了一套以摩擦轮为主要执行机构的输送装置。图24(a)为其实现轴向运动的导管输送模块，图24(b)为其实现旋转运动的导管旋转模块<sup>[61]</sup>。



(a) 导管输送模块



(b) 导管旋转模块

图24 哈尔滨工业大学的导管主从输送装置

## 4 血管介入机器人的发展趋势

针对血管介入治疗的具体临床需求，血管介入机器人辅助导管技术体现出了以下一些发展趋势。

**微型化：**导管尺寸决定着介入器械能到达的病理位置和能处理的病变类型，尺寸越小的导管适用的介入治疗方法越多。这也是导管技术一直以来的发展方向。

**操作简洁化：**主从式控制结构的采用大大降低了医生操作复杂度。以绳牵引的主动导管为例，传统的绳牵引导管操作非常复杂，对医生要求极高。而以Sensei为代表的新一代绳牵引主动导管机器人将对导管本身的运动控制映射为对三维力传感器手柄的操作。医生不但操作起来更加直观简单，而且有很好的力反馈感受。

**自动化：**由于人体血管解剖结构的复杂性、毫米级血管和小分支的数目众多以及血管发病的特性等原因，造成导管在人体内通过、选择通过分支以及处理病变需要凭借医生丰富的经验和技巧，在患者体外对导管远端的控制来完成。为了减轻医生的工作强度，部分血管介入机器人使用导航技术自动选择分支到达病灶位置，例如Niobe系统即提供了这一功能。这一要求则意味着，不但要求导管具有导向能力，而且需要精确地知道导管头端姿态与控制量之间的关系，能够由电脑直接控制导管姿态。例如某些SMA导管由于设计加工时不能根据零件尺寸确定刚性参数，因此难以做到精准控制。

**与术中可视化和导航技术的结合：**目前商业上成功的血管介入机器人无一例外地集成了术中可视化图像导航功能。由术前图像生成的三维可视化图像能为医生提供比二维术中造影更清楚直观的指导。电磁定位技术也常用于血管介入机器人，用以标示术中导管位置。同样得到应用的技术包括二维三维图像配准和基于导管路径的配准。

**更好的生物兼容性：**现代导管技术促使材料选择时选用生物兼容新更好的新材料，如文中提及的CP材料。而对比之下，SMA导管的散热问题则限制了其使用。

**专用性和通用性并行：**机器人导管技术的发展体现出了向专用性和通用性两头发展的趋势。专用型的导管被用以完成刺透闭塞病变、吸取血栓、超声探测等特定临床用途；与此同时，以被动送管系统为代表的机器人系统着眼于减轻医生负担和提供送管精度，在导管选择时仍可以选用非机器人辅助手术时各种型号和普通导管。

### 参考文献

- [1] S. Silber, P. Albertsson, F. F. Avil'es, P. G. Camici, A. Colombo, C. Hamm, E. Jørgensen, J. Marco, J. E. Nordrehaug, W. Ruzyllo, et al. Guidelines for percutaneous coronary interventions. European heart journal, 2005, 26(8):804.

- [2] A. F. Parisi, E. D. Folland, and P. Hartigan. A comparison of angioplasty with medical therapy in the treatment of single-vessel coronary artery disease. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation and Prevention*, 1992, 12(3):213.
- [3] T. Kimura, H. Yokoi, Y. Nakagawa, T. Tamura, S. Kaburagi, Y. Sawada, Y. Sato, N. Hamasaki, H. Nosaka, and M. Nobuyoshi. Three-year follow-up after implantation of metallic coronary-artery stents. *The New England journal of medicine*, 334(9):561-566, 1996.
- [4] P. M. Hartigan, J. C. Giacomini, E. D. Folland, A. F. Parisi, et al. Two- to three-year follow-up of patients with single-vessel coronary artery disease randomized to ptca or medical therapy (results of a va cooperative study). *The American journal of cardiology*, 1998, 82(12):1445-1450.
- [5] H. C. Bucher, P. Hengstler, C. Schindler, and G. H. Guyatt. Percutaneous transluminal coronary angioplasty versus medical treatment for non-acute coronary heart disease: meta-analysis of randomised controlled trials. *Bmj*, 2000, 321(7253):73.
- [6] S. N. Homan, J. A. TenBrook, et al. A meta-analysis of randomized controlled trials comparing coronary artery bypass graft with percutaneous transluminal coronary angioplasty: one-to eight-year outcomes\* 1. *Journal of the American College of Cardiology*, 2003, 41(8):1293-1304.
- [7] W. Saliba, J. E. Cummings, S. Oh, Y. Zhang, T. N. Mazgalev, R. A. Schweikert, J. D. Burkhardt, and A. Natale. Novel robotic catheter remote control system: feasibility and safety of transseptal puncture and endocardial catheter navigation. *Journal of cardiovascular electrophysiology*, 2006, 17(10):1102-1105.
- [8] M. N. Faddis, J. Chen, J. Osborn, M. Talcott, M. E. Cain, and B. D. Lindsay. Magnetic guidance system for cardiac electrophysiology: a prospective trial of safety and efficacy in humans. *Journal of the American College of Cardiology*, 2003, 42(11):1952.
- [9] W. W. Cimino. Active tip control for small diameter catheters: power transmission and transduction requirements. PhD thesis, Dept. of Bioengineering, University of Utah, 1992.
- [10] N. Simaan, R. Taylor, and P. Flint. High dexterity snake-like robotic slaves for minimally invasive telesurgery of the upper airway. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2004*, 2004: 17-24.
- [11] 桑贤臣, 陈笋, 陈柏, 赵大旭. 一种新型柔索驱动介入式导管主动头端. *应用科技*, 2011, 38(3):55-60.
- [12] G. Lim, K. Park, M. Sugihara, K. Minami, and M. Esashi. Future of active catheters. *Sensors and Actuators A: Physical*, 1996, 56(1-2):113-121.
- [13] Y. Haga, M. Esashi, and N. I. C. H. Center. 6 multi-functional active catheter. *Sensors update*, 2001, 8:147.
- [14] Y. Haga, Y. Tanahashi, and M. Esashi. Small diameter active catheter using shape memory alloy. In *Micro Electro Mechanical Systems*, 1998. MEMS 98. Proceedings., The Eleventh Annual International Workshop on, IEEE, 1998, 419-424.
- [15] R. Howe, M. Allen, A. Berlin, E. Hui, D. Monk, K. Naja, and M. Yamakawa. Microsystems research and development in Japan. *Ann Arbor*, 1001, 2002.
- [16] M. Yamakawa. Emerging applications research in Japan—microfluidics. *MICROSYSTEMS RESEARCH IN JAPAN*, 2003:49.
- [17] J. K. Chang, S. Chung, Y. Lee, J. Park, S. K. Lee, S. S. Yang, S. Y. Moon, J. Tschepe, Y. Chee, and D. C. Han. Development of endovascular microtools. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2002, 12:824.
- [18] T. Mineta, T. Mitsui, Y. Watanabe, S. Kobayashi, Y. Haga, and M. Esashi. Batch fabricated at meandering shape memory alloy actuator for active catheter. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2001, 88(2):112-120.
- [19] T. Mineta, T. Mitsui, Y. Watanabe, S. Kobayashi, Y. Haga, and M. Esashi. Batch fabricated at winding shape memory alloy actuator for active catheter. In *Micro Electro Mechanical Systems*, 2000. MEMS 2000. The Thirteenth Annual International Conference on, IEEE, 2000:375-380.
- [20] J. Jayender, R. V. Patel, S. Nikumb, and M. Ostojic. H $\infty$  loop shaping controller for shape memory alloy actuators. In *Decision and Control, 2005 and 2005 European Control Conference. CDC-ECC' 05*. 44th IEEE Conference on, 2005:653-658. IEEE.
- [21] J. Jayender and R. V. Patel. Master-slave control of an active catheter instrumented with shape memory alloy actuators. In *Intelligent Robots and Systems*, 2007. IROS 2007. IEEE/RSJ International Conference on, 2007:759-764. IEEE.
- [22] J. Jayender and M. Azizian. Autonomous robot-assisted active catheter insertion using image guidance. In *Intelligent Robots and Systems*, 2007. IROS 2007. IEEE/RSJ International Conference on, 2007:889-894. IEEE.
- [23] J. Jayender, M. Azizian, and R. V. Patel. Autonomous image-guided robot-assisted active catheter insertion. *IEEE Transactions on Robotics*, 2008, 24(4):858-871.
- [24] J. Jayender, R. V. Patel, and S. Nikumb. Robot-assisted active catheter insertion: algorithms and experiments. *The International Journal of Robotics Research*, 2009, 28(9):1101.
- [25] G. Lim, K. Minami, K. Yamamoto, M. Sugihara, M. Uchiyama, and M. Esashi. Multi-link active catheter snake-like motion. *Robotica*, 1996, 14(05):499-506.
- [26] G. Lim, K. Minami, M. Sugihara, M. Uchiyama, and M. Esashi. Active catheter with multi-link structure based on silicon micromachining. In *Micro Electro Mechanical Systems*, 1995. MEMS' 95. Proceedings. IEEE, 1995.
- [27] K. T. Park and M. Esashi. An active catheter with integrated circuit for communication and control. In *Micro Electro Mechanical Systems*, 1999. MEMS' 99. Twelfth IEEE International Conference on, 1999:400-405. IEEE.
- [28] K. T. Park and M. Esashi. A multilink active catheter with polyimide-based integrated CMOS interface circuits. *Microelectromechanical Systems, Journal of*, 1999, 8(4):349-357.
- [29] S. Guo, T. Fukuda, F. Arai, K. Oguro, M. Negoro, and T. Nakamura. Micro active guide wire catheter system. In *Intelligent Robots and Systems 95. 'Human Robot Interaction and Cooperative Robots'*, Proceedings. 1995 IEEE/RSJ International Conference on, 1995:172-177. IEEE.
- [30] S. Guo, T. Fukuda, K. Kosuge, F. Arai, K. Oguro, and M. Negoro. Micro catheter system with active guide wire. In *Robotics and Automation*, 1995. Proceedings., 1995 IEEE International Conference on, 1995, 1, 79-84. IEEE.
- [31] B. K. Fang, M. S. Ju, and C. C. K. Lin. A new approach to develop ionic polymer-metal composites (ipmc) actuator: Fabrication and control for active catheter systems. *Sensors and Actuators A:*



- Physical, 2007, 137(2):321-329.
- [32] H. H. Lin, B. K. Fang, M. S. Ju, and C. C. K. Lin. Control of ionic polymer-metal composites for active catheter systems via linear parameter-varying approach. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 2009, 20(3):273.
  - [33] K. Onishi, S. Sewa, K. Asaka, N. Fujiwara, and K. Oguro. Bending response of polymer electrolyte actuator. In *Proceedings of SPIE*, 2000, 3987:121.
  - [34] Y. Wang, M. Bachman, G. P. Li, S. Guo, B. J. F. Wong, and Z. Chen. Low-voltage polymer-based scanning cantilever for in vivo optical coherence tomography. *Optics Letters*, 2005, 30(1):53-55.
  - [35] W. J. Yoon, P. G. Reinhall, and E. J. Seibel. Analysis of electro-active polymer bending: A component in a low cost ultrathin scanning endoscope. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2007, 133(2):506-517.
  - [36] F. Carpi, E. Smela, and MyLibrary. Biomedical applications of electroactive polymer actuators. Wiley Online Library, 2009.
  - [37] A. Mazzoldi and D. De Rossi. Conductive-polymer-based structures for a steerable catheter. In *Proceedings of SPIE*, 2000, 3987:273.
  - [38] T. Shoa, J. D. Madden, N. Fekri, N. R. Munce, and V. X. D. Yang. Conducting polymer based active catheter for minimally invasive interventions inside arteries. In *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE, 2008:2063-2066.
  - [39] K. Ikuta, H. Ichikawa, K. Suzuki, and T. Yamamoto. Safety active catheter with multi-segments driven by innovative hydro-pressure micro actuators. In *Micro Electro Mechanical Systems*, 2003. MEMS-03 Kyoto. IEEE The Sixteenth Annual International Conference on, 2003:130-135.
  - [40] K. Ikuta, H. Ichikawa, K. Suzuki, and D. Yajima. Multi-degree of freedom hydraulic pressure driven safety active catheter. In *Robotics and Automation*, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on, 2006:4161-4166. IEEE.
  - [41] A. Ruzzu, K. Bade, J. Fahrenberg, and D. Maas. Positioning system for catheter tips based on an active microvalve system. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 1998, 8:161.
  - [42] 杨明, 白焯, 王秋良, 余运佳. 磁导航定位手术系统(mss)的研究. *电工电能新技术*, 2005, 24(004):63-67.
  - [43] 白焯, 杨明, 王秋良, 余运佳, 刘宏伟. 磁导航外科手术模型系统设计和建造. *北京生物医学工程* 2006, 25(003):261-264.
  - [44] R. J. Webster, A. M. Okamura, and N. J. Cowan. Toward active cannulas: Miniature snake-like surgical robots. In *Intelligent Robots and Systems*, 006 IEEE/RSJ International Conference on, 2006:2857-2863. IEEE, .
  - [45] R. J. Webster, J. M. Romano, and N. J. Cowan. Mechanics of precurved-tube continuum robots. *Robotics, IEEE Transactions on*, 2009, 25(1):67-78.
  - [46] R. J. Webster, J. M. Romano, and N. J. Cowan. Kinematics and calibration of active cannulas. In *Robotics and Automation*, 2008 ICRA 2008. IEEE International Conference on, IEEE, 2008:3888-3895.
  - [47] J. vom Dahl, U. Dietz, P. K. Haager, S. Silber, L. Niccoli, H. J. Buettner, F. Schiele, M. Thomas, P. Commeau, D. R. Ramsdale, et al. Rotational atherectomy does not reduce recurrent in-stent restenosis: results of the angioplasty versus rotational atherectomy for treatment of diuse in-stent restenosis trial (artist). *Circulation*, 2002, 105(5):583.
  - [48] P. Schoenhagen, S. E. Nissen, A. De Franco, and E. M. Tuczu. *Ivus Made Easy*. Informa HealthCare, 2005.
  - [49] T. Kume, T. Akasaka, T. Kawamoto, N. Watanabe, E. Toyota, Y. Neishi, R. ukmawan, Y. Sadahira, and K. Yoshida. Assessment of coronary intima-media thickness by optical coherence tomography. *Circ J*, 2005, 69:903-907.
  - [50] G. Melzi, J. Cosgrave, G. L. Biondi-Zoccai, F. Airolidi, I. Michev, A. Chieo, G. M. Sangiorgi, M. Montorfano, M. Carlino, and A. Colombo. A novel approach to chronic total occlusions: The crosser system. *Catheterization and cardiovascular interventions*, 2006, 68(1):29-35.
  - [51] G. Weisz and J. W. Moses. New percutaneous approaches for chronic total occlusion of coronary arteries. *Expert Review of Cardiovascular Therapy*, 2007, 5(2):231-241.
  - [52] D. S. Baim, G. Braden, R. Heuser, J. Popma, D. E. Cutlip, J. M. Massaro, S. Marulka, L. J. Arvay, and R. E. Kuntz. Utility of the safe-cross-guided radiofrequency total occlusion crossing system in chronic coronary total occlusions (results from the guided radio frequency energy ablation of total occlusions registry study). *The American journal of cardiology*, 2004, 94(7):853-858.
  - [53] M. R. Selmon, C. F. Milo, R. L. Wynne, S. S. Pai, K. D. Dell, C. Gresl, G. Hansen, R. Hill III, et al. Blunt microdissection catheter, August 25 2003. US Patent App. 20, 040/077, 999.
  - [54] G. Beran, I. Lang, W. Schreiber, S. Denk, T. Stefanelli, B. Syeda, G. Maurer, D. Glogar, and P. Siostrzonek. Intracoronary thrombectomy with the x-sizer catheter system improves epicardial ow and accelerates st-segment resolution in patients with acute coronary syndrome. *Circulation*, 2002, 105(20):2355-2360.
  - [55] W. G. Stevenson, E. Delacretaz, P. L. Friedman, and K. E. Ellison. Identification and ablation of macroreentrant ventricular tachycardia with the carto electroanatomical mapping system. *Pacing and clinical electrophysiology*, 1998, 21(7):1448-1456.
  - [56] J. F. Granada, J. A. Delgado, M. P. Uribe, A. Fernandez, G. Blanco, M. B. Leon, and G. Weisz. First-in-human evaluation of a novel robotic-assisted coronary angioplasty system. *JACC Interventions*, 2011(4):460.
  - [57] R. Beyar, L. Gruberg, D. Deleanu, A. Roguin, Y. Almagor, S. Cohen, G. Kumar, and T. Wenderow. Remote-control percutaneous coronary interventions: Concept, validation, and rst-in-humans pilot clinical trial. *Journal of the American College of Cardiology*, 2005.
  - [58] F. Arai, R. Fujimura, T. Fukuda, and M. Negoro. New catheter driving method using linear stepping mechanism for intravascular neurosurgery. In *Robotics and Automation*, 2002. Proceedings. ICRA' 02. IEEE International Conference on, 2002, 3:2944-2949. IEEE, .
  - [59] T. Wang, D. Zhang, and L. Da. Remote-controlled vascular interventional surgery robot. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2010, 6(2):194-201.
  - [60] W. Feng, C. Chi, H. Wang, K. Wang, and S. Guo. Highly precise catheter driving mechanism for intravascular neurosurgery. In *Mechatronics and Automation*, Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on, IEEE, 2006. 990-995.
  - [61] 黄文泰. 介入式手术导管的主从输送装置研究. Masters thesis, 哈尔滨工业大学, 2010.