

摘 要

医疗机器人系统的研究已成为机器人领域研究与开发的一个热点。在众多的医疗手术当中，微创手术具有创伤小，疼痛轻、恢复快等特点，但同时对手术操作的精准性、稳定性和医生的技能也提出了较高的要求。因此将机器人技术应用到微创手术中成为微创手术的发展方向之一。在研究了大量相关文献的基础上，初步设计了一款适用于手术室中经皮穿刺手术使用的，具有操作简单、直观、安全、可靠等特点的机器人模型，并对该模型进行了运动学仿真。其过程是根据经皮穿刺手术对安全性、直观性、可操作性要求高的特点，在分析不同构型的基础上，确定了辅助经皮穿刺手术机器人的构型。该机器人具有十个自由度，其中位置调整机构具有七个自由度，采用笛卡尔坐标系型与关节坐标系型；姿态调整机构具有两个自由度，采用双平行四杆RCM机构。同时，设计了一自由度沿直线进针机构，该机构具有快装，方便消毒，加紧可靠等特点。以满足穿刺手术操作要求为目标，对机器人进行了外形尺寸优化，对机器人各主要尺寸参数进行了分析。然后在三维造型软件中建立零件模型，将各部分组装，最后在该软件中进行仿真，以求其整体结构的优化，为进行下一步的研究奠定了基础。

关键词：医疗机器人，穿刺手术辅助机器人，模型设计，仿真

Abstract

Robot assisted medical system has become one of the most important directions among robot studying fields. Minimally invasive surgery (MIS), known for its small trauma, little pain, and quick recovery and its high need for implement accuracy and stability, is quite suitable to be assisted by robot. After studying mass of papers about percutaneous insertion surgery assisting robot made by foreign countries, a percutaneous insertion surgery robot which is safe, reliable, easy to operate direct to view is developed conducted with kinematics simulation. The process is according to the high demands for safety, visualizability, operability of percutaneous insertion surgery, the configuration of this robot is setted by analyzing different machines. The robot is set with 10-DOF, in which the position adjusting mechanism is setted with 7-DOF employed Cartesian coordinate system and joint-type model, and the posture adjusting mechanism is setted with 2-DOF employed dual-parallel four strokes RCM. Additionally, the 1-DOF needle insertion mechanism along a straight line which is easy to replaced and sterilized is designed. The performance index and size are optimized on basis of the demand of surgery, and main dimensions and parameters of the robot are analyzed. Besides createing parts model in three-dimensional modeling software, and then assembled the various parts by order. Finally conducting kinematics simulation in order to optimize its overall structure , which laid the foundation for the next phase research .

Key words: medical robot, percutaneous insertion surgery assisting robot, model design, simulation

目 录

摘 要	I
Abstract	II
第一章 前 言	1
1.1 选题背景	1
1.2 研究意义	1
1.3 国内外发展现状	2
1.3.1 机器人辅助经皮穿刺手术系统	2
1.3.2 经皮穿刺手术机器人的发展概况	4
1.4 研究的基本内容, 拟解决的主要问题	7
1.5 研究步骤、方法	8
第二章 医疗穿刺机器人机械系统设计	10
2.1 技术要求	10
2.2 设计思路	10
2.3 结构设计	10
2.3.1 7-DOF 位置调整机构结构设计分析	11
2.3.2 2-DOF姿态调整机构设计分析	12
2.3.3 1-DOF进针机构的设计分析	16
2.4 本章小结	18
第三章 穿刺机器人各部件的选型、校核与分析	19
3.1 精定位三维平动台滚珠丝杠的选型与校核	19
3.2 双平行四杆RCM机构具体分析	23
3.2.1 双平行四杆RCM机构杆件参数确定	23
3.2.2 双平行四杆机构RCM机构受力分析	25
3.2.3 双平行四杆机构RCM机构驱动力矩估算	28
3.3 穿刺进针机构分析	29
3.4 本章小结	32
第四章 穿刺机器人的运动学仿真	33
4.1 Pro/E机构运动仿真与动力分析概述	33
4.1.1 机构运动仿真的特点	33
4.1.2 机构运动仿真的工作流程	34

4.2 构件建模	35
4.3 构件装配	37
4.4 机构运动学仿真	42
4.5 运动学仿真分析	42
4.6 本章小结	47
第五章 经济分析与对未来的展望	48
5.1 经济分析	48
5.2 总结	48
5.3 未来的展望	49
参 考 文 献	50
致 谢	52

第一章 前言

1.1 选题背景

近些年来，人们越来越关注健康，医疗器械产业的发展相当迅速。医疗器械和装备行业市场份额增幅惊人。在全球经济衰退时期，医疗器械产品行情依然看好。上世纪 90 年代中期，美国整个经济增长率基本为零，而医疗器械工业却增长 6~7%；在西欧整个经济增长形势也举步艰难时，欧共体的医疗器械工业增长率却在 3% 以上；日本经济增长率为 3.5%，而医疗器械工业增长率达到 8%。现代医疗器械和装备行业是当今全球发展最快、市场需求和交易最活跃的行业之一。在众多数字医疗装备中，医疗机器人发展特别令人瞩目。医疗机器人在医疗服务领域的应用范围是很广的。医疗机器人技术更是各国竞相研究的对象。

医疗机器人就执行的任务来看，可以分为三种类型：一是临床的医疗任务，包括诊断和治疗；二是在医院中的服务性任务，包括在医院中运送物品和病人等；三是康复保健任务，主要是为残疾人和老年人服务，以使他们恢复工作能力和获得独立生活能力。本文所谈到的属于第一类医疗机器人。

手术中，为了尽可能达到创伤小，感染机会少，恢复时间短的目的，在手术领域正在发生着一场以达到微创和无创伤为目的的革命。在此背景下，介入医学快步发展，它是指在医学影像设备的引导下，利用穿刺针，导管，导丝，球囊，支架等一些特殊的器械，对病变位置直接实施“靶性”治疗的方法，是一种重要的微创外科手术，也是二十一世纪最具发展前景的临床学科。

1.2 研究意义

作为一种新型的手术技术，介入手术也存在着不足。首先，从手术开展的前提讲，介入手术是在图像设备引导下完成的，介入的规划和实际操作都需要临床经验丰富的优秀医师完成，优秀的医师永远是有限的，从而限制了介入手术的普及性；再者，从操作上讲，再优秀的医师也不能避免人手的抖动，另一方面，在介入过程中，器械常常因各种原因不可避免的偏离规划的轨迹，医师必须在图像监视设备的实时检测下通过重复“advance and check”过程将器械末端送至靶点。整个操作过程对周围健康组织或器官造成不必要的创伤，很大程度上影响了手术的效果。其

次，对医师而言，手术中，放射线也对医师产生了伤害，影响了医生的心理和生理状态，增加医生对这项工作的恐惧感，对介入治疗的发展产生了阻碍。种种这些灰暗了介入手术理论本应四射的光芒。

为克服这种种缺点，使用机器人辅助介入手术成为较好的选择。使用机器人可以辅助主治医师直接操作，将术者从射线中解救出来，同时使手术选位准确、动作精细、避免病人感染。充分发挥了介入手术的优点。使用机器人技术辅助操作外科手术，特别是微创手术（Minimally Invasive Surgery）的可行性已经被越来越多的人认证。经皮穿刺手术（Percutaneous Insertion Surgery）是 MIS 技术中较为典型的一种，手术在图像设备的引导下，使用穿刺针等仪器定位并经皮肤进行治疗或检测。二十世纪九十年代起经皮穿刺手术辅助机器人和机构渐渐诞生并迅速发展，如今很多研究机构已经成功的推出应用于不同病症的机器人辅助经皮穿刺手术系统，并通过临床实验验证了系统性能。

因此，对该手术系统的机器人的模型设计与仿真也就具有了非常重要的意义。通过该设计与仿真不仅能对现有的手术机器人的机械机构进行研究与优化，而且能对进一步提出完善的穿刺方案打下良好的基础。

1.3 国内外发展现状

1.3.1 机器人辅助经皮穿刺手术系统

机器人辅助经皮穿刺手术系统基本功能构成包括：（1）成像设备（US，CT 或 MRI 等）；（2）位置跟踪设备；(3)传感器；（4）医疗工作站（PC 机）；（5）机器人。图 1-1 表示了各部分间相互关系。

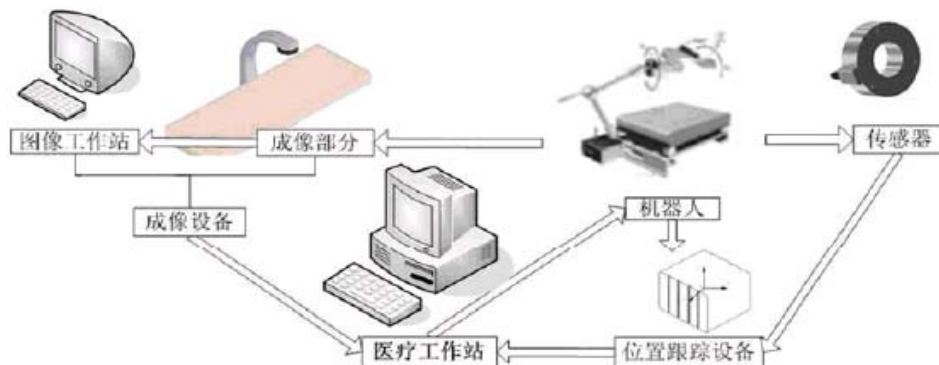


图 1-1 机器人辅助经皮穿刺系统

传统的经皮穿刺手术设备，仅需要成像设备，其他操作由医生完成，机器人系统添加了机器人，PC 机，位置跟踪设备，传感器等，使机器人辅助经皮穿刺手术系统能够利用机器人的准确，不知疲劳的特点，提高手术的稳定性，安全性和准确性。机器人系统核心部分为辅助手术操作的机器人。为了保证机器人与医疗系统正确的融合，使用传感器，比如力传感器，获得机器人与病变区域相互作用关系，使用位置跟踪设备，比如电磁定位仪（EM），将机器人相对位置与人体位置相匹配，使用 PC 机处理图像，进行手术规划，处理控制信号，并提供人机交互界面。

机器人辅助经皮穿刺手术中，机器人要辅助医生完成穿刺的操作，穿刺针的穿刺过程包含三个任务阶段：（1）选择穿刺点，这部分工作是指移动穿刺末端到皮肤表面的穿刺点；（2）选择穿刺路径，穿刺针绕在皮肤上的穿刺点进入点三维度旋转；（3）延直线轨迹穿刺，直到针末端到达目标点。对于机器人而言，这三项任务可以分成不同的机械运动执行，一方面可以保证穿刺过程中针体方向不会突然变动，另一方面使手术对病人组织伤害达到最小。

医疗手术机器人的特点是安全，准确，直观，运动速度较慢。在经皮穿刺手术辅助机器人机械结构设计过程中，实现选择穿刺路径的任务是重点和难点。被称为固定的远端运动中心的 RCM（Remote Center-of-Motion）机构理念经常被用以完成该任务。RCM 理念于 1995 年被 Russell H. Taylor 等人提出，他们设计的机构在机械结构上使两个机构旋转基点与穿刺针末端重合，起初用于夹持内窥镜，后来应用到经皮穿刺手术机器人的设计中。图 1-2 是一种机械 RCM 原理示意，两条虚线为针体倾斜和旋转轴，倾斜部分轴线通过穿刺点 I，俯仰部分利用杆件组合使旋转基点恰好位于点 I，实现针体空间内绕 I 点姿态调整。这种机构能够从机械上保证末端位置不变，安全性好，但是安装过程中和手术前需要校正位置，对于手术室实际使用来说相对复杂。

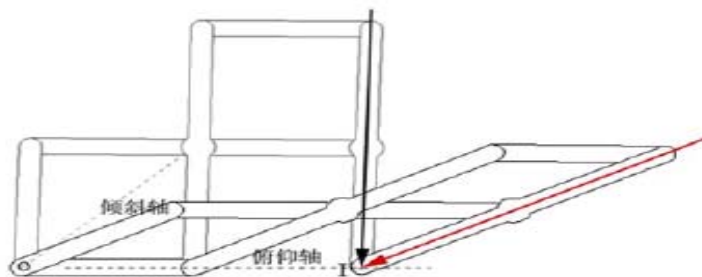


图 1-2 RCM 原理示意

RCM 并不只有机械式一种，另一种做法是补偿式 RCM。比如 John Hopkins University 研制的经皮肝脏穿刺 6-DOF 机器人，该机器人采用的就是一种补偿式 RCM——VRCM(Virtual RCM)。这种机构采用普通的关节式，末端位置的变化由其他机构进行补偿。这种做法节省了校正环节，操作简单，更容易实际应用到医疗环境中，但是控制算法相对复杂，安全性不及机械型 RCM。

1.3.2 经皮穿刺手术机器人的发展概况

目前，治疗效果通过临床验证的经皮穿刺手术机器人种类很多，例如，美国 Georgetown University 研制的经皮脊椎穿刺 11-DOF 机器人，美国 John Hopkins University 研制的经皮肝脏穿刺 6-DOF 机器人，新加坡 Nanyang Technological University 研制的经皮肾脏穿刺 9-DOF 机器人，加拿大 University of Western 研制的小动物经皮穿刺手术 6-DOF 机器人（生物医学家使用小动物进行临床前的研究），美国 Washington University 研制的 MRI 实时引导的 7-DOF 机器人等。

Georgetown University 的经皮脊椎穿刺 11-DOF 机器人是发展较早的一套系统，着重于图像建模以辅助轨迹规划，使用 CT 图像进行术前三维建模，CT 术中实时引导，并尝试将 MRI 信息与 CT 术前图像相结合。系统中包括摄像机与 LED 提供光学引导的位置导航，由于光线在术中容易被阻断，该系统还包含磁定位系统强化位置跟踪。机器人具有 11 个自由度，如图 1-3，底部的 8 个自由度用于初始定位，将机器人固定到接近表皮穿刺点的位置并锁紧；剩下的三个自由度分别是 2-DOF

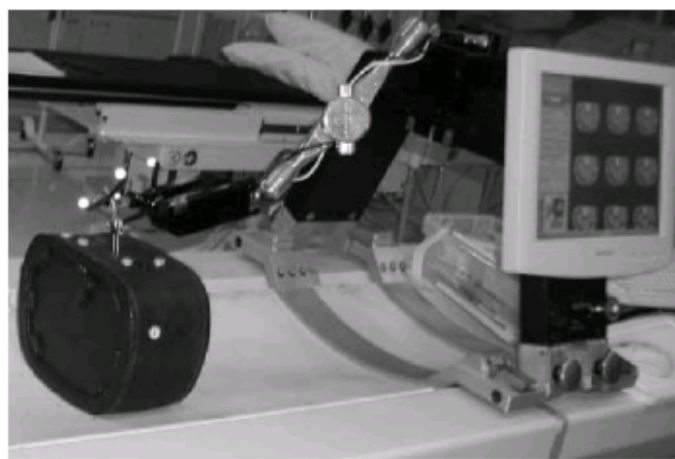


图 1-3 安装在 CT 台上的机器人与测试影像干涉

RCM 结构和由丙烯酸塑料制成的穿刺针推进器。该机器人的设计目的是提高手术的定位和穿刺操作准确性和效率。系统还包含了软件系统，用于提供交互界面，将各技术模块整合。在临床应用上，系统可用来执行穿刺活检，后凸成形术，神经及小面障碍，分流通道防止，手术精度高于徒手操作。

John Hopkins University 的经皮肝脏穿刺 6-DOF 机器人系统针对机器人系统价格昂贵，安装和校正困难，难以在手术室实际应用的特点而设计的系统，如图 1-4，使用全程使用超声扫描成像，使用电磁定位系统提供位置参考，机械结构简单，不使用编码器，不需要机械校准过程，安装简单，易于实现。机器人具有 6 个自由度，其中，三个直线运动构成笛卡尔坐标系，两个旋转关节，一个直线运动末端穿刺。采用实时补偿的形式构成 RCM (VRCM)。机器人经过临床实验验证，手术精度为 2.54mm，穿刺准确度 100%。

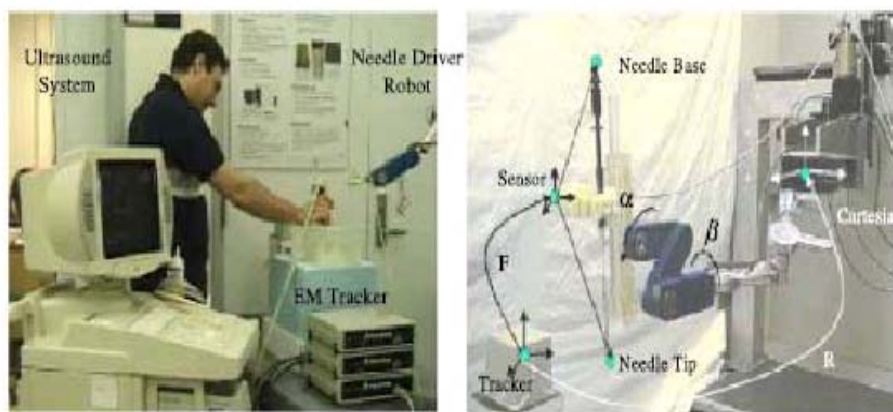


图 1-4 John Hopkins University 的经皮肝脏穿刺 6-DOF 机器人系统和机器人

Nanyang Technological University 的经皮肾脏穿刺 9-DOF 机器人使用超声检测，超声探头安装在机器人上，所以省去了位置跟踪环节，超声图像使用 NURBS 算法处理得到 3D 模型。利用 B 超的得到的信息，确定穿刺点和目标点，经过 PC 计算出穿刺深度，并在活检“枪”上预置穿刺深度。机器人共有 9 个自由度，是一个手动调节系统，位置调整结束后将机器人位置锁紧，穿刺执行器是电机驱动的活检“枪”，锁紧后施行穿刺活检。机器人置于会阴前，主要用于肾脏活检，在临床测试中，精度 2.5mm。

John Hopkins University & Memorial Sloan-Kettering Cancer Center 小型啮齿类动物穿刺手术 4-DOF 机器人的操作对象是小动物，使用 CT 或 MRI 进行术前扫描，正电子发射断层扫描 (PET) 术中实时监控。手术床的四角安装位置标记

(Acustar marker system) 用做位置跟踪。在手术床下和 z_1 轴位置分别安装两轴和单轴力传感器。机器人具有四个自由度，只能够垂直穿刺，水平自由度 x, y 用于移动手术床，垂直自由度 z_1 用于操作套管，垂直自由度 z_2 操作穿刺针。

University of Western 的小动物经皮穿刺手术 6-DOF 机器人虽然是针对小白鼠的医疗系统，但是系统结构完整，机器人具有 6 自由度，机械型 RCM 结构，如图 1-5。由于采用的是机械型 RCM，系统的校准是一个相对复杂的过程。该系统试验精度小于 $120 \mu m$ 。

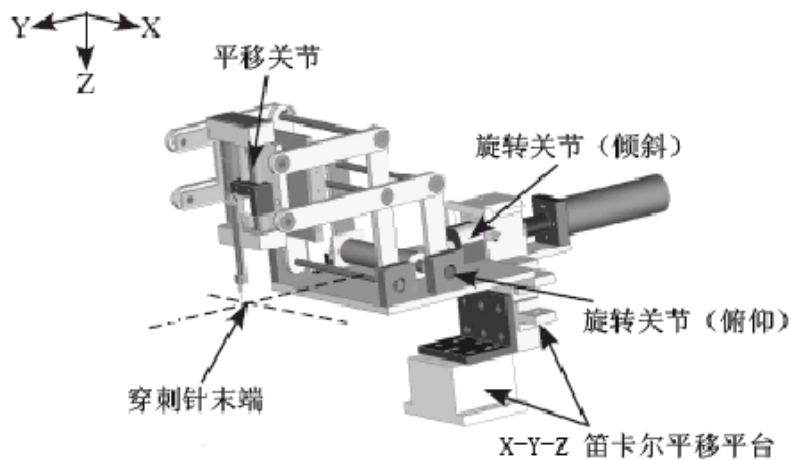


图 1-5 University of Western 的机器人模型

Washington University 的 MRI 实时引导的 7-DOF 机器人采用 MRI 提供实时引导，机器人的特点是为了协调 MRI 成像空间，协调医生的操作空间，用 3 个自由度实现 RCM 功能，如图 1-6。

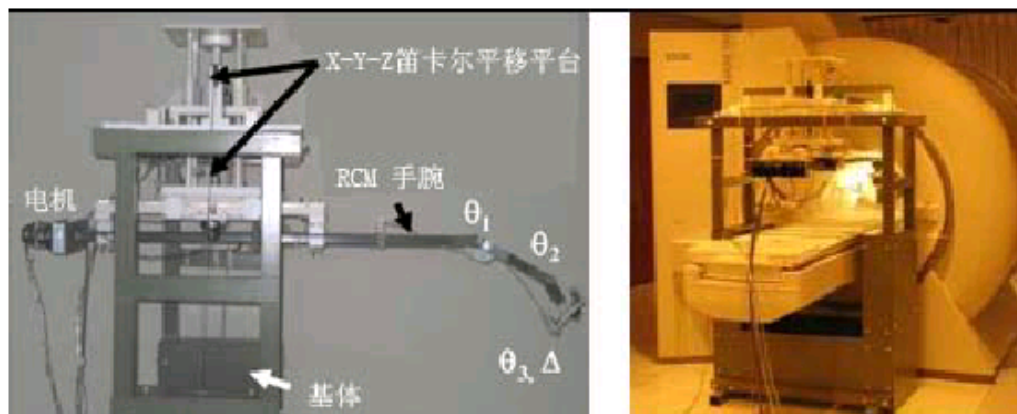


图 1-6 机器人（左）与机器人系统（右）

在国内，对医疗机器人的研究起步较晚，目前也已经取得了一些成果，如北京航空航天大学的大脑外科手术机器人，如图 1-7、图 1-8，显微外科手术机器人、接骨机器人，哈尔滨工业大学研制的接骨机器人，沈阳自动化研究所的鼻部矫形机器人，北京口腔医院和北京理工大学的辅助牙科机器人，浙江大学、上海大学、上海交通大学，天津大学也分别在医疗机器人及相关技术等方面开展了研究，正在积极与各大医院加强在这些领域的合作，并有望取得临床应用方面的突破，但在介入领域，还没有相关的报道。

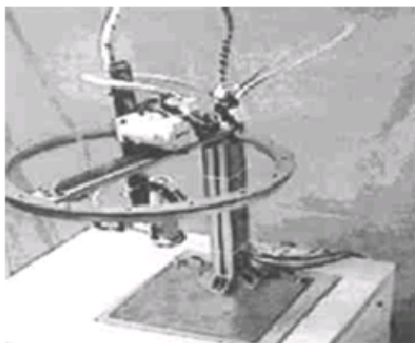


图 1-7 面向脑外科手术机器人系统

图 1-8 神经脑外科手术机器人

目前，已经有为数不少的机器人辅助经皮穿刺手术系统经过了临床验证阶段，确定了其手术的安全可靠的性能，并以优越的精准性和高效性远远超越徒手操作手术，能够将医生从疲劳和危险的手术室工作中解脱出来，成为实现微创手术的得力工具和可靠的工具，成为非常具有发展前景的科研方向。

1.4 研究的基本内容，拟解决的主要问题

论文的研究目标对穿刺机器人进行机构设计、建立机构模型以及实现运动学分析。该机器人是由超声引导的，用于肿瘤消肿。通过对机器人工作原理及各个部分构造的分析探讨，利用三维造型软件（本文中使用的是 Pro/Engineer）设计出机器人的模型，并对其进行仿真。在此基础上提出优化方案。

在此过程中，机器人的设计是一个关键问题。首先，应充分理解穿刺机器人的原理，并对已有的机器人产品进行分析，找出产品上各零件的模型，分析各零件之间的装配问题，以便能在 Pro/Engineer 软件中将其绘制出来。

其次，在机器人的设计中，三维平台的設計，被动臂的设计与被动臂前端的设计是此次设计中拟解决的设计难点。

Pro/Engineer 软件的机构运动仿真也是一个重点。要对已绘好的 Pro/Engineer 产品模型进行运动仿真，得到该模型的特性，以便更好的将产品应用到实际中去。模型的仿真要按照一定的步骤进行，得出仿真结果，学会仿真后，再多做几组仿真实验，改变原来的参数得到新一轮的结果，然后对这些不同参数下的仿真结果进行比较分析，得到其异同点，有利于研究该产品的特性。

最后，这些工作都完成以后，可以尝试更好的设计方案。例如，如何在 Pro/Engineer 软件中更快更准确的绘制出穿刺机器人模型，如何改变参数才能使仿真分析更清晰，更利于人们对其特性的研究，通过对其特性的研究，可以提出更好的穿刺治疗方案。

以上是此次设计的主要任务，但是在整个设计研究过程中，机器人的运动分析和穿刺过程的分析也是不可缺少的一步。其中穿刺点与穿刺路径的选择是最重要、最关键的。这是该机器人能否实现精确定位的核心。

1.5 研究步骤、方法

- (1) 充分理解设计题目——穿刺机器人的模型设计与仿真，确定设计的主要任务：用三维造型软件绘制穿刺机器人的模型，用对其进行运动仿真分析。显然，这两个任务的完成是基于对穿刺机器人工作过程、运动原理、及对三维造型软件 Pro/Engineer 的全面理解上，只有认真理解了这些原理知识，才能很好的完成此次设计。
- (2) 了解了设计的目的和任务后，开始查找与此设计题目相关的中英文文献资料，查找的文献资料越多，对今后的设计帮助越大，并对这些资料进行分类整理。重点阅读穿刺机器人的原理和应用、Pro/Engineer 软件的仿真方面的资料。
- (3) 在理解了这些原理知识的基础上，开始撰写开题报告，需要提出选题的背景、研究的意义，研究的主要任务，待解决的主要问题等也都要在开题报告中提出，还要规划好研究的工作进度，为下一步的研究设计打下基础。
- (4) 提出总体设计方案。首先，破解出已有的穿刺机器人产品，从网上查找元器件的模型，并在 Pro/Engineer 软件中绘制出来，如何布局等等都是亟待解决的问题。

- (5) 在 Pro/Engineer 中完成三维实体造型后，就可以对设计进行仿真了。在开始仿真设置之前，应对所绘制的模型进行一次简单的检查。这一步是很有用的，因为有很多仿真中出现的问题，都跟原模型的构造有关系的。
- (6) 待检查完无误后，就可以运用 Pro/Engineer 软件对该模型进行仿真分析了。在仿真时多做几组仿真实验，在不同的参数设置下再进行仿真，并将这些仿真结果进行比对分析，有利于分析模型的特性。
- (7) 整个设计完成后，提出该设计的优化方案。
- (8) 将以上内容进行归纳整理，对总体设计中遇到的问题进行分析解答，并完成总体设计。然后再进行仿真，对比优化方案和原方案的仿真效果，证明优化方案的有益之处。
- (9) 对此次毕业设计进行讨论分析，找出设计方案中存在的不足之处。

第二章 医疗穿刺机器人机械系统设计

2.1 技术要求

医疗穿刺机器人的主要任务是在有人的监控下进行手术，对针进行控制，使针能够准确到达病患部位，杀死有害组织。对于以上目的就要求医疗穿刺机器人应符合以下几个条件：

1、体积小，由于手术用的空间较为狭小，机器人的体积不能过于庞大，以便有很好的适应性，此外，由于手术要在手术台上进行，如果机器人太大，会影响在场监控的医疗人员的视线。

2、可操作性，机器人是替代医疗人员进行手术，所以必须要操作十分灵活，能够完全代替人手，而且要易于操作。

3、动作精确，手术是一项对精确性要求很高的活动，如果不精确，则会影响手术的效果，甚至危及人的生命，所以十分重要。

这样就对设计医疗穿刺机器人提出了很高的要求。

2.2 设计思路

本文研究的机器人是机器人辅助经皮穿刺手术系统的一部分，也是该系统的核心部分。在穿刺手术中，机器人要辅助医生完成穿刺操作，在这过程中穿刺针完成了三个阶段的运动：（1）移动穿刺末端到皮肤表面的穿刺点；（2）穿刺针绕在皮肤上的穿刺点进入点三维度旋转；（3）延直线轨迹穿刺，直到针末端到达目标点。基于以上阶段，可设计相应的机械结构分开来执行运动，这样就可以保证在穿刺过程中针体方向不会突然变动，使手术对病人组织伤害达到最小。

2.3 结构设计

针对设计思路中分析的三个运动阶段，分别设计了三个相应的机械结构来完成该运动：①7-DOF 位置调整机构；②2-DOF 姿态调整机构；③1-DOF 进针机构。下面就这三个机构的设计进行分析。

2.3.1 7-DOF 位置调整机构结构设计分析

将穿刺针移动到预先测定的穿刺点可分为两个过程：①粗定位；②精定位。在介入穿刺手术中，7-DOF 位置调整机构的作用是将穿刺针的末端点放在球状区域内的任意点。位置调整机构粗定位 4 个自由度，精定位 3 个自由度，通过运动的合成使姿态调整机构的末端在穿刺轨迹上定位。从手术需求角度考虑，位置调整机构的运动应直观，控制简单以保证医生操作的方便和机构运行的可靠；同时，7-DOF 位置调整机构也应具有高的精度，足够的工作空间。

就目前的研究来看，穿刺类医疗机器人的位置调整机构基本分为两大类，一类使用关节坐标系型机构，另一类使用笛卡尔坐标系型机构，即直角坐标系型机构。关节坐标系型机构的突出优点是占据空间小，为了发挥这一优点，应用时，关节部位一般不使用电机驱动，比如 Georgetown University 研制的机器人。笛卡尔坐标系机构的优点是控制简单，操作直观，一般使用电机驱动，比如 John Hopkins University 研制的经皮肝脏穿刺手术机器人，这类机器人适合需要多次定位的腹腔类手术，如囊肿等。本课题的粗定位采用的是关节坐标型结构，精定位采用的是笛卡尔坐标系结构。手术时先由医生将针拖拽到病灶点，再由精定位机构准确定点。综上，设计的外型如图 2-1、图 2-2、图 2-3。

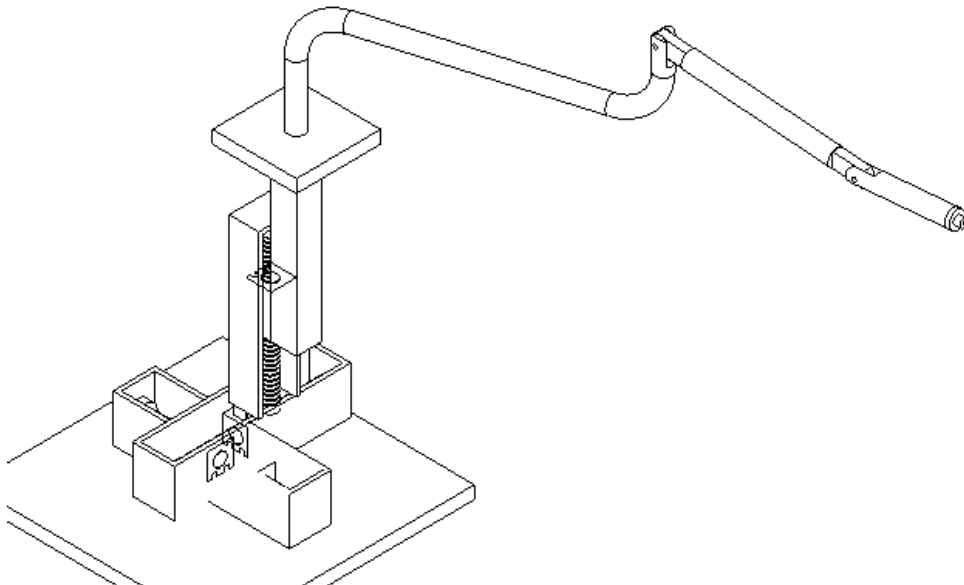


图 2-1 7-DOF 位置调整机构

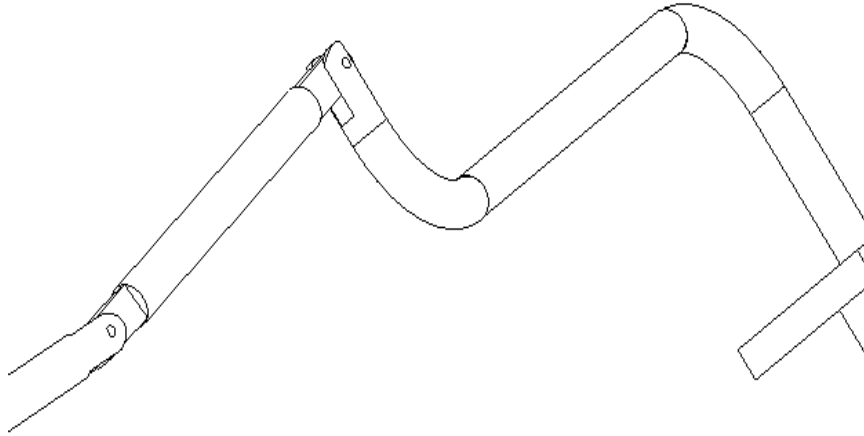


图 2-2 4-DOF 粗定位被动臂

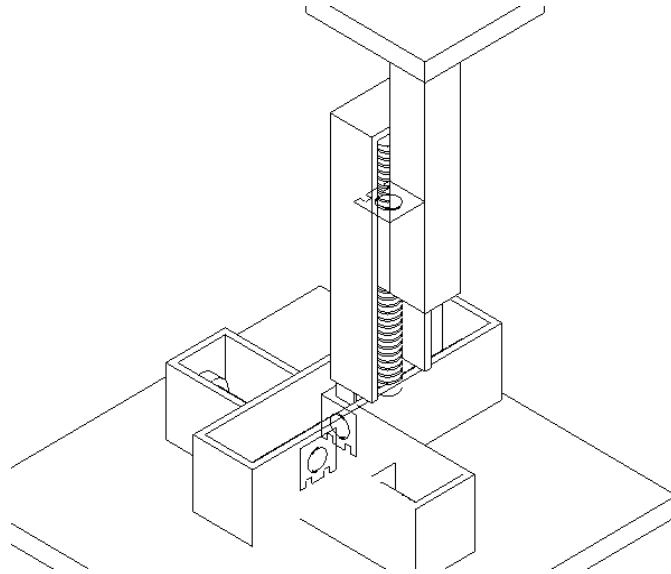


图 2-3 3-DOF 精定位平动台

2.3.2 2-DOF 姿态调整机构设计分析

第一章中曾指出过，在经皮穿刺手术辅助机器人机械结构设计过程中，实现

定点调姿态的任务是重点和难点。三个自由度可以实现空间内任意姿态，在穿刺手术中，操作对象是针体，在穿刺点既定的条件下，绕针体轴心的旋转自由度是不需要的，所以穿刺针体的姿态调整需要二自由度即可，二自由度姿态调整机构传动结构简单，加工难度相对低。在满足姿态要求的情况下，应尽量减少自由度，所以本机器人采用的是 2-DOF 姿态调整机构。

RCM (Remote Center-of-Motion) ——固定的远端运动中心理念，作为一种二自由度姿态调整机构，RCM姿态调整机构经常被用以完成任务定点调姿态的任务。RCM 机构作为机器人的腕部结构可以使末端执行器绕空间内的某个固定点做旋转运动，而且该虚拟固定点在机构远端。这种机构结构简单、控制方便、成本低，可以提高手术的安全性。TAYLOR 等首次将RCM 概念应用于腹腔镜手术辅助机器人，并针对不同的应用背景开发出了多种RCM 机构，包括MINI-RCM、PAKY 以及“稳手”机器人等。KIM 等设计一种6 自由度RCM 操作手可以与核磁共振设备兼容进行微创手术。现在已经商业化的Da Vinci 手术机器人的末端操作装置使用了RCM 机构。

一般用于微创手术辅助机器人的RCM 机构应满足以下几个条件：

(1) 具有4 自由度，即绕插入点的3 个转动和1个移动。绕手术工具轴线的转动和移动可通过在二维转动RCM 机构末端串联转动副和移动副实现。

(2) 工作空间应保证手术工具可到达所需位置。

(3) 在较少占用手术空间的同时还能避开病人身体其他部位，并减小对医生进行手术的干扰。

(4) 系统刚度应保证在自身和手术工具重力以及外力的作用下不能有明显的变形，否则会危及病人的安全。

在RCM 机构中，基于双平行四杆的RCM 机构由于结构简单得到了广泛的应用。设计这类RCM 机构可首先通过型综合选择合适的RCM 构型，然后根据具体应用所需条件确定各杆件长度参数，通过受力分析可确定杆件断面参数和铰链载荷，最后通过对驱动力矩的估算选择合适的驱动装置。

双平行四杆RCM 机构是指通过对两组平行四杆结构进行平面耦合，以实现末端执行器绕虚拟中心转动的一类RCM 机构。

双平行四杆RCM 机构的一维构型可以归纳如图2-4 所示，图2-4a为平行四杆RCM 机构的基本构型。由于机构中BCDE 回路有冗余约束，通过去除不同的约束，

可以衍生出其他几种结构形式(图2-4b~2-4f)。此外，还可通过改变固定端，得到如图2-4g~2-4j 所示的几种不同构型。

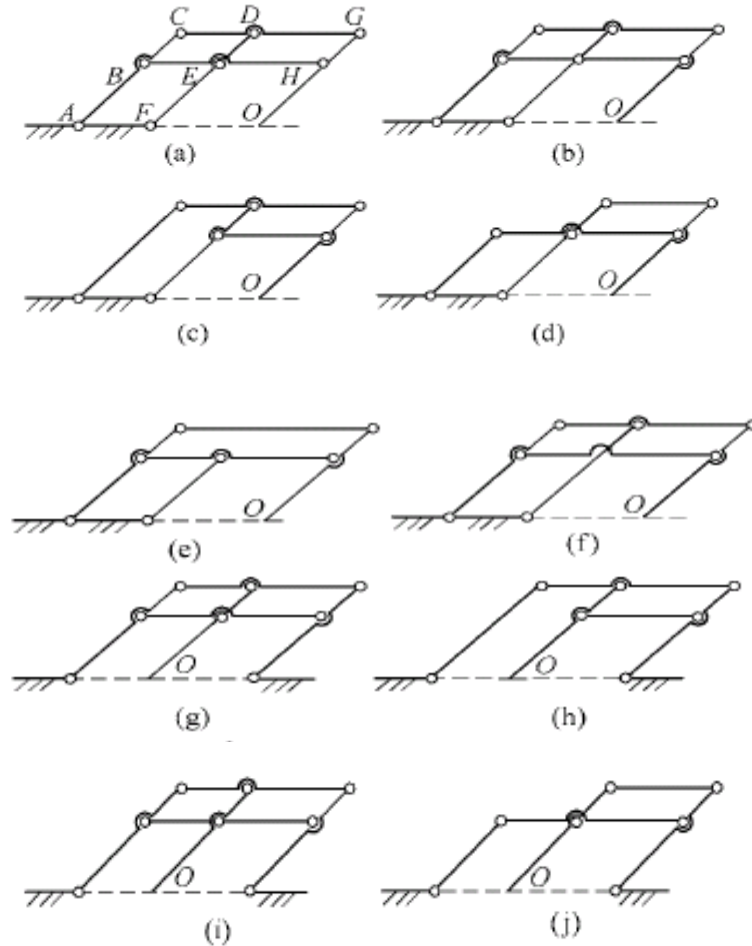


图2-4 一维双平行四杆型RCM 机构的10 种构型

双平行四杆型RCM 机构具有如下优点：①结构简单，驱动器可放置在基座处。②可通过连杆的弯折变形灵活安排RCM 的位置以适应不同的应用要求。缺点在于由于杆件之间的干涉以及平行四杆存在奇异位型，影响运动范围；另外，由于铰链数目多造成机构刚度较差。

由于安装时必须考虑到安装末端执行器以及与底座固定的铰链或者电动机等需要占据一定的空间。为了保证末端执行器轴线通过虚拟中心点，一般有如图2-5所示的两种方法，这里以安装末端执行器为例。图2-5a 中将末端执行器相对末端杆件倾斜放置，从而使末端执行器通过虚拟中心。图2-5b 通过杆件弯折，使得虚

拟中心移动一定距离，以满足安装需要。这两种方法都有应用，这里主要对后一种方案进行讨论。

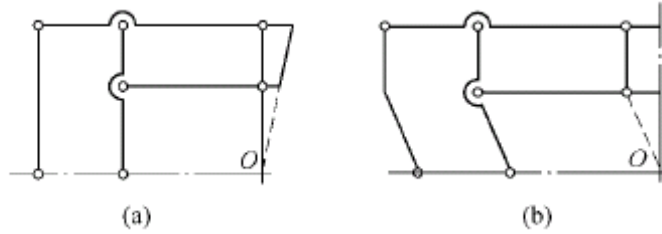


图2-5 末端执行器通过虚拟中心点的两种方法

将双平行四杆一维RCM 机构与转动副进行组合，就可以得到二维转动的RCM 机构，如图2-6a~2-6c 所示。在末端加上独立的移动副和绕手术工具自转的转动副则构成一个实用的4 自由度RCM 机构（图2-6d）。

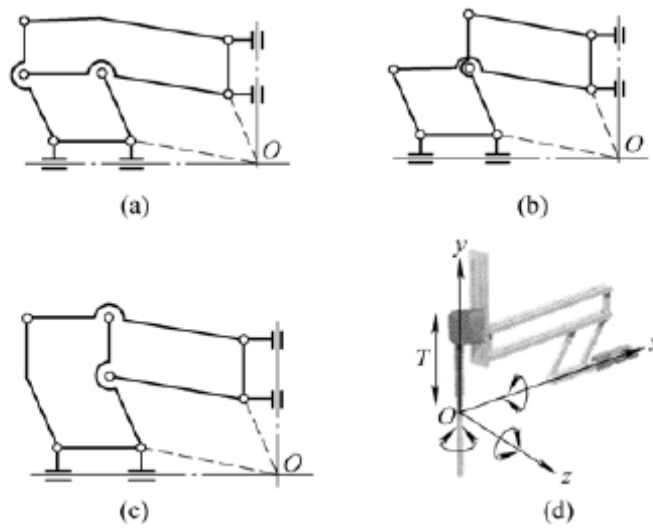


图2-6 多自由度RCM 机构

本机器人所采用的RCM为图2-4d的构型，在如图2-7所示的两个位置加上驱动装置就可以实现2-DOF的姿态调整动作。

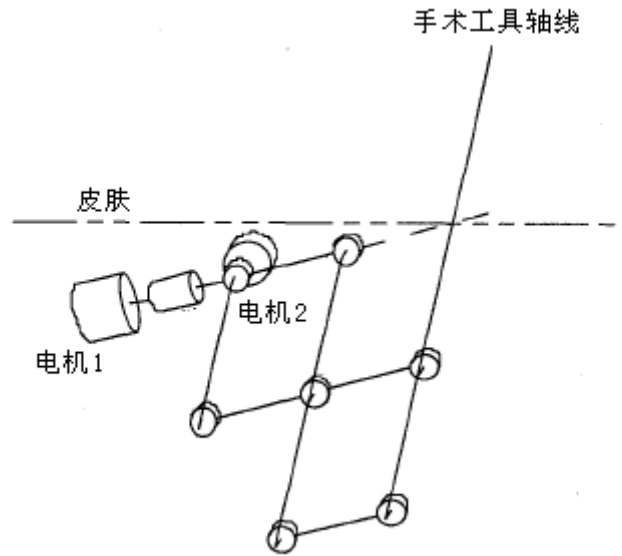


图 2-7 双平行四杆驱动示意图

综上所述设计姿态调整机构的外形如图 2-8 所示

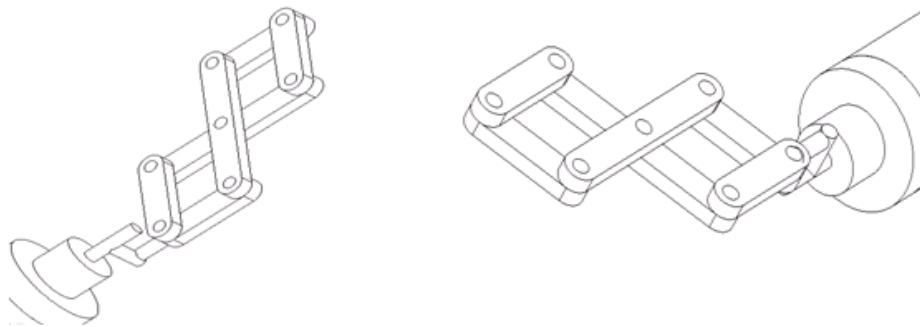


图 2-8 双平行四杆型 RCM

2.3.3 1-DOF 进针机构的设计分析

进针执行器功能主要是将穿刺针推进到病灶点，在姿态正确的情况下，单自由度机构就可以满足功能要求。受针体方向与姿态调整机构主体处于垂直位置关系的限制，电机轴线方向和所需的运动方向垂直，可选的机构主要是带导

轨的拉线式结构，小锥齿轮组变向结构和偏心摩擦轮式结构。

带导轨的拉线式结构的导轨长度需覆盖进针行程，进针行程 120mm 情况下导轨长度至少为 180mm，机构大容易影响医生操作空间。小锥齿轮组变向可靠性好尺寸小，但是小尺寸锥齿轮的加工难度大，成本高，消毒困难。而使用偏心式摩擦轮结构就比较合适。偏心摩擦轮式结构和带导轨的拉线式结构如图 2-9、2-10。

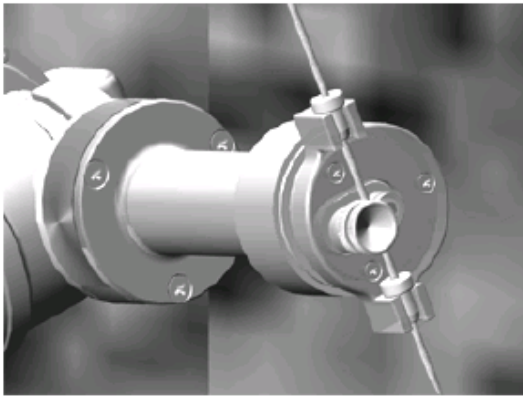


图 2-9 偏心摩擦轮式结构

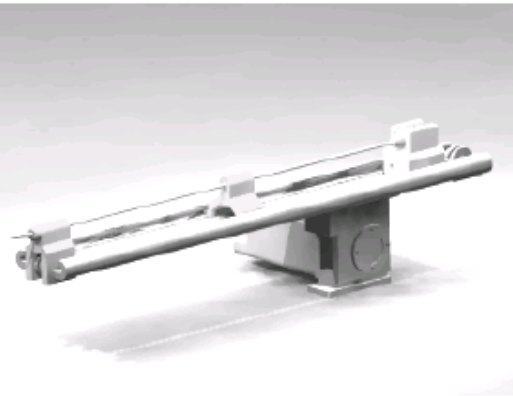


图 2-10 带导轨的拉线式结构

偏心摩擦轮推进器，以螺纹预紧产生压力，利用摩擦力推进穿刺针。偏心轮摩擦轮在调节预紧力的时候具有凸轮效果，安装时利用配做的预紧螺母使偏心轮的外表面挤压穿刺针产生预紧力。穿刺针推进时带动从动轮运动，根据设定的旋转方向，进针时预紧力轻微变大，退针时预紧力轻微减小，从而不会产生穿刺针松动的情况。

设计快换块，借助连接轴使推进器插入姿态调整机构后以大螺母锁紧，使穿刺针部分可以单独消毒。这样的摩擦推进器行程不受限制，行程可视为整个穿刺针长度。

采用同姿态调整机构类型相同的步进电机驱动，加减速器提高可提供的进针力。前端使用可透光材料。为了得到手术过程中的机器人与人体组织的接触情况，在末端执行器与姿态调整机构交界处可安装六维传感器。

综上设计机构的外形如图 2-11、图 2-12 所示的模型。



图 2-11 进针机构与针-1

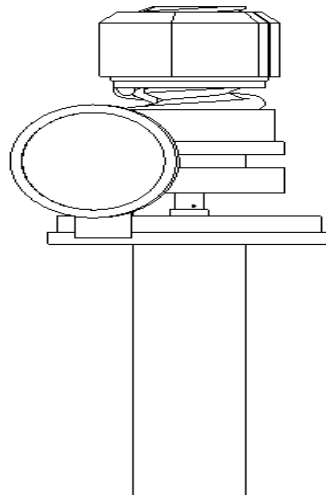


图 2-12 进针机构与针-2

2.4 本章小结

本章针对穿刺机器人的技术要求，展开了穿刺手术中机器人运动过程的讨论，通过对各种相应的机械结构的介绍与分析，设计出满足穿刺手术运动学要求的机械结构，并绘制该结构的二维图。

第三章 穿刺机器人各部件的选型、校核与分析

3.1 精定位三维平动台滚珠丝杠的选型与校核

在上一章中分析到的7-DOF位置调整机构中的3-DOF精定位机构是由三个滚珠丝杠与丝杠副的组合而成。为了使3-DOF位置调整机构具有高的精度与足够的工作空间，对滚珠丝杠的选型与校核过程就成为必不可少的一部分。

3.1.1 滚珠丝杠副导程的确定

$$P_h = \frac{V_{max}}{i \times n_{max}}$$

P_h : 珠丝杠副的导程

V_{max} : 平动台最高移动速度

n_{max} : 电机最高转速

i : 传动比

3.1.2 滚珠丝杠副导程的确定

在精定位平动台移动方式下滚轴丝杠轴向载荷:

$$F_{移} = W \cdot \mu$$

当量转速 n_m

$$n_m = \frac{V_{max}}{P_h}$$

当量载荷

$$F_m = \sqrt[3]{\sum_{i=1}^n F_i \frac{n_i t_i}{n_m T}}$$

n_i ——丝杠转速r/min

$\frac{t_i}{T}$ ——工作时间百分比

3.1.3 预期额定动载荷

$$c_{\alpha m} = \sqrt[3]{60n_m L_h} \frac{F_m f_m}{100 f_a f_c}$$

表 3.1 载荷系数

使用条件	f_w
平稳, 无冲击运动	1.0 ~ 1.2
一般运动	1.2 ~ 1.5
伴随着冲击和振动的运动	1.5 ~ 2.0

$c_{\alpha m}$: 预期额定动载荷 N

3.1.4 确定允许的最小螺纹底径

估算丝杠允许的最大轴向变形量

$$\delta_m \leq (1/3 \sim 1/4) \text{ 重复定位精度} \quad \textcircled{1}$$

$$\delta_m \leq (1/3 \sim 1/4) \text{ 定位精度} \quad \textcircled{2}$$

取两种结果的小值

估算最小螺纹底径: 丝杠要求预拉伸, 取两端固定的支承形式

$$d_{2m} = 10 \sqrt{\frac{10F_0 L}{\pi \delta_m E}} = 0.039 \sqrt{\frac{F_0}{\delta_m}}$$

其中:

$$L \approx (1.1 \sim 1.2) \text{ 行程} + (10 \sim 14) P_h$$

静摩擦力 $F_0 = \mu_0 W$

3.1.5 确定滚珠丝杠副的规格代号

选内循环浮动式法兰, 直筒双螺母型垫片预形式, 由计算出的 P_h , $C_{\alpha m}$, d_{2m} 在样本中取相应规格的滚珠丝杠。

3.1.6 确定滚珠丝杠副预紧力

$$F_p = \frac{1}{3} F_{\max}$$

F_{\max} —— 最大负载

3.1.7 行程补偿值与预拉伸力

行程补偿值

$$C = 11.8 \Delta t L_u \times 10^{-3}$$

L_u —— 滚珠丝杠副的有效行程

$L_u \approx$ 工作台行程 L_k + 螺母长度 L_n + 两个安全行程 $L_a \approx$ 行程 + (8-14) P_n

Δt 温差取 2.5°C

预拉伸力

$$F_t = 1.95 \Delta t d_2^2$$

3.1.8 确定滚珠丝杠副支撑用的轴承代号、规格

轴承所承受的最大轴向载荷

$$F_{B\max} = F_t + F_{\max}$$

轴承类型选用两端固定的支承形式，选背对背 60° 角接触推力球轴承，轴承内径 d 略小于 d_2 ，轴承预紧力，预加负荷 $\geq F_{BP}$ ，按样本选轴承型号规格。

3.1.9 滚珠丝杠副工作图设计

丝杠螺纹长度 L_s ：

$$L_s = L_u + 2L_e$$

两固定支承距离 L_1 ，丝杠全长 L ，行程起点离固定支承距离 L_0

3.1.10 电机的选择

整体设备的移动摩擦力为

$$f = \mu_0 W$$

安全系数取2，根据滚珠丝杠的传动效率、导程、最大的移动速度及减速器的减速比等参数可算出电机输出端的输出扭矩 T，根据输出扭矩可在样本中选择电机，此电机选择交流伺服型为宜。

3.1.10 滚珠丝杠传动系统刚度

丝杠最小抗压刚度

$$K_{s\min} = 6.6 \frac{d_2^2}{L_1} \times 10^2$$

丝杠最大抗压刚度

$$K_{s\max} = 6.6 \frac{d_2^2 L_1}{4L_0(L_1 - L_0)} \times 10^2$$

一对预紧轴承的组合刚度

$$K_{BO} = 2 \times 2.34 \sqrt[3]{d_Q Z^2 F_{a\max} \sin^5 \beta} K_{B0}$$

支承轴承组合刚度

$$K_b = 2K_{BO}$$

滚珠丝杠副滚珠和滚道的接触刚度

$$K_c = K_c' \sqrt[3]{\frac{F_p}{0.1C_a}}$$

3.1.11 滚珠丝杠刚度验算及精度选择

$$\frac{1}{K_{\min}} = \frac{1}{K_{s\min}} + \frac{1}{K_b} + \frac{1}{K_c} \Rightarrow K_{\min}$$

同理

$$\frac{1}{K_{\max}} = \frac{1}{K_{s\max}} + \frac{1}{K_b} + \frac{1}{K_c} \Rightarrow K_{\max}$$

传动系统刚度变化引起的定位误差

$$\delta_k = F_0 \left(\frac{1}{K_{\min}} - \frac{1}{K_{\max}} \right)$$

确定精度

$$V_{300p} \leq 0.8 \times 50 - \delta_k$$

3.2 双平行四杆 RCM 机构具体分析

双平行四杆RCM机构是穿刺手术中确定穿刺路径的机构，基于到该过程在手术中的重要性，现对该机构的杆件参数、受力和驱动力矩予以详细分析。

3.2.1 双平行四杆 RCM 机构杆件参数确定

本节通过给定参数确定双平行四杆RCM 机构各杆件尺寸。由于图2-4中各种构型的尺寸综合都类似，故选择图3-1 a 所示机构进行分析。另外，考虑到作为手术机器人腕部机构的通用性，机构并不一定会如文献中一样具有对称性，必须使用6个量才能完全确定连杆尺寸，这里选取 $l_1 \sim l_6$ 作为独立变量，如图3-1 b 所示。 l_1 、 l_2 确定了RCM 机构的跨距及机构与病人之间的距离关系， l_5 为RCM 机构基轴 AF 与横轴铰链 $A'F'$ 之间偏移量， l_6 为安装手术工具或其他工具所需的偏移量。 l_3 和 l_4 则在 l_1 、 l_2 给定的情况下影响机构体积及各杆受力情况，这将在后文中提到。

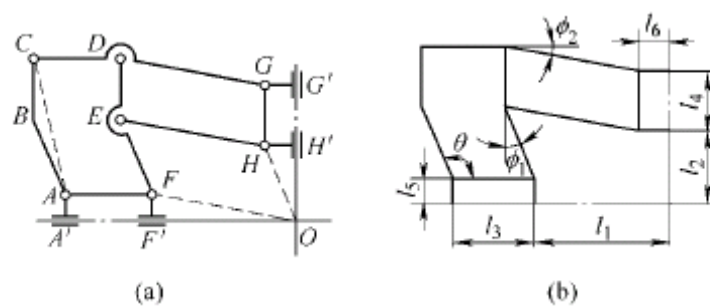


图3-1 双平行四杆型RCM 机构尺寸综合

各杆件尺寸以及弯折角度如下

$$\phi_1 = \arctan(l_6/l_2) \quad (1)$$

$$\phi_2 = \arctan(l_5/l_1) \quad (2)$$

$$l_{CB} = l_{DE} = l_{GH} = l_4 \quad (3)$$

$$l_{CD} = l_{AF} = l_3 \quad (4)$$

$$l_{AB} = l_{EF} = l_{OH} = l_6/\sin \phi_1 \quad (5)$$

$$l_{EH} = l_{DG} = l_{FO} = l_5/\sin \phi_2 \quad (6)$$

$$l_{AC} = l_{DF} = l_{GO} = \sqrt{l_6^2 + (l_2 + l_4)^2} \quad (7)$$

其中杆 ABC 可用一直杆替代,如图3-1a中虚线所示,但这里为分析方便,仍保持其弯折形状。整个机构在平面内的运动位置可由连杆 EF 和水平轴线的夹角 θ 确定,如图3-1a所示。下面给出证明来验证在机构运动(θ 变化)时,末端 $G'H'$ 一直绕 O 转动。

如图3-2所示,可知 $G'H'$ 的幅角为 $\theta - \phi_1 - \pi$,点 H' 的位置由式(8)确定

$$\mathbf{H}' = \mathbf{Z}_1 + \mathbf{Z}_2 + \mathbf{Z}_3 + \mathbf{Z}_4 + \mathbf{Z}_5 \quad (8)$$

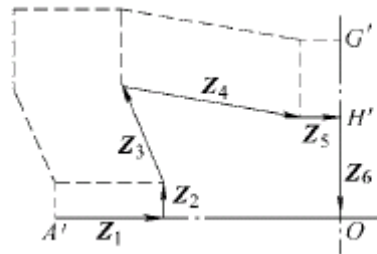


图3-2 双平行四杆型RCM 机构模型

又可知

$$\mathbf{Z}_1 = l_3 + i0$$

$$\mathbf{Z}_2 = 0 + il_5$$

$$\mathbf{Z}_3 = \frac{l_6}{\sin \phi_1} \exp(i\theta)$$

$$Z_4 = \frac{l_5}{\sin \phi_2} \exp(-i\phi_2)$$

$$Z_5 = l_6 \exp\left[i\left(\theta - \phi_1 - \frac{\pi}{2}\right)\right]$$

可得

$$H' = l_1 + l_3 + \frac{l_6 \cos \theta}{\sin \phi_1} + l_6 \sin(\theta - \phi_1) + il_2 \sin(\theta - \phi_1) =$$

$$l_1 + l_3 + l_2 \cos(\theta - \phi_1) + il_2 \sin(\theta - \phi_1) \quad (9)$$

H' 到 O 点的矢量可表示为

$$Z_6 = (l_1 + l_3 + 0i) - H' = l_2 \exp[i(\theta - \phi_1 - \pi)] \quad (10)$$

由式(10)可知, H' 到 O 点的距离不随转角变化而改变; 在任意时刻, 连线 $H'O$ 转动的角度与 $G'H$ 相同。所以可知连杆 $G'H$ 绕中心 O 点转动。

平行四杆在杆件重合时出现奇异位形, 同时杆件之间存在干涉, 使得这种双平行四杆RCM 机构的转动范围受到限制, 一般可取 θ 的转动范围为 $30^\circ \sim 150^\circ$ 即可满足微创手术的需要。而机构相对轴 AF' 的转动不受限制, 可实现 360° 旋转。

3.2.2 双平行四杆机构 RCM 机构受力分析

平面内作用在RCM 机构上的力可等效为作用在RCM 点处的力和力矩, 力矩使机构转动, 由驱动装置克服。作用在虚拟中心点处的力由各杆件承担。如果杆件受力过大, 则机构的刚性不够, 虚拟中心点不能稳定。本节仅分析虚拟中心点处平面内任意方向作用力引起的杆件受力情况。力矩情况将在下一节说明。平面外的作用力与杆件及铰链参数有关, 难以确定, 所以这里不进行讨论。但容易知道机构在垂直图3-3所示平面方向上的刚度很小, 在应用中应该尽量避免机构受到平面外的作用力。

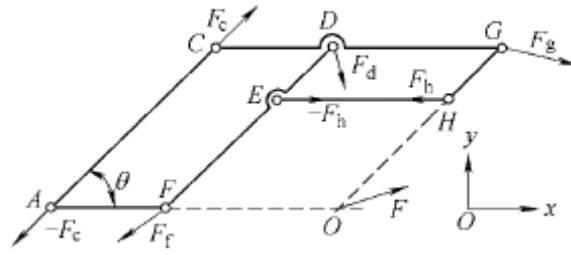


图3-3 双平行四杆型RCM 机构的平面受力分析

对图3-1 a 所示机构进行分析时，由于杆件弯折得计算公式较为繁琐，同时考虑到一般 l_5 和 l_6 相对于其他杆件长度较短，因此可采用图3-3所示结构进行分析。对于作用在虚拟中心处的力 F 可分解在 x 、 y 两个方向上，记为 F_x 、 F_y ，并定义

$$r_1 = l_3 / l_1 \quad (11)$$

$$r_2 = l_4 / l_2 \quad (12)$$

各个节点的受力情况如下

$$F_{hx} = \left(\frac{1}{r_2} + 1 \right) (-F_x + F_y \cot \theta) \quad (13)$$

$$F_{hy} = 0 \quad (14)$$

$$F_{gx} = \frac{F_x - F_y (1 + r_2) \cot \theta}{r_2} \quad (15)$$

$$F_{gy} = -F_y \quad (16)$$

$$F_{cx} = F_y \frac{\cot \theta}{r_1} \quad (17)$$

$$F_{cy} = \frac{F_y}{r_1} \quad (18)$$

$$F_{dx} = F_x \frac{1}{r_2} - F_y \left(\frac{1}{r_2} - \frac{1}{r_1} + 1 \right) \cot \theta \quad (19)$$

$$F_{\dot{\phi}} = -F_y \left(\frac{1}{r_1} + 1 \right) \quad (20)$$

$$F_{\dot{\alpha}} = -F_x + F_y \frac{\cot \theta}{r_1} \quad (21)$$

$$F_{\dot{\beta}} = -F_y \left(\frac{1}{r_1} + 1 \right) \quad (22)$$

由式(13)~(22)可以看出作用在各杆上的力只与比值 r_1 、 r_2 有关,因此在 l_1 、 l_2 由所需工作空间确定后, l_3 和 l_4 的尺寸决定了各杆件的受力大小,尺寸越小,杆受力越大,铰链的载荷就越大。但若 l_3 和 l_4 选择过大则会增加整个机构的体积。

合理选择杆件的断面参数还需要考虑机构所需刚度,一般可以表示为在受力作用下,虚拟中心点处杆件由于各杆件的弯曲变形而产生的漂移 δ 。这里给出公式进行估算。为了分析方便,设 δ_y 、 δ_{\perp} 分别为 GO 杆端点 O 沿着 y 轴方向和垂直 GO 方向的位移(以下简称虚拟中心点的漂移),它们之间的夹角为 θ 。考虑到杆件拉伸和压缩产生的变形很小,可以忽略;如采用较高精度的轴承,铰链的间隙也可忽略不计;而且 GO 一般为手术工具, GH 由于安装末端执行器,它的刚度比其他杆件大,所以仅考虑 CG 和 FD 杆弯曲变形造成的影响

$$\delta_y = \frac{F_{\dot{\phi}} l_1^2 (l_1 + l_3)}{3EI_{CG}} = \frac{F_y l_1^3 (1 + r_1)}{3EI_{CG}} \quad (23)$$

$$\delta_{\perp} = \frac{F_{\perp} l_2^2 (l_2 + l_4)}{3EI_{FD}} = \frac{F_{\perp} l_2^3 (1 + r_2)}{3EI_{FD}} \quad (24)$$

$$F_{\perp} = F_x \sin \theta + F_y \cos \theta \quad (25)$$

$$\delta = \sqrt{\delta_y^2 + \delta_{\perp}^2 - 2\delta_y \delta_{\perp} \cos \theta} \quad (26)$$

式中, F_{\perp} 为作用力 F 垂直杆 GO 方向的分量,由式(25)确定; I_{CG} 、 I_{FD} 分别为 CG 和 FD 杆的断面惯性矩。通过设计所允许的虚拟中心漂移 δ 可以选择合适的断面。其他二力杆还需要考虑压稳问题,临界载荷(由式(27)确定)必须大于杆所受到的最大压力

$$F_{cr} = \frac{\pi^2 EI}{l^2} \quad (27)$$

从上述分析可以看出，结构刚度受CG、FD 杆的尺寸影响最大，因此在需要减小机构整体体积的前提下，仅需根据铰链承载、杆件压稳条件以及几何尺寸综合考虑来确定l3 和l4 的长度。

3.2.3 双平行四杆机构 RCM 机构驱动力矩估算

本节考虑克服施加在O点处的转矩以及各杆件自重所需驱动力矩。可将AC 杆作为驱动输入杆件。图7 中，G 为各杆件重力，MOz、MOx 为外力作用产生的分别绕z 轴和x 轴的力矩，MAz、MAx 分别为所需的驱动力矩。设AC 杆和Oxz 平面的夹角为θ，与Oxy 平面的夹角为β，则可得

$$M_{Az} = M_{Oz} + \cos \theta \cos \beta \times \left[\frac{1}{2}(G_{AC} + G_{FD})(l_2 + l_4) + G_{GH} \left(l_2 + \frac{1}{2}l_4 \right) + G_{EH}l_2 + G_{CG}(l_2 + l_4) \right] \quad (28)$$

$$M_{Ax} = M_{Ox} + \cos \beta \cos \theta \times \left[\frac{1}{2}(G_{AC} + G_{FD})(l_2 + l_4) + G_{GH} \times \left(l_2 + \frac{1}{2}l_4 \right) + G_{EH}l_2 + G_{CG}(l_2 + l_4) \right] \quad (29)$$

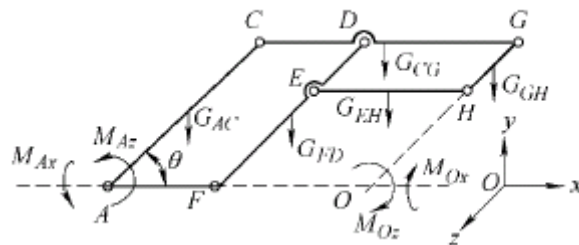


图3-4 双平行四杆型RCM 机构的驱动力矩分析

由于各杆件长度和质量固定，所以式(28)、(29)可简化为

$$\begin{cases} M_{Az} = M_{Oz} + C \cos \theta \cos \beta \\ M_{Ax} = M_{Ox} + C \cos \theta \cos \beta \end{cases} \quad (30)$$

式中, C 为常数, 表明杆件组对机构的影响可以等效为一集中质量, 因此很容易进行力矩平衡, 这样可以方便用于一些响应速度快、可以反向驱动的场所, 如力反馈手柄等。

3.3 穿刺进针机构分析

进针机构的功能是在穿刺针姿态调整完毕后, 将针沿直线推进到病灶点。因此该机构的自由度为一, 设计时采用将旋转运动转化为直线运动的机构, 靠摩擦力来传动, 称为R-T摩擦传动机构。

该机构由以下几个部分构成, 作旋转运动的输入盘轴3和6, 作直线运动的输出轴 4, 以及对两轴进行定位和支撑的1、5、2、7等, 如图3-5所示。

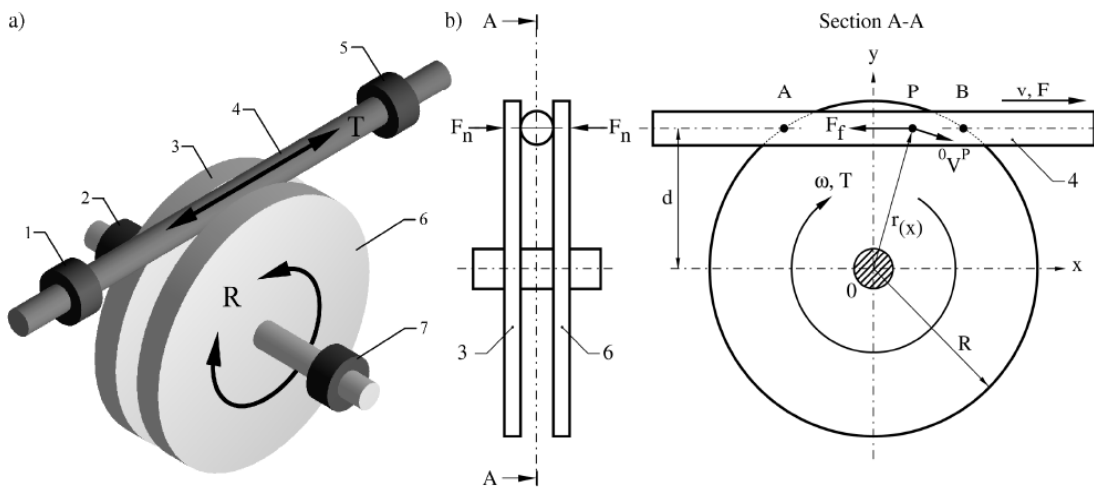


图 3-5 轴向负荷型摩擦传动机构 a) 工作原理图 b) 动力分析图

旋转运动由原动机带动, 盘轴3和6对轴4 施加压力, 轴4 与3、6之间产生摩擦力, 当3和6转动时, 产生的摩擦力就会使得输出轴4产生径向的运动。这一设计方案的特点在于产生摩擦的正压力是由输入运动的旋转轴来决定的。旋转轴作用于直线运动轴上的载荷可以明显的大于径向能够承载的载荷, 从而可以增加传输机构的力和能量。另外, 机构中产生轴向压力的设计非常精巧, 可以用在微小型机构中。

图 3-5b 所示为机构的运动分析图解。盘轴 3 和 6 作用在直线运动轴上的力为 F_n 。由虎克定律 $F = \mu F_n$ 可得：

$$F_f = \mu F_n$$

其中 μ 为盘轴 3、6 与输出轴 4 之间的动摩擦系数

输出轴的力 F 的大小的范围是 $F \leq 2F_f$ ，3 和 6 同时对输出轴有摩擦。但是，如果作用在输出轴上的阻力大于这个最大值，此时轴就不会继续运动，而是产生打滑现象。按理想状态考虑，使轴 4 产生运动的在与 3、6 接触面上的摩擦力方向都沿 AB 这条直线。以 O 为中心建立坐标系 XoY 进行运动学分析。

设输入盘轴上一点 P 相对于坐标原点的绝对速度为：

$${}_O \mathbf{v}^P = \omega r_{(x)}$$

其中的 ω 是输入盘轴 3 和 6 的角速度， $r_{(x)}$ 是点 P 的位置矢量。速度在 X 轴和 Y 轴方向上的分量分别为：

$$\begin{cases} {}_O v_y^P = -\omega d \\ {}_O v_x^P = -\omega x \end{cases}$$

其中， d 是输入轴和输出轴之间的距离， x 是点 p 在 X 方向上与坐标原点间的距离。其中的 X 方向速度分量 v_x^P 为恒定速度，其方向始终沿 AB 直线，速度大小为 ωd 不变。而 Y 方向的速度分量 v_y^P 是随 x 的变化而线性变化的。由 X 方向的分量方程即可以得到输出轴的速度方程如下：

$$v = \omega d$$

其中 v 即为输出轴的速度， ω 是输入盘轴 3 和 6 的角速度，设计参数的 d 决定了速度的大小。

同理可得，机构的动力学分析如下：

$$F = \frac{T}{d}$$

其中 T 是输入的转矩， F 是输出的力

在整个机构的传动过程中，机械能的损失主要是由于盘轴 3、6 在 Y 轴方向上相对于输出轴 4 的滑动。当输出轴在不大于 $2\mu F_n$ 的载荷作用下运动时，输入盘轴上点 P 相对于输出轴 4 的速度如下所示：

$$\begin{cases} {}^4V_x^P = 0 \\ {}^4V_y^P = -\omega X \end{cases}$$

上面的运动分析证明在 X 轴方向的摩擦没有能量损失，只在 Y 轴方向上的摩擦分量会产生能量损失。在运动转换过程中损失的功 W_l 和转化的能量 W_t 如下方程所示：

$$\begin{cases} W_l = \frac{4}{2l} \int_0^l F_f {}^4V_y^P dx = -\mu F_n \omega l \\ W_t = 2F_f {}^4V_y^P = 2\mu F_n \omega d \end{cases}$$

$$\text{其中 } l = \frac{AB}{2} = \sqrt{R^2 - d^2}$$

R 为盘轴 3、6 的半径，方程满足最大输出轴负载不大于 $2\mu F_n$ 的条件，盘轴和输出轴间的静摩擦和动摩擦系数考虑为相同。

由以上可得，传动过程中能量转换的效率可由以下方程来表达：

$$\varepsilon_{(d)} = \frac{W_t}{W_t - W_l} = \frac{2d}{2d + l}$$

从上面的方程可以看出，效率 $\varepsilon_{(d)}$ 仅由输出轴与盘轴中心间的距离 d 和半径 R 的比例有关，轴和其支撑机构间的摩擦忽略不计。 d 与 R 的比例用 f 表示：

$$f = \frac{d}{R}$$

将 f 带入 $\varepsilon_{(d)}$ 可得如下的方程：

$$\varepsilon_{(f)} = \frac{2f}{2f + \sqrt{1 - f^2}}$$

由此，便可以得到在运动转换过程中的能量转化效率与输出轴心相对于输入轴心间相对位置的关系能量转化的效率(竖轴)随着相对位置 f 的增大而增大。从而可以认为，当输出轴与输入轴轴心的距离 $d=0$ 时，不会发生能量转化，即输出轴不会

产生运动。而当距离 $d=R$ 时，能量没有任何损失，完全由输入轴旋转运动转为输出轴的直线运动。所以可以得出结论，在进行机构设计的时候应尽可能使 d 足够大接近 R ，从而可以得到最大的能量转化效率。

3.4 本章小结

本章介绍了3-DOF精定位平动台滚珠丝杠的选型与校核的过程；对双平行四杆RCM机构杆件参数的确定、受力情况以及驱动力矩估算进行了初步的分析；同时对1-DOF进针机构的工作原理及相关量的确定展开可讨论。通过本章的介绍与分析，对穿刺机器人的设计与仿真提供了一定的理论依据，也为下一步工作的进行做下了铺垫。

第四章 穿刺机器人的运动学仿真

计算机仿真技术是由系统工程、现代数学方法和计算机技术相结合的新兴学科, 各项技术领域对仿真的需要以及计算机技术、控制理论及信息技术的发展, 使得仿真技术有了许多突破性的进展, 已成为科学家、工程人员、系统操作人员进行系统分析、设计、运行、评估和培训教育的重要手段。由于它可以替代费时、费力、费资金的真实试验, 可以应用在某些实际试验不现实或根本不可能的场合, 因而它已在国防、制造业、能源、交通、医疗、经济、天气预报等重要军事与非军事工程以及非工程领域得到越来越广泛的应用, 成为发达国家重点发展的国家关键技术和国防关键技术。而建模/仿真方法学、仿真计算机和仿真软件则是计算机仿真技术中的重要课题, 探讨与之有关的仿真新技术及其发展有着十分重要的意义。

4.1 Pro/E 机构运动仿真与动力分析概述

在机构运动仿真技术没有出现之前, 设计者必须根据要设计的零件尺寸, 制作出完全相似的模型, 然后将其放入实际工作环境中进行验证, 最后再根据结果来修正模型。这些工作无疑浪费了大量的时间、财力和人力。为了提高工作效率, 机械模拟仿真技术引用而生。

Pro/ENGINEER 系统提供了机构运动仿真功能, 其中的运动学分析模块 Mechanism 可以进行装置的运动学分析和仿真, 使得原来在二维图样上难以表达和设计的运动变得非常直观和易于修改, 并且能够大大简化机构的设计开发过程, 缩短其开发周期, 减少开发费用, 同时提高产品质量。

4.1.1 机构运动仿真的特点

机构是由构件组合而成的, 而每个构件都以一定的方式至少与另一个构件相连接。这种连接, 即使两个构件直接接触, 又使两个构件能产生一定的相对运动。

进行机构运动仿真的前提是创建机构。创建机构与零件装配都是将单个零部件组装成一个完成的机构模型, 因此两者之间有很多相似之处。

机构运动仿真与零件装配, 两者都在组件模式下进行的。单击菜单中的【插入 (insert)】→【原件 (component)】→【装配 (Assemble)】命令, 调入原

件后，系统弹出“原件放置 (Component Placement)” 操控板。创建机构是利用操控板中“预定义连接集 (User-Defined Connection Set)” 来安装各个零部件。由零件装配得到装配体，其内部的零部件之间没有发生相对运动，而由连接得到的机构，其内部的构件之间可以产生一定的相对运动。

4.1.2 机构运动仿真的工作流程

在机构运动设计研究中，用户可以通过对机构添加运动副，使其随伺服电动机一起移动，并且在不考虑作用于系统上的力的情况下分析其运动。使用运动分析可观察机构的运动，并测量主体的位置、速度和加速度的改变。然后用图形表示这些测量，或者创建轨迹曲线和运动包络。

根据以上分析，机构运动仿真总体上可以分为 6 个部分：创建图元、检测模型、添加建模图元、准备分析、分析模型和获取结果。如图 4-1 所示为机构运动设计的工作流程。

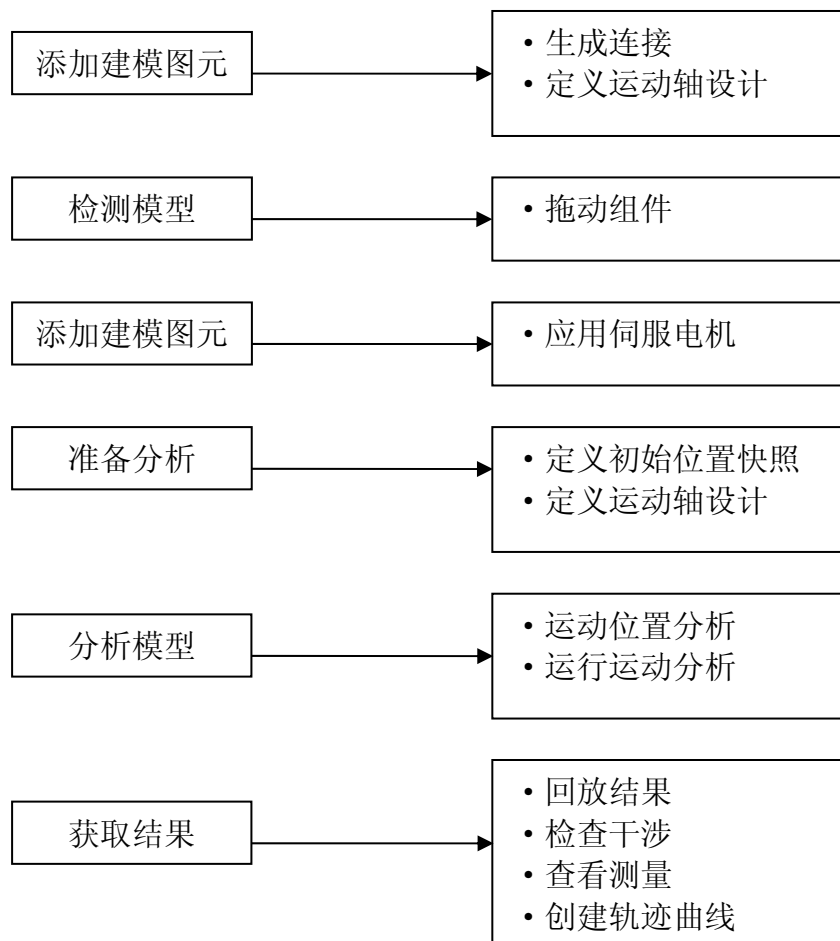


图 4-1 机构运动仿真的工作流程

4.2 构件建模

创建机构的前提是构件建模，因为每个机构都是以一定的方式将几个构件相连接而成。下面就精定位三维平动台机构中滚珠丝杠机构的构件部分建模予以介绍。

4.2.1 丝杠的建模

(1) 首先打开 Proe，单击主菜单中的“文件”点击“新建”打开新建对话框选择“零件”并勾选“使用缺省模板”，在名称栏输入“sigang”。点击“确定”出现“新文件选项”选择 mmns_part_solid 如图 4-2 所示。



图 4-2 新建与新文件选项对话框

(2) 单击“草绘”图标，选择一个草绘平面，绘制二维草图，如图 4-3 所示。

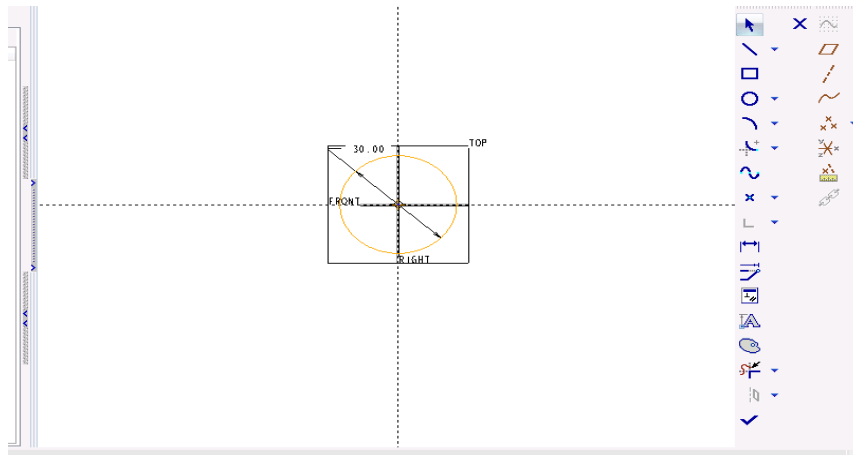


图 4-3 丝杠草绘图

(3) 确定完成草绘后，单击图 4-3 中的对勾按钮退出草绘，点击“拉伸工具”按钮对草绘进行实体拉伸，如图 4-4 所示

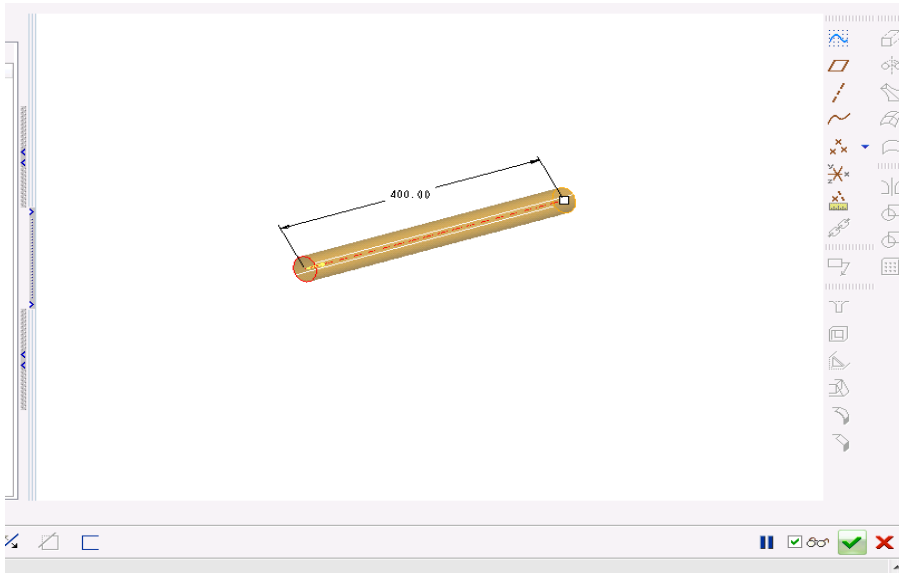


图 4-4 拉伸实体

(4) 完成实体拉伸后，在主菜单中选择“插入→螺旋扫描→切口”，定义丝杠的属性、扫引轨迹、螺距、截面和材料侧，如图 4-5 所示。



图 4-5 螺旋扫描切口定义窗口

(5) 完成螺旋扫描切口的定义后，点击预览按钮，查看构件模型无误后，点击确定按钮，完成丝杠的建模，如图 4-6 所示。

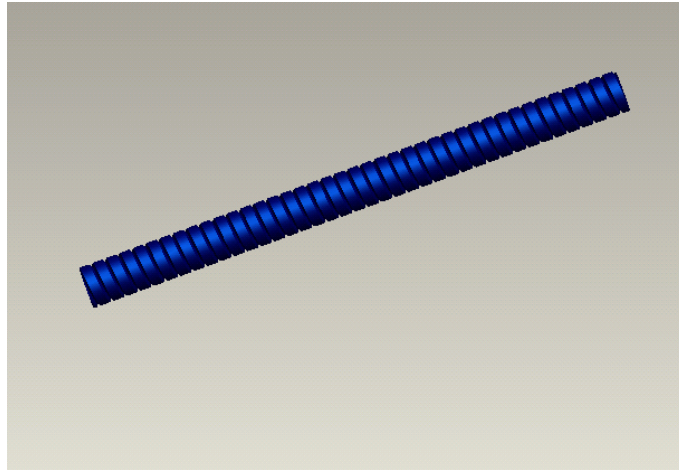


图 4-6 丝杠模型

4.2.2 丝杠螺母、丝杠导轨和轴承的建模

与丝杠建模同理得到丝杠螺母、丝杠导轨和轴承的模型，如图 4-7 所示

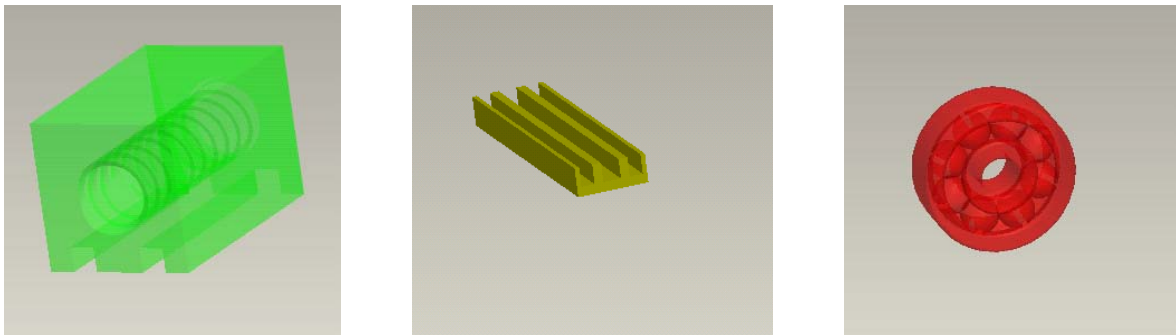


图 4-7 丝杠螺母、丝杠导轨和轴承的模型

4.3 构件装配

传统的装配元件的方法是在“放置(Placement)”上滑面板给元件加入各种固定约束，将元件的自由度减少到 0，因元件的位置被完全固定，这样装配的元件不能用于运动分析。另一种装配元件的方法是在“预定义连接集 (Predefined Connection Sets)”列表中给元件加入各种组合约束，如“刚性 (Rigid)”、“销钉 (Pin)”、“滑动杆”、“球 (Ball)”和“轴承 (Bearing)”等，使用这些

组合约束装配的元件，因自由度没有完全消除（刚体、焊接、常规除外），元件可以自由移动或旋转，这样装配的元件可以用于运动分析。传统装配法称为“约束连接”，后一种装配法称为“接头连接”。

约束连接与接头连接的相同点是：都使用 Pro/Engineer 的约束来放置元件，组件与子组件的关系相同。

约束连接与接头连接的不相同点是：约束连接使用一个或多个单约束来完全消除元件的自由度，接头连接使用一个或多个组合约束来约束元件的位置。约束连接装配的目的是消除所有的自由度，元件被完整定位，接头连接装配的目的是获得特定的运动，元件通常还具有一个或多个自由度。

在穿刺机器人的装配中，根据机构的运动学要求，对元件进行了相应自由度的连接。下面就以三维精定位平动台的一个滚珠丝杠机构的装配为例进行介绍，具体的装配步骤为：

- (1) 首先打开 proe，单击主菜单中的“文件”点击“新建”打开新建对话框选择“组件”并勾选“使用缺省模板”，在名称栏输入“gunzhusigangjigou”。点击“确定”出现“新文件选项”选择 mmns_asm_design 如图 4-8 所示。



图 4-8 新建与新文件选项窗口

- (2) 点击“将元件添加到组件”按钮并选择滚珠丝杠导轨构件，再单击“打开”，然后在放置对话框中选择“缺省”并按“回车”完成主体放置如图 4-9 所示。选择缺省放置是因为机构的连接要有一个固定的构件做机架，其他部分的连接都是部分

约束。

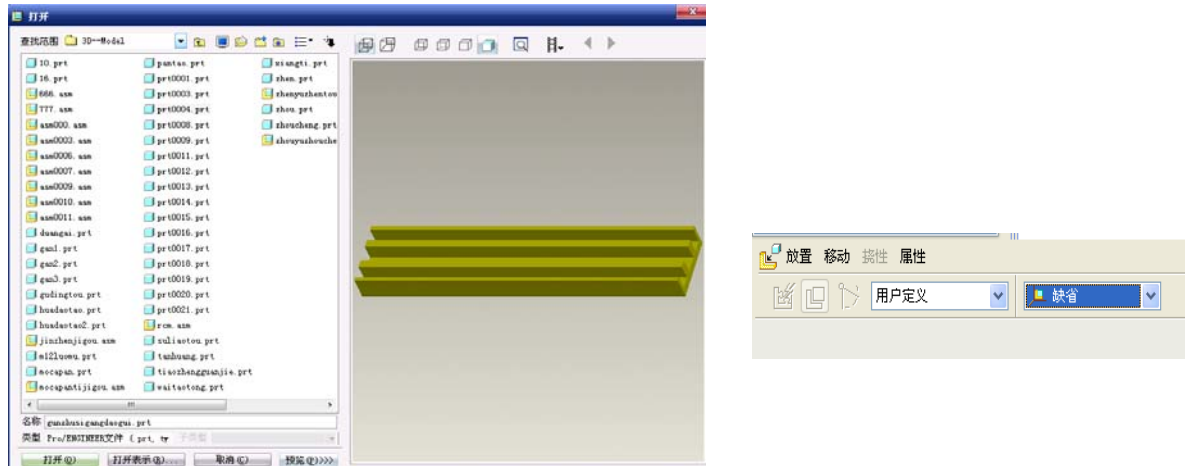


图 4-9 滚珠丝杠导轨的导入与放置

(3) 丝杠螺母的装配。丝杠螺母的装配主要用到了“滑动杆”连接。滑动杆连接，构件只能沿直线方向平移，故其平移自由度为 1，旋转自由度为 0，该直线是指定的轴或边。约束关系一般为轴线对齐和面对齐。因此连接时选择螺母和丝杠导轨相应的一组线和面对齐，完成丝杠螺母的装配，如图 4-10 所示。

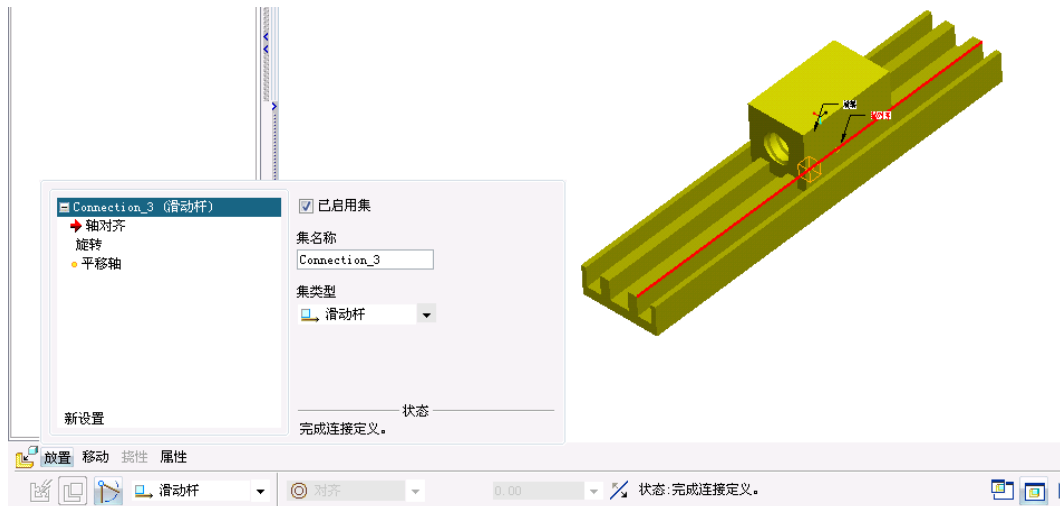


图 4-10 丝杠螺母的装配

(4) 丝杠的装配。丝杠的装配的主要用到了“圆柱”连接和“槽”连接。圆柱连接时构件可以沿指定轴平移并绕该轴旋转，所以它的总自由度为 2，旋转和平移自由

度分别为 1。约束关系一般为轴线对齐或面对齐。槽连接是两个主动体之间的一个点与曲线连接。从动件上的一个点，始终在主动件上的一根曲线（3D）上运动。槽连接只使两个主体按所指定的要求运动，不检查两个主体之间是否干涉，点和曲线可以是零件实体以外的基准点和基准曲线，也可以在实体内部。包含一个点对齐约束，允许沿一条非直轨迹旋转。在丝杠连接中，首先选择圆柱连接，采用丝杠的轴线和丝杠螺母的轴线对齐的约束关系。然后在新建约束中选择槽连接，采用丝杠螺母上的基准点与丝杠的螺纹曲线连接，完成丝杠的装配，如图 4-11 所示。

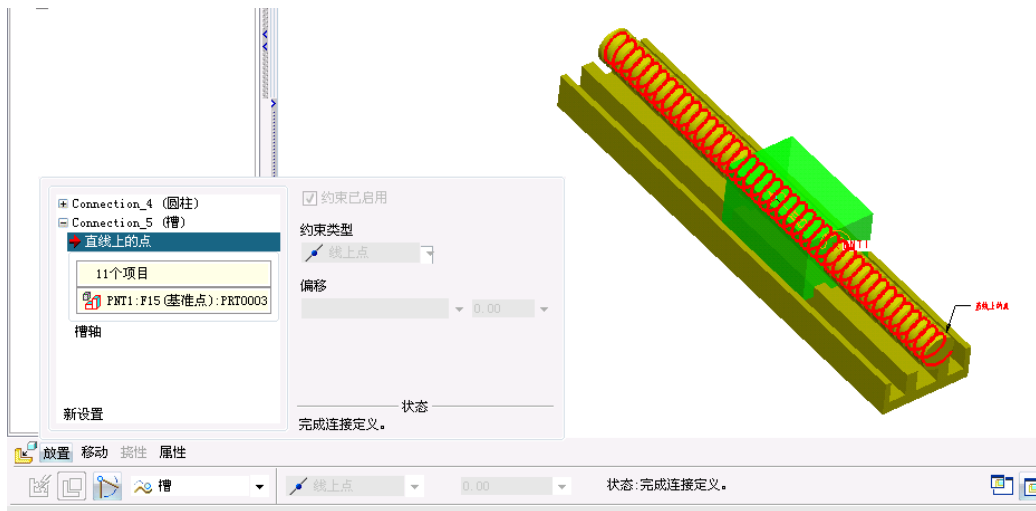


图 4-11 丝杠的装配

(5) 轴承的装配。轴承的装配主要用到了“销钉”连接和“刚性”连接。采用销钉连接的构件旋转自由度为 1，平移自由度为 0，构件只能绕固定的轴旋转。约束关系一般为轴对齐和偏移。刚性连接是将两个零件粘结在一起，它的旋转自由度和平移自由度都为零，完全固定，一般是机架或机座。约束时采用任何一种，但必须是完全约束时。在装配轴承时，首先选择销钉连接，采用丝杠与轴承的轴对齐与轴承的一个面和丝杠的一个端面对齐的约束，然后选择刚性连接，采用轴承的一个面与丝杠导轨的一个端面对齐的约束，将轴承固定。完成轴承的装配如图 4-12 所示。

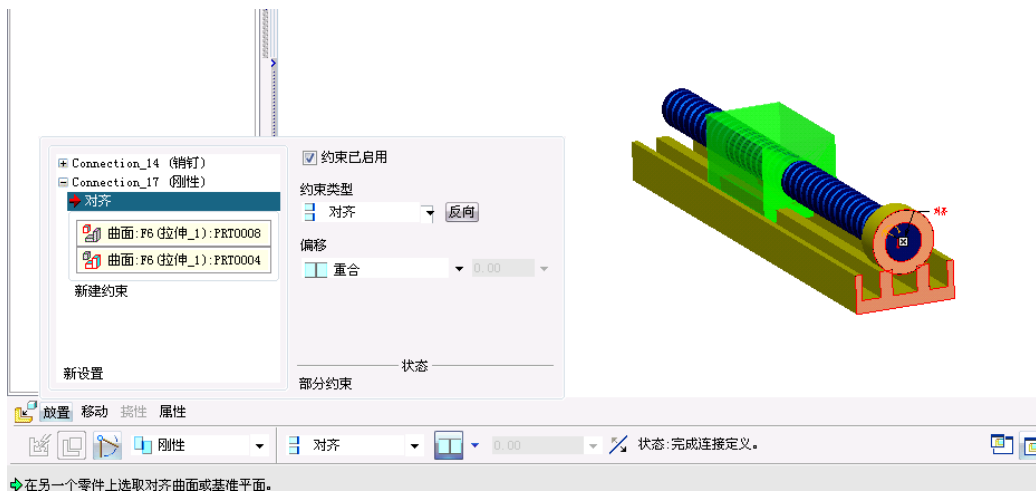


图 4-12 轴承的装配

根据相同的装配原理，在满足运动学要求的前提下，完成了整个经皮穿刺机器人的模型装配，如图 4-13 所示。

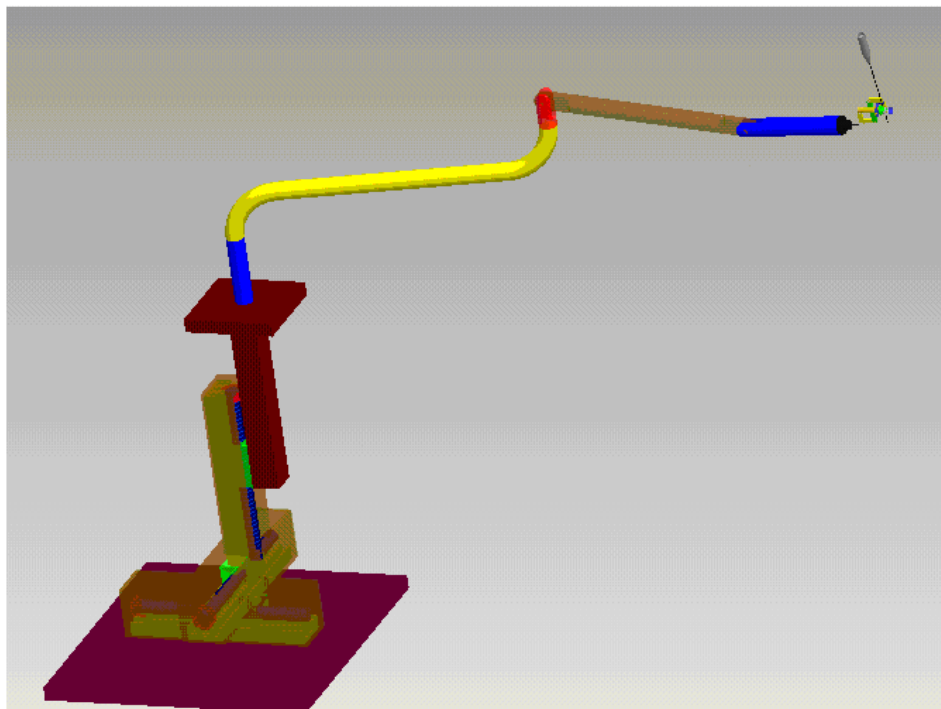


图 4-13 穿刺机器人整体装配模型

4.4 机构运动学仿真

在模型已经装配完成的情况下就可以进行定义分析仿真的了，其步骤是单击“定义分析”按钮并设置仿真类型为“运动学”如图 4-14 所示，然后单击“运行”按钮即可看到模型的仿真运动了。

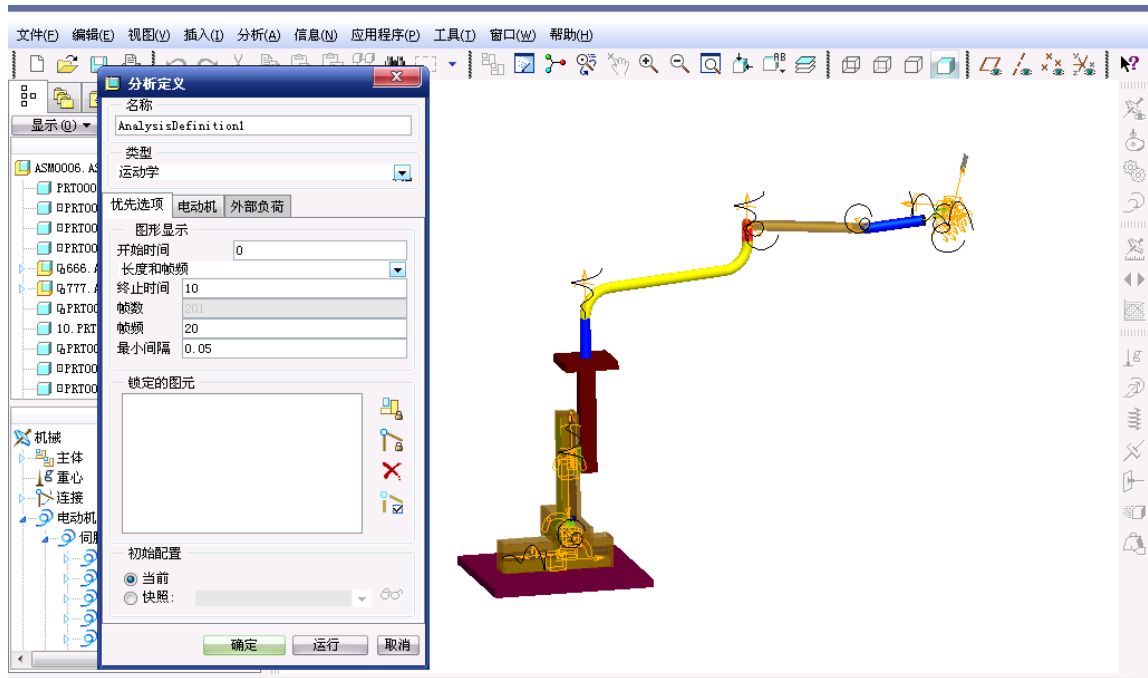


图 4-14 机构的运动学仿真

4.5 运动学仿真分析

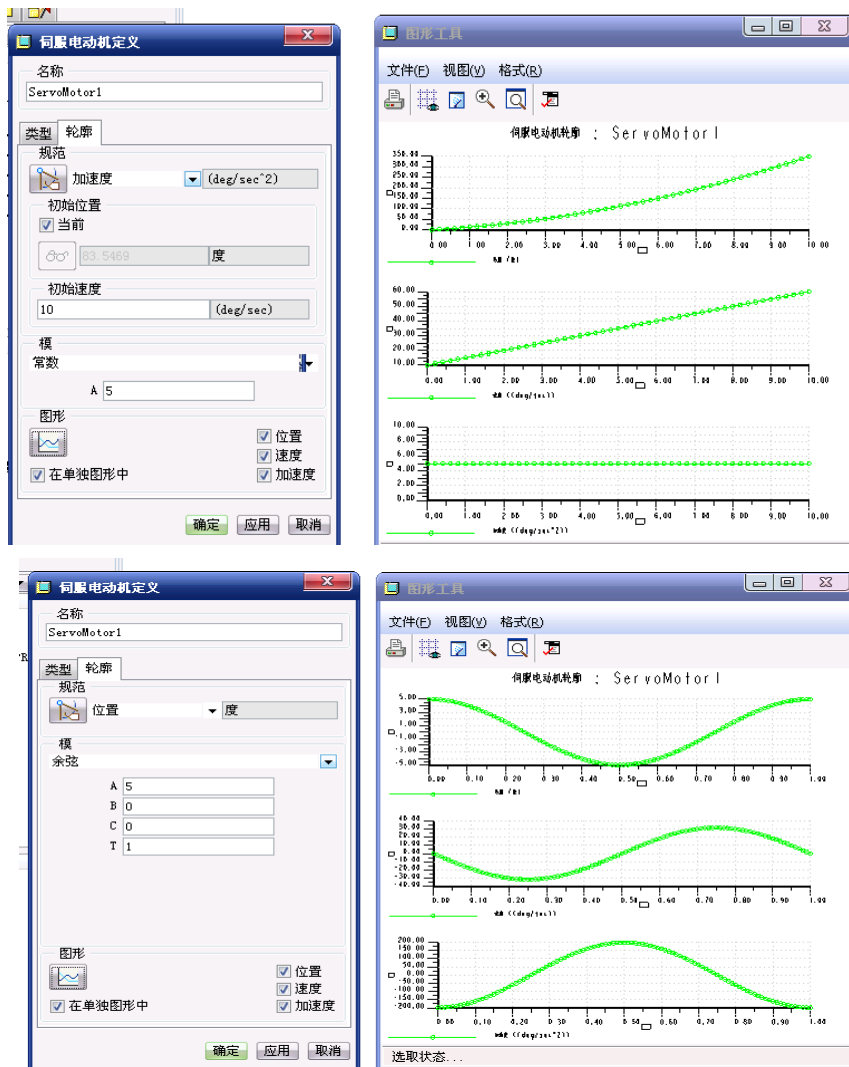
运动学是动力学的一个分支，它考虑除质量和力之外的运动所有方面。运动分析会模拟机构的运动，满足伺服电动机轮廓和任何接头、凸轮从动机构、槽从动机构或齿轮副连接的要求。运动分析不考虑受力。因此，不能使用执行电动机，也不必为机构指定质量属性。模型中的动态图元，如弹簧、阻尼器、重力、力/力矩以及执行电动机等，不会影响运动分析。

使用运动分析可获得以下信息：

- (1) 几何图元和连接的位置、速度以及加速度。
- (2) 元件间的干涉。
- (3) 机构运动的轨迹曲线。

下面就以双平行四杆 RCM 机构的分析为例，对机构运动学仿真分析做初步的介绍，其步骤为：

①定义伺服电机。伺服电动机可规定机构以特定的方式运动。伺服电动机引起在两个主体之间、单个自由度内的特定类型的运动，向模型中添加伺服电动机以便为分析做准备。伺服电动机将位置、速度或加速度指定为时间的函数，并可控制平移或旋转运动。通过指定伺服电动机函数，如常数或线性函数，可以定义运动的轮廓。从预定义的函数中进行选取，也可输入自定义的函数。可在一个图元上定义多个伺服电动机。在“伺服电动机定义 (Servo Motor Definition)”对话框的“轮廓 (Profile)”选项卡中，指定伺服电动机的函数，如图 4-15 所示



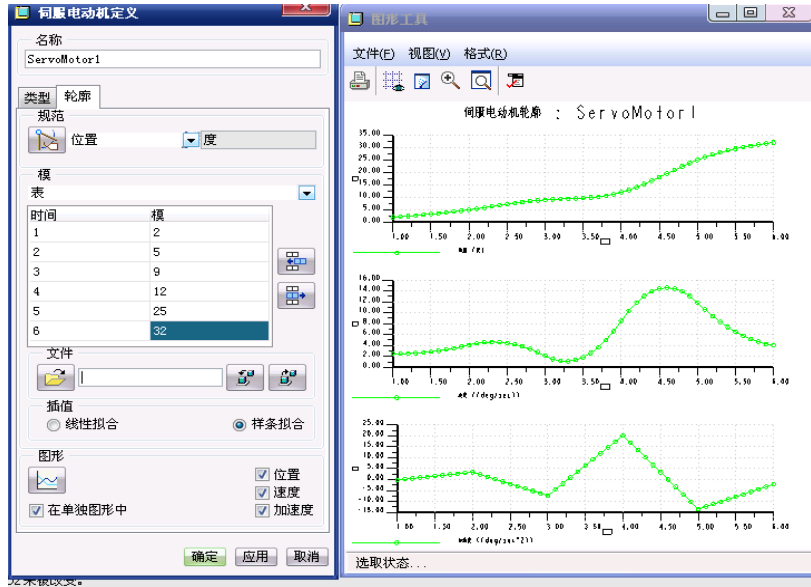


图 4-15 伺服电动机参数设置与轮廓函数曲线

②定义分析。依次单击菜单栏中的“分析”→“机构分析”命令，弹出“分析定义”对话框。接受默认名称，在“类型”下拉列表中选择“运动学选项”，电动机默认选择为：ServoMotor1。单击“运行”按钮，机构仿真运动，在图形区查看机构运动情况如图 4-16 所示。

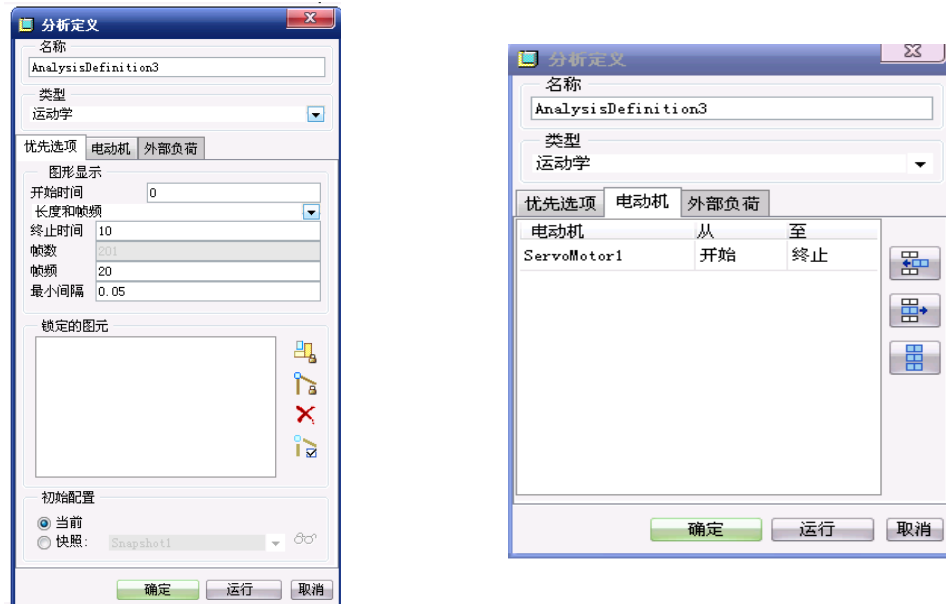


图 4-16 定义分析与电动机选项卡

③回放与测量结果。分析定义完成后，保存分析结果。单击“回放”对话框中播放当前结果集按钮，系统进行运算后，弹出“动画”对话框，单击“播放”按钮，查看机构运行情况。然后单击“测量结果”工具，创建位移、速度、加速度测量，单击“绘制测量图形”按钮，绘制出分析点位移、速度、加速度曲线，如图 4-17 所示。

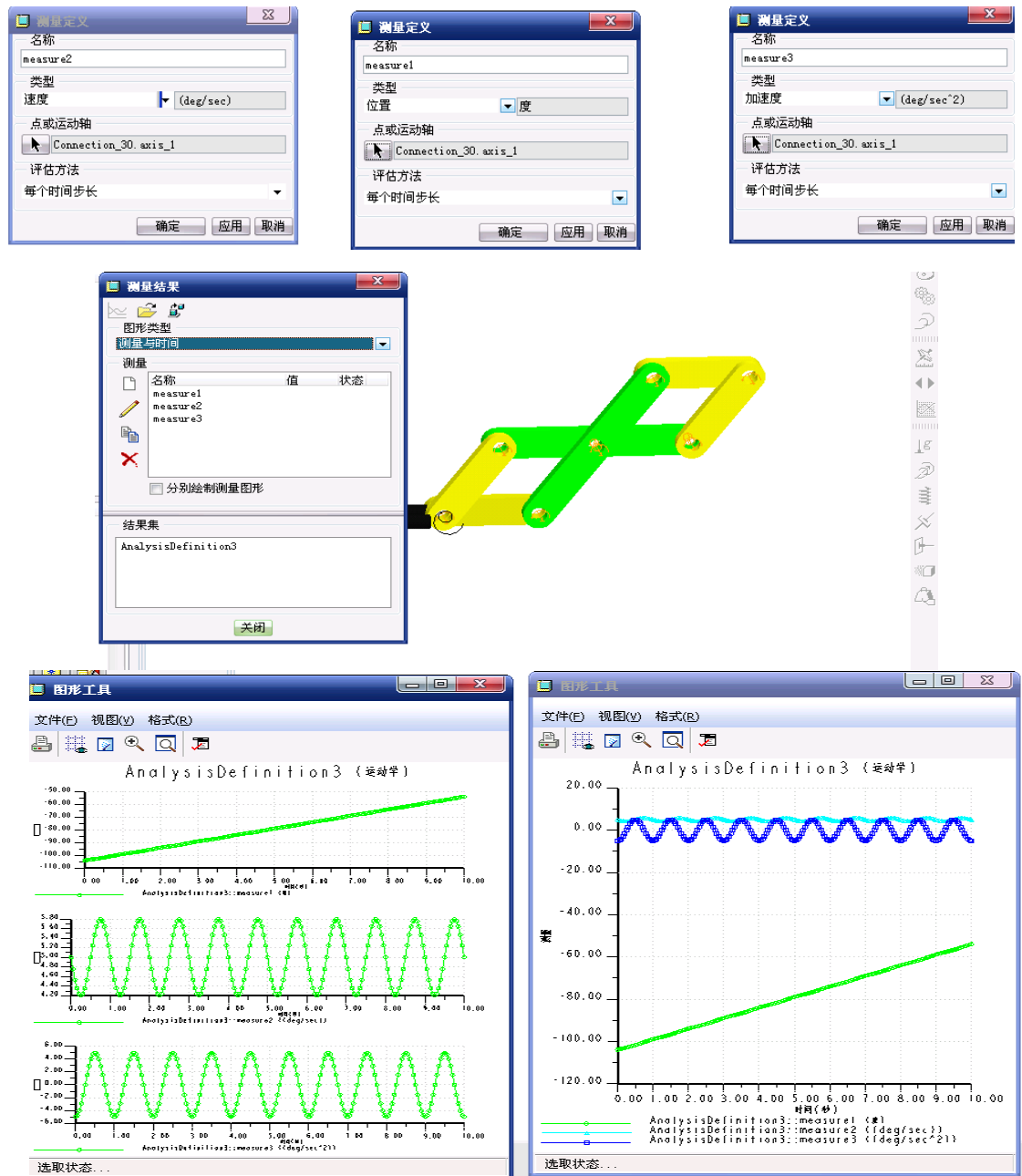


图 4-17 测量创建过程与测量结果曲线

④生成轨迹曲线。依次单击菜单栏中的“插入”→“轨迹曲线”命令，弹出轨迹曲线对话框，在模型树中选择组“RCM”作为“纸零件”，选择一个杆的“边末端”作为测量点，点击“预览”按钮，生产此点的运动轨迹曲线，如图 4-18 所示。

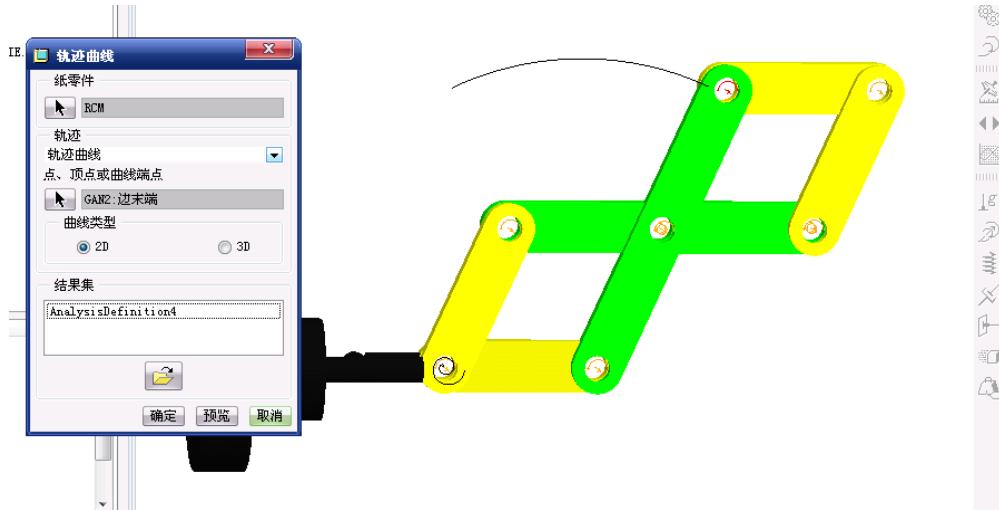


图 4-18 轨迹曲线

在将进针机构装入到双平行四杆 RCM 中后，观察该点的轨迹曲线时，发现当该点转动一定的角度后，位于进针机构的远端点 APNT0 的位置可以保持不变，验证了该双平行四杆 RCM 作为穿刺针姿态调整机构，能够实现末端执行器绕虚拟中心旋转的运动要求，如图 4-19 所示。

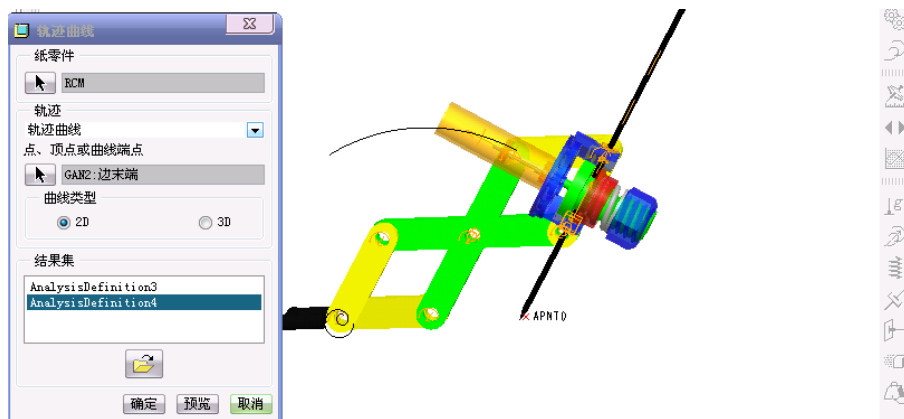


图 4-19 穿刺机构轨迹曲线

4.6 本章小结

本章介绍了 Pro/E 机构运动仿真与动力分析概述,包括机构运动仿真的特点、机构运动仿真的工作流程;对构件建模、构件装配过程做了说明;展开了机构运动学仿真与运动学仿真分析。通过仿真验证了穿刺机器人能使穿刺针满足手术的运动要求,证明了该机器人设计方案的可行性。

第五章 经济分析与对未来的展望

5.1 经济分析

我国正处于社会主义的初级阶段，对医疗服务的大量需求和紧缺的医疗人员和设备的矛盾还很突出，鉴于此，国内许多的高校进行重点的研究。本文是对辅助经皮穿刺手术机器人的模型设计与仿真的综述。目前，已经有为数不少的机器人辅助经皮穿刺手术系统经过了临床验证阶段，确定了其手术的安全可靠的性能，并以优越的精准性和高效性远远超越徒手操作手术，能够将医生从疲劳和危险的手术室工作中解脱出来，成为实现微创手术的得力和可靠的工具，成为非常具有发展前景的科研方向。本文所设计的模型具有安全可靠、定位准确、大大减轻医务人员的劳动强度，提高手术精度，大大降低了手术成本等特点。有鉴于此，可见其不只是一件模拟装置，也可成为一个应用广泛的商品，使其学术价值能转化为实际的经济价值，为社会及广大人民群众造福。

5.2 总结

以上几章就是医疗穿刺机器人的全部设计和仿真的全部内容，本文通过对医疗穿刺机器人的外形进行设计，然后在Pro/E中进行三维建模，最后将装配好的模型在Pro/E应用程序（P）→机构（E）模式下进行运动仿真，以下介绍一下本文的具体工作：

（1）通过查阅大量的文献资料，对穿刺机器人外形、尺寸、某些部位的机构进行了设计，以达到穿刺手术的运动要求。

（2）通过Pro/E将图纸上的零件变成实体模型，使产品更加形象，且验证了各部份的尺寸是否匹配。

（3）将Pro/E中的三维模型进行装配，完成整个穿刺机器人的模型，然后在Pro/E应用程序（P）→机构（E）模式下进行了运动仿真。

（4）进行了关键部位的校核讨论，以满足安全设计的过程。

通过以上的是分析，得出结论，设计方案是可行的，方法是正确的。

5.3 未来的展望

由于时间的关系，本文的设计方案会存在很不完善的地方，这是难免的，不过设计的思路应该是正确地，在可预见的将来，如果可以用于实践，可在几方面进行改进，以便更好的为病人服务。

① 为了保证能够正确地循路径规划，建立完善的人体生理三维模型，并在术中三维建模，使穿刺针的运动轨迹在虚拟环境中能预演，从而保证操作的正确性。

② 设计专用软件结构，使人机交互更方便、更迅速和更简单。

③ 设计更加小巧紧凑的机器人结构，为医生的操作提供更多的空间。

机器人辅助经皮穿刺手术系统的研发不仅需要研究机构中的科研人员，更应该联合企业和医疗部门去完成。系统的使用者—医生，掌握着机器人在手术室中具体操作的权威的意见，系统的开发应该在医生的引导下进行企业对于机器人的研发具有独到的见解和丰富的生产经验，在系统的商品化和推广上更是必不可少的。机器人辅助经皮穿刺手术系统的研发是艰巨的工作，但是更是值得我们去努力的工作。

参 考 文 献

- [1] Russell H.Taylor, Janez Funda, et al. A telerobotic assistant for laparoscopic surgery. IEEE Engineering in Medicine and Biology. 1995,14(3) :279 – 288
- [2] Janez Funda, Russell H. Taylor, et al. Constrained Cartesian Motion Control for Teleoperated Surgical Robots. IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS AND AUTOMATION, VOL. 12, NO. 3, JUNE 1996
- [3] Russell H.Taylor, Patrick Jensen, et al. A steady-hand robotic system for microsurgical augmentation. The International Journal of Robotics Research,1999, 18
- [4] Brandt G, Zimolong A, Carrat L, et al. CRIGOS: a compact robot for image-guided orthopedic surgery. IEEE Trans Inf Technol Biomed, 3: 252-260, 1999
- [5] Kevin Cleary, et al. Technology Improvements for Image-guided and Minimally Invasive Spine Procedures. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2001
- [6] Kevin Cleary, et al. Technology Improvements for Image-Guided and Minimally Invasive Spine Procedures. IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE, VOL.6, NO. 4, DECEMBER 2002
- [7] Dario, P. Menciassi, A. Robotics for Surgery [A]. Engineering in Medicine and Biology, 2002. EMBS/BMES Conference, 2002
- [8] Taylor R H,Stoianovici D. Medical robotics in computer-integrated surgery[J]. IEEE Transactions on Robotics and Automation, 19 (5):765-781, 2003
- [9] J.C. Lil, P. Kazanzides', et al. Design of an Image-Guided Robot System for Measurement, Biopsy and Injection in Rodents. IEEE Bioengineering Conference, pp:39 – 40, 2004
- [10] Emad M. Boctor, Robert J. Webster, et al. Robotically assisted ablative treatment guided by freehand 3D ultrasound. IEEE International Congress: 1268 (2004) 503– 508
- [11] Louis Phee, Di Xiao, et al. Ultrasound Guided Robotic System for Transperineal Biopsy of the Prostate. IEEE International Conference on Robotics and Automation Barcelona. April 2005
- [12] J.C.Li, I. Iordachita, et al. Validation of an Image-Guided Robot System for Measurement, Biopsy and Injection in Rodents. IEEE Bioengineering Conference. 2005 :131 – 133
- [13] Adam C. Waspe, et al. Design and Validation of a Robotic Needle Positioning

- System for Small Animal Imaging Applications. IEEE EMBS Annual International Conference. 2006
- [14] By Herve' Delingette, Xavier Pennec, et al. Computational Models for Image-Guided Robot-Assisted and Simulated Medical Interventions. Proceedings of the IEEE: Vol. 94, No. 9, September 2006
- [15] Eftychios G. Christoforou, Alpay Ozcan, et al. Robotic Arm for Magnetic Resonance Imaging Guided Interventions. IEEE Biomedical Robotics and Biomechanics, BioRob 2006. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on. 2006 : 911 - 916
- [16] 杜志江, 孙立宁, 富历新. 医疗机器人发展概况综述. 机器人, 2003, 25 (2) : 181—187
- [17] 周四新, Pro/ENGINEER Wildfire基础设计[M]. 北京, 机械工业出版社, 2003. 8. 1~4
- [18] 胡仁喜, Pro/ENGINEER Wildfire 2.0中文版机械设计高级应用实例 [M]. 北京, 机械工业出版社, 2005. 8. 1~13
- [19] 单泉, Pro/ENGINEER Wildfire中文版标准实例教程[M]. 北京, 机械工业出版社, 2005. 10. 1~9