

上海交通大学

SHANGHAI JIAO TONG UNIVERSITY

学士学位论文

THESIS OF BACHELOR



论文题目： 手部外骨骼康复系统设计

学生姓名： 汤特

学生学号： 5090209239

专 业： 机械电子

指导教师： 朱向阳

学院(系)： 机械与动力工程学院

手部外骨骼康复系统设计

摘要

手是人体使用工具、与环境交互的主要部位，因而手部受伤会严重影响人们的自理能力与生活质量。医学研究发现，术后通过高强度、高重复性的手部康复运动，可以有效加快手部康复速度。然而传统的由人力协助的康复方式，不仅效率低下，而且价格昂贵。在这个背景下，本文设计了一种手部外骨骼康复系统，通过外骨骼的机械外力辅助患者自主地进行康复训练，促进手部机能恢复。

在研究了人体手部生理学的基础上，提出了一种利用齿轮传动的双四连杆耦合结构。通过运动学建模、静力学分析以及有限元分析，对该结构的可行性、可靠性进行了论证，并且用最优化方法确定了零件尺寸，提高了机构运动性能。

在设计外骨骼的驱动系统时，本文创新性地引入了智能材料——形状记忆合金。设计了一种基于 Ti-Ni 形状记忆合金的差动式旋转驱动器，并对其进行了数学建模与分析。形状记忆合金驱动器的使用，克服了以往手部外骨骼驱动装置结构复杂、体积庞大的缺点，大幅度减轻了外骨骼重量，有效提高了系统的便携性。

基于 AT89S51 单片机和 IRF3205 场效应管，本文设计、制作了手部外骨骼的控制电路与驱动电路，并利用 3D 打印技术加工出了外骨骼样机。最后对手部外骨骼系统的性能进行了实验测试与分析。

关键词：外骨骼，手部外骨骼，手部康复，形状记忆合金

DESIGN OF AN EXOSKELETON SYSTEM FOR HAND REHABILITATION

ABSTRACT

Hand is the main part for human beings to interact with outsiders, thus hand injury will seriously affect people's living standards and quality. Medical studies have found that, hand recovery can be effectively accelerated if patients take high-strength, highly repetitive rehabilitation exercise after operations. However, the traditional way by the human assistance for rehabilitation is not only inefficient, but also expensive. With this background, this paper studied and designed an exoskeleton system to assist patients' autonomous hand rehabilitation exercise, and to promote the recovery of hand function.

After introducing the physiology of human hand, this paper proposed a geared dual four-bar linkage structure. By kinematics modeling, static analysis and finite element analysis, the structure's feasibility and reliability have been demonstrated. Meanwhile, the optimization method was used to determine the part size, so as to improve the system's kinematic performance.

To design the exoskeleton drive system, a kind of smart materials - shape memory alloy was innovatively utilized in this paper. An differential rotational drive based on Ti-Ni shape memory alloy was designed and its mathematical model was analyzed. This special design of drive system, overcomes the conventional exoskeletons' shortcomings of complex structure as well as bulky size, greatly reduces the weight of exoskeleton, and effectively improve the system's portability.

Based on AT89S51 MCU and IRF3205 MOSFET, exoskeleton's control circuit and driver circuit were designed and manufactured. Besides, the 3D printing technology was introduced to produce the exoskeleton structure. Finally, through a series of experiments, the hand exoskeleton system's performance was tested and analyzed.

Key words: exoskeleton, hand exoskeleton, hand rehabilitation, shape memory alloy

目 录

第一章 绪论.....	1
1.1 引言.....	1
1.2 手部外骨骼背景介绍.....	1
1.2.1 国外手部外骨骼发展情况.....	2
1.2.3 国内手部外骨骼发展情况.....	4
1.3 形状记忆合金背景介绍.....	5
1.4 课题意义及主要研究内容.....	7
第二章 手部外骨骼康复系统机械结构设计.....	8
2.1 引言.....	8
2.2 手部结构.....	8
2.2.1 手部骨骼与关节.....	8
2.2.2 手部运动范围.....	9
2.3 外骨骼结构.....	11
2.3.1 双圆心干涉问题.....	11
2.3.2 外骨骼四连杆机构.....	11
2.3.3 外骨骼结构设计.....	12
第三章 手部外骨骼运动学、静力学及有限元分析.....	15
3.1 引言.....	15
3.2 运动学分析.....	16
3.2.1 角度分析.....	16
3.2.2 角速度分析:	17
3.2.3 运动学优化.....	18
3.3 静力学分析.....	20
3.3.1 四连杆 II 静力学分析	20
3.3.2 四连杆 I 静力学分析	22
3.3.3 静力学优化.....	23
3.4 有限元分析.....	24
3.5 外骨骼运动性能分析.....	28
第四章 形状记忆合金驱动装置设计.....	31
4.1 引言.....	31
4.2 形状记忆合金驱动器设计.....	32
4.2.1 SMA 驱动器介绍	32
4.2.2 差动式 SMA 弹簧旋转驱动器设计	35
4.3 形状记忆合金的数学建模.....	36
4.3.1 形状记忆合金的热力学模型.....	36
4.3.2 形状记忆合金的相变模型.....	38
4.3.3 形状记忆合金的输出力模型.....	40
4.4 形状记忆合金驱动装置测试.....	42
第五章 手部外骨骼控制系统设计.....	42

5.1 引言.....	42
5.2 控制系统的硬件设计.....	42
5.2.1 控制电路设计.....	43
5.2.2 驱动电路设计.....	44
5.3 控制系统的软件设计.....	46
第六章 系统搭建与测试.....	48
6.1 手部外骨骼系统实物图.....	48
6.2 手部康复外骨骼系统测试.....	49
第七章 总结与展望.....	51
参考文献.....	52
谢辞	553

第一章 绪论

1.1 引言

在哺乳动物中，人类的手独一无二。复杂精密的手部结构，使得人类可以自如地使用各种工具，并与外界环境产生交互。

人类生活 90%的工作都由手部完成，因而手部功能对于人的日常生活至关重要。然而庞大的工作量，也使得手部是人体最易受伤害的部位。在所有工伤中，手部损伤大约占四分之一左右。手部受伤后往往康复周期长，对完成精细动作的功能恢复多不理想，严重影响了患者的生活质量。如何促进伤后手的功能康复，已成为一个热门的研究话题。

1960 年，加拿大骨科医生 Robert Salter^{[1][2]}提出了连续被动活动康复疗法（Continuous Passive Motion，简称 CPM）。其主要理论为通过外力带动患肢做长时间、大范围的被动活动，促进患肢血液循环，阻止病患关节僵硬与肌肉萎缩，以达到加速康复的目的。CPM 疗法已被证实疗效显著，可以有效加快手部康复速度。但是这种高重复性、高劳动强度的康复方法，对理疗师提出了很高要求。为了应对这个问题，机器人及其相关技术被应用到手部康复中，通过外骨骼系统代替理疗师，驱动患者手指各关节进行被动运动，促进手部功能康复。

外骨骼最开始是一种生物学上的概念。在自然界中，虾、蟹、贝类等都是典型的外骨骼生物。其坚硬的体外骨骼可以对生物体内柔软的器官进行保护。从生物外骨骼得到启发，研究人员开发出一系列机械外骨骼系统，通过机械外力，对人体进行协助。

外骨骼系统按照作用形式划分，可以分为机能增强型外骨骼和医疗康复型外骨骼两大类。机能增强型外骨骼采用转矩控制模式，能够对人体力量进行放大。目前主要应用在军事领域，可以增强士兵力量，分担负载重量，以达到强化单兵作战能力的目的。而医疗康复型外骨骼系统则主要应用在医疗领域，该类外骨骼采用位姿控制模式，协助人体关节转动到达指定角度。医疗康复型外骨骼可以对肌肉萎缩、脑损伤或脊髓功能损伤的人们在无人力援助的情况下进行协助，帮助老年人、残疾人进行日常生活，或加快患肢康复。

根据作用位置的不同，外骨骼系统又可以划分为手臂外骨骼、腿部外骨骼、手部外骨骼等。本文研究的，就是用于康复目的、作用于手部的外骨骼系统，协助手部受伤患者进行连续、被动的康复运动，促进手部功能恢复。

1.2 手部外骨骼背景介绍

在人体的各个关节中，手部关节尺度小、自由度多，结构也最为复杂，所以手部外骨骼康复系统的设计比较困难，其发展明显滞后于手臂外骨骼、腿部外骨骼等其他作用于大关节的外骨骼系统。但是随着机电一体化技术的进步，控制器、驱动器和传感器等不断向小型化、微型化方向发展，为手部外骨骼的设计与制造提供了有力的技术支撑。因此自 20 世纪 90 年代以来，手部外骨骼也得到了蓬勃发展。

1.2.1 国外手部外骨骼发展情况

如图 1.1 所示为美国 KMI 公司研制的 Hand Mentor 康复系统^[3]，它可以同时对患者的腕部和手指关节进行康复训练。目前已被美国食品和药物管理局(FDA)认证为一级医疗用品，是比较早投入商业使用的手部外骨骼康复系统。



图 1.1 Hand Mentor 手部康复系统

Hand Mentor 由一个气动驱动的外骨骼结构以及显示器组成。进行康复训练时，患者根据显示器的提示按一定方向转动手腕、手指关节，外骨骼会在必要时进行协助。该系统的不足之处是手指部位只具备 1 个自由度，四指只能做相同运动，而不能对每根手指进行独立的康复训练。

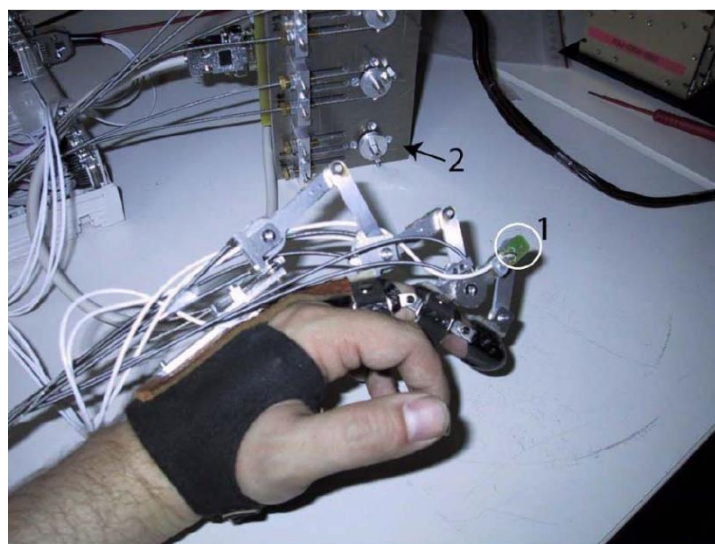
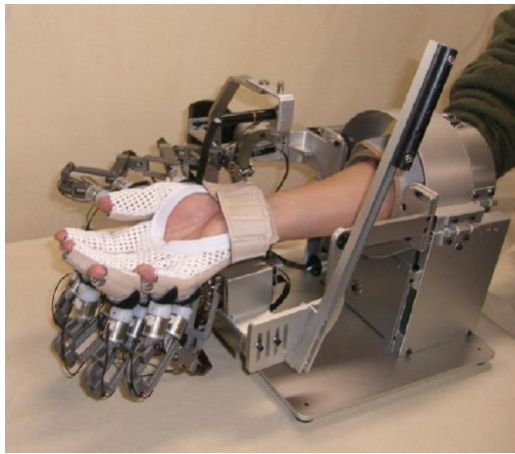


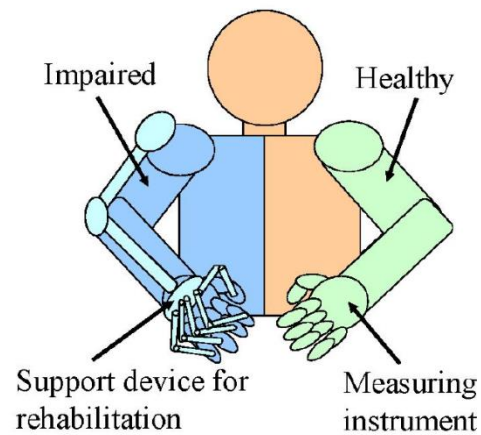
图 1.2 Wege 手部康复系统

德国柏林工业大学 Wege^[4]等人设计的手部外骨骼如图 1.2 所示。它在手指三个关节处都安装了两根连杆，其与指节共同构成了四连杆结构。通过三组钢丝绳分别驱动三套杆件的运动，进而带动手指各关节旋转。在连杆末端，装有角度传感装置，可以实时采集手部关节转动信息，形成闭环反馈。该手部外骨骼系统采用表面肌电信号(Electromyography, 简称 EMG)进行控制。通过电极片提取人体手臂肌肉产生的 EMG 信号，控制外骨骼的运转。该装置的

优点是能对手指各个关节进行驱动，自由度较高，但缺点是钢丝绳驱动装置结构复杂，且每根手指需要至少三个电机进行驱动。



(a) HMAR 实物图



(b) HMAR 自主控制疗法

图 1.3 HMAR 手部康复系统

日本岐阜大学研制的 HMAR^[5] (Hand Motion Assist Robot) 手部外骨骼如图 1.3 所示。该系统可以驱动手部关节进行 18 个自由度的运动。其中，拇指 4 个自由度，其余四指每根 3 个自由度，手腕关节 2 个自由度。该系统除了自由度丰富外，还采用了由患者自主控制的镜像康复疗法。如图 1.3(b) 所示，患者受伤的手穿戴手部外骨骼，另一只健全的手则穿戴数据手套。数据手套将采集到的角度信息传递给控制系统，驱动佩戴手部外骨骼的患肢也产生相应运动。然而该系统的缺点是体积庞大，重量较重，目前只能固定在基座上工作，因此系统的便携性不高。

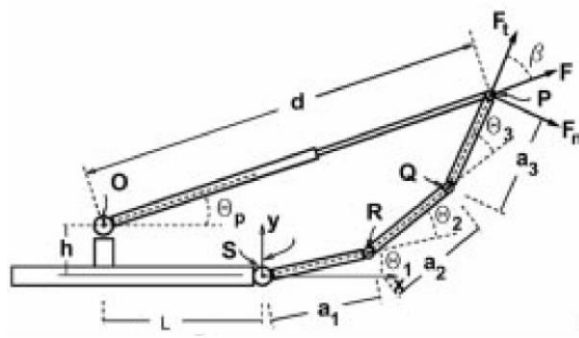


图 1.4 Rutger-II 手部外骨骼系统

2002 年，美国 Rutgers 大学的 Burdea 等人设计了 Rutger-II 外骨骼系统^[6]，与其他手部外骨骼机构不同的是，Rutger-II 佩戴在患者的手掌一侧，而非手背部位。利用四个微型气缸，牵拉手指进行弯曲、伸展运动。这些气缸经过专门的设计，具有较高的压缩比，气缸活塞的行程范围达到 28~44mm，能够输出 20N 的力。在气缸的端部装有两个霍尔传感器，分别用来测量手指弯曲/伸直和外展/内收的角度，在气缸的内部还装有红外线传感装置，用

于测量气缸活塞的行程。安装在掌心的外骨骼机构设计，大大简化了手部外骨骼的结构，但是这种安置方式却影响了人手的抓握功能。另外与气缸配套使用的气泵等装置，体积仍较大，因此整套系统的便携性还需改善。

1.2.3 国内手部外骨骼发展情况

国内手部外骨骼系统的研究虽然起步较晚，但也发展迅速。哈尔滨工业大学、北京航空航天大学、华中科技大学、青岛大学等都已经对手部外骨骼系统展开了研究。

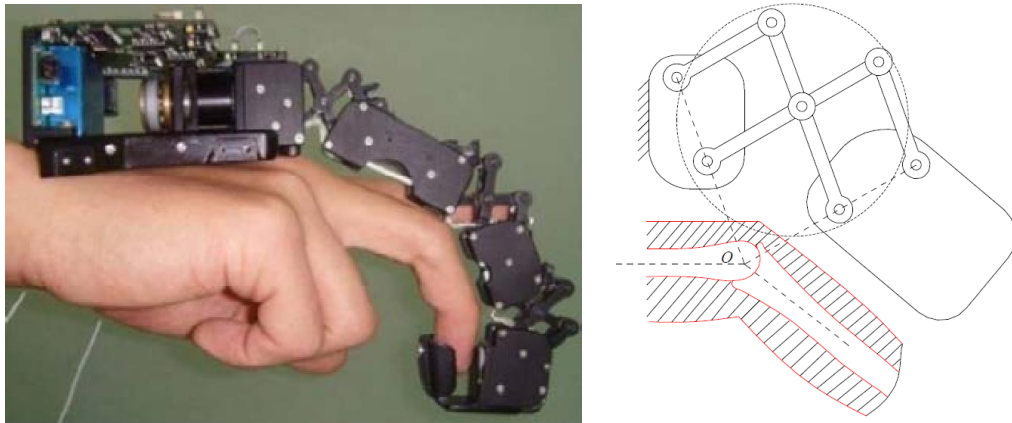


图 1.5 哈工大手部外骨骼力反馈手套。

如图 1.5 所示为哈尔滨工业大学研制的力反馈手套^[7]。该手部外骨骼利用齿轮传动和连杆传动，其主要特点是，在手指各个关节处都采用了双平行四边形机构，实现了外骨骼绕杆外圆心旋转的效果，克服了外骨骼机构容易与手指运动相互干涉的问题。三套双平行四边形机构相互串联，组成了每根手指的外骨骼单元。在指尖位置装有力传感器，可以测量手指对外骨骼的压力。整套装置结构紧凑，但其主要缺点是外骨骼各单元的结构尺寸为定值，无法调节以适应不同人的不同长度的手指。

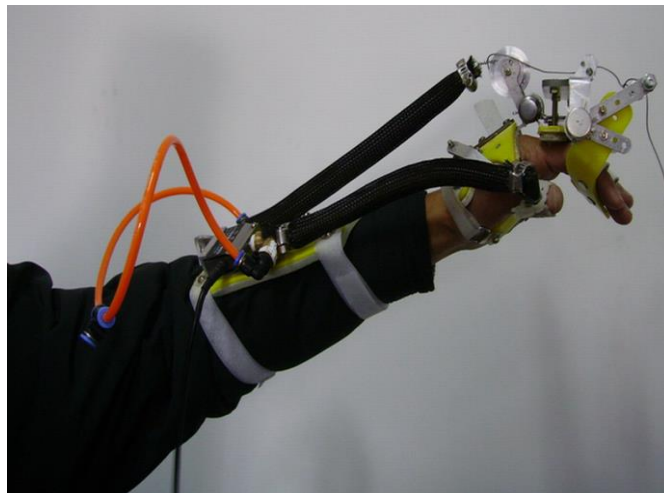


图 1.6 气动肌肉式手部外骨骼

华中科技大学设计的手部外骨骼系统^[8]如图 1.6 所示。不同于以往外骨骼系统，该外骨骼没有采用电机提供动力输出，而是利用气动肌肉作为驱动装置。该系统中一共有两根气动肌肉，都与拉力传感器相连，用于测量气动肌肉的拉力。其中一根气动肌肉的前端连接钢丝

绳,通过钢丝绳的牵拉带动食指外骨骼运动。另一根气动肌肉与拇指外骨骼直接相连,辅助拇指进行伸展运动。用气动肌肉代替传统的外骨骼驱动装置是一个很好的创意,但是气动肌肉虽然重量较轻,体积仍然很大,没有完全解决传动外骨骼装置体积大、重量重的问题。

1.3 形状记忆合金背景介绍

手部外骨骼系统由于其特殊的应用背景,要依附于手部长时间工作,为了减少对患者的手臂负担,系统需要具备体积小、重量轻等特点,即系统的便携性要高。然而传统的外骨骼系统,因为驱动装置的限制无法满足以上要求,因此只能停留在实验室阶段,无法临床应用。

本文为了解决手部外骨骼的便携性问题,摒弃了如电机、气缸等的传统驱动装置。设计了一种基于形状记忆合金的旋转驱动器,驱动外骨骼系统运转。

本节对形状记忆合金进行初步的背景介绍。

形状记忆合金(Shape Memory Alloy, 简称 SMA)是指具有一定初始形状,通过加热到某一临界温度以上又可恢复成初始形状 of 合金。SMA 属于智能材料的一种,它具有的能够记住并恢复其原始形状的能力称为形状记忆效应(Shape Memory Effect ,SME)^[9]。

SMA 加热到临界温度产生形状记忆效,应而恢复原始形状时,在恢复过程中会发生形变并产生恢复力。利用这个性质,可以将形状记忆合金制成驱动装置,向负载输出力与位移。形状记忆合金驱动器与电机等传统驱动元件相比,具有以下几个明显的优势^[10]:

- (1) 功/重比大。SMA 驱动器输出功率远远大于同重量的传统驱动器。且重量越小,功/重比大的优势越突出。
- (2) 结构简单。SMA 驱动器的输出速度不大,因而不需要任何减速装置,可以直接对外输出力与位移。
- (3) 运行时无污染、无噪音。SMA 驱动器内部没有任何传动、减速机构,因而不需要润滑油,也不会产生由于摩擦而造成的噪音。
- (4) 传感功能。SMA 的输出力与其自身的温度、奥氏体相的含量有关。通过监测其自身温度、阻值的变化,就可以推导出输出力的大小,即形状记忆合金同时具有驱动与传感的功能。

随着机械结构向着小型化、轻量化方向发展,形状记忆合金因为其特殊的性能,在驱动器领域得到越来越广泛的应用。

到目前为止,已发现二十余种合金具有形状记忆效应,主要分为钛镍(Ti-Ni)基、铜基和铁基三大类。目前运用比较多的是 Ti-Ni 基形状记忆合金,其已广泛应用于航空航天、机械电子、生物医药、汽车工业及日常生活等多个领域。

下面通过几例形状记忆合金的典型应用,对其做进一步介绍:

- (1) 航空航天领域

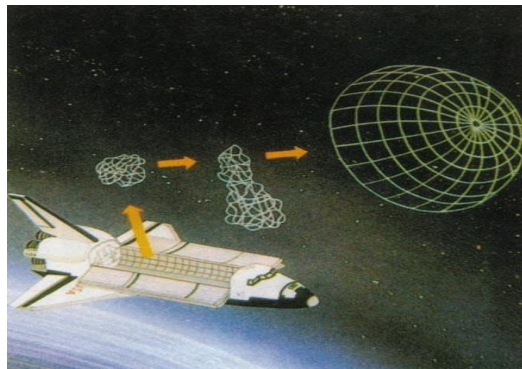


图 1.7 SMA 制作的卫星天线

卫星天线是 SMA 典型的早期应用实例之一。天线由 Ti-Ni 基 SMA 制成，在奥氏体相时将其加工成抛物面形，然后冷却生成马氏体相。因为 SMA 处于马氏体相时很容易发生塑性变形，所以可将卫星天线挤压为团状放入航天飞机中，减少占用体积。当卫星进入轨道后，通过电流加热或太阳光照射的方式，使 SMA 温度升高。达到相变温度后，SMA 产生形状记忆效应，被压缩成团状的 SMA 天线完全展开，恢复为抛物面状。

(2) 机械加工领域

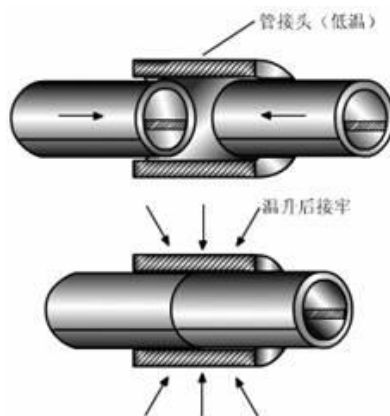


图 1.8 SMA 管接头

如图 1.8 所示为利用 SMA 制造的管接头。低温状态时，处于马氏体相的 SMA 容易变形，将管接头的内孔扩孔后，两端插入要对接的管道。恢复到常温时，SMA 即达到相变温度，发生形状记忆效应，使管接头收缩，将两端管道牢牢锁紧。美国 F-14 战斗机的油箱回路均采用 SMA 管接头对接，使用至今工作良好，无一泄露。

(3) 日常生活领域



图 1.9 防烫伤阀门

目前已利用形状记忆合金开发出防烫伤阀门，如果水龙头流出的水温达到可能烫伤人的温度(大于 50 度)时，形状记忆合金发生形变，驱动阀门关闭，直到水温降到安全温度，阀门才重新打开。该阀门可以安装在洗涤槽、浴室等处的热水管道中，预防意外烫伤。

(4) 机器人领域



图 1.10 利用 SMA 驱动的机械手指

在机器人领域，尤其是仿生机器人领域，由于 SMA 牵拉式的驱动形式与生物肌肉类似，因此 SMA 也得到了广泛应用。如图 1.10 所示为机械手指^[1]，该手指使用 SMA 丝驱动指关节运动，不需要使用传统体积较大的驱动器，有利于机构的小型化与轻量化。

1.4 课题意义及主要研究内容

虽然手部外骨骼康复系统已研究多年，但目前遇到一个发展瓶颈，就是传统的驱动装置，如电机、气缸等，体积大、重量重，影响手部外骨骼的临床使用。

目前有两种方式应对这个问题，第一种方式是减少外骨骼自由度，进而减少驱动装置的数量。如图 1.1 所示，只用一套电机与减速装置，驱动手部外骨骼做一个自由度的运动。另一种方式是将外骨骼固定在基座上或将驱动装置固定在基座上，利用基座承受驱动装置的重量。如图 1.2，1.3 所示，这种方式制作出的手部外骨骼具有丰富的自由度，但整套系统无法移动，外骨骼的便携性仍然不高。

以上两种方式都没有从根本上解决手部外骨骼的自由度与便携性之间的矛盾，其根源就是传统驱动装置的体积与重量严重影响了外骨骼的小型化与轻量化。本文为了解决这个问题，摒弃了传统手部外骨骼系统所采用的驱动装置，而利用智能材料——形状记忆合金为外骨骼提供驱动力。整套系统在保留了丰富自由度的同时，也具有有良好的便携性，缩短了手部外骨骼康复系统的实验室研究与临床实际应用的距离。

本文的具体研究内容如下：

第一章：绪论。介绍手部外骨骼、形状记忆合金驱动器的研究背景与现状，以及本课题的研究意义和研究内容。

第二章：手部外骨骼机械结构设计。介绍人体手部的生理结构与运动范围，提出了一种利用齿轮传动的双四连杆耦合机构。分析了该外骨骼机构的可行性，并在 Solidworks 中初步建立了外骨骼模型。

第三章：手部外骨骼运动学、静力学与有限元分析。对手部外骨骼机构进行运动学、静力学建模，获得各杆件动力学方程和受力情况，并利用有限元法校核零件应力与应变。基于运动学、静力学分析，优化并最终确定外骨骼零件尺寸。利用 Matlab 仿真对该外骨骼机构的运动性能进行分析。

第四章：形状记忆合金驱动装置设计。介绍了常见 SMA 驱动器的种类与各自特点，设计了差动式 SMA 弹簧旋转驱动器。对 SMA 驱动器建立了热力学模型、相变模型以及输出力模型，得出 SMA 加热时间与输出力的函数关系。对加工出的 SMA 驱动器进行测试。

第五章：手部外骨骼控制系统设计。介绍了外骨骼控制系统构成，设计并制作了外骨骼系统的控制电路与驱动电路。介绍了外骨骼的程序控制流程图，并给出了控制程序源代码。

第六章：系统搭建与测试。利用 3D 打印技术加工出了手部外骨骼样机，进行了一系列实验，测试并分析了外骨骼系统的性能。

第七章：总结与展望。总结了论文所完成的主要工作，以及课题存在的一些不足之处，归纳了课题的创新点，最后展望了基于 SMA 手部外骨骼康复系统的进一步研究方向。

第二章 手部外骨骼康复系统机械结构设计

2.1 引言

手部外骨骼的设计初衷，就是能方便、舒适地佩戴在人体手部，带动患者手部各关节进行康复运动。因此在设计整套机构时，要处处以人体手部结构为参考，以免穿戴后对患者手部造成进一步损伤。

本章首先从手部骨骼与关节、关节运动范围两个方面，对手部结构进行分析，以此指导外骨骼系统的设计。然后介绍了手部外骨骼设计时不可避免会遇到的问题——双圆心干涉问题，提出了一种可以解决该问题的四连杆结构。以此四连杆机构为基础，对外骨骼进行了结构设计。

2.2 手部结构

2.2.1 手部骨骼与关节

就人体的生理结构来说，手部同身体其他部位一样，均由骨骼及软组织（忽略神经及血液系统）组成^[12]。由于骨骼在运动中发挥支撑以及姿态的主导作用，因而对于手部的运动的研究主要以其骨骼的构造为研究对象。

人体手部可分为（1）手指，（2）手掌，（3）手腕三个部分。手指按顺序依次为拇指、食指、中指、无名指和小指。

如图 2.1 所示，除了拇指外，另外四根手指均由三段指骨和三个关节组成。三段指骨为：近指骨、中指骨和远指骨。三个关节为：连接手指与手掌的关节——指掌关节（Metacarpophalangeal，简称 MCP）、连接近指骨与中指骨的关节——近指关节（Proximal Interphalangeal，简称 PIP）、连接中指骨与远指骨的关节——远指关节（Distal Interphalangeal，简称 DIP）。较短的拇指则仅由两段指骨（近指骨、远指骨）和两个关节（指掌关节、远指关节）组成^[13]。

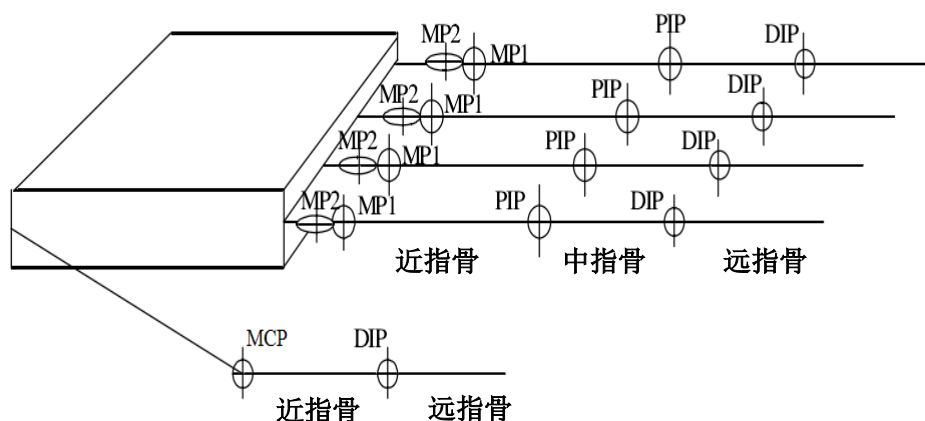


图 2.1 手部结构示意图

为了设计手部外骨骼，人体手部的尺寸也是一个重要的设计参考。根据文献^[14]中的资料，可知正常成年人手指指骨的长度及相应关节的直径如表 2.1 所示。

表 2.1 正常成年人手指指骨的长度及相应关节的直径 (mm)

	MCP 关节	近指骨	PIP 关节	中指骨	DIP 关节	远指骨
拇指	26-29	45-55	16-18	30-35	14-17	28-33
食指	23-26	43-50	15-17	24-30	12-15	23-26
中指	24-27	44-51	16-18	25-31	13-16	24-27
无名指	23-26	43-50	15-17	24-30	12-15	23-26
小指	21-23	37-42	12-15	23-26	11-10	21-24

2.2.2 手部运动范围

外骨骼不仅需要能舒适地佩戴在手部，也需要能驱动手部关节进行各种运动。为了更好地描述手部运动，我们定义两个平面：将与掌面重合的平面称为水平平面；将与掌面垂直，与手指方向平行的平面称为纵向平面。在纵向平面内，手指可以做伸直/弯曲运动，如图 2.2 所示。在水平平面内，手指可以做外展/内收运动，如图 2.3。

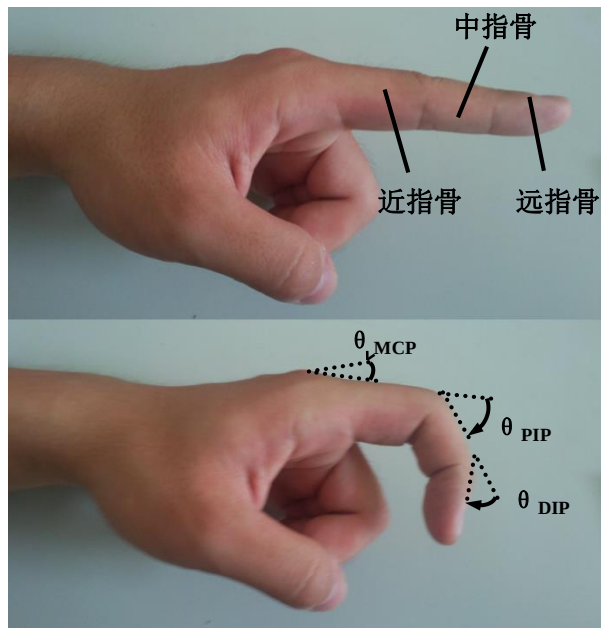


图 2.2 手指在纵向平面内的伸直/弯曲运动

在手指各个关节中，PIP 关节和 DIP 关节为一个自由度的旋转关节，负责弯曲/伸直运动。而 MCP 关节为有两个自由度的旋转关节，如图 2.1 中的 MP1 和 MP2。其中 MP1 负责伸直/弯曲运动，MP2 负责外展/内收运动。



图 2.3 手指在水平平面内的外展/内收运动

规定手指关节角度以前一段指骨为参考基准，并且当手指完全伸直时，MP1、PIP、DIP 关节角度值为 0，以弯曲方向为正方向；手指轴线与小臂轴线平行时，MP2 角度值为 0，以外展方向为正方向。通过实际测量，得到正常成人的手指活动范围，如表 2.2 所示：

表 2.2 正常成人手指活动范围

手指关节	运动方式	活动范围（度）
MP1	伸直/弯曲	-5-70
MP2	外展/内收	-15-15
PIP	伸直/弯曲	-20-110
DIP	伸直/弯曲	0-70

虽然在人为控制下，手部的各个关节可以独立活动。但在日常生活中，手部进行自然的抓握、拿捏等动作时，运动形式基本固定，各关节旋转角度之间存在一定规律，即各关节的运动是相互耦合的。

Giorgio Figliolini 和 Marco Ceccarelli 等人^[15]，通过摄像捕捉的方式，分析了手指做伸直/弯曲运动时的关节耦合关系。

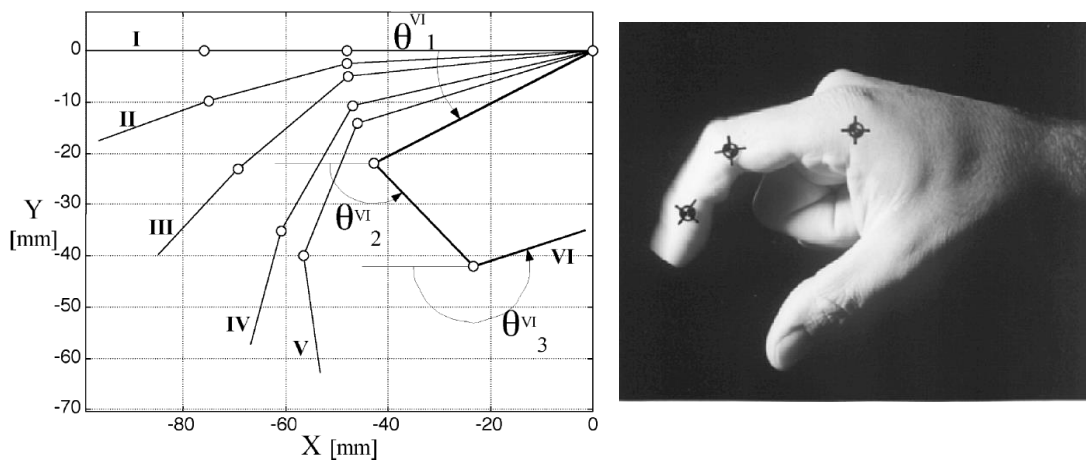


图 2.4 关节耦合关系示意图

总结出经验公式如下：

$$\theta_2 = 4.65\theta_1 \quad (2-1)$$

$$\theta_3 = 6.94\theta_1 \quad (2-2)$$

注意在 Giorgio Figliolini 的研究中, 各关节角度都以水平面为参考, 与本文中的角度参考设置不同。转换为本文的角度参考后, 得:

$$\theta_{PIP} = 3.65\theta_{MCP} \quad (2-3)$$

$$\theta_{DIP} = 2.29\theta_{MCP} \quad (2-4)$$

即手部在日常运动中, PIP 角度值为 MCP 角度值的 3~4 倍, DIP 角度值为 MCP 角度值的 2~3 倍。在设计手部外骨骼时, 可以充分利用该关节耦合关系, 将手指看做只有一个自由度的结构。只需要驱动 MCP 关节运转, 再利用机械传动装置, 带动 PIP、DCP 关节运动, 达到简化结构, 减轻重量的目的。

2.3 外骨骼结构

2.3.1 双圆心干涉问题

由 1.2 节可知, 手部外骨骼分为手背包裹式(图 1.3)和掌面牵拉式(图 1.4)两种。掌面式手部外骨骼虽然结构简单, 但因为会影响手部抓握功能, 因此采用的比较少, 目前搜索文献仅发现文献[6]是采用该种方式。本文采用手背式手部外骨骼。

手背式外骨骼虽然有更好的功能性与适应性, 但是把外骨骼穿戴于手背外侧, 不可避免地会遇到双圆心干涉问题。如图 2.5 所示, 外骨骼杆件不能绕自身圆心 O_2 转动, 否则会与手指转动相互干涉。杆件必须要绕杆外一点——手指关节的圆心 O_1 转动。圆心 O_1 处于手指内部, 外骨骼不可能在此处安装转动副, 即 O_1 处于外骨骼的外部。需要设计一种特殊的结构形式, 使外骨骼实现绕外部一点的转动。

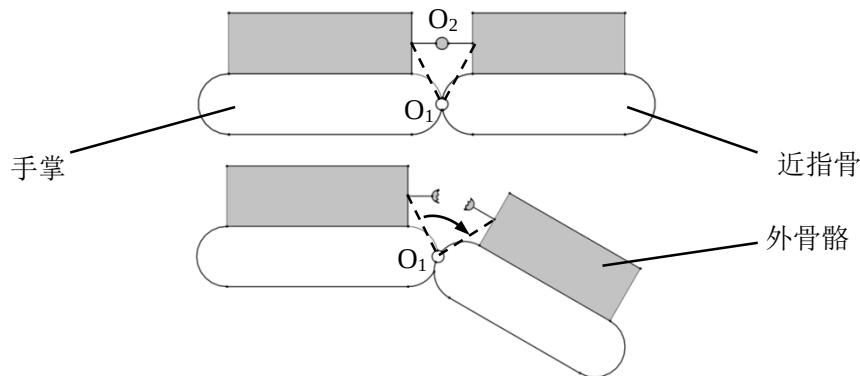


图 2.5 杆外圆心转动

2.3.2 外骨骼四连杆机构

本文采用四连杆机构, 实现外骨骼绕杆外圆心的转动。如图 2.6 所示, H_1 、 H_2 为支撑杆, 支撑起四连杆中的 R_1 、 R_2 两杆。 R_3 、 R_4 为支撑杆和手指指节构成的虚拟杆件。其中, H_1 的顶端与 MCP 关节圆心 O 的连线可看做为四连杆中的 R_4 , H_2 的顶端与 MCP 关节圆心 O 的连线可看做为四连杆中的 R_3 。

假设手掌固定不动, 即 R_4 杆为固定杆, 只要利用外力转动 R_1 , 根据四连杆传动原理, 即可使 R_3 杆绕 O 转动, 即中指骨绕 O 转动, 实现 MCP 关节的转动控制。

不同人手指的长短、粗细各不相同，每次佩戴外骨骼的位置也会有所差别，不可能做到精确定位。这些现实因素，对外骨骼的设计提出了很高要求。本文中设计的四连杆机构具有良好的适应性。由于 R_3 、 R_4 为虚拟的杆件，当不同手指长短、粗细的人佩戴时，或佩戴位置有偏差时， R_3 、 R_4 的长度会自动做出调整。因此整套机构具有良好的适应性，不会出现与手指运动相互干涉的情况。

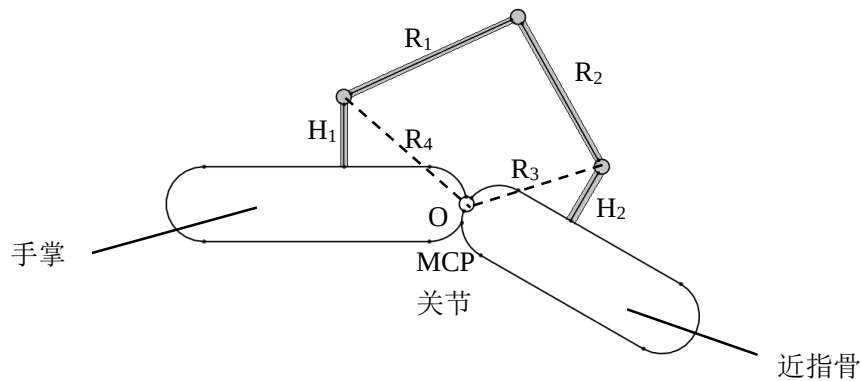


图 2.6 外骨骼四连杆原理图

2.3.3 外骨骼结构设计

手指运动的主要关节为 MCP 关节和 PIP 关节，为了减少手部外骨骼的结构复杂度，本设计中仅驱动 MCP、PIP 运动，而不对 DIP 进行驱动。第六章实验部分可见缺少了 DIP 关节的驱动，并不会对手部抓握等动作产生较大影响。

由 2.2.2 节可知，手部运动时 PIP 关节和 MCP 关节的转动是相互耦合的，转动速度之比为一固定值，在 3~4 之间。本文中充分利用了该耦合关系，只驱动一个自由度，即可控制两个关节的转动。本文中利用齿轮传动使 MCP 关节和 PIP 关节运动保持耦合关系。

如图 2.7 所示，为联动的两套四连杆装置。在四连杆 I 中，手掌固定，利用外力使杆 R_1 转动，导致虚拟的 R_3 杆绕 O_1 转动，即驱动了手部 MCP 关节的转动；同时，杆 R_2 的转动，经过齿轮传动，又驱动四连杆 II 中的杆 r_1 转动，进而带动杆 r_3 绕 O_2 转动，即驱动了手部 PIP 关节的转动。

控制一个自由度（ R_1 转动），即可驱动两个自由度（MCP、PIP 关节转动）的控制方法，我们称之为“欠驱动”控制模式。

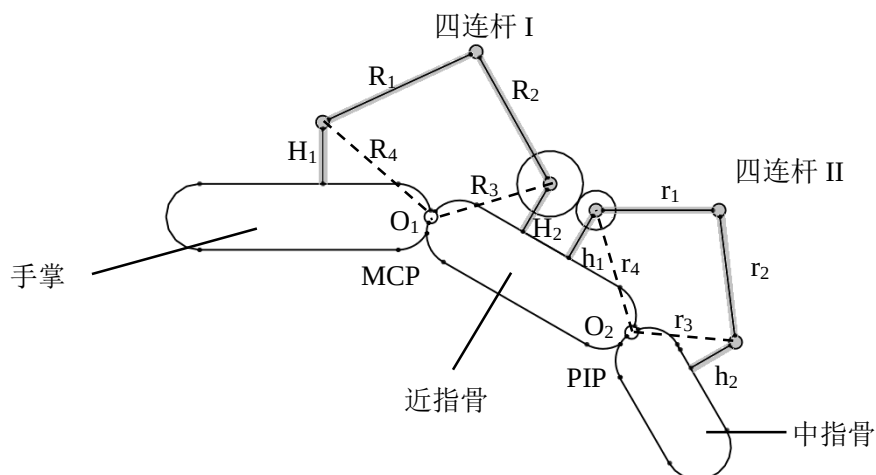


图 2.7 外骨骼机械结构原理图

根据外骨骼机械结构原理图，结合表 2.1 中的成人手部尺寸数据，在 Solidworks 中进行建模。

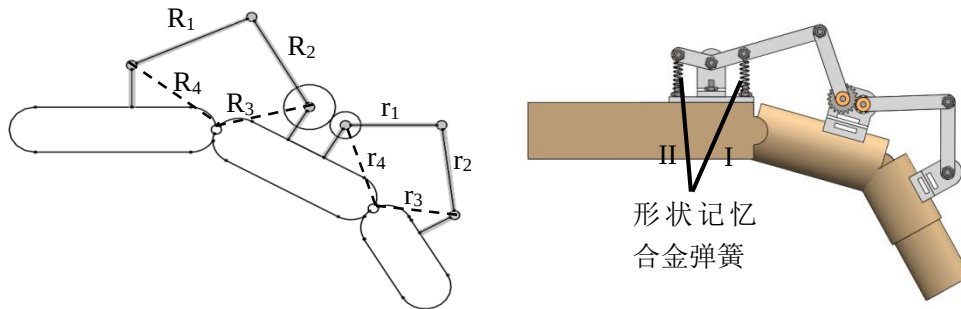


图 2.8 一根手指的外骨骼模型

如图 2.8 所示，为一根手指的外骨骼模型。在杆 R_1 转轴位置附近，与掌背固定板之间连接有两根形状记忆合金弹簧。其工作原理为：弹簧 I 被加热至相变点后，产生记忆效应，弹簧 I 收缩，产生收缩力。杆 R_1 在收缩力作用下顺时针旋转，带动整套机构转动，手指进行弯曲运动。弹簧 I 冷却，而弹簧 II 被加热至相变温度后，同样产生记忆效应而收缩。杆 R_1 在弹簧 II 收缩力作用下逆时针旋转，带动整套机构转动，手指进行伸直运动。

经测试，单根手指的外骨骼模型装配良好，Solidworks 中的运动仿真也很稳定。于是又建立了图 2.9 所示的整套外骨骼模型。

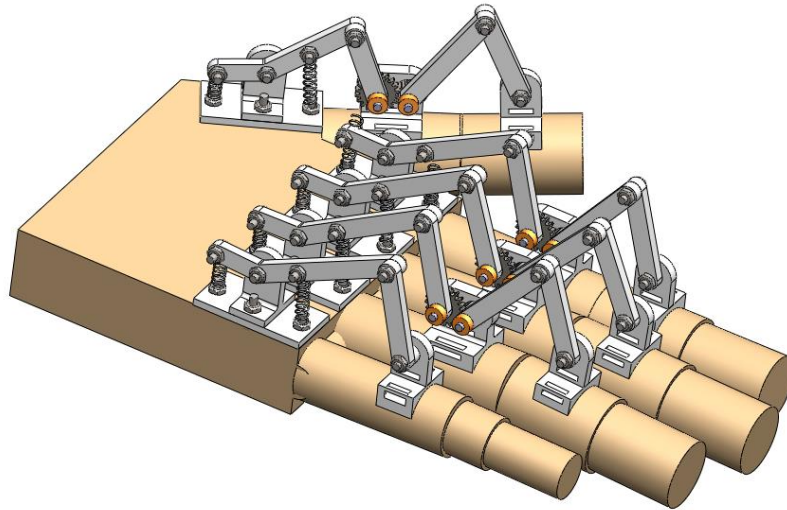


图 2.9 手部外骨骼模型

在图 2.9 中，手背和每根手指外侧，都固定着支撑杆（利用特制的手套实现固定）。在支撑杆上铰接着两套四连杆的杆件。杆件之间用螺栓螺母铰接。由于小指的中指骨较短，难以固定支撑杆，因此小指外侧只佩戴有一套四连杆机构，只控制小指 MCP 关节的转动。

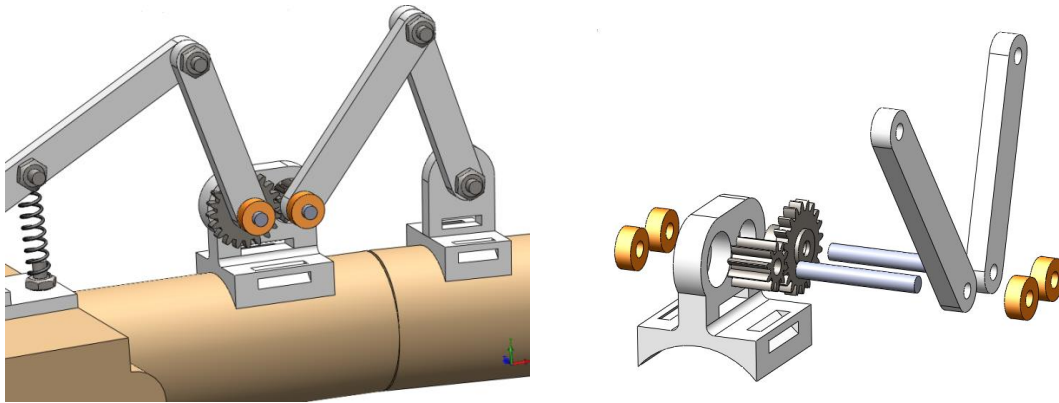


图 2.10 近指骨支撑杆模型

四连杆 I 和四连杆 II 之间的动力传递，由近指骨支撑杆和安装在上面的一对齿轮实现，具体结构如图 2.10 所示。每根转轴上装配有一个齿轮和一根杆件，利用过盈配合，实现杆件与齿轮角位移的相对固定。当四连杆 I 中的杆 R_2 逆时针转动时，会带动其轴上的齿轮 I 逆时针转动，齿轮 I 又带动齿轮 II 顺时针转动，进而使四连杆 II 中的杆 r_1 顺时针转动。只要合理选择杆件长度和齿轮传动比，就可以实现 MCP 关节、PIP 关节转动的角度成指定的比例。

第三章 手部外骨骼运动学、静力学及有限元分析

3.1 引言

如第二章所述，手部外骨骼的结构已基本成形，但是各关键部位的尺寸还未确定。本文设计的手部外骨骼系统采用四连杆机构，该结构的一个显著特点，就是整套系统的性能对于杆件长度比较敏感。合理的杆长选择可以使系统运转省力、高效。而不合理的杆长选择，可能导致外骨骼系统无法覆盖人体手指的运动范围，甚至可能导致阻转力矩过大，而使形状记忆合金驱动器无法带动机构运转。

本章通过对外骨骼的运动学、静力学及有限元分析，对外骨骼的尺寸进行最优化设计，得到各杆件的合理长度。最优化有三个约束条件：（1）外骨骼的运转可以覆盖手指的全部运动范围；（2）PIP 关节与 MCP 关节的角速度之比在 3~4 之间；（3）机构平衡时输入的驱动转矩尽可能小。由于第一点很容易实现，因此主要对（2）、（3）两点进行分析。

在运动学分析中，利用解析法获得外骨骼运动学方程，得到了 PIP 关节和 MCP 关节的角度关系表达式。通过约束条件（2），得到了几组合理的杆长配置。

在静力学分析中，首先假设了人体手指 MCP、PIP 关节分别对外骨骼施加有 $0.2\text{N}\cdot\text{m}$ ， $0.1\text{N}\cdot\text{m}$ 的阻转力矩，通过分析得到了外骨骼平衡时，输入力矩的函数表达式。利用约束条件（3），得到了最佳的杆长配置。

最后通过有限元分析，校核该最优化尺寸的外骨骼的各部位受力，在材料允许的安全范围内。

本章中出现的变量及其含义为：

表 3.1 参数及其含义

参数	含义	参数	含义
PIP	近指关节	m_1	PIP 关节的阻转力矩
θ_{PIP}	PIP 关节角度	m_2	MCP 关节的阻转力矩
MCP	指掌关节	M	输入转矩
θ_{MCP}	MCP 关节角度	i_G	齿轮传动比(>1)
R_1	四连杆 R_1 长度	Φ_1	杆 R_1 角度
R_2	四连杆 R_2 长度	Φ_2	杆 R_2 角度
R_3	四连杆 R_3 长度	Φ_3	杆 R_3 角度
R_4	四连杆 R_4 长度	Φ_4	杆 R_4 角度
r_1	四连杆 r_1 长度	φ_1	杆 r_1 角度
r_2	四连杆 r_2 长度	φ_2	杆 r_2 角度
r_3	四连杆 r_3 长度	φ_3	杆 r_3 角度
r_4	四连杆 r_4 长度	φ_4	杆 r_4 角度
H_1	手背支撑杆高度	L_1	H_1 与 MCP 关节距离

续表 3.1

参数	含义	参数	含义
H_2	近指节支撑杆高度	L_2	H_2 与 MCP 关节距离
h_1	近指节支撑杆高度	l_1	h_1 与 PIP 关节距离
h_2	中指节支撑杆高度	l_2	h_2 与 PIP 关节距离

3.2 运动学分析

3.2.1 角度分析

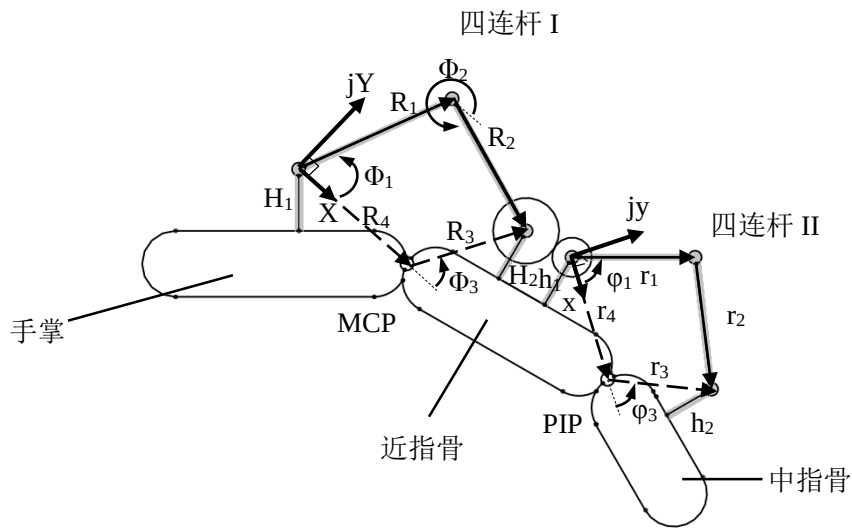


图 3.1 外骨骼机构的运动学模型

如图 3.1 所示，对四连杆 I、II 分别建立 $X-jY$ 和 $x-jy$ 复平面坐标系。其中， X 轴与杆 R_4 重合， x 轴与杆 r_4 重合，因此杆 R_4 和 r_4 对应的角度 $\Phi_4 = \varphi_4 = 0$ 。杆 R_1 、 R_2 、 R_3 、 r_1 、 r_2 、 r_3 对应的角度分别为 Φ_1 、 Φ_2 、 Φ_3 、 φ_1 、 φ_2 、 φ_3 。杆 R_4 、 r_4 为固定杆。

先对四连杆 I 运用解析法求解其运动方程：

由

$$\mathbf{R}_1 + \mathbf{R}_2 = \mathbf{R}_3 + \mathbf{R}_4 \quad (3-1)$$

可列方程：

$$R_1 e^{j\Phi_1} + R_2 e^{j\Phi_2} = R_3 e^{j\Phi_3} + R_4 e^{j\Phi_4} \quad (3-2)$$

变形为：

$$R_2 e^{j\Phi_2} = R_3 e^{j\Phi_3} + R_4 e^{j\Phi_4} - R_1 e^{j\Phi_1} \quad (3-3)$$

$$R_2 e^{-j\Phi_2} = R_3 e^{-j\Phi_3} + R_4 e^{-j\Phi_4} - R_1 e^{-j\Phi_1} \quad (3-4)$$

将(3-3)、(3-4)式上下相乘，并展开，得：

$$\begin{aligned} R_2^2 &= R_3^2 + R_4^2 + R_1^2 + 2R_3R_4 \cos(\Phi_3 - \Phi_4) \\ &\quad - 2R_1R_3 \cos(\Phi_3 - \Phi_1) - 2R_1R_4 \cos(\Phi_1 - \Phi_4) \end{aligned} \quad (3-5)$$

(3-5)变形为:

$$\begin{aligned} & (R_4 \cos \Phi_4 - R_1 \cos \Phi_1) \cos \Phi_3 + (R_4 \sin \Phi_4 - R_1 \sin \Phi_1) \sin \Phi_3 \\ & = \frac{1}{2R_3} [R_2^2 - R_3^2 - R_4^2 - R_1^2 + 2R_1 R_4 \cos(\Phi_1 - \Phi_4)] \end{aligned} \quad (3-6)$$

令

$$\begin{cases} A = R_4 \cos \Phi_4 - R_1 \cos \Phi_1 \\ B = R_4 \sin \Phi_4 - R_1 \sin \Phi_1 \\ C = \frac{1}{2R_3} [R_2^2 - R_3^2 - R_4^2 - R_1^2 + 2R_1 R_4 \cos(\Phi_1 - \Phi_4)] \end{cases} \quad (3-7)$$

则有:

$$A \cos \Phi_3 + B \sin \Phi_3 = C \quad (3-8)$$

解之得:

$$\Phi_3 = 2 \tan^{-1} \left(\frac{B + \sqrt{A^2 + B^2 - C^2}}{A + C} \right) \quad (3-9)$$

将 Φ_3 带入(3-3)、(3-4)得:

$$\Phi_2 = \tan^{-1} \left(\frac{R_4 \sin \Phi_4 + R_3 \sin \Phi_3 - R_1 \sin \Phi_1}{R_4 \cos \Phi_4 + R_3 \cos \Phi_3 - R_1 \cos \Phi_1} \right) \quad (3-10)$$

同理, 对四连杆 II 运用解析法求解,

令

$$\begin{cases} a = r_4 \cos \varphi_4 - r_1 \cos \varphi_1 \\ b = r_4 \sin \varphi_4 - r_1 \sin \varphi_1 \\ c = \frac{1}{2r_3} [r_2^2 - r_3^2 - r_4^2 - r_1^2 + 2r_1 r_4 \cos(\varphi_1 - \varphi_4)] \end{cases} \quad (3-11)$$

则有

$$a \cos \varphi_3 + b \sin \varphi_3 = c \quad (3-12)$$

解之得

$$\varphi_3 = 2 \tan^{-1} \left(\frac{b + \sqrt{a^2 + b^2 - c^2}}{a + c} \right) \quad (3-13)$$

$$\varphi_2 = \tan^{-1} \left(\frac{R_4 \sin \varphi_4 + R_3 \sin \varphi_3 - R_1 \sin \varphi_1}{R_4 \cos \varphi_4 + R_3 \cos \varphi_3 - R_1 \cos \varphi_1} \right) \quad (3-14)$$

3.2.2 角速度分析:

对式(3-2)两边求一阶导数可得:

$$R_1 \dot{\Phi}_1 e^{j\Phi_1} + R_2 \dot{\Phi}_2 e^{j\Phi_2} = R_3 \dot{\Phi}_3 e^{j\Phi_3} \quad (3-15)$$

将(3-15)展开为实部、虚部两个等式:

实部为:

$$-R_1 \dot{\Phi}_1 \sin \Phi_1 = -R_3 \dot{\Phi}_3 \sin \Phi_3 + R_2 \dot{\Phi}_2 \sin \Phi_2 \quad (3-16)$$

虚部为:

$$R_1 \dot{\Phi}_1 \cos \Phi_1 = R_3 \dot{\Phi}_3 \cos \Phi_3 - R_2 \dot{\Phi}_2 \cos \Phi_2 \quad (3-17)$$

(3-16)* $\cos \Phi_2$ +(3-17)* $\sin \Phi_2$, 得:

$$\begin{aligned} R_1 \dot{\Phi}_1 \cos \Phi_1 \sin \Phi_2 - R_1 \dot{\Phi}_1 \sin \Phi_1 \cos \Phi_2 \\ = R_3 \dot{\Phi}_3 \cos \Phi_3 \sin \Phi_2 - R_3 \dot{\Phi}_3 \sin \Phi_3 \cos \Phi_2 \end{aligned} \quad (3-18)$$

即

$$R_1 \dot{\Phi}_1 \sin(\Phi_2 - \Phi_1) = R_3 \dot{\Phi}_3 \sin(\Phi_2 - \Phi_3) \quad (3-19)$$

得到:

$$\dot{\Phi}_3 = \frac{R_1}{R_3} \cdot \frac{\sin(\Phi_2 - \Phi_1)}{\sin(\Phi_2 - \Phi_3)} \cdot \dot{\Phi}_1 \quad (3-20)$$

$$\dot{\Phi}_2 = \frac{R_1}{R_2} \cdot \frac{\sin(\Phi_3 - \Phi_1)}{\sin(\Phi_2 - \Phi_3)} \cdot \dot{\Phi}_1 \quad (3-21)$$

同理可得, 四连杆 II 中:

$$\dot{\varphi}_3 = \frac{r_1}{r_3} \cdot \frac{\sin(\varphi_2 - \varphi_1)}{\sin(\varphi_2 - \varphi_3)} \cdot \dot{\varphi}_1 \quad (3-22)$$

由于四连杆 II 中的 r_1 杆, 是由四连杆 I 及一对齿轮带动转动的, 因此并不是自变量, 而是与四连杆 I 各杆转速及齿轮传动比有关的因变量。设齿轮传动比为 i_G , 则杆 r_1 角速度为:

$$\dot{\varphi}_1 = (-\dot{\Phi}_2 + \dot{\Phi}_3) \cdot i_G \quad (3-23)$$

将(3-23)带入(3-22)中, 得到杆 r_3 角速度:

$$\dot{\varphi}_3 = \frac{r_1 R_1}{r_3 R_2 R_3} \cdot \frac{\sin(\varphi_2 - \varphi_1) [R_2 \sin(\Phi_2 - \Phi_1) - R_3 \sin(\Phi_3 - \Phi_1)]}{\sin(\varphi_2 - \varphi_3) \sin(\Phi_2 - \Phi_3)} \cdot i_G \cdot \dot{\Phi}_1 \quad (3-24)$$

3.2.3 运动学优化

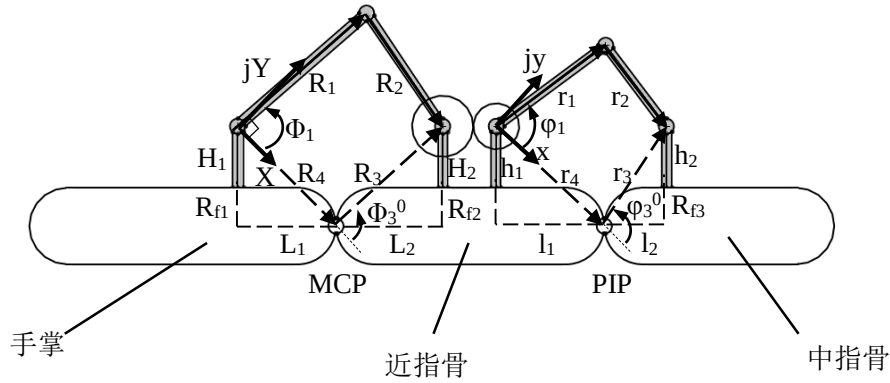


图 3.2 外骨骼伸直时的运动学模型

如图 3.2 所示为手指完全伸直时的外骨骼结构示意图。定义手指完全伸直时, MCP、PIP 的角度为 0。此时的 Φ_3 与 φ_3 的值分别为 Φ_3^0 和 φ_3^0 。则有:

$$\Phi_3^0 = \tan^{-1} \left(\frac{H_1 + R_{f1}}{L_1} \right) + \tan^{-1} \left(\frac{H_2 + R_{f2}}{L_2} \right) \quad (3-25)$$

$$\varphi_3^0 = \tan^{-1} \left(\frac{h_1 + R_{f2}}{l_1} \right) + \tan^{-1} \left(\frac{h_2 + R_{f3}}{l_2} \right) \quad (3-26)$$

外骨骼转动后, MCP 关节角度值:

$$\theta_{MCP} = \Phi_3^0 - \Phi_3 \quad (3-27)$$

PIP 关节角度值:

$$\theta_{PIP} = \varphi_3^0 - \varphi_3 \quad (3-28)$$

对等式两边求一阶导数，可得 MCP 关节角速度

$$\dot{\theta}_{MCP} = -\dot{\varphi}_3 \quad (3-29)$$

PIP 关节角速度：

$$\dot{\theta}_{PIP} = -\dot{\varphi}_3 \quad (3-30)$$

PIP，MCP 关节角速度比值为：

$$\frac{\dot{\theta}_{PIP}}{\dot{\theta}_{MCP}} = \frac{\dot{\varphi}_3}{\dot{\varphi}_3} = \frac{r_1}{r_3 R_2}.$$

$$\begin{aligned} & \frac{\sin(\varphi_2 - \varphi_1)[R_2 \sin(\Phi_2 - \Phi_1) - R_3 \sin(\Phi_3 - \Phi_1)]}{\sin(\varphi_2 - \varphi_3) \sin(\Phi_2 - \Phi_1)} \cdot i_G \\ & = F(i_G)F(R_1)F(R_2)F(R_3)F(R_4)F(r_1)F(r_2)F(r_3)F(r_4) \quad (3-31) \end{aligned}$$

PIP，MCP 关节角速度之比为一个与 i_G 、 R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4 、 r_1 、 r_2 、 r_3 、 r_4 都相关的函数。由章节 2.2.2 可知，该比值应该在 3~4 之间。由于有 9 个变量，却只有一个约束条件，难以解出最优解，需要减少变量的个数。

从设计角度分析，由于齿轮为标准件，传动比不是一个任意值，我们提前设定 i_G 的值为 20:10（大齿轮为 20 齿，小齿轮为 10 齿，模数 0.5）。 R_3 、 R_4 、 r_3 、 r_4 杆的长度与支撑杆件的高度 H 和佩戴位置 L 有关。支撑杆的高度变化范围不大，佩戴位置也较为固定。根据经验，我们提前设定好了 H_1 、 H_2 、 h_1 、 h_2 、 L_1 、 L_2 、 l_1 、 l_2 的值，因此 R_3 、 R_4 、 r_3 、 r_4 的长度已经确定。剩下的四个变量 R_1 、 R_2 、 r_1 、 r_2 中，也根据经验提前设定 $R_1=40\text{mm}$ ， $r_1=30\text{mm}$ 。因此只剩下 R_2 、 r_2 作为变量，通过罗列不同的 R_2 、 r_2 杆长组合，可得到以下 PIP/MCP 角速度比值曲线：

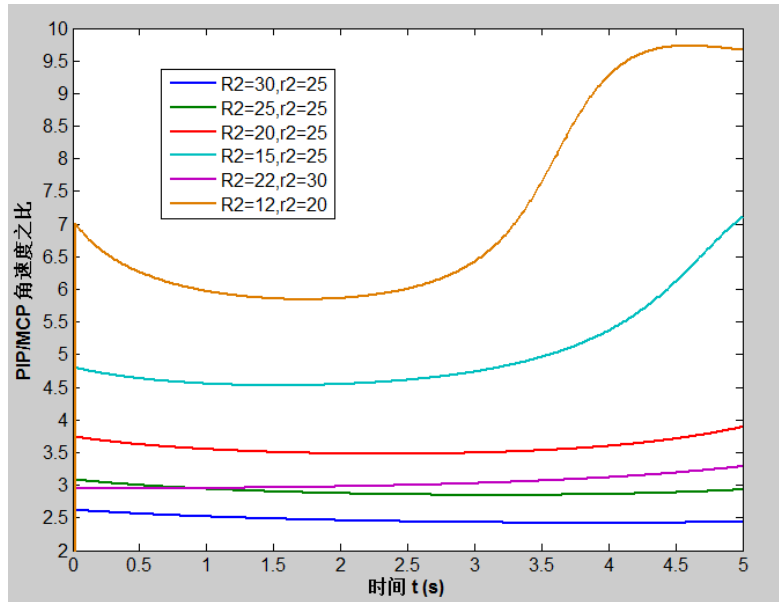


图 3.3 PIP/MCP 角速度比值曲线

令主动杆 R_1 从初始位置以 0.1rad/s 顺时针转动 5s，手部 MCP 关节和 PIP 关节相应产生转动。图 3.3 中，横坐标为杆 R_1 运动时间 t ，纵坐标为 PIP/MCP 角速度比值。

由图中可知，当杆 R_2 较长时，PIP/MCP 角速度之比较大， R_2 较短时，角速度之比也较小。当 $R_2=25\text{mm}$ ， $r_2=25\text{mm}$ ； $R_2=22\text{mm}$ ， $r_2=30\text{mm}$ ； $R_2=20\text{mm}$ ， $r_2=25\text{mm}$ 时，角速度之比都

在 3~4 之间。符合设计要求。

3.3 静力学分析

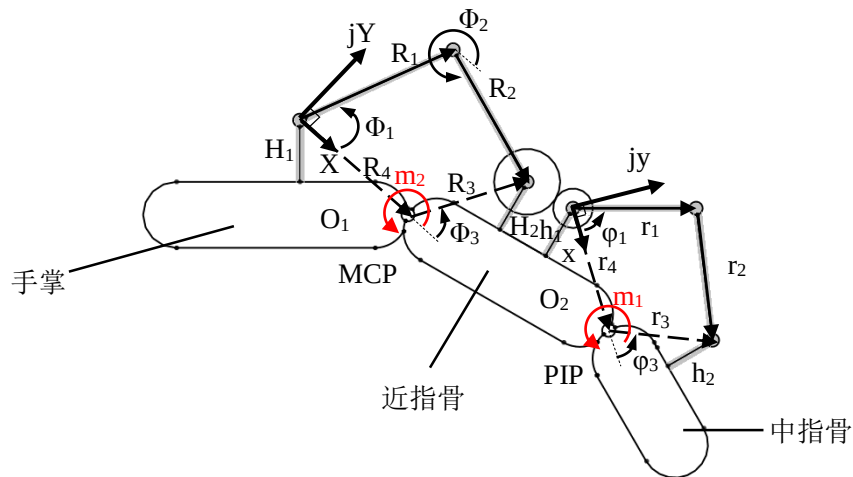


图 3.4 外骨骼机构的静力学建模

因为杆件质量很小，运动时加速度也不大，因此 $m \cdot a \approx 0$ ，不再对杆件进行动力学分析，而进行静力学分析。

静力学分析中，只考虑手部 PIP、MCP 关节对机构施加的阻转力矩，其他阻力、损耗均忽略不计。由文献[14]可知，手部放松状态下，手指 PIP 关节对机构施加的阻转力矩 $m_1 = 0.1 \text{ N} \cdot \text{m}$ ，MCP 关节对机构施加的阻转力矩为 $m_2 = 0.2 \text{ N} \cdot \text{m}$ 。静力学分析的目标是，计算出机构平衡时， R_1 杆需要的输入转矩。

3.3.1 四连杆 II 静力学分析

先对四连杆 II 进行静力学分析。如图 3.5 所示为四连杆 II 的简化示意图。其中 m_1 为手指 PIP 关节施加的阻转力矩， m_1' 为齿轮传递给四连杆 II 的驱动力矩。机构处于平衡状态。

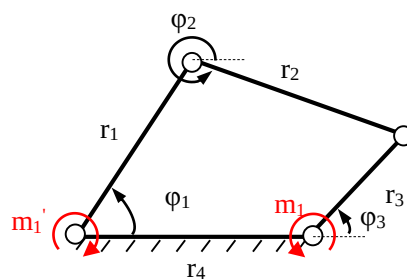


图 3.5 四连杆 II 示意图

杆 r_3 的受力为：

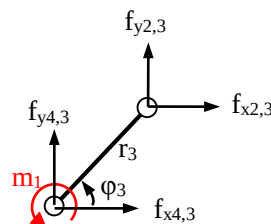


图 3.6 杆 r_3 受力示意图

$$\begin{cases} f_{x4,3} + f_{x2,3} = 0 \\ f_{y4,3} + f_{y2,3} = 0 \\ m_1 + f_{y2,3} \cdot r_3 \cdot \cos\varphi_3 - f_{x2,3} \cdot r_3 \cdot \sin\varphi_3 = 0 \end{cases} \quad (3-32)$$

杆 r_2 的受力为:

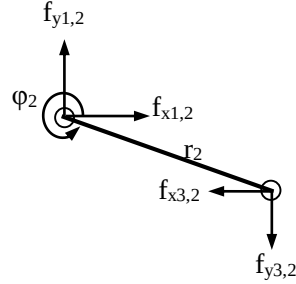


图 3.7 杆 r_2 受力示意图

$$\begin{cases} f_{x1,2} - f_{x3,2} = 0 \\ f_{y1,2} - f_{y3,2} = 0 \\ f_{y3,2} \cdot r_2 \cdot \cos\varphi_2 - f_{x3,2} \cdot r_2 \cdot \sin\varphi_2 = 0 \end{cases} \quad (3-33)$$

杆 r_1 的受力为:

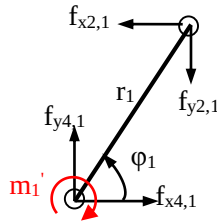


图 3.8 杆 r_1 受力示意图

$$\begin{cases} f_{x4,1} - f_{x2,1} = 0 \\ f_{y4,1} - f_{y2,1} = 0 \\ m_1' + f_{y2,1} \cdot r_1 \cdot \cos\varphi_1 - f_{x2,1} \cdot r_1 \cdot \sin\varphi_1 = 0 \end{cases} \quad (3-34)$$

由式(3-33)得:

$$f_{y3,2} = f_{x3,2} \cdot \tan\varphi_2 \quad (3-35)$$

将(3-35)带入(3-32)得:

$$m_1 + f_{x3,2} \cdot \tan\varphi_2 \cdot r_3 \cdot \cos\varphi_3 - f_{x2,3} \cdot r_3 \cdot \sin\varphi_3 = 0 \quad (3-36)$$

$$f_{x3,2} = \frac{1}{r_3(\sin\varphi_3 - \tan\varphi_2 \cdot \cos\varphi_3)} \cdot m_1 \quad (3-37)$$

将(3-35)带入(3-34)得:

$$m_1' + f_{x3,2} \cdot \tan\varphi_2 \cdot r_1 \cdot \cos\varphi_1 - f_{x3,2} \cdot r_1 \cdot \sin\varphi_1 = 0 \quad (3-38)$$

$$\begin{aligned} m_1' &= -f_{x3,2} \cdot \tan\varphi_2 \cdot r_1 \cdot \cos\varphi_1 + f_{x3,2} \cdot r_1 \cdot \sin\varphi_1 \\ &= \frac{\sin\varphi_1 - \tan\varphi_2 \cdot \cos\varphi_1}{\sin\varphi_3 - \tan\varphi_2 \cdot \cos\varphi_3} \cdot \frac{r_1}{r_3} \cdot m_1 \end{aligned} \quad (3-39)$$

3.3.2 四连杆 I 静力学分析

如图 3.9 所示为四连杆 I 的简化示意图。其中 m_2 为手指 MCP 关节施加给外骨骼的阻转力矩， m_1'' 为四连杆 II 通过齿轮传递给四连杆 I 的阻转力矩， M 为整套机构的输入力矩。机构处于平衡状态。

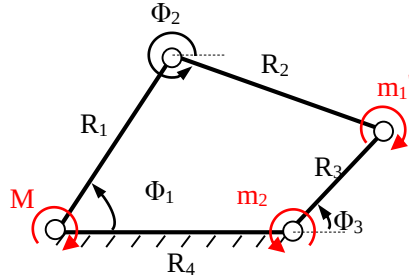


图 3.9 四连杆 I 示意图

根据齿轮传动原理，可得 m_1'' 为：

$$\begin{aligned} m_1'' &= m_1' \cdot i_G \\ &= \frac{\sin\varphi_1 - \tan\varphi_2 \cdot \cos\varphi_1}{\sin\varphi_3 - \tan\varphi_2 \cdot \cos\varphi_3} \cdot \frac{r_1}{r_3} \cdot i_G \cdot m_1 \end{aligned} \quad (3-40)$$

杆 R_3 的受力为：

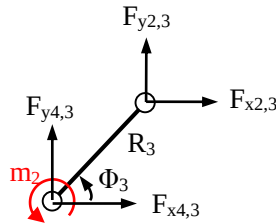


图 3.10 杆 R_3 受力示意图

$$\begin{cases} F_{x4,3} + F_{x2,3} = 0 \\ F_{y4,3} + F_{y2,3} = 0 \\ m_2 + F_{y2,3} \cdot R_3 \cdot \cos\Phi_3 - F_{x2,3} \cdot R_3 \cdot \sin\Phi_3 = 0 \end{cases} \quad (3-41)$$

杆 R_2 的受力为：

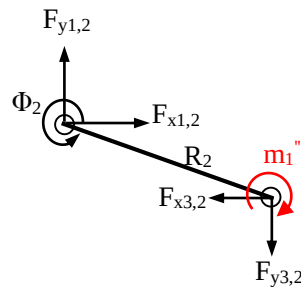


图 3.11 杆 R_2 受力示意图

$$\begin{cases} F_{x1,2} - F_{x3,2} = 0 \\ F_{y1,2} - F_{y3,2} = 0 \\ m_1'' + F_{y1,2} \cdot R_2 \cdot \cos\Phi_2 - F_{x1,2} \cdot R_2 \cdot \sin\Phi_2 = 0 \end{cases} \quad (3-42)$$

杆 R_1 的受力为:

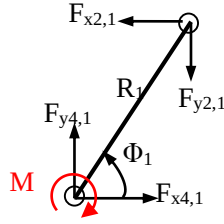


图 3.12 杆 R_1 受力示意图

$$\begin{cases} F_{x4,1} - F_{x2,1} = 0 \\ F_{y4,1} - F_{y2,1} = 0 \\ M + F_{y2,1} \cdot R_1 \cdot \cos\Phi_1 - F_{x2,1} \cdot R_1 \cdot \sin\Phi_1 = 0 \end{cases} \quad (3-43)$$

由式(3-41)、(3-42)得:

$$\begin{cases} F_{x1,2} = \frac{m_2 R_2 \cos\Phi_2 - m_1'' R_3 \cos\Phi_3}{R_2 R_3 \sin(\Phi_3 - \Phi_2)} \\ F_{y1,2} = \frac{m_2 R_2 \sin\Phi_2 - m_1'' R_3 \sin\Phi_3}{R_2 R_3 \sin(\Phi_3 - \Phi_2)} \end{cases} \quad (3-44)$$

将(3-44)、(3-40)带入(3-43), 得 M :

$$\begin{aligned} M &= \frac{R_1}{R_3} \cdot \frac{\sin(\Phi_1 - \Phi_2)}{\sin(\Phi_3 - \Phi_2)} \cdot m_2 - \frac{R_1}{R_2} \cdot \frac{\sin(\Phi_1 - \Phi_3)}{\sin(\Phi_3 - \Phi_2)} \cdot m_1'' \\ &= \frac{R_1}{R_3} \cdot \frac{\sin(\Phi_1 - \Phi_2)}{\sin(\Phi_3 - \Phi_2)} \cdot m_2 - \frac{R_1 r_1}{R_2 r_3} \cdot \frac{\sin(\Phi_1 - \Phi_3)}{\sin(\Phi_3 - \Phi_2)} \cdot \frac{\sin\varphi_1 - \tan\varphi_2 \cdot \cos\varphi_1}{\sin\varphi_3 - \tan\varphi_2 \cdot \cos\varphi_3} \cdot i_G \cdot m_1 \end{aligned} \quad (3-45)$$

3.3.3 静力学优化

利用公式(3-45), 将 3.2.3 节中的六组杆长值带入 Matlab 计算, 可得对应的转矩 M 曲线:

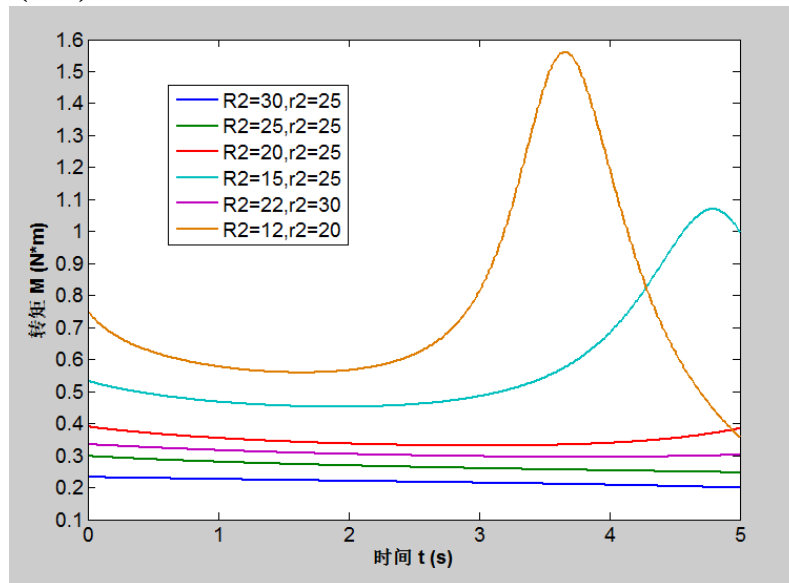


图 3.13 输入转矩 M 曲线图

经过 3.2.2 节的运动学优化，已经得到三组合适的杆长配置。当 $R_2=25\text{mm}$, $r_2=25\text{mm}$; $R_2=22\text{mm}$, $r_2=30\text{mm}$; $R_2=20\text{mm}$, $r_2=25\text{mm}$ 时，转速之比在 3-4 之间符合设计要求。

而从该输入转矩曲线图可知，在以上三种组合中， $R_2=25\text{mm}$, $r_2=25\text{mm}$ 时转矩最小，在 $0.3\text{N}\cdot\text{m}$ 左右。因此取外骨骼杆长 $R_2=25\text{mm}$, $r_2=25\text{mm}$ 。

3.4 有限元分析

经过运动学优化和静力学优化后，外骨骼各零件尺寸基本确定，其铰接位置的受力也可以分别求出。本节通过有限元分析，求解零件应力、应变，校核其是否在材料的允许范围内。

由式(3-44)，可得四连杆 I 各零件铰接处在 x、y 方向上的受力：

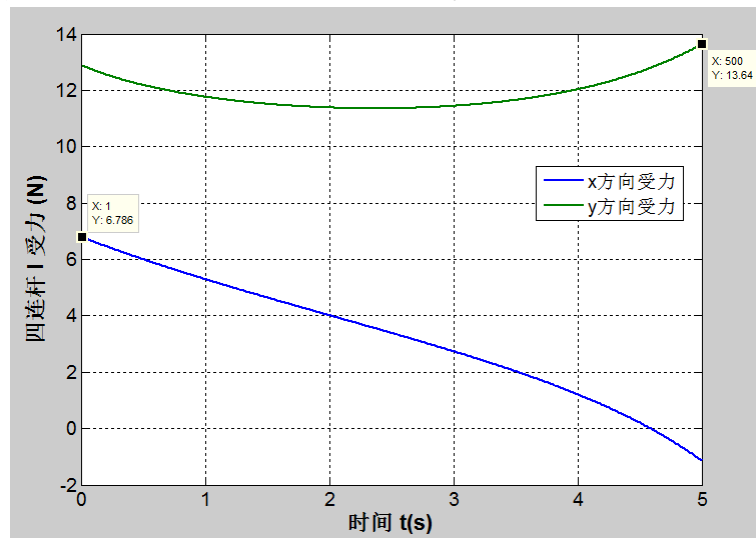


图 3.14 四连杆 I 铰接位置受力图

由图 3.14 可知，在四连杆 I 中，运动初始时刻 x 方向上有最大受力，其值为 13.64N；运动终了时刻，y 方向上有最大受力，其值为 6.786N。即使两个力同时作用在杆件上，杆件受到的最大可能力为 F_I

$$F_I = \sqrt{13.64^2 + 6.786^2} = 15.23\text{N} \quad (3-46)$$

同理，由式(3-35)、(3-37)，可得四连杆 II 各零件铰接处在 x、y 方向上的受力：

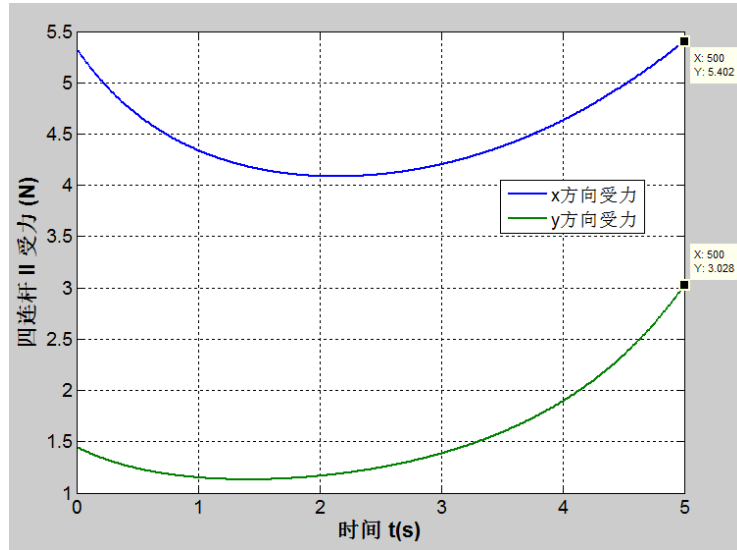


图 3.15 四连杆 II 铰接位置受力图

由图 3.15 可知，在四连杆 II 中，运动终了时刻 x 方向上有最大受力，其值为 5.402N；运动终了时刻，y 方向上有最大受力，其值为 3.028N。即使两个力同时作用在杆件上，杆件受到的最大可能力为 F_{II}

$$F_{II} = \sqrt{5.402^2 + 3.028^2} = 6.19N \quad (3-47)$$

进行有限元分析时，除了要输入各处受力情况，还需要指定材料的弹性模量、屈服强度等关键参数。本文设计的手部外骨骼均由 Stratasy 公司生产的 Object-3D 打印机制作完成。打印材质为光敏塑料 VeroWhitePlus RGD835,该材料固化后的参数为：

表 3.2 VeroWhitePlus RGD835 材料参数^[16]

参数	数值	单位
抗拉强度	50-65	Mpa
断裂拉伸率	10-25	%
弹性模量	2000-3000	MPa
弯曲强度	75-110	MPa
弯曲模量	2200-3200	MPa
热变形温度	45-50	℃
肖氏硬度	83-86	Scale D
洛氏硬度	73-76	Scale M
聚合密度	1.17-1.18	g/cm3

得到材料参数和各铰接处受力后，在 Solidworks 中进行有限元分析。

由于近指节支撑杆对四连杆 I、II 都起着支撑作用，为整套机构中受力最大部位，因此首先对近指节支撑杆进行有限元分析。

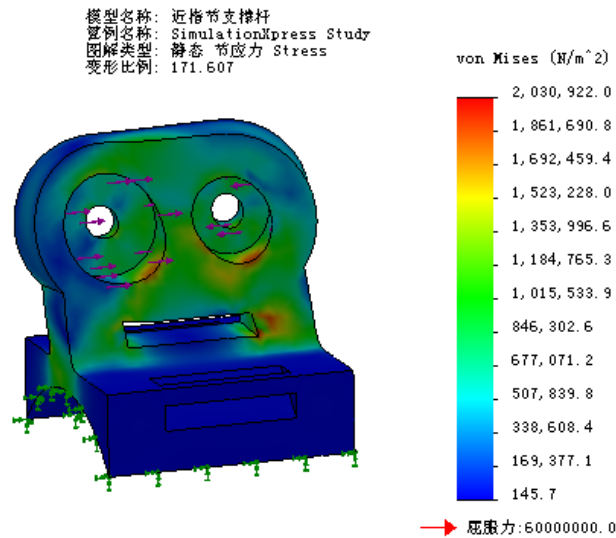


图 3.16 近指节支撑杆应力图

如图 3.16 所示, 为近指节支撑杆应力图。为使显示效果更明显, 取变形比例 171, 即杆件变形放大了 171 倍。实际零件变形并未像图中那么显著。

从图中可知, 近指节支撑杆最大应力在轴承孔的下端, 应力值为 2030922N/m², 远小于材料屈服强度。

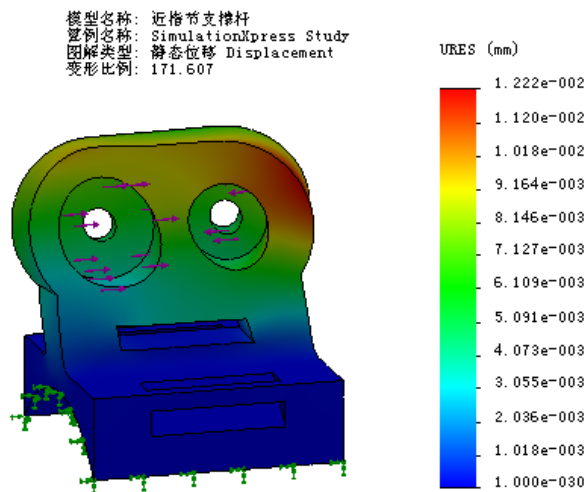


图 3.17 近指节支撑杆形变图

图 3.17 为近指节支撑杆的形变图, 从图中可知, 在零件轴承孔的上端有最大位移, 变形量为 0.0122mm, 在零件允许范围内。

除近指节支撑杆外, 掌板支撑杆由于要承受动力源的驱动转矩和四连杆 I 的阻转力矩, 受力也较大。因此对该部位也进行了有限元分析。

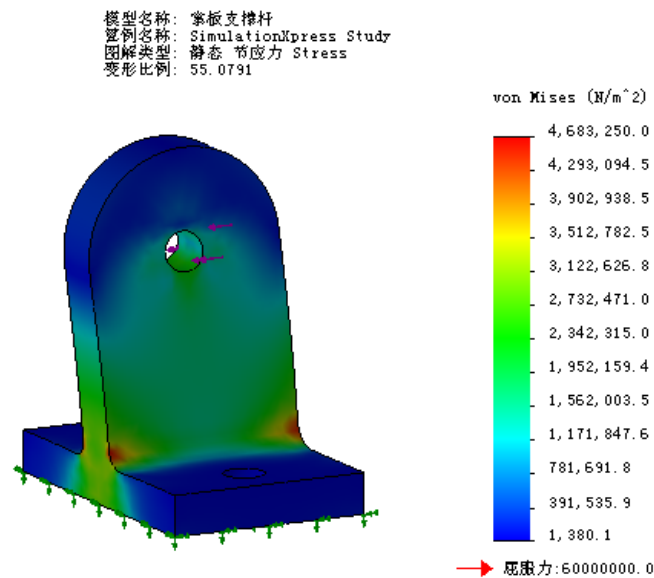


图 3.18 掌板支撑杆应力图

如图 3.18 所示, 为掌板支撑杆应力图, 取变形比例为 55。从图中可知, 掌板支撑杆最大应力在拐角位置处, 应力值为 4683250N/m², 远小于材料屈服强度。

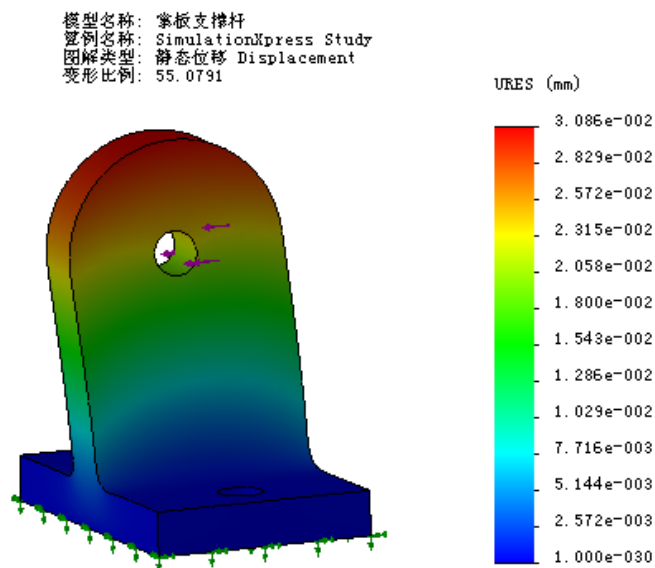


图 3.19 掌板支撑杆形变图

图 3.19 为掌板支撑杆的形变图, 从图中可知, 在零件轴承孔的上端有最大位移, 变形量为 0.03mm, 在设计允许范围内。

3.5 外骨骼运动性能分析

经过运动学、静力学与有限元的分析优化, 手部外骨骼机构的所有杆件尺寸都确定下来。各零件关键尺寸为:

表 3.3 外骨骼零件关键尺寸参数

参数	数值	参数	数值
R_1	40mm	H_1	14mm
R_2	25mm	H_2	9.5mm
R_3	33mm	h_1	9.5mm
R_4	28mm	h_2	9.61mm
r_1	30mm	L_1	15mm
r_2	25mm	L_2	27.25mm
r_3	23mm	l_1	12.25mm
r_4	23mm	l_2	13mm
m_1	0.1N·m	R_f	10mm
m_2	0.2 N·m	i_G	20:10

如图 3.20, 在 Solidworks 中对设计出的外骨骼机构进行运动性能分析。当外骨骼佩戴好后, 定义手指完全伸直时为初始位置以及初始时刻。令原动件 R_1 以 0.1 rad/s 的角速度向手指弯曲方向转动, 运转 5s, 带动整套机构运转, 并驱使手指 MCP、PIP 关节转动。

在此过程中, 采集 MCP、PIP 关节转动的角度、角速度、角加速度, 以及铰接部位的实时转矩。

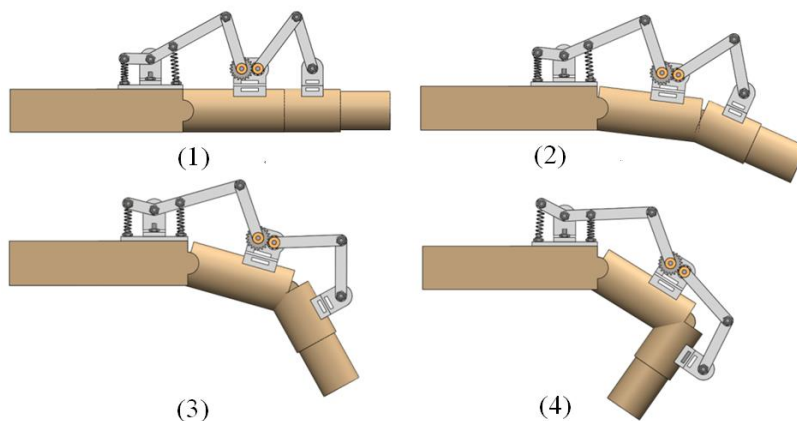


图 3.20 外骨骼带动手指转动示意图

图 3.21 为手指 MCP、PIP 关节角度曲线, 从图中可知, 当匀速驱动原动件 R_1 转动时, MCP 关节从 0° 转动到 35° , PIP 关节从 0° 转动到 100° , 并且接近匀速转动, 线性度较好。这个特性有利于控制系统的设计。

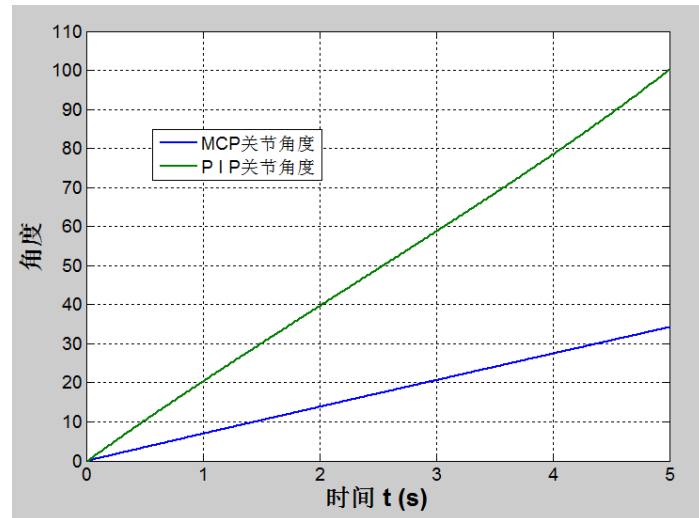


图 3.21 手指 MCP、PIP 关节角度曲线

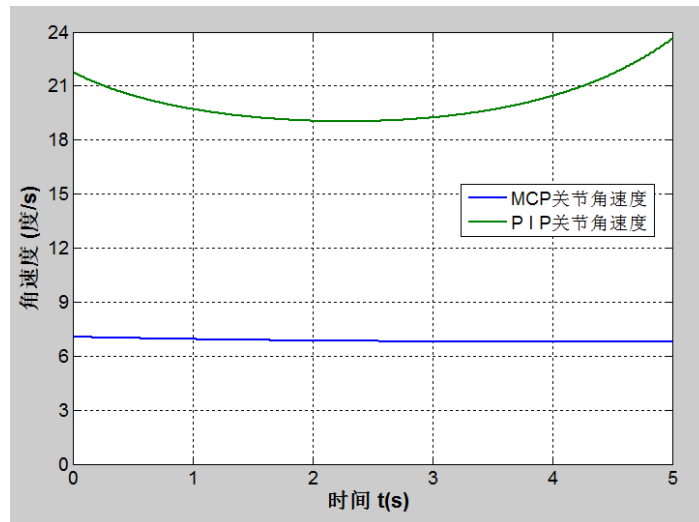


图 3.22 手指 MCP、PIP 关节角速度曲线

从图 3.22 中可知，手指 PIP 关节的角速度大约为 21 度/s，MCP 关节角速度稳定在 7 度/s，两者比值大约为 3，与设计要求一致。

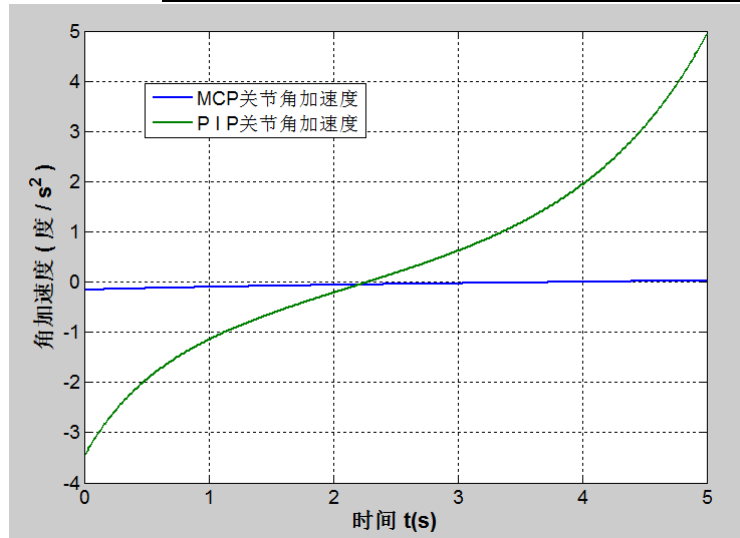


图 3.23 手指 MCP、PIP 关节角加速度曲线

由图 3.23 可知 MCP 关节的角加速度几乎为 0, PIP 关节的角加速度在 -4 度/s^2 至 $+5 \text{ 度/s}^2$ 之间。曲线光滑无尖峰, 因此运转时不会对机构产生较大冲击力。

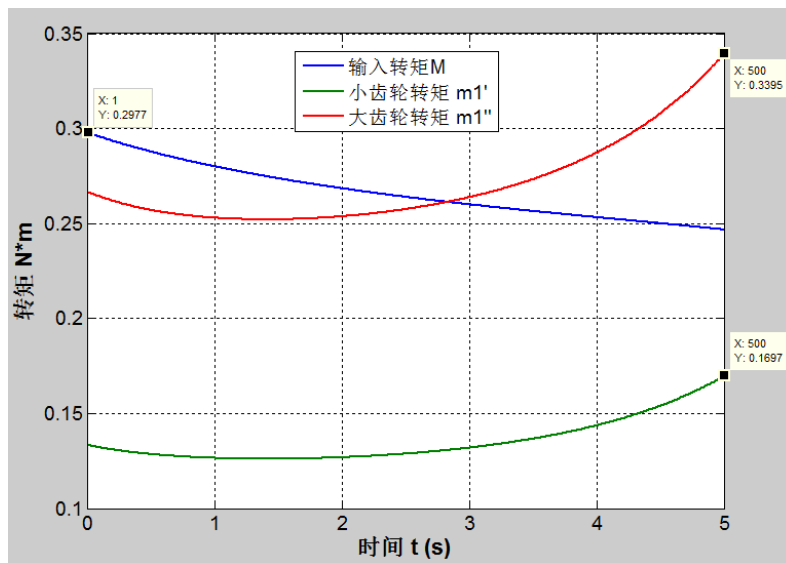


图 3.24 手部外骨骼转矩曲线

图 3.24 为手部外骨骼运转过程中的各部位的转矩曲线。为使机构平稳运转, 输入转矩大约为 $0.3 \text{ N}\cdot\text{m}$ 。该转矩由形状记忆合金驱动器提供, 将在第四章中进行详细分析。

第四章 形状记忆合金驱动装置设计

4.1 引言

一般金属材料受到外力作用后，首先发生弹性变形，若应力大于其屈服极限，材料就会发生塑性变形，即使应力卸载后也会留下永久变形。而形状记忆合金（SMA）在发生塑性变形后，加热到某个温度之上时就能够恢复变形之前的形状。这种特性称之为形状记忆效应。

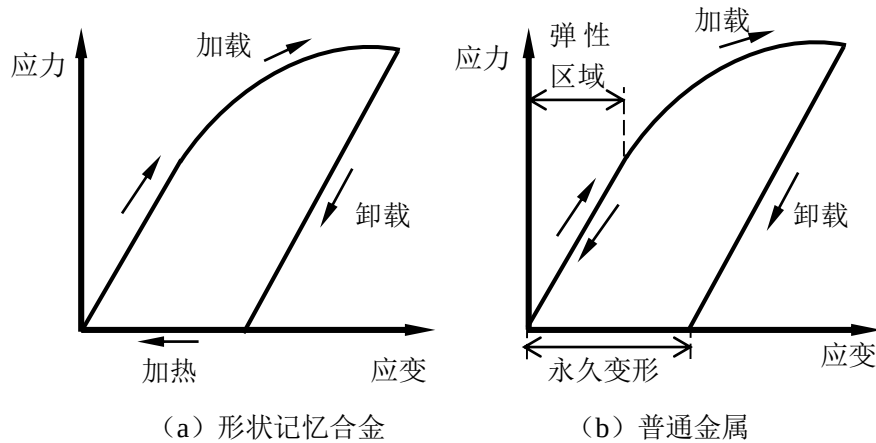


图 4.1 形状记忆合金金属特性^[17]

形状记忆合金之所以拥有形状记忆效应，是因为这种合金由两种性能截然不同的相——马氏体相和奥氏体相构成。低温时 SMA 主要成分为马氏体，高温时主要成分为奥氏体。当温度变化时，SMA 中的马氏体和奥氏体两相可以相互转化。当 SMA 处于马氏体相时，变形抗力低，受到外力后容易产生塑性变形。而当 SMA 处于奥氏体时，变形抗力增大，在马氏体时已处于塑性变形的应变值，此时仍处于奥氏体的弹性应变范围内，因此奥氏体产生弹性回复力，使材料恢复原状。

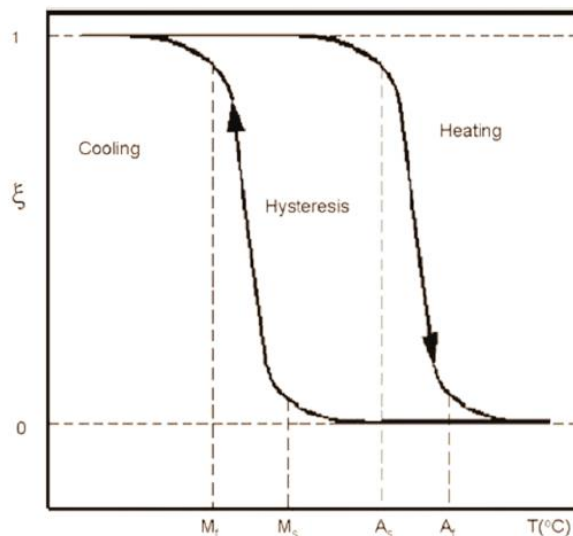


图 4.2 马氏体、奥氏体转变示意图^[18]

图 4.2 所示为马氏体、奥氏体的相互转化规律。横坐标为温度值，纵坐标为马氏体的百

分比含量。设以低温状态为初始时刻，此时 SMA 中全部为马氏体。当温度加热到 A_s (马氏体逆相变开始温度)时，马氏体开始发生相变，转化为奥氏体。当温度进一步加热至 A_f (马氏体逆相变结束温度)时，马氏体全部转化为奥氏体。在高温状态下，SMA 中全部为奥氏体，此时冷却形状记忆合金，当温度降低到 M_s (马氏体相变开始温度)点时，奥氏体开始转变为马氏体，当温度进一步降低至 M_f (马氏体相变结束温度)时，奥氏体全部转化为马氏体。

形状记忆合金按其组成成分的不同可以划分为钛镍(Ti-Ni)基、铜基和铁基三大类。本文采用的是常见的 TiNi 基形状记忆合金。其性能参数为：

表 4.1 TiNi 基形状记忆合金参数表^[17]

参数名	数值	单位
密度	6.4-6.5	g/cm^3
熔点	1310	$^{\circ}\text{C}$
弹性模量	马氏体 28-41	GPa
	奥氏体 83	
屈服强度	马氏体 70-140	MPa
	奥氏体 195-690	
相变温度	-100-100	$^{\circ}\text{C}$
最大回复应变	8	%
最大回复应力	600	MPa
热循环寿命	10^5 - 10^7	次

从表中可知，TiNi 形状记忆合金在马氏体和奥氏体两种状态时，弹性模量、屈服强度有很大不同。可以简单地总结为马氏体较“软”，奥氏体较“硬”。TiNi 形状记忆合金的热循环寿命与其每次变形的应变值有关，寿命大约在 10^5 - 10^7 之间，使用寿命满足日常使用需要。

4.2 形状记忆合金驱动器设计

4.2.1 SMA 驱动器介绍

利用 SMA 在高低温相转变过程中产生的变形、回复力进行制动的驱动器，就称作形状记忆合金驱动器。按照 SMA 的形状、输出形式以及输出方向，可以分为 SMA 丝驱动器和 SMA 弹簧驱动器、SMA 直线驱动器和 SMA 旋转驱动器、SMA 单向驱动器和 SMA 双向驱动器三大类。下面按照这三种划分对 SMA 驱动进行介绍：

(1) SMA 丝驱动器和 SMA 弹簧驱动器

SMA 可以根据要求，制作成丝状、管状、片状、弹簧状等各种形状，其中比较常用的是丝状和弹簧状。SMA 丝具有应力大、散热快的特点，因此用 SMA 丝制成的驱动器输出力大、响应速度快。但其主要缺点是应变较小，最高仅为 8%，往往需要很长的 SMA 丝才能达到设计要求的驱动位移量。假如设计需要 SMA 驱动器产生 4cm 位移输出，则至少需要 50cm 的 SMA 丝才能满足设计要求，因此用 SMA 丝制成的驱动器往往体积比较大。

为了解决 SMA 丝驱动器输出位移小的问题，目前普遍的做法是将 SMA 丝绕制成弹簧形状，驱动系统运转。SMA 弹簧的应变量可达 300%甚至更高，但缺点是输出力较小，响应速度也比较慢。

如图 4.3 所示为 SMA 丝和 SMA 弹簧的实物图。



图 4.3 SMA 丝与 SMA 弹簧

本文设计的手部外骨骼，其原动件 R_1 所需要的驱动转矩只需 $0.3\text{N}\cdot\text{m}$ ，而且手部康复动作的速度也较慢，一般 SMA 弹簧都能满足设计要求的输出力与响应速度。为了减小 SMA 驱动器的体积，我们采用了具有大应变量的 SMA 弹簧作为外骨骼的驱动装置。

(2) SMA 直线驱动器和 SMA 旋转驱动器

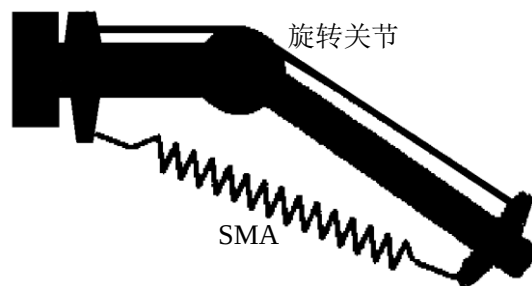


图 4.4 SMA 旋转驱动器

按照驱动器的输出形式，可以将 SMA 驱动器划分为直线驱动器和旋转驱动器两种。通过 SMA 的形变而输出直线位移的驱动器就称为 SMA 直线驱动器。SMA 旋转驱动器则是通过将 SMA 固定在旋转关节的两侧，从而使关节产生旋转运动。根据实际运动方式需要，可以选择对应的直线驱动器或旋转驱动器。

本文设计的手部外骨骼结构中，以杆 R_1 为原动件，其运动形式为绕支撑杆做旋转运动，因此选择 SMA 旋转驱动器作为机构的驱动装置。

(3) SMA 单向驱动器和 SMA 双向驱动器

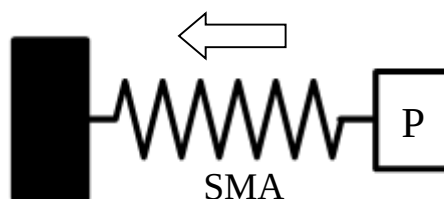


图 4.5 SMA 单向驱动器

SMA 单向驱动器,顾名思义就是只能完成一个方向运动的驱动器。如图 4.5 所示为 SMA 单向驱动器示意图,当 SMA 受热达到相变点后,驱动器产生向左的运动,但是无论是继续加热还是冷却,驱动器都不会反向运动。该类驱动器主要运用在医学、军工等特殊领域,需要单向的、不可逆的变形。如图 4.6 所示为骨科中使用 SMA 环抱器,使用时,将其从液氮储存液中取出,贴附于断骨处。由于其相变温度低于人体温度,因此植入人体后发生形状记忆效应,产生单向变形,将病患者断骨包裹,起到连接、固定断骨的作用。



图 4.6 SMA 环抱器

与 SMA 单向驱动器相反, SMA 双向驱动器是不仅能正向运转,也可以反向驱动的驱动器,即它的驱动是双向、可逆的,适合于重复性动作的机构。

SMA 双向驱动器有两种实现方式,一种是利用具有双程记忆效应的 SMA 直接做成双程驱动器。普通 SMA 加热至相变点时,会恢复到低温时记忆的形状,但是当降温至低温时, SMA 并不会再恢复到高温时的形状,即普通 SMA 只能记忆一个形状。而具有双程记忆效应的 SMA,可以记忆两个形状,高温时恢复为一个形状,低温时恢复为另一个形状,利用该性能即可实现的 SMA 驱动器的双向驱动。这种实现方式结构简单,但缺点是具有双向记忆效应的 SMA 应变小、输出力不大,而且变形量难以控制,因此实际中并不常用。

另一种 SMA 双向驱动器的实现方式,则是利用普通 SMA 与配套装置实现双向驱动。配套装置又分为偏置式和差动式两种。

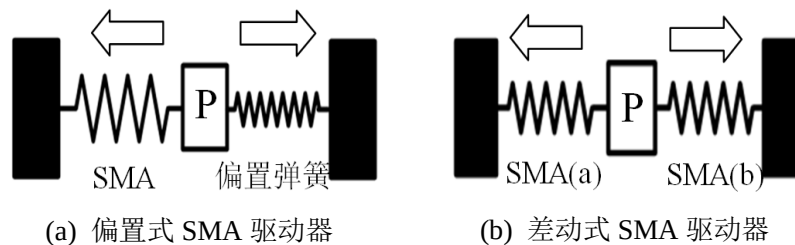


图 4.7 SMA 双向驱动器

如图 4.7(a)所示为偏置式 SMA 驱动器,它由普通 SMA 和偏置弹簧组成。高温时 SMA 单向变形,驱动器输出向左方向的位移/力,同时偏置弹簧被拉伸而积蓄弹性势能;低温时, SMA 不再出力,偏置弹簧此时将弹性势能释放,产生反向恢复力,驱动器向右输出位移/力。

图 4.7(b)为差动式 SMA 驱动器，它由两根普通 SMA 组成。加热左侧的 SMA，使其产生单向形变，驱动器输出向左方向的位移/力；停止加热该侧 SMA，加热右侧 SMA，使其产生反向形变，驱动器输出向右的位移/力。与偏动式 SMA 驱动器相比，差动式由于有两根能够主动输出的 SMA，因此输出力与位移都比较大。缺点是两根 SMA 都需要加热与冷却，因此响应速度不如偏动式驱动器。

因为手部外骨骼机构的运动速度不高，因此我们选用了输出位移/力都较大的差动式 SMA 驱动器。

4.2.2 差动式 SMA 弹簧旋转驱动器设计

根据上一节的介绍与分析，基于手部外骨骼运动的实际需要，我们将 SMA 驱动器选定为差动式 SMA 弹簧旋转驱动器。设计出的驱动装置结构如下图所示：

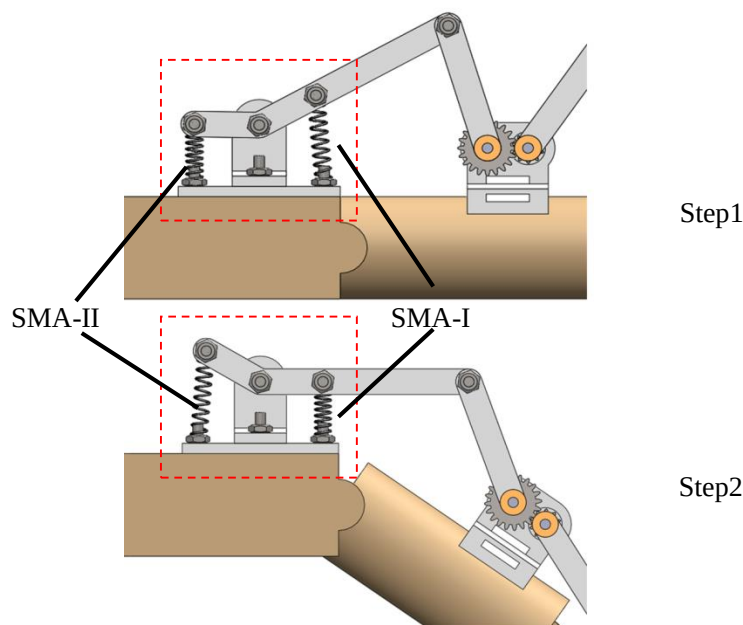


图 4.8 手部外骨骼 SMA 驱动装置

其工作原理为：

Step1: 初始状态时手指伸直，手部外骨骼处于初始位置。SMA-I、SMA-II 弹簧都处于被拉伸状态，SMA-I 被拉伸的形变量更大，但因此时两者都处于马氏体状态，发生的是塑性变形，因此不会对与其连接的杆件 R1 有作用力。

Step2: 给 SMA-I 通电加热，使其温度上升到相变温度，SMA-I 变形收缩，产生收缩力，拉动原动件 R1 顺时针转动，同时将处于马氏体状态的 SMA-II 进一步拉伸。杆 R1 又带动整套外骨骼机构运转，使手指 MCP、PIP 关节弯曲。

Step3: 停止加热 SMA-I，给 SMA-II 通电加热，使其温度上升到相变温度。SMA-II 变形收缩，产生收缩力，拉动原动件 R1 逆时针转动，同时将冷却下来的处于马氏体状态的 SMA-I 拉伸。杆 R1 的逆时针转动带动整套外骨骼机构反向运转，使手指 MCP、PIP 关节伸直。又恢复到 Step1 状态。

在整个工作过程中，SMA 弹簧的收缩/拉伸长度为 10mm，SMA 弹簧的固定位置与原动件 R1 转轴的垂直距离为 15mm。从本文 3.5 节可知，驱动手部外骨骼机构运转，需要在原动件 R1 上施加 0.3N·m 的转矩。因此，SMA 弹簧需要的输出力 F 为：

$$F = \frac{M}{L} = \frac{0.3\text{N}\cdot\text{m}}{15\text{mm}} = 20\text{N} \quad (4-1)$$

4.3 形状记忆合金的数学建模

为了能使设计 SMA 驱动装置能产生 20N 输出力，以带动外骨骼装置运转，本节通过对 SMA 建立热力学模型、相变模型、输出力模型，求解 SMA 的丝径、加热电流、加热时间等参数对最终输出力的函数关系。以确定驱动手部外骨骼所需的 SMA 弹簧参数。

4.3.1 形状记忆合金的热力学模型

SMA 弹簧是由 SMA 丝绕制而成，我们先对 SMA 丝进行热力学分析。

根据传热学知识，热量的传递主要有三种方式：导热、对流、辐射。形状记忆合金与周围的空气主要以对流传热的方式发生热量交换。鉴于形状记忆合金丝直径很小，为了便于数学推导，我们假设整根 SMA 丝的温度相同。

SMA 加热时的微分方程为：

$$mc_p \frac{dT}{dt} = i^2 R - hA(T - T_0) \quad (4-2)$$

方程左边为 SMA 丝的净吸热，方程右边为电流加热与空气散热(牛顿冷却公式)的差值，方程两边相等。

SMA 冷却时的微分方程为：

$$mc_p \frac{dT}{dt} = -hA(T - T_0) \quad (4-3)$$

其中各参数含义及常见取值如下表所示：

表 4.2 SMA 热力学模型参数、含义及取值

参数	含义	取值	单位
m	SMA 单位长度的质量	$m = \rho \frac{\pi d^2}{4}$	Kg/m
ρ	SMA 的密度	6450	Kg/m ³
d	SMA 的丝径	待定	m
c_p	SMA 的比热容	837	J/(Kg·K)
T	SMA 的热力学温度	变量	K
T_0	环境热力学温度	293	K
t	加热时间	变量	s
i	加热电流	待定	A
R	SMA 单位长度电阻	$R = \frac{4P}{\pi d^2}$	Ω/m
P	SMA 电阻率	$1.1 \cdot 10^{-6}$	$\Omega \cdot m$
h	自然对流系数	6.55	W/(m ² ·K)
A	SMA 单位长度表面积	$A = \pi d$	m

对式(4-2)、(4-3)积分，可得：

$$T = T_0 + \frac{i^2 R}{hA} (1 - e^{-t \frac{hA}{mc_p}}) \quad (4-4)$$

$$T = T_0 + (T_s - T_0) e^{-t \frac{hA}{mc_p}} \quad (4-5)$$

其中 T_s 为 SMA 合金冷却初始时刻的温度。

由表 4.2 可知，单位长度质量 m 、单位长度电阻 R 、单位长度表面积 A 与 SMA 丝径 d 有关，其他参数均已知。

我们取加热电流 $i=2A$ ，调整丝径 d 的值，分析丝径 d 对 SMA 热力学性能的影响。加热方式为先加热 30s，以使 SMA 到达理论最高温度，再冷却 30s，使 SMA 恢复到环境温度。

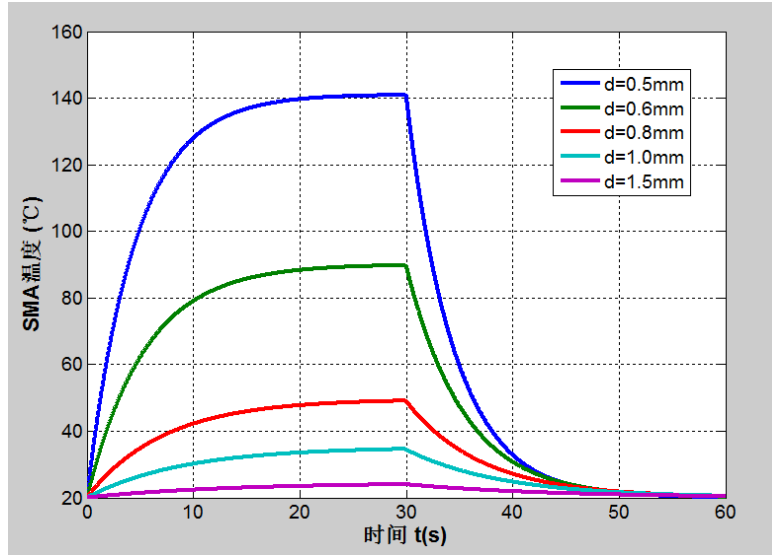


图 4.9 SMA 完全加热、冷却曲线（加热电流 $i=2A$ ）

从图 4.9 中可知，当 SMA 被电流持续加热后，开始时刻升温迅速，然后温度爬升越来越缓慢，当温度接近理论最高温度时温度不再上升。此时电流热效应输入的能量和空气对流耗散的能量达到平衡。降温过程中，SMA 初期降温迅速，然后降温速度越来越慢，最终接近环境温度，与实际情况相符。

此外，从图中可以发现，SMA 丝径 d 越小时，加热后升温越快，即可以越早到达相变温度使驱动器产生输出。因此为了使 SMA 驱动器有较快的响应速度，我们应选取丝径较小的 SMA。

我们取 SMA 丝径 $d=0.5mm$ ，再改变加热电流 i 的值，加热 SMA 五秒钟，分析加热电流对 SMA 加热速度的影响。

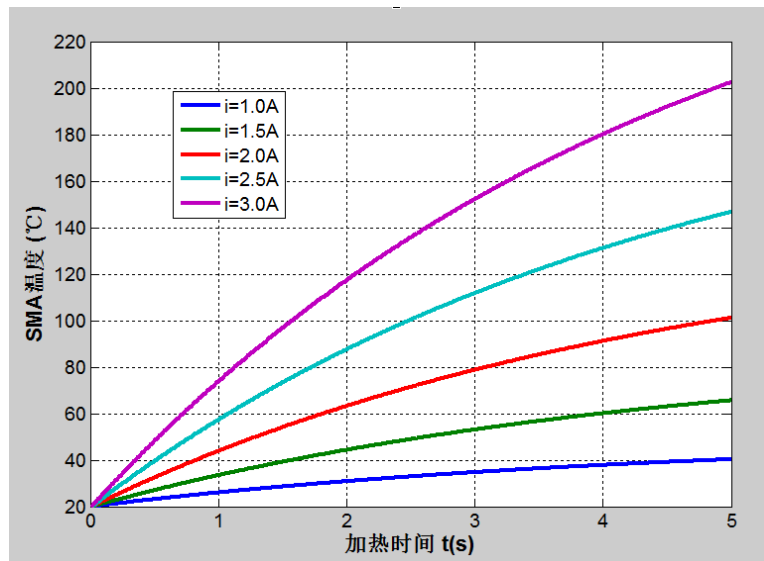


图 4.10 不同加热电流时的 SMA 加热曲线（丝径 $d=0.5mm$ ）

如图 4.10 所示，在 0-5s 加热时间内，SMA 加热曲线近似为直线，有较好的线性度，有利于控制系统的设计。当加热电流 i 越大时，SMA 升温速度越快，即驱动器响应速度越快。但考虑到安全因素，电流值不宜过大，我们选择 $i=2A$ 为外骨骼系统的加热电流。加热曲线如图 4.10 中红线所示。加热 3s 后，丝径 0.5mm 的 SMA 即可达 80 摄氏度，加热 5s 后 SMA 升温到达 100 摄氏度。

4.3.2 形状记忆合金的相变模型

SMA 之所以加热后能发生形变，向外输出力和位移，是因为其温度变化时，内部的马氏体、奥氏体可以相互转变。当奥氏体含量越多时，SMA 的形状记忆效应越明显，产生的输出力/位移越大。

本节通过建立 SMA 的相变模型，分析得出 SMA 的马氏体、奥氏体含量与自身温度的函数关系式。

设 SMA 中的马氏体所占含量的百分比为 ξ ，则奥氏体所占含量为 $1-\xi$ 。低温时，SMA 中全部为马氏体， $\xi = 1$ ，高温时，SMA 中全部为奥氏体， $\xi = 0$ 。并且由 SMA 相变规律可知，SMA 加热时， ξ 逐渐从 1 变小到 0，SMA 冷却时， ξ 逐渐从 0 变大至 1。

SMA 相变的数学模型^[19]为：

加热时：

$$\xi = \frac{\xi_H}{1 + \exp\left[\frac{6.2}{A_f - A_s} \left(T - \frac{A_f + A_s}{2}\right)\right]} \quad (4-6)$$

冷却时：

$$\xi = \frac{1 - \xi_C}{1 + \exp\left[\frac{6.2}{M_s - M_f} \left(T - \frac{M_f + M_s}{2}\right)\right]} + \xi_C \quad (4-7)$$

其中各参数含义及取值为：

表 4.3 SMA 相变模型的参数含义与取值

参数	含义	取值
A_s	奥氏体转变为马氏体的开始温度	55℃
A_f	奥氏体转变为马氏体的结束温度	80℃
M_s	马氏体转变为奥氏体的开始温度	45℃
M_f	马氏体转变为奥氏体的结束温度	25℃
ξ_H	加热过程中马氏体的最初百分比含量	100%
ξ_C	冷却过程中马氏体的最初百分比含量	0%

根据式(4-6)、(4-7)，以及表 4.3 中的参数，我们可以得到 SMA 相变图，如图 4.11 所示：

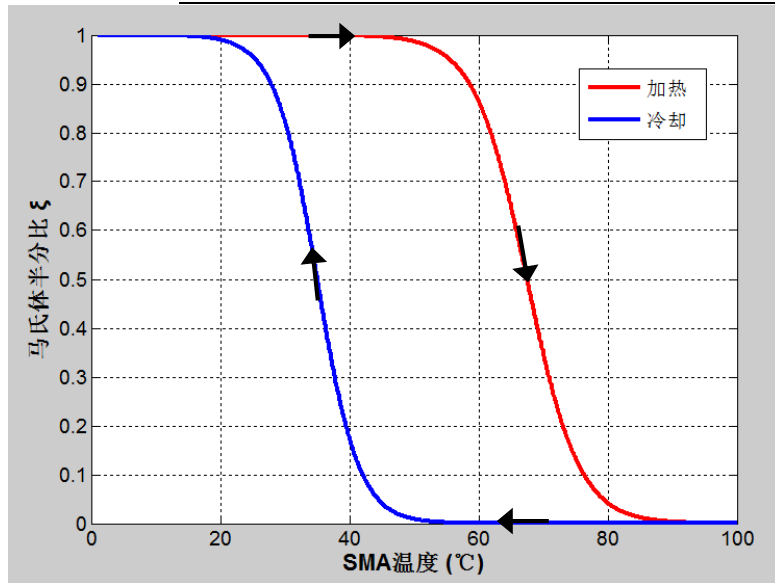


图 4.11 SMA 相变图

从图中可知，马氏体转换为奥氏体（正相变）与奥氏体转换为马氏体（逆向变）的开始、截止温度都不同，逆向变比正相变温度要低，因此相变图为一个环状，而非沿原路径返回。这个现象称为 SMA 的相变迟滞（Hysteresis）。该图与图 4.2 实验测得值相一致，证明了相变模型的可靠性。

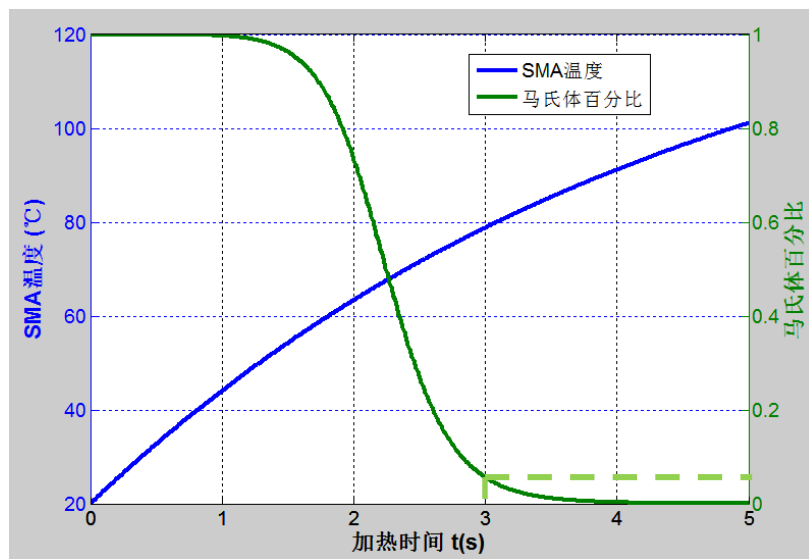


图 4.12 SMA 温度与马氏体百分比图（ $i=2A, d=0.5mm$ ）

如图 4.12 所示，为 SMA 温度与马氏体含量示意图。当以 $i=2A$ 的电流加热丝径 $d=0.5mm$ 的 SMA 时，加热 3s 后 SMA 即升温至 80 度左右，此时 SMA 中的马氏体几乎全部转换为奥氏体。因此加热此 SMA 合金 3s 后相变就发生完毕，SMA 已完全变性并产生最大输出力，没有必要再对其继续加热。

4.3.3 形状记忆合金的输出力模型

SMA 弹簧输出力的大小与两方面有关，一方面是 SMA 丝内部的马氏体、奥氏体含量，其决定了该材料弹性模量、屈服强度等关键性能参数。另一方面，SMA 弹簧输出力也与弹簧的绕制相关，例如弹簧的直径、形变量等都会影响 SMA 弹簧的输出力。本节建立了 SMA 弹簧的输出力模型，得出了 SMA 弹簧在指定电流加热下的输出力-加热时间关系。

假设 SMA 丝中含有的马氏体含量为 ξ ，则奥氏体含量为 $1-\xi$ 。设马氏体的弹性模量为 E_M ，奥氏体的弹性模量为 E_A 。

SMA 丝受力后产生的应变分为弹性应变和塑性应变两种。设马氏体的最大弹性应变为 $\varepsilon_{\max}$ ，则 SMA 丝有以下应力-应变关系^[20]：

$\varepsilon < \varepsilon_{\max}$ 时：

$$\sigma = [\xi \cdot E_M + (1 - \xi) \cdot E_A] \cdot \varepsilon \quad (4-8)$$

$\varepsilon \geq \varepsilon_{\max}$ 时：

$$\sigma = \xi \cdot E_M \cdot \varepsilon_{\max} + (1 - \xi) \cdot E_A \cdot \varepsilon \quad (4-9)$$

一般 SMA 都工作在 $\varepsilon \geq \varepsilon_{\max}$ 阶段，因此 SMA 的等效弹性模量为：

$$E = \frac{\xi \cdot E_M \cdot \varepsilon_{\max}}{\varepsilon} + (1 - \xi) \cdot E_A \quad (4-10)$$

因为 SMA 工作在高温区，因此 $\xi \approx 0$ ，并且 $\varepsilon_{\max}/\varepsilon \ll 1$ ， $E_M/E_A \ll 1$ ，因此 SMA 等效弹性模量可以近似为：

$$E \approx (1 - \xi) \cdot E_A \quad (4-11)$$

由表 4.1 可知，奥氏体的弹性系数 E_A 为定值， $E_A=83\text{GPa}$ 。因此式(4-11)中，SMA 丝的等效弹性系数 E 是一个与马氏体百分比 ξ 有关的变量。

将 SMA 丝绕制成 SMA 弹簧后，其力学性能与普通弹簧的计算方法相同。如图 4.13 所示为 SMA 丝绕制成弹簧后的示意图。

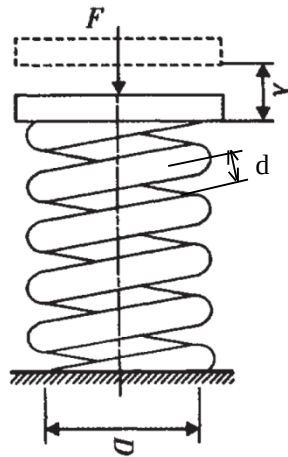


图 4.13 SMA 弹簧示意图

图中， D 为 SMA 弹簧直径， d 为 SMA 丝径， γ 为弹簧变形量， F 为负载外力，当处于平衡状态时， F 也等于弹簧恢复力。

根据弹簧计算公式，可得弹簧的弹性系数为：

$$K = \frac{Gd^4}{8\pi D^3} \quad (4-12)$$

其中，d 为 SMA 丝径，D 为 SMA 弹簧的直径。G 为 SMA 丝的剪切模量，G 与弹性模量 E 之间存在如下关系：

$$G = \frac{E}{2(1+\mu)} \quad (4-13)$$

μ 为 SMA 的泊松比，其值为 0.33。

求得 SMA 弹簧的弹性系数 K 后，可以很方便地求出弹簧输出力 F。设弹簧位移为 x，则弹簧输出力为：

$$F = K \cdot x \quad (4-14)$$

根据 4.2.2 节的 SMA 驱动器设计参数，可知弹簧位移为 $x=10\text{mm}$ 。我们取弹簧直径 $D=3\text{mm}$ 时，利用 Matlab 计算得如下 SMA 弹簧性能曲线：

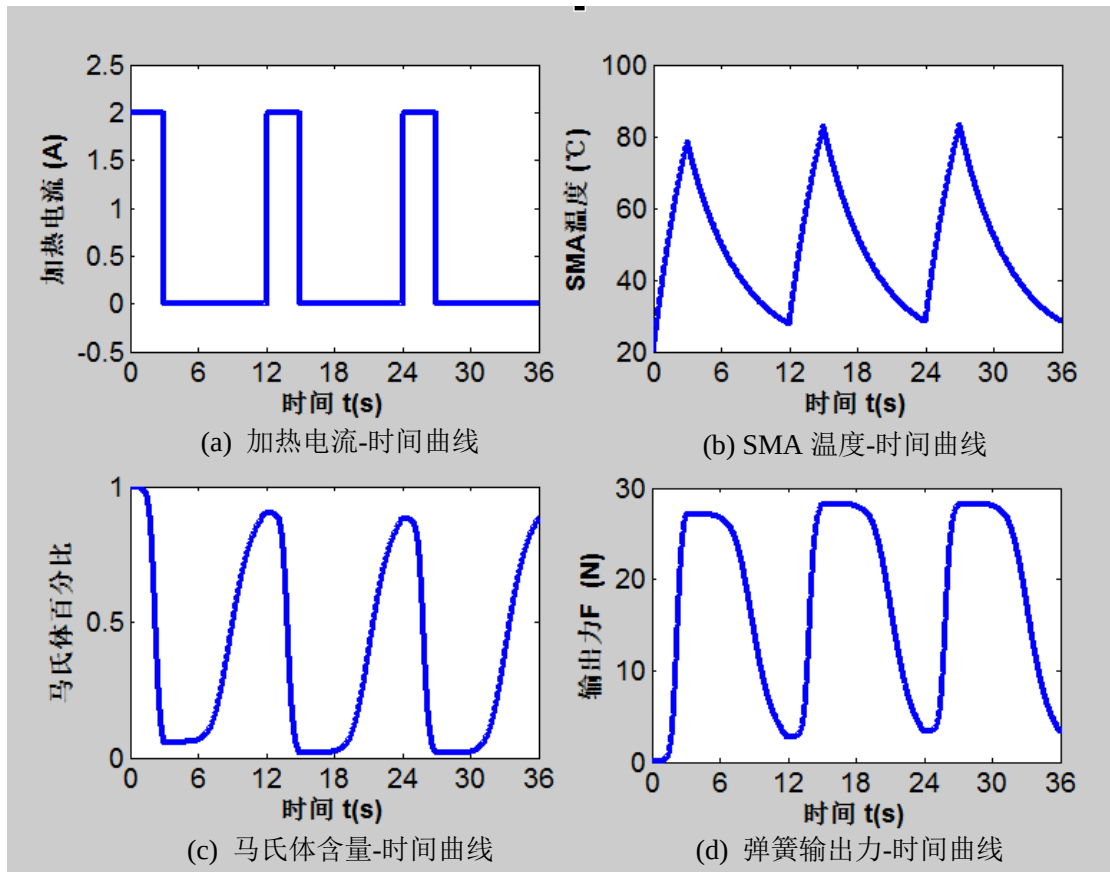


图 4.14 SMA 弹簧性能曲线

从图中可知，以电流 $i=2\text{A}$ 加热丝径 0.5mm ，直径 3mm 的 SMA 弹簧，加热 3s，再冷却 9s，以 12s 为一个周期，重复三个周期。SMA 温度在 30 度-80 度之间升降，弹簧输出力 F 在 0-27N 之间。根据式(4-1)的分析，SMA 弹簧只要最大能输出 20N 的拉力，即能对手部外骨骼产生 $0.3\text{N}\cdot\text{m}$ 的转矩，驱动手部外骨骼运转。该 SMA 弹簧在加热时可以很快产生 27N 的输出力，可以带动本文设计的外骨骼运转。

4.4 形状记忆合金驱动装置测试

根据前几节的分析,确定了 SMA 弹簧的参数为:丝径 $d=0.5\text{mm}$,直径 $D=3\text{mm}$ 。我们联系了上海攀鼎新材料有限公司定制了形状记忆合金弹簧。弹簧为拉簧,紧密缠绕,每根有效圈数 $n=4$ 。

安装完成的 SMA 弹簧驱动器如图 4.15 所示。对 SMA 驱动器左右两根弹簧轮流通电加热,带动原动件 R_1 绕转轴顺时针/逆时针转动。经过测试, SMA 驱动器运行良好,符合设计要求。

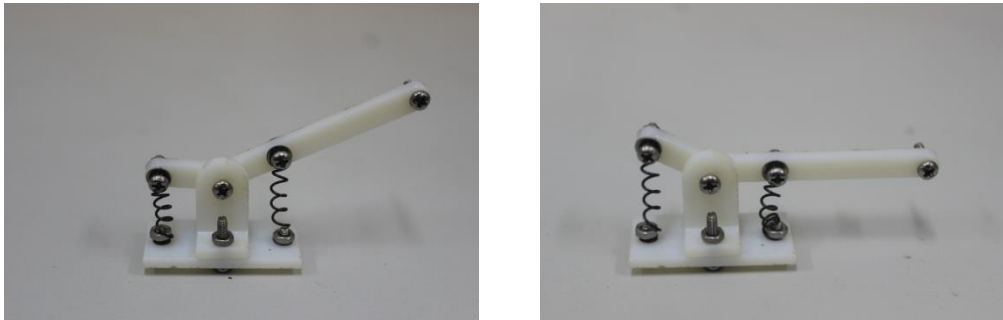


图 4.15 SMA 弹簧驱动器实物图

第五章 手部外骨骼控制系统设计

5.1 引言

本文设计的手部外骨骼机构由形状记忆合金进行驱动,而形状记忆合金需要通过电流加热的方式对其进行控制。手部外骨骼一共有 5 个自由度,每个自由度由两根 SMA 弹簧组成的差动式驱动器驱动,因此一共有 10 根弹簧需要加热。为了完成指定的康复动作,手部外骨骼的 5 个自由度的运动需要进行编排,即 10 根弹簧的加热时间、加热顺序等都需要进行精确控制。

本章从硬件、软件两个方面,介绍了手部外骨骼的控制系统。在硬件部分中,首先介绍了基于 AT89S51 单片机最小系统的控制电路,利用其产生 10 路控制信号,控制 SMA 加热电流的通断。然后介绍了基于场效应管 IRF3205 的驱动电路,它与 SMA 直接相连,利用其放大控制电路的控制信号,产生 2A 的加热电流。

在控制系统的软件部分,本章介绍了程序设计的思路,控制流程图,并给出了用 C 语言编写的程序主体部分的源代码。

5.2 控制系统的硬件设计

手部外骨骼控制系统的硬件部分分为两部分,一部分是控制电路,另一部分是驱动电路。控制电路用于产生控制信号,驱动电路的作用则是接收到控制信号后,放大电流,并对指定的 SMA 进行加热。

5.2.1 控制电路设计

本设计中一共有 10 根弹簧需要分别控制，因此控制电路需要至少十个信号输出口。常见的单片机均能满足此要求。我们选择 ATMEL 公司生产的 AT89S51 单片机，设计了基于 AT89S51 的最小系统，用于产生 10 路独立的控制信号。

AT89S51 是一种低功耗，高性能的 8 位单片机，片内含 4K 可反复擦写 1000 次的 Flash 只读程序存储器。该款单片机采用 MCS-51 指令系统及 80C51 引脚结构，在众多嵌入式控制应用系统中得到广泛应用。

如图 5.1 所示为 AT89S51 单片机最小系统原理图，此最小系统中包含电源、ISP 接口、复位电路、晶振电路等部分。

图中，①为晶振电路，其作用是使单片机产生周期信号。AT89S51 单片机内部有一个用于构成振荡器的高增益反相放大器。引脚 X1 和 X2 分别是放大器的输入端和输出端。放大器通过 X1、X2 引脚，与外接晶体谐振器一起构成一个自激振荡器。外接晶体谐振器以及电容 C1 和 C2 构成并联谐振电路，谐振器的频率决定了整套系统的机器周期。外接电容的大小会影响振荡器的稳定性、起振的快速性和温度的稳定性，因此需要合理选择。本系统中选取 15MHz 的晶体振荡器，以及 20pF 的电容值。在设计电路板时，晶体振荡器和电容应尽可能安装得与单片机芯片靠近，以减少寄生电容，保证震荡器稳定、可靠地工作。

②为复位电路，当调试程序或程序运行出现故障时，按下复位按键可以使单片机内部初始化，程序从头运行。AT89S51 的 RST 引脚内接斯密特触发器。RST 引脚与外部复位电路相连，在每个机器周期的 S5P2，从复位电路采样一次。复位电路通常采用上电自动复位和按钮复位两种方式。此电路中采用按钮复位。

③为 ISP 接口，用于向单片机内烧写程序。AT89S51 单片机的 P1.5、P1.6、P1.7 的第二功能分别为 MOSI、MISO、SCK。当复位脚 RST 接高电平，即处于复位状态时，第二功能开启。所以在 ISP 电路中有一条线接至 AT89S51 的 RST 脚上，当要烧写程序时，先发送一个高电平将单片机的 RST 脚设为复位态，然后就可通过 MOSI、MISO 向单片机内烧写程序。

④为排针。我们将 AT89S51 的 P0.0-P0.7，P2.0、P2.1 引脚设置为控制信号的输出口。将这十个引脚接至 10 座排针（J1），便于与后续设计的驱动电路进行接线。

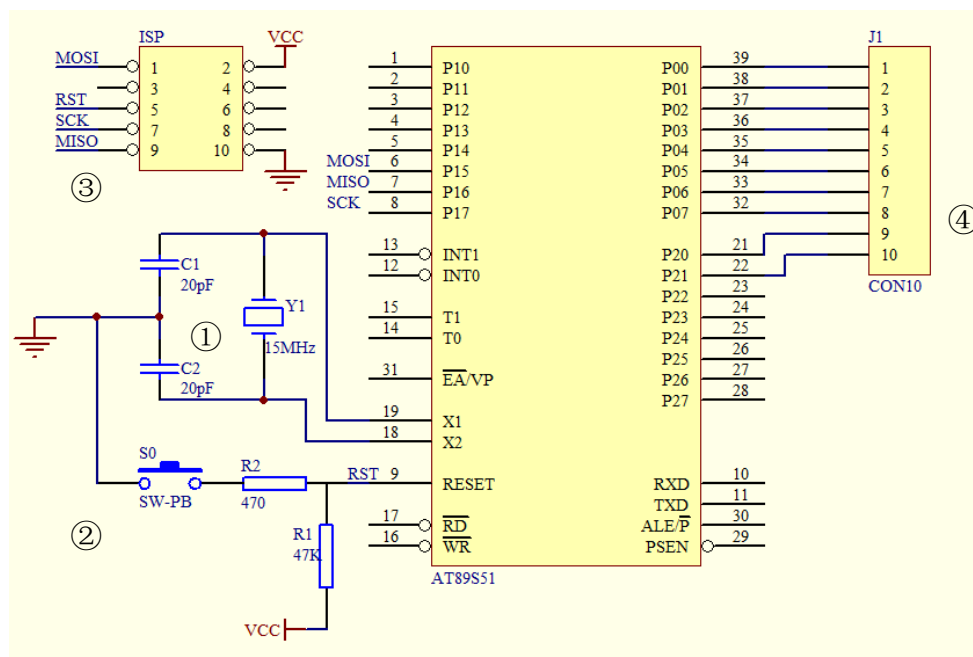


图 5.1 AT89S51 单片机最小系统原理图

由于 AT89S51 最小系统已开发的非常成熟，市面上有很多加工好的最小系统。我们选购了一款结构紧凑的 AT89S51 最小系统板，外形如下图所示：

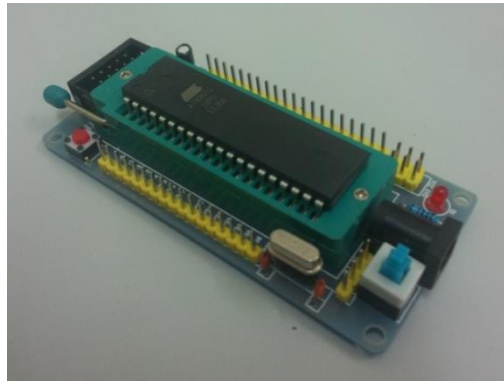


图 5.2 AT89S51 单片机最小系统

5.2.2 驱动电路设计

虽然 AT89S51 单片机的引脚可以输出高达 5V 的高电平，但其输出电流仅为 mA 级别，无法直接带动负载。因此需要设计驱动电路，以产生大电流，加热形状记忆合金。

大多数情况下，驱动电路中都采用三极管以实现电流的放大。然而形状记忆合金弹簧的加热电流达到 2A，超过普通三极管的最大电流值，例如常见的三极管 8050 集电极能通过的最大电流仅为 1.2A，超过其负载能力。

因此我们用场效应管替代三极管作为驱动电路的主要元件。场效应管的源极 S、栅极 G、漏极 D 分别对应于三极管的发射极 E、基极 B、集电极 C，它们的作用相似，但能通过的最大电流远远高于三极管。

我们选用 N 沟道增强型场效应管 IRF3205 驱动加热电流。如图 5.3 为 IRF3205 的 TO-220 封装实物图：

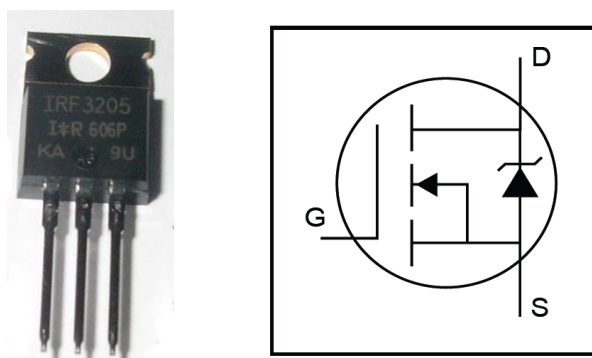


图 5.3 IRF3205 实物图（TO-220 封装）

场效应管 IRF3205 的性能参数如下表所示：

表 5.1 IRF3205 性能参数表

参数	含义	数值	单位
$I_D @ T_C = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$	持续漏极电流, $V_{GS}@10\text{V}$	110	A
$I_D @ T_C = 100\text{ }^{\circ}\text{C}$	持续漏极电流, $V_{GS}@10\text{V}$	80	A
V_{GS}	门极电压	± 20	V
$R_{DS(on)}$	静态漏源导通电阻	8	m Ω

续表 5.1

参数	含义	数值	单位
$V_{GS(th)}$	门极开启电压	2-4	V
$t_{d(on)}$	打开延时	14	ns
t_r	上升时间	101	ns
$t_{d(off)}$	关断延时	50	ns
t_f	下降时间	65	ns

从表中可知，IRF3205 最大允许通过电流为 110A，远大于形状记忆合金弹簧的加热电流，因此满足设计需要。

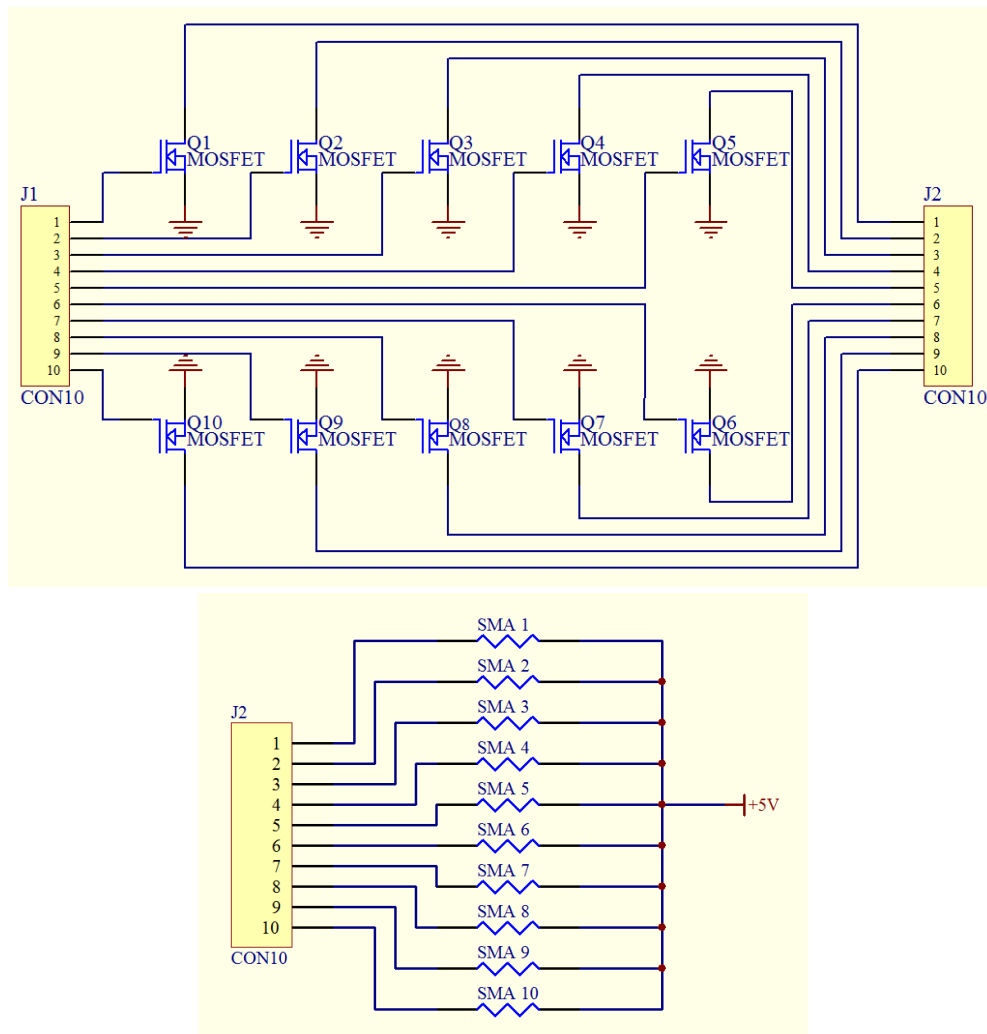


图 5.3 驱动电路原理图

如图 5.3 所示为基于 IRF3205 的驱动电路原理图。10 根形状记忆合金弹簧的两端分别与电源和 10 座排针 J2 连接。J2 与 IRF3205 的漏极 D 相连。IRF3205 的栅极 G 与代表单片机 AT89S51 的 10 路控制信号的 J1 排针相连，而源极 S 均接地。

电路工作流程为：单片机引脚产生高电平信号（5V）时，使连接的 IRF3205 栅极电压高于导通电压（4V），IRF3205 的源极和漏极之间相互导通，形状记忆合金加热回路导通，通过 2A 电流，开始加热过程。当单片机引脚输出低电平信号（0V）时，栅极电压低于导通电压，场效应管截止，加热回路断开，形状记忆合金停止加热。

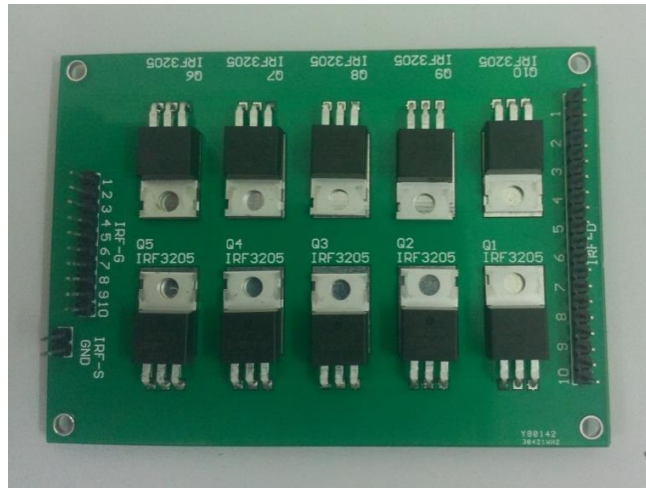


图 5.4 加工完成的驱动电路

如图 5.4 所示为焊接好的驱动电路。由于场效应管工作时发热量较大，因此在 PCB 板上靠近 IRF3205 背面的位置铺上铜皮（开窗），以增强散热效果。此外，由于 10 个场效应管的源极均与地相连，PCB 中地线的电流将会非常大，为了消除安全隐患，对 PCB 板空闲的区域均进行覆铜处理，对地线电流进行分流。

5.3 控制系统的软件设计

外骨骼控制系统的软件实现比较简单，将单片机引脚置为高电平，对应的 SMA 弹簧即开始加热，将单片机引脚设为低电平，则对应的 SMA 弹簧停止加热。通过对加热目标、加热时间的选择，可以使外骨骼驱动手指做出各种指定动作。

为了使手部外骨骼更具演示效果，我们利用矩阵键盘控制 SMA 的加热。当按键按下时，其键值对应的 SMA 开始加热，按键松开时，SMA 停止加热。因此，按键按下的时间等于 SMA 加热时间，按下时间越长，SMA 加热时间越长，外骨骼转动角度越大。

程序流程图如图 5.5 所示，

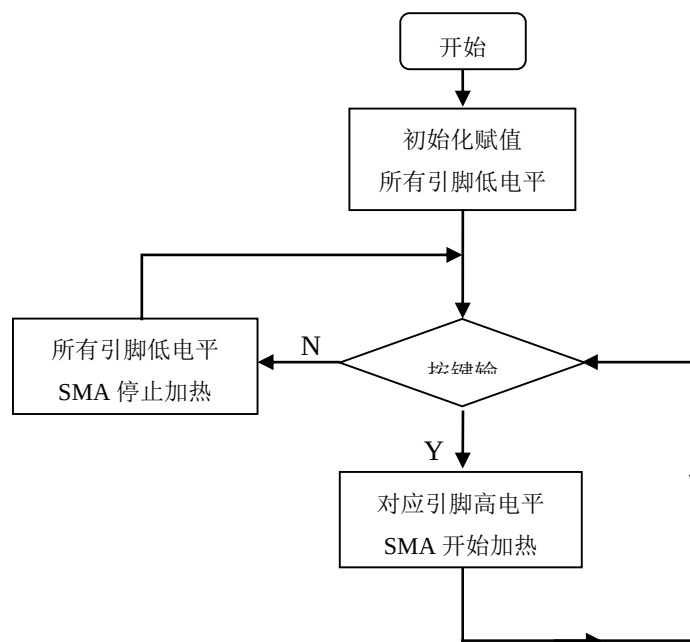


图 5.5 外骨骼控制系统程序流程图

手部外骨骼控制系统的程序均采用 C 语言编写，利用 uKeil 编译器进行编译。其主体部分源代码如下：

/*P0 口连接 IRF3205 的 G 端；P1 口连接按键；P2 口连接数码管
按下按键，数码管会显示相应数字，并且 P0 对应管脚输出高电平，使 IRF3205 导通*/

```
#include<reg52.h>
unsigned char KeyScan(void);//键盘扫描
unsigned char code KeyNum[10]={0xc0,0xf9,0xa4,0xb0,0x99,0x92,0x82,0xf8,0x80,0x90,};
// 显示数值表 0-9
unsigned char code P0Num[9]={0x00,0x01,0x02,0x04,0x08,0x10,0x20,0x40,0x80,};

void main(void)
{
    unsigned char num;
    P0=0x00;
    while(1)
    {
        num=KeyScan();
        P2=KeyNum[num];
        P0=P0Num[num];
    }
}

/*-----按键扫描函数，返回扫描键值-----*/
unsigned char KeyScan(void)
{
    unsigned char keyvalue;
    keyvalue=P1;
    switch(keyvalue)
    {
        case 0xfe:return 1;break;
        case 0xfd:return 2;break;
        case 0xfb:return 3;break;
        case 0xf7:return 4;break;
        case 0xef:return 5;break;
        case 0xdf:return 6;break;
        case 0xbf:return 7;break;
        case 0x7f:return 8;break;
        default:return 0;break;
    }
}
```

第六章 系统搭建与测试

6.1 手部外骨骼系统实物图

根据前几章的分析，手部外骨骼系统的设计已完全定型。加工、组装好的手部外骨骼康复系统如图 6.1 所示。

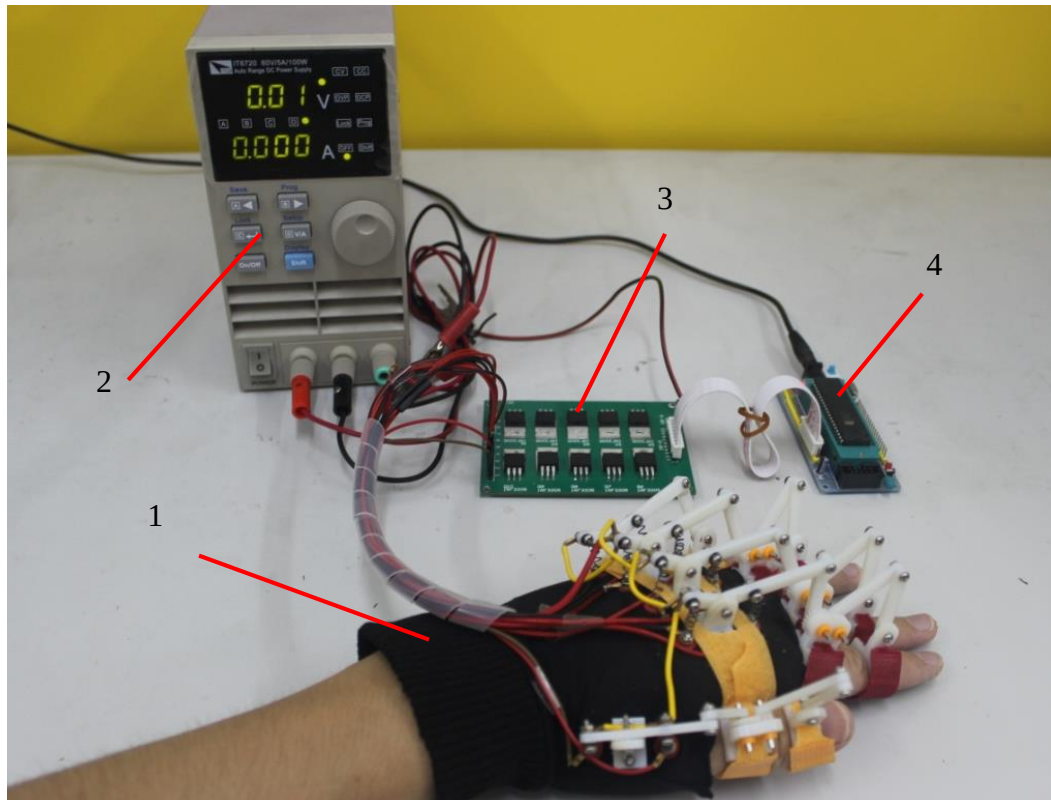
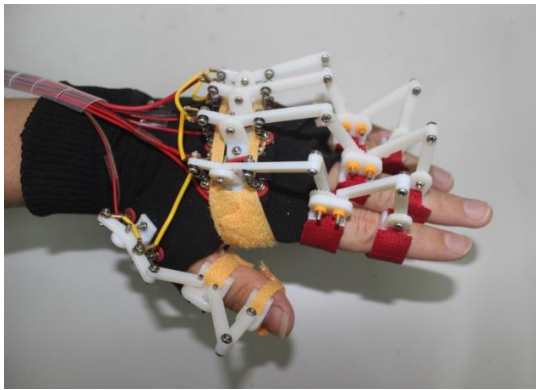


图 6.1 手部外骨骼康复系统

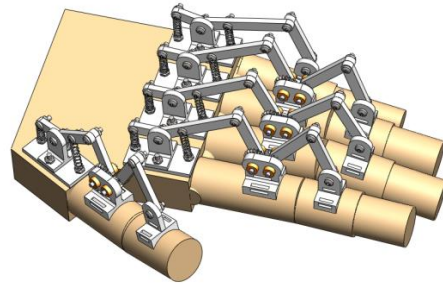
图中，(1) 为手部外骨骼，(2) 为电源，(3) 为驱动电路，(4) 为控制电路。手部外骨骼通过手套穿戴于手上，利用魔术贴绑紧、固定。电源正极通过电线与手部外骨骼的 SMA 驱动装置相连，电源负极与驱动电路、控制电路共地。控制电路为基于 AT89S51 最小系统，将其 P0 口接至驱动电路中的场效应管的 S 极。驱动电路中的场效应管的 D 极则与 SMA 驱动装置相连，构成加热回路。

给单片机上电，设置好电源参数（恒压 3V）后，手部外骨骼康复系统即可按照预先编排好的康复动作，带动手部关节进行运动。

如图 6.2(a)所示为手部外骨骼实物图，该手部外骨骼主体结构均由 Stratasys 公司生产的 Object-3D 打印机打印而成。利用 3D 打印技术，大大缩短了原型机的开发周期，可以及时发现原始设计中存在的问题，进行相应改进。该 3D 打印机的打印材质为光敏塑料 VeroWhitePlus RGD835，材料强度、刚度等，经 3.4 节的分析，都满足手部外骨骼系统的要求。



(a)实物图



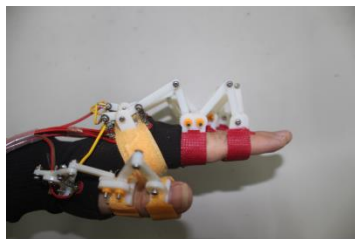
(b)Solidworks 模型

图 6.2 手部外骨骼

6.2 手部康复外骨骼系统测试

为了检测手部康复外骨骼的实际性能，我们设计了食指屈伸、拇指屈伸、五指屈伸和特殊指位四个测试组，对外骨骼系统进行测试。测试过程中，SMA 加热电压为 3V，加热电流为 2A。为了防止电路电流过大而造成安全隐患，所有 SMA 弹簧依次加热，而不会同时加热。为了方便描述，我们定义每个 SMA 驱动器中，使外骨骼系统产生弯曲运动的为 I 号 SMA，使外骨骼产生伸直运动的为 II 号 SMA。

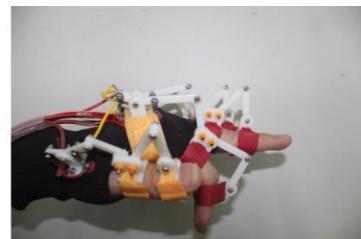
(1) 食指屈伸测试



(a)食指伸直



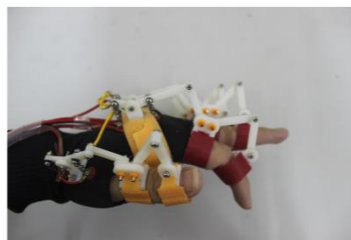
(b)食指半弯曲



(c)食指全弯曲



(d)SMA 降温



(e)食指半弯曲



(f)食指伸直

图 6.3 食指屈伸测试

如图 6.3 所示为手部外骨骼食指屈伸测试。图中(a)(b)(c)为加热 I 号 SMA 而产生的运动图谱，持续时间为 4s。(d)为等待时间，等待 I 号 SMA 在空气中自然冷却，该过程大约持续 5s。待 I 号 SMA 降温后，再加热 II 号 SMA，使手部产生伸直运动，如图(e)(f)所示，耗时 3s。完成食指弯曲伸直运动，总共耗时 12s。

(2) 拇指屈伸测试

拇指屈伸测试如图 6.4 所示，其测试过程与食指屈伸测试类似。但时间比食指测试略短，总耗时 10s 左右。

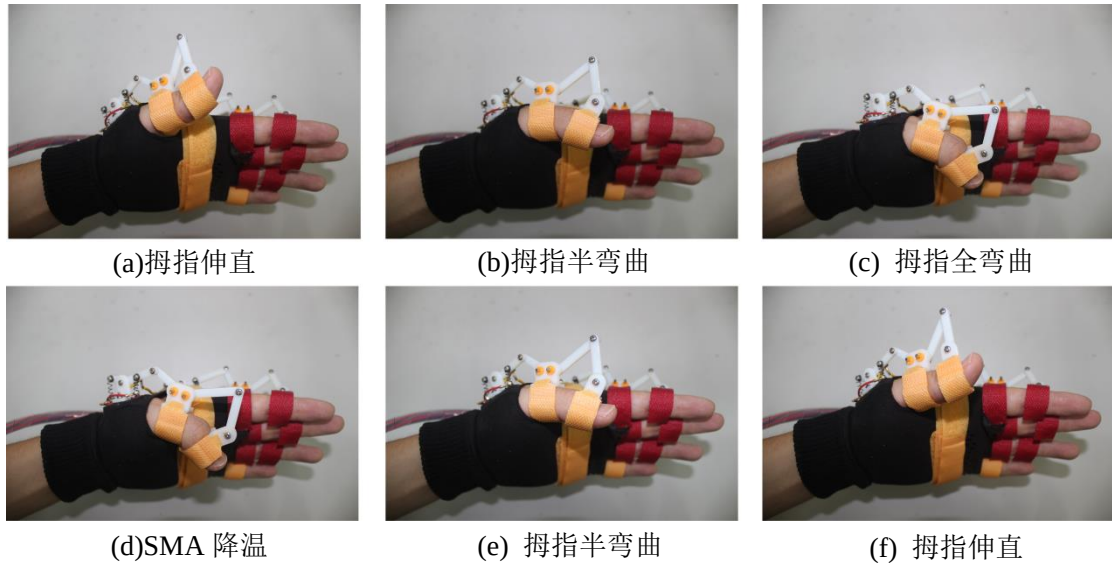


图 6.4 拇指屈伸测试

(3) 五指屈伸测试

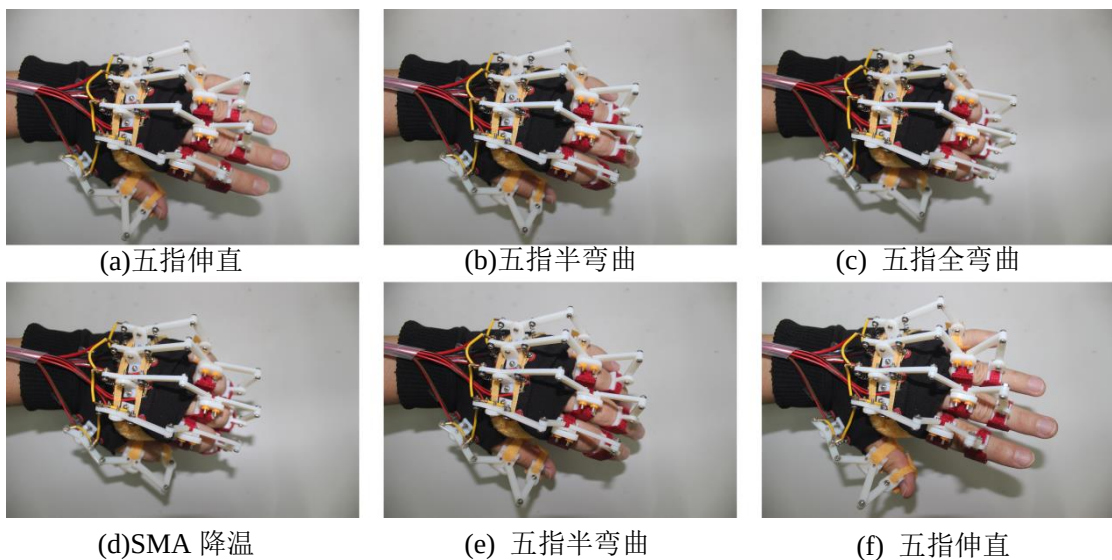
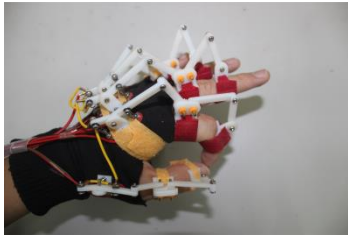


图 6.5 五指屈伸测试

如图 6.5 所示为五指屈伸测试图。按照原方案，五指对应的 SMA 驱动器可以同时加热，带动五指弯曲。但实际测试时发现，五根 SMA 同时加热需要电源提供 10A 的电流，而实验室中的电源最大只能提供 5A，因此无法同时加热五指。同时为了安全考虑，放弃了用 10A 同时加热五根 SMA 加热的方案，而是每次只加热一根 SMA，轮流加热五次，使外骨骼运动达到同样效果，驱动五指关节转动。但这种加热策略导致了五指屈伸耗时很长，大约 55s 才完成整个动作。

(4) 特殊动作测试



(a)弯曲拇指与食指



(b)只伸直食指



(c)弯曲拇指、无名指与小指

图 6.6 特殊动作测试

该手部外骨骼系统拥有 5 个独立自由度，因此从理论上比其他单自由度手部外骨骼具有更高的灵活性。如图 6.6 所示，进行了特殊动作的测试，测试证明该手部外骨骼的灵活度较高，能够完成复杂的手部动作，可以胜任医疗康复动作的要求。

第七章 总结与展望

本文研究、设计了一种用于医疗康复目的的手部外骨骼系统。创新性地引入了形状记忆合金作为手部外骨骼系统的动力源，克服了以往手部外骨骼驱动装置结构复杂、体积庞大的缺点，减轻了系统的重量，提高了便携性。

本文的主要研究内容如下：

(1) 分析了人体手部的生理结构与运动范围，以此为基础设计了齿轮传动的双四连杆外骨骼机构，并在 Solidworks 中建立三维模型，验证了该机构的可行性。

(2) 对手部外骨骼进行了运动学和静力学建模，获得各杆件的动力学方程和受力情况，并利用有限元法校核了零件的应力与应变。基于运动学、静力学的分析结果，优化并最终确定了外骨骼零件尺寸。利用 Matlab 对设计定型的手部外骨骼进行运动性能分析。

(3) 设计了一种差动式 SMA 弹簧旋转驱动装置，利用该驱动器为手部外骨骼提供动力。对 SMA 驱动器建立了热力学模型、相变模型以及出力模型，得出了 SMA 各参数与输出力的函数关系。并以此为基础，反推得到 SMA 的设计参数，联系厂家定制了 SMA 弹簧。

(4) 基于 AT89S51 单片机，设计了外骨骼系统的控制电路。并基于场效应管 IRF3205 设计了驱动电路，用来加热形状记忆合金。用 C 语言编写了手部外骨骼的控制程序。

(5) 利用 3D 打印技术制作了手部外骨骼，并对整套系统进行了测试。

由于时间限制，本文中的工作仍有许多不足，需要进一步改进和完善。下一步的研究目标为：

(1) 完善手掌支撑板的设计，使其与手部表面贴合，增加手部外骨骼的运动精度与稳定性。

(2) 利用患者自身的表面肌电信号（EMG）作为控制信号，将目前的被动式康复运动改进为患者自主的康复运动，增进疗效。

(3) 在外部外骨骼上加装传感器，采集手指运动角度、手指受力等信息，实现反馈控制，提高运动精度。

(4) 完善电路设计，增加过电流保护。

参考文献

- [1] Salter RB, Field P, The Effects of Continuous Compression on Living Articular Cartilage[J], The Journal of Bone and Joint Surgery, 1960, 42(1): 31~32.
- [2] O'Driscoll SW, Giori NJ, Continuous Passive Motion (CPM): Theory and Principles of Clinical Application[J], J Rehab Res Dev, 2000, 37(2): 175~187.
- [3] <http://www.kineticmuscles.com/hand-physical-therapy-hand-mentor.html>
- [4] Wege, Andreas, and Günter Hommel. "Development and control of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries." Intelligent Robots and Systems, 2005.(IROS 2005). 2005 IEEE/RSJ International Conference on. IEEE, 2005.
- [5] Kawasaki, H., et al. "Development of a hand motion assist robot for rehabilitation therapy by patient self-motion control." Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on. IEEE, 2007.
- [6] Bouzit, Mourad, et al. "The Rutgers Master II-new design force-feedback glove." Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on 7.2 (2002): 256-263.
- [7] 方红根. 基于力反馈数据手套的多指灵巧手主从控制的研究[D],哈尔滨工业大学,2010.
- [8] 刘中伟. 手功能康复机器人的结构与控制系统设计[D],华中科技大学,2008.
- [9] 杨杰,吴月华. 形状记忆合金及其应用[M]。中国科学技术大学出版社, 1993
- [10] 李明东,马培荪. 形状记忆合金驱动器驱动方式研究. 机械设计与研究 3 (1999): 27-29.
- [11] DeLaurentis, K. J., C. Mavroidis, and C. Pfeiffer. "Development of a shape memory alloy actuated robotic hand." Proceeding of the ACTUATOR 2000 Conference, Bremen, Germany, June. 2004.
- [12] 张珩. 人体手部的建模与分析[J]. 计算机仿真,1998,(2).
- [13] 刘博,张玉茹,任大伟,李继婷. 人手食指运动学建模[J]. 机器人,2007,(3).
- [14] 张勤超. 手部功能康复机器人机械系统的设计与研究[D]. : 哈尔滨工业大学,2011.
- [15] Figliolini, Giorgio, and Marco Ceccarelli. "A novel articulated mechanism mimicking the motion of index fingers." Robotica 20.1 (2002): 13-22.
- [16]<http://www.stratasys.com/materials/polyjet/~media/29592222B80C489BAC28803DB08C10E5.ashx>
- [17] 周志扬. 形状记忆合金驱动器控制方法的研究[D]. : 中国科学技术大学,2011.
- [18] 黄佩佩. 基于形状记忆合金驱动的小型双足爬壁机器人的研究[D].中国计量学院,2012.
- [19] Romano, Roberto, and Eduardo Aoun Tannuri. "Modeling, control and experimental validation of a novel actuator based on shape memory alloys." Mechatronics 19.7 (2009): 1169-1177.
- [20] Ikuta, Koji, Masahiro Tsukamoto, and Shigeo Hirose. "Mathematical model and experimental verification of shape memory alloy for designing micro actuator." Micro Electro Mechanical Systems, 1991, MEMS'91, Proceedings. An Investigation of Micro Structures, Sensors, Actuators, Machines and Robots. IEEE. IEEE, 1991.

谢辞

本文是在朱向阳老师和张定国老师的悉心指导下完成的。从课题的选择、研究的开展，到论文的撰写，都凝聚着两位老师的心血。从大三进入实验室至今，已有两年了，一直忘不了的是张老师引领着我，叩开了科学研究的大门，一点一滴教会了我如何做科研。朱老师严谨的治学态度和正直的为人，则不仅教会了我如何做学问，更教会了我如何做人。在本论文完成之际，请允许我向我的两位导师致以衷心的感谢和崇高的敬意。

同时，也感谢实验室学长学姐们的指导与帮助。他们勤奋好学，是我求学的榜样；他们乐于助人，给予了我很多帮助。在这温馨的实验室氛围中，我深深体会到了做研究的快乐。

四年的交大求学生涯，是我人生中最宝贵的一段时光，这段美好的旅程我永远难忘。在这即将毕业之际，谨向所有关心、支持、帮助过我的老师、同学、朋友们致以诚挚的谢意！

DESIGN OF AN EXOSKELETON SYSTEM FOR HAND REHABILITATION

I. Introduction

Human beings' hands are very unique among all the mammals. Our sophisticated hand structure, makes it possible for human to use a variety of tools freely.

During our daily life, 90% work is completed by hand, thus hand function is quite essential for people. However, the hand is also the most vulnerable part of body. According to medical accident statistics, hand injury accounts for about 25% work-related injuries. After a hand injury, its rehabilitation cycle always lasts very long, and then recovery of hand function is often unsatisfactory, which seriously affect the patient's quality of life. With this background, how to promote rehabilitation of hand injury, has become a hot research topic.

In 1960, Canadian surgeon Robert Salter proposed a Continuous Passive Motion (CPM) rehabilitation therapy. Its main theory is to use external force to drive a hand doing a long time and a wide range of passive activities. By this way, it can promote hand's blood circulation, prevent joint stiffness as well as muscle atrophy, and finally, accelerate the rehabilitation. CPM therapy has been proven a significant effect, but this high labor intensity rehabilitation methods, has placed too much burden on the therapist, and costs a lot of money.

To address this problem, robotics and its related technologies are applied into rehabilitation. The hand exoskeleton system is used in hand rehabilitation, to drive patients' finger joints doing passive movement, so as to promote hand function recovery.

This paper introduces a new design of hand exoskeleton system. This exoskeleton is based on a dual four-bar linkage structure. Through this structure, the whole system has a compact and succinct constructor. Meanwhile, system has rich degree freedoms which could control 5 fingers to move separately. Secondly, this exoskeleton did not use tradition actuator, such as motor, air cylinder. We designed a very light and small actuator based on smart material - shape memory alloy (SMA). By introducing SMA actuator, the weight of hand exoskeleton system is reduced significantly, which overcomes the over-weight problem in traditional hand exoskeletons. Finally, this paper introduces the design of control system, tests and analyzes the whole system's performance.

II. Structure Design of Hand Exoskeleton

First of all, we designed a dual four-bar linkage as the exoskeleton's basic structure. One of the four-bar linkage is used to drive the motion of finger's MCP joint, another linkage is to drive PIP joint's rotation. According to the analysis of hand movement, we found that MCP and PIP's rotation were not independent but coupled with each other. The PIP's rotation speed is about 3-4 times of MCP's.

In order to decrease the number of actuating device, we set only one degree for each finger. We utilize a pair of gears to couple the two set of linkages. So if there is a force to push Linkage I to moves(which will rotate the MCP joint), through the gears' transmission, Linkage II will also move,

so PIP joint also rotates at the same time. By adjusting the gear ratio, then we can easily control the rotate 1:3 or 1:4 speed ratio of MCP and PIP joints. This structure realized to move MCP and PIP at the same time, so only one actuator is needed to drive one finger's movement.

This structure not only decreases the number of actuators, but also increases hand exoskeleton's suitability. Different people's finger length and thickness may be different, so it is difficult for one hand exoskeleton to suit every people's hand. But this four-link linkage structure can deal with the problem. In the four links, two links are rigid link, but another two links are hands' fingers. Hence the four-link linkage will adjust automatically according to the fingers' length. By this way, this structure will not interfere fingers' movement, even though different people with different finger lengths wear the hand exoskeleton.

III. Analysis of the structure

As mentioned in Chapter II, hand exoskeleton's structure has been formed, but the sizes of every part have not been determined. As a notable feature of four-link linkage, the structure's performance is sensitive to each link's length. Reasonable link length selection can make the system work efficiently. But unreasonable selection may result in exoskeleton system unable to cover the range of human fingers' motion, and may even lead to large resistance torque.

Through skeletal kinematics, statics and finite element analysis, this chapter conducts optimized design of the hand exoskeleton, in order to get a reasonable length of each link. There are three constraints for the optimization: (1) the operation of the exoskeleton can cover the full range of finger's motion; (2) the rotation speed ratio of PIP joint and MCP joint is between 3 to 4; (3) when the structure balanced, the input torque should be as small as possible. Since the first point is easy to realize, so this chapter mainly analyzes point (2) and (3).

In the kinematic analysis, we use the analytical method to obtain exoskeleton kinematic equations, so as to obtain the expression of PIP/ MCP's joint angles and driving link's rotation angle. By constraint (2), to obtain a reasonable set of link length.

In static analysis, we firstly assume that the MCP, PIP joint has $0.2N \cdot m$ and $0.1N \cdot m$ torque to resist the structure's movement. Through static analysis, the input torque's expression at the equilibrium. By constraint (3), we get the best configuration of each link, in order to minimize the input torque.

Finally, finite element analysis is conducted to verify whether each part's stress is under the material's limitation.

IV. Actuator Design Based on Shape Memory Alloy

Hand exoskeleton system is needed to be attached to the hand and works for a long time. In order to reduce the burden on the patient's arm, and improve its portability, the exoskeleton should have small size, light weight, simple structure,. However, the traditional hand exoskeleton cannot meet the above requirements because of the drive unit's restriction.

To solve this problem, we abandoned traditional drives such as motors and cylinders. We design a new kind of rotation drive based on shape memory alloy, to drive the exoskeleton system.

In the four-link linkage, R1 is the driving link. As long as R1 is rotated, then the whole exoskeleton will move. We utilize a pair of SMA springs (SMA I and SMA II) to pull R1 in opposite

directions, so as to rotate R1 around its rotation center O.

When SMA spring is heated to its phase transition temperature, the shape memory effect will be activated and the SMA spring will be compressed automatically. Utilizing this phenomenon, we heat the two SMA spring separately by electricity in order to rotate R1.

In order to make the SMA actuator able to produce 20N force to drive the exoskeleton, this chapter also establishes thermodynamic model, phase transition model, and the output force model, solving the output force's relation with SMA wire diameter, the heating current, the heating time and other related parameters.

Through the three models' analysis, we determined the SMA spring's parameters and heating method. 2A current is used to heat the SMA spring, whose wire diameter is 0.5mm, and spring diameter is 3mm. The SMA spring is heated 3s, and then cooled 9s, so totally the heating cycle is 12s. Under this situation, the SMA spring's temperature will rise and decline between 30 degree centigrade and 80 degree centigrade. The SMA spring will output 0-27N force, which is enough to drive the whole system to move.

We contacted Pan Ding New Materials Co., Ltd. to customize the shape memory alloy spring. It works smoothly in experiments.

V. Control Systems of Hand Exoskeleton

This paper's hand exoskeleton mechanism is driven by shape memory alloy. This chapter introduces the design of control systems to control the SMA actuator.

Hand exoskeleton has a total of five degrees of freedom. Each degree of freedom is driven by two SMA spring, so a total of 10 SMA springs need to be heated. In order to conduct the specified rehabilitation movement, the movement of the hand exoskeleton needs to be organized, namely 10 springs heating time, heating order need to be controlled precisely.

From two aspects, the hardware and software, this chapter introduced the hand exoskeleton's control system. In the hardware section, first introduced the minimum system based on AT89S51 MCU as the control circuit. The AT89S51 MCU is used to generates 10-way control signal to control the SMA's heating current on and off. The drive circuit is designed based on IRF3205 MOSFET. After receiving control signal from the control circuit, IRF3205 will work and produce a 2A current to heat SMA spring.

In the software section, this paper introduces flow diagram of the software, and gives the main source codes written in C language.

VI. System Test and Analysis

The main structure of the hand exoskeleton is produced by Stratasy company's Object-3D printer. The use of 3D printing technology, greatly reduces the prototype development cycle, and thus it is easy for us to discover the original design's problems, so as to make the appropriate improvements accordingly. In order to test the hand exoskeleton system's performance, we designed several test actions such as the index finger's flexion and extension, thumb's flexion and extension, all fingers' flexion and extension. During the test, the hand exoskeleton works smoothly, and fingers' MCP, PIP joints can rotate in 1:3 speed ratio as expected.