

上海交通大学

SHANGHAI JIAO TONG UNIVERSITY

学士学位论文

BACHELOR'S THESIS



论文题目：基于功能性电刺激与机器人外骨骼的上肢运动辅助系统

学生姓名：张靖坤

学生学号：5140219159

专 业：能源与动力工程

指导教师：张定国

学院(系)：机械与动力工程学院

上海交通大学机械与动力工程学院

2018 春季毕业设计项目企业征询表

企业名称	掣京机器人科技（上海）有限公司		
学院联系人	张定国	建议小组人数 (2-4 人)	4
课题名称	主从式软体康复机器人手套产品设计改进与性能完善		
专业要求 (机械、动力、工业工程、新能源、核工程)	机械设计，机械电子		
<p>设计描述：</p> <p>掣京机器人科技（上海）有限公司是一家新成立的创新科技公司，公司现有全职人员 20 余人，2016 年与上海交通大学成立了联合实验室，旨在研发具有国际水准的高端智能康复机器人产品。我国脑卒中（中风）人数众多，偏瘫是最常见的后遗症。单靠药物和手术无法根治该疾病，机器人外骨骼以及镜像训练系统已经被证明是有效的康复方式。对于卒中患者，患侧远端的手部功能的康复异常艰巨。我们研发的软体机器人康复手套面向脑卒中患者，可实现手部运动功能的康复。该手套采用软体设计，突破了传统刚体式手部外骨骼的局限(体积大/重量大/穿戴不舒适/外观不人性)。该手套可与虚拟/增强现实结合，增加康复的趣味性。本项目前期有了第一代的产品样机，但是很有很多不足之处。本项目将让学生参与整个产品研发的流程，包括用户（医生和中风病人）需求调研，对现有样机的不足之处进行方案探讨，优选方案，然后进行实际的产品改进和提高，主要包括手套本体机械结构以及电气控制部分的改进。</p>			
<p>期望结果：</p> <p>完成新一代的产品样机设计与制造。主要完善机器人手套的两种功能：主-从式控制；主-被动式康复。主-从式控制针对偏瘫患者，患者可利用健侧手控制患侧手独立完成康复运动，这种方式给传统的镜像训练带来了革新，既有实际的视觉反馈，也有患侧手部真实的康复运动，极大调动了患者参与康复的主观能动性。针对不同病况，该手套可提供主动和被动两种康复方式，患者可以独立完成主动式的康复训练，也可以通过软件程序控制患侧手完成被动式的康复训练。针对患者的手部肌无力情况，设计合适的结构方便穿戴。改进主动段手套</p>			

的检测和从动端手套的驱动结构，保证主从运动的准确性和及时性。

企业导师姓名	孟铭强	专业技术等级	高级工程师
联系邮箱及电话	<u>mengmq@chejrobot.com</u> , 13511289848		
备注说明： 该公司与交大 2016 年成立了“上海交通大学-掣京机器人公司联合实验室”。			

上海交通大学

毕业设计课程报告学术诚信声明

本人郑重声明：所呈交的毕业设计课程报告，是本人在导师的指导下，独立进行研究工作所取得的成果。除文中已经注明引用的内容外，本报告不包含任何其他个人或集体已经发表或撰写过的作品成果。对本文的研究做出重要贡献的个人和集体，均已在文中以明确方式标明。本人完全意识到本声明的法律结果由本人承担。

作者签名：张靖坤

日期：2018 年 6 月 22 日

上海交通大学

毕业设计课程报告版权使用授权书

本毕业设计课程报告作者同意学校保留并向国家有关部门或机构送交报告的复印件和电子版，允许报告被查阅和借阅。本人授权上海交通大学可以将本毕业设计课程报告的全部或部分内容编入有关数据库进行检索，可以采用影印、缩印或扫描等复制手段保存和汇编本毕业设计课程报告。

保密☐，在____年解密后适用本授权书。

本报告属于

不保密☐。

（请在以上方框内打“√”）

作者签名：张靖坤

指导教师签名：张定国

日期：2018 年 6 月 22 日

日期：2018 年 6 月 22 日

基于功能性电刺激与机器人外骨骼的上肢运动辅助系统

摘要

当今社会，有众多饱受上肢运动功能障碍折磨的患者，比如偏瘫等。功能性电刺激技术，是用一定强度的低频脉冲电流，通过一定的时序刺激一定部分的肌肉或多组肌肉，控制肌肉产生一定幅度的功能性运动，从而达到帮助患者被刺激肌肉群康复功能的目的的一种技术。机器人外骨骼是人体可穿戴的机械结构，人体可在被动情况下通过一系列预先设定好的程序完成特定的功能性运动，对于患者肌群有一定的康复和运动辅助作用。本研究创新性的将这两项技术结合在一起，设计出可以完成人体整个上肢运动功能的可穿戴式的外骨骼，以及首款可穿戴的功能性电刺激袖套，具有一定的运动辅助功能。

本可穿戴上肢外骨骼系统在机械结构上由三部分构成，分别是软体机器手套，功能性电刺激袖套和肩关节外骨骼。该系统总共可以提供多达 5 个自由度，其中手部 1 个自由度，腕部 1 个自由度，肘部 1 个自由度，肩部 2 个自由度，患者可以通过穿戴这套上肢外骨骼，调节不同部位的运动时序，完成多种功能性的运动，锻炼上肢不同部位的肌肉组织，从而达到运动辅助效果。这套外骨骼的控制系统由硬件和软件组成。硬件上由三块分别驱动控制手部外骨骼，电刺激袖套和肩关节外骨骼的主控制器模块，电源模块，通信模块，电脑组成。软件上位机程序，可以通过编程控制不同肌肉运动的时序。同时本文对上肢运动辅助系统进行了一系列实验，验证完成人体上肢的功能性运动，收到了良好的效果。

关键词：功能性电刺激，软体康复手套，肩部外骨骼，运动时序，功能性运动

An Assistive System for Upper Limb Motion Combining Functional Electrical Stimulation and Robotic Exoskeleton

ABSTRACT

In today's society, there are many patients suffering from upper extremity motor dysfunction, and common causes include hemiplegia and other diseases. Functional electrical stimulation is a technique that uses a low-frequency pulse current of a certain intensity through a certain timing sequence, to stimulate a certain part of muscles or groups of muscles to produce a certain degree of functional movement. The robotic exoskeleton is a wearable mechanical structure. The human body can perform a specific functional movement through a series of pre-set programs in a passive situation, which has a certain healing effect on the patient's muscles. This research innovatively combines these two technologies to design an assistive system that can complete the human body's entire upper extremity motor function, and designing the first wearable functional electrical stimulation cuff, which has a certain degree of help in rehabilitation and assistive movement.

The wearable upper limb assistive system is composed of three parts in the mechanical structure, namely, a soft glove exoskeleton, a functional electrical stimulation cuff and a shoulder joint exoskeleton. In total, up to 6 degrees of freedom can be provided, including 1 degree of freedom of the hand, 2 degrees of freedom of the wrist, 2 degrees of freedom of the elbow, and 2 degrees of freedom of the shoulder. The patient can wear the upper limb exoskeleton through adjusting the movement timing sequence of different parts, to complete a variety of functional movement, and to exercise the muscles of different parts of the upper limb, so as to achieve the rehabilitation effect. The exoskeleton's control system consists of hardware and software. The hardware consists of three main controller modules(which drive and control the hand exoskeleton, the electrical stimulation sleeve and the shoulder joint exoskeleton, respectively, the electrical stimulation sleeve and the shoulder joint exoskeleton. The software is a PC-designed PC program that can programmatically control the timing sequence of different muscle movements. At the same time, the wearable exoskeleton system carried out a series of experiments are carried out on the wearable assistive system to verify the function of finishing the functional movement of the upper limbs, and good (great) results are observed

Key words: FES, soft glove exoskeleton, shoulder joint exoskeleton, motion sequence, functional movement

目 录

第一章 绪论.....	1
1.1 课题来源.....	1
1.2 研究背景与意义.....	1
1.3 国内外研究现状与分析.....	2
1.3.1 功能性电刺激技术 (Functional electrical stimulation, FES)	2
1.3.2 上肢机器人外骨骼	3
1.3.3 混合康复研究	6
1.4 论文的主要内容与章节安排.....	6
第二章 可穿戴功能性电刺激器设计.....	8
2.1 功能性电刺激基本概念.....	8
1.2.1 基本参数	8
1.2.1 电极片选用	8
2.2 功能性电刺激前期实验验证.....	8
2.2.1 电刺激器 MotionStim 8 上位机设计	8
2.2.2 人体上肢自由度分析	9
2.2.3 前期功能性电刺激实验验证	9
2.3 可穿戴式电刺激器方案设计	14
2.3.1 电刺激发生器 PCB 介绍	14
2.3.2 穿戴式电刺激器方案设计	15
2.3.3 穿戴式电刺激器上位机设计	17
2.4 本章小结.....	17
第三章 手部外骨骼设计.....	18
3.1 手部外骨骼机械结构介绍	18
3.2 手部外骨骼驱动方案设计	19
3.3 手部外骨骼控制系统设计	19
3.3.1 硬件电路设计	19
3.3.2 软件程序设计	24
3.4 本章小结	25
第四章 肩关节外骨骼介绍.....	26
4.1 肩关节外骨骼机械结构介绍	26
4.2 肩关节外骨骼控制系统介绍	26
4.2.1 硬件电路	26
4.2.2 软件程序	27
4.3 本章小结	27
第五章 实验与验证.....	28
5.1 协同控制系统设计	28
5.2 协同控制软件设计	29
5.2 协同控制时序设计	30

5.3 协同控制实验验证	31
5.4 本章小结	33
第六章 结论与展望.....	34
6.1 全文工作总结与结论	34
6.2 未来工作展望	34
谢辞	36

第一章 绪论

1.1 课题来源

本课题来源于上海交通大学机械与动力工程学院 2018 届本科生毕业设计，小组项目为《主从式软体康复机器人手套产品设计改进与性能完善》，资助企业为掣京机器人科技（上海）有限公司，导师为上海交通大学机械与动力工程学院张定国副教授。

1.2 研究背景与意义

我国脑卒中（中风）人数众多，偏瘫是最常见的后遗症，此类患者的康复需求引起了社会极大关注。单靠药物和手术无法根治该疾病，机器人外骨骼以及功能性电刺激技术已经被证明是有效的康复方式^[1]。本研究在掣京机器人科技（上海）有限公司软体康复机器人手套的第一代产品样机的基础上对其进行改进研究。

功能性电刺激技术（Functional electrical stimulation, FES），是一种经常用来帮助重塑人体损伤的神经组织，改善甚至恢复人体各部位丧失运动功能的肌肉或肌群组织的功能的技术，这种技术要求向患者特定的肌肉或肌肉群施加具有一定参数的低频脉冲电流，刺激对应的肌肉和肌群进行特定的运动，并可以通过刺激不同的肌肉，设计不同的运动时序进行特定的功能性运动。此前有大量针对动物和人体受试者的实验验证了，在适合的电流强度，频率，波宽等参数下，功能性电刺激可以对各类神经组织，无论是周围神经组织还是中枢神经组织，均具有促进再生作用，结合适合的电刺激步骤，可以对患者产生良好的康复效果，是在康复领域中很有发展前途的技术手段。^{[2][3]}

机器人外骨骼是另外一项有非常广泛研究的技术，实质上它是一种可以穿戴的机器人，是一种可以穿戴在人体身上的机械结构，可以为人体提供动力来源或者保护身体，支撑身体等功能。^[4]可穿戴的机器人外骨骼在康复领域中也有很多的应用，患者可以通过穿戴机器人外骨骼完成特定的康复动作重建受损神经和肌群功能，具有良好的康复效果，同功能性电刺激技术一样，机器人外骨骼也是一项在康复领域中有很大应用前景的技术手段。

基于这样的背景，为了更好的帮助患者重建上肢运动功能，重塑受损神经，达到良好的康复训练目的，本研究创新性的将功能性电刺激技术和机器人外骨骼技术结合起来，功能性电刺激负责刺激患者的肌肉主动运动，机器人外骨骼负责牵引患者肌肉被动运动，使用这两种技术研发出测试样机，帮助患者完成一系列的被动上肢运动，这样一来患者可以不需要完全依靠电刺激带来的主动运动或者是机器人外骨骼带来的被动运动进行训练，还可以保证患者运动的准确性，以此来帮助患者重建上肢肌肉运动功能，重塑受损神经，帮助日常进行运动辅助。因此本研究同时具有重大的科学研究，工程设计和医学医疗等方面的意义，非常值得进行深入的研究和拓展。

1.3 国内外研究现状与分析

1.3.1 功能性电刺激技术 (Functional electrical stimulation, FES)

功能性电刺激技术 (Functional electrical stimulation, FES) 作为一项已经有多多年发展的技术,起源于 20 世纪 60 年代,现在已经广泛应用于康复领域中,作为神经肌肉电刺激 (Neuromuscular electrical stimulation, NMES) 的一种,它可以通过刺激用于支配肌肉的神经,诱使肌肉运动,从而帮助运动神经功能障碍和肌肉肌群受损的患者重塑神经,恢复肌肉运动功能。功能性电刺激是一个很广的领域,不单单可以恢复患者的运动功能,还可以恢复排尿、听觉、视觉还有性功能等。^[5]但是功能性电刺激归根结底还是刺激的是神经,主要是用来刺激跟肌肉相关的周围神经。总而言之,FES 是一种能够有效帮助患者进行康复训练的康复疗法。

功能性电刺激技术在国外已经有很长的发展历史,目前比较知名的研究机构有美国的克利夫兰的FES研究中心,加拿大的多伦多大学康复中心。同时已经有很多应用FES的商业设备投入市场,比如Compex Motion电刺激器^[6],Free Hand电刺激器,ParaStep电刺激器,MotionStim电刺激器等。其中比较有特点的是MotionStim电刺激器,它具备8个电刺激通道,可以单独进行刺激或是协同刺激,电刺激可以通过按钮来操控。同时它还具备Science Mode功能,将通信协议开源,可以由研究人员自行编程控制电刺激各个参数,具有良好的科学研究拓展能力。



图1-1 MotionStim电刺激器

在国内的话,功能性电刺激技术的起步比较晚,但是研究前景非常广阔。比如清华大学的毕胜和窦慧英研究了迭代算法来设计FES控制器。同时还是有将FES和其他技术结合进行研究,比如上海交通大学的朱向阳教授有研究利用BCI (Brain Computer Interaction) 对FES进行控制,进行结合康复的设计。还有上海交通大学的张定国教授,在FES的控制系统设计以及神经肌肉系统建模与控制上有深入的研究。在FES的商业化上,也有一定的商业化产品,但是发展并不完善。由此可以看出,FES在我国的研究还主要停留在实验室阶段,将其产品化的进程还不够完善。

而在可穿戴功能性电刺激器上,目前尚未有商用产品出现,大多数产品还是采用贴片电极施加电刺激。与之相近的商用产品是日本研发的使用了EMS (Electrical Muscle Stimulation) 的Sixpad,这是一款健身设备,使用了可以更换水凝胶的电极片,可以在用户运动过程中对肌肉部位产生电刺激,激活肌肉神经,达到更好的锻炼肌肉的目的。但是这款设备并没有强调功能性运动,所以说本研究尚数首次创新。



图1-2 Sixpad电刺激器

1.3.2 上肢机器人外骨骼

机器人外骨骼是一项具备广泛研究的研究领域，根据不同的分类方法有多种多样的分类。具体来说，应用机器人外骨骼按照应用场景可以分为上肢康复机器人和下肢康复机器人。按照使用目的的不同，又可以分为康复型外骨骼和辅助型外骨骼。本研究主要讨论康复式外骨骼，其中可以分为主动康复式外骨骼和被动康复式。还有根据动力传输方式、控制方式等多种分类方法。本研究将分别讨论手部外骨骼和手臂外骨骼在国内外的研究现状。

在手臂外骨骼领域，国外有众多实验室研制的多种不同类型的外骨骼。此处举几个典型例子。其中有香港理工大学设计的基于肌电信号控制的手部康复外骨骼Hand of Hope，采用直线电机进行驱动。



图1-3 香港理工大学Hand of Hope

还有哈佛大学研发的采用气动驱动为动力源的软体康复外骨骼^[8]，通过向气室内充气放气来实现手指的弯曲与伸直，这种方式使得外骨骼在运动过程中与手指的契合度非常好，可以减少患者在康复训练中的不适感，从而达到良好的康复训练效果。



图1-4 哈佛大学软体手部外骨骼

韩国首尔大学设计的一款柔性手部外骨骼Exo-Glove Ploy^[9]，采用线驱动方式，手套部分采用硅胶材料，具备手指贴合度良好，轻便易用的优点。

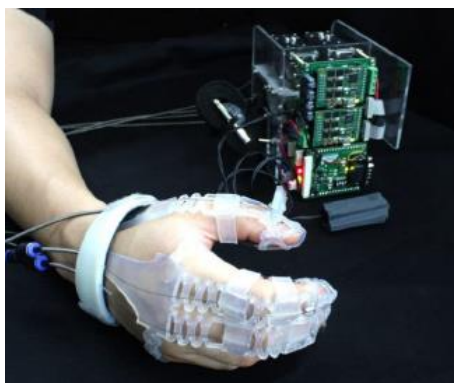


图1-5 首尔大学软体手部外骨骼

在手臂外骨骼上，国内外也有很多研究，并且有很长的研究历史，可以提供的自由度也越来越多。举例来说，美国麻省理工学院在1995年研制出了一款知名的上肢康复外骨骼MIT-MANUS^{[10][11]}，使用连杆机构牵引带动患者的上肢肘部和肩关节的运动。

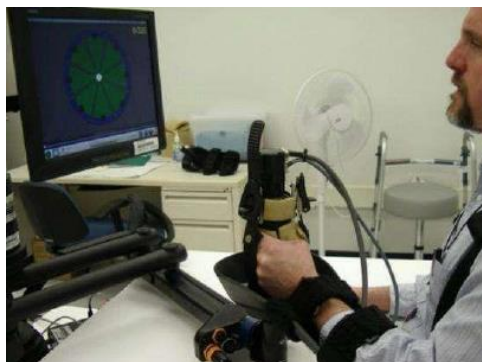


图1-6 麻省理工学院MIT-MANUS

还有日本筑波大学研发的已经投入商用的商用外骨骼机器人^[12]，是一种助力式外骨骼，既包括上肢也包括下肢，可以辅助患者进行一定的动作任务，并且搭载了一系列的传感器设备，使用效果也非常不错。



图1-7 筑波大学机器人外骨骼HAL

还有日本东京理工大学的Yoshiki Muramatsu等人设计并研发的一款可以穿戴的气动增力外骨骼^[13]，这种外骨骼采用人工肌肉做驱动，可以实现肩关节、肘关节等4个关节自由度的运动。这种外骨骼具备质量轻巧、结构紧凑等优点。实物图如图1-8所示。



图1-8 气动增力外骨骼

美国亚利桑那州立大学研发的RUPERT^[14]，同样是可以穿戴，具备4个自由度，可以控制、肩关节、肘关节、腕关节的运动，可以为患者提供上肢移动所需要的辅助力量，可以帮助患者重建上肢肌肉运动功能，恢复受损神经。同时该外骨骼还具备内嵌传感器，可以提供反馈调节。实物图如图1-9所示。



图1-9 RUPERT

机器人外骨骼技术在国内的起步研究比较晚,但是也有越来越多的研究,比如浙江大学、上海交通大学也有学者研制出可以穿戴的上肢外骨骼。

1.3.3 混合康复研究

近几年来,融合FES和外骨骼机器人的混合康复系统逐渐形成新的研究热点,全世界各地已经有不少研究证明这两者融合的康复设施可以融合两者的优点,为患者提供更好的康复体验。

1.4 论文的主要内容与章节安排

本论文针对基于功能性电刺激和机器人外骨骼的可穿戴外骨骼这一研究,将对前期实验设计,控制系统设计,刺激肌肉时序分配,实验验证等方面展开阐述。除了绪论部分,本文的其他章节的具体安排如下:

第二章主要阐述本研究是如何设计出可穿戴式的功能性电刺激器的。这主要包括前期对于功能性电刺激这一技术的学习与了解,还有针对上肢肌肉电刺激的亲身验证和肌肉协调运动的实验验证。并对多通道功能性电刺激PCB进行了学习,设计并加工出来可穿戴式的功能性电刺激器,并对其实用效果进行了亲身验证。

第三章主要阐述了对于手部软体外骨骼系统的学习和控制系统的设计。首先学习了实验室现有的手部软体外骨骼的机械结构设计,并在此基础上设计了包括电源模块、主控器模块、通信模块、舵机运动模块等在内的硬件PCB,并根据AX-12A型号数字舵机的通讯协议完成了以PC作为上位机的控制程序,并用实验验证了实用效果。

第四章主要阐述了对于肩关节外骨骼系统的学习的串口通信程序的设计。本研究所使用的肩关节外骨骼是实验室现有的设备,学习了肩关节外骨骼系统的机械结构设计、如何驱动控制伺服电机以及CAN通讯协议,并在此基础上加了串口通信模块,编写了PC作为上位机的程序,完成了STM32的片上程序,并用实验验证了实用效果。

第五章主要阐述了本研究如何将这三块装置结合在一起,以PC作为上位机分别向三个模块发送控制指令完成运动时序控制。并且本研究为了验证搭建的可穿戴式上肢外骨骼的实用

性，设计了功能性运动，并将其在受试者身上做了实验验证，收到了良好的结果反馈。

第六章主要阐述了本研究所做的全部工作和之后的工作前景。

第二章 可穿戴功能性电刺激器设计

功能性电刺激可以用来对特定的肌肉或肌群组织施加一定幅度的低频脉冲电流,从而刺激相应肌肉或肌群组织做出一定幅度的运动,通过设计改变被刺激肌肉的刺激时序,可以实现不同的功能性运动,从而帮助患者进行康复训练。

为了实现通过功能性电刺激控制上肢的运动,同时兼顾可穿戴带来的便利,本研究首先调研了影响电刺激效果的因素,实验验证了需要刺激的肌肉部位,再设计了上位机界面、下位机程序和通讯协议,最后又创新性地摒弃传统的电极贴片,采用了可以更换水凝胶的可穿戴电刺激袖套设计。该电刺激袖套可以刺激肌肉产生运动的自由度最多可达 3 个。

2.1 功能性电刺激基本概念

1.2.1 基本参数

功能性电刺激技术具有几个基本的参数,不同的参数可以决定功能性电刺激对患者的不同的作用效果。在本研究中,主要试验了以下几个参数。

第一个参数是电流强度,一般最高可达 100 毫安,并且随着电流强度的提高对肌肉的刺激效果会越强,肌肉的运动幅度和运动速度也会更快,但是正常受试者一般在高于 10 毫安的电刺激下就会有刺激反应。

第二个参数是电刺激波形的波宽,不同的刺激波宽可以决定对肌肉施加的电刺激是否有效和被试者是否舒适。随着波宽的增加,可以产生运动需要的电刺激强度也越来越低,临床上证明,在实际使用中,主要使用波宽在 200 到 400 μs 之间的参数施加电刺激。

第三个参数是施加的电刺激频率,电刺激频率可以影响肌肉运动的质量和肌肉在电刺激下产生疲劳的时间。一般来说电刺激频率必须大于 30Hz 才可以产生稳定而且持续的肌肉运动。

除了这些参数外,功能性电刺激技术还有诸如波形、通电时间、断电时间、刺激周期、波升时间、波降时间等多个参数,但这些跟本研究的关系并不是很大,此处不做深入讨论。同时,对于 FES,想要使肌肉达到目标运动效果,对于不同受试者来说,参数的选择是不同的,所以对于个体需要不断试验找到最适合的参数。

1.2.1 电极片选用

功能性电刺激技术,为了达到刺激效果,所使用的电极片分为两种。一种是表面电极片,将电极片贴在所要刺激的肌肉部位上,由水凝胶传导电刺激。另外一种为肌肉内电极,直接将电刺激传导到肌肉内部。通常来说,肌肉内电极所使用的电刺激强度要小得多。本研究所使用的是可更换水凝胶的表面电极片。

2.2 功能性电刺激前期实验验证

为了验证功能性电刺激对上肢肌肉的刺激效果,以及肌肉协同效果,本研究在初期使用了 MotionStim 8 电刺激器,使用其中的 Science Mode 可编程模式,根据所规定的通信协议,编写了基于 C# 的上位机程序,并对上肢肌肉进行了功能性运动刺激实验。

2.2.1 电刺激器 MotionStim 8 上位机设计

MotionStim 8 是德国研发的可编程电刺激器，具有 8 个电刺激通道，可根据通信协议自行编写计算机上位机程序，控制各个通道的频率、波宽、电流强度，刺激时间等参数。根据通信协议，本研究结合几个上肢运动动作设计了针对上肢不同肌肉部位的刺激时序，并基于 C# 的 Winform 平台设计了 PC 上位机程序，使用时可以便捷的使用串口与 MontionStim 电刺激设备进行通信。界面如图 2-1 所示。

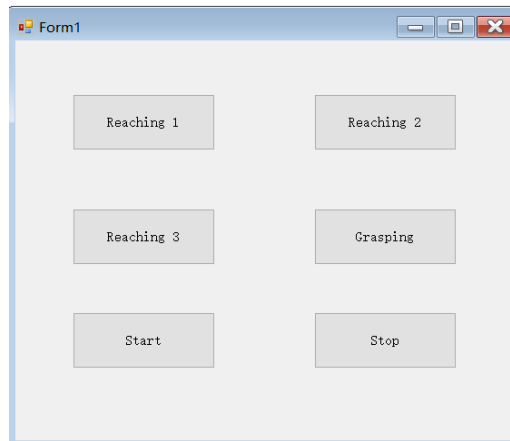


图 2-1 MotionStim 上位机界面

2.2.2 人体上肢自由度分析

人体上肢总共包含肩关节、肘关节、腕关节和手掌 4 个部分，不同部分具有不同的自由度。其中肩关节具备三个自由度，分别是肩关节内收外展、前屈后伸、内旋外旋。肘关节具备屈伸一个自由度。前臂具备旋前旋后一个自由度。腕关节具备两个自由度，分别是屈伸和尺偏挠偏，手部还具备一个自由度。各关节在不同自由度方向上的运动角度范围如表 2-1 所示。

表 2-1 上肢各关节各自由度运动范围

关节运动	角度
肩关节内收	0~49.6°
肩关节外展	0~121.6°
肩关节前屈	0~46.8°
肩关节后伸	0~180°
肩关节内旋	0~40.6°
肩关节外旋	0~42.3°
肘关节内屈	0~150°
肘关节超伸	0~10°
前臂旋前	0~90°
前臂旋后	0~90°
腕关节外伸	0~60°
腕关节内屈	0~60°
腕关节挠偏	0~30°
腕关节尺偏	0~40°

2.2.3 前期功能性电刺激实验验证

人体上肢在运动的过程中会牵扯到很多不同的肌肉部位，而且人体上肢肌肉分布比较密集，不便于准确施加电刺激控制肌肉运动，同时人体上肢在运动的过程中需要多种肌肉

进行协调运动，所以施加电刺激的时序也很重要。

本研究为了初步验证上肢各部分肌肉在电刺激作用下的运动情况，以及在执行不同类型的功能性运动时，不同位置的肌肉是否能够进行良好的协同控制，本研究在调研了大量文献后，分别验证了电刺激控制手臂做功能性运动和电刺激控制腕部及手掌做功能性运动，所刺激到的肌肉包括前三角肌、后三角肌、肱三头肌、肱二头肌、挠侧腕屈肌、尺侧腕屈肌、挠侧腕伸肌、指浅屈肌、指深屈肌、鱼肌、指伸肌、蚓状肌，参与运动的关节包括肩关节、肘关节、腕关节和手部，共计 7 个自由度。

首先本研究前期验证了人体手臂在电刺激作用下的协同控制，运动的关节为肩关节和肘关节，共计 4 个自由度。刺激前三角肌和后三角肌可以实现肩关节外展内收、前屈后伸的自由度运动，刺激肱二头肌和肱三头肌可以分别实现肘关节屈伸运动的自由度实现。所刺激的肌肉部位示意图 2-2 所示。

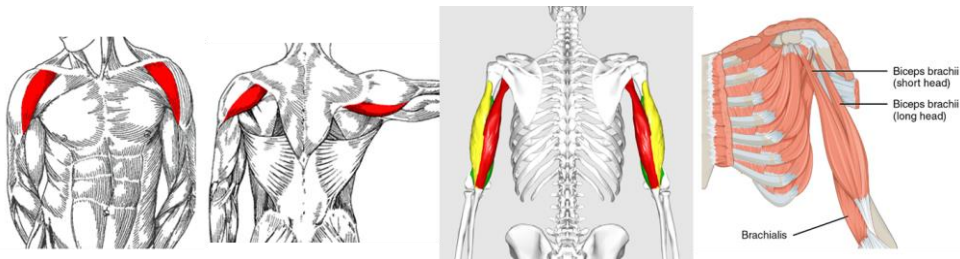


图 2-2 前三角肌、后三角肌、肱三头肌、肱二头肌（从左到右）

本研究使用了表面贴片电极片进行实验，总共使用了 4 个电刺激通道，分别贴在前三角肌、后三角肌、肱二头肌、肱三头肌上，贴片位置如图 2-3 所示。



图 2-3 电极片贴片位置

首先通过实验验证手臂前伸电刺激实验，本研究在此处设计了 3 个不同的动作，分别由三组不同的肌肉刺激时序实现。这三组功能性运动动作分别是手臂前伸抓取动作、手臂摸鼻子动作、肩部外伸伸肘动作。这三组动作的示意图如图 2-4 所示，从左到右分别是这三组动作。可以看出，每组动作都可以分成两个部分，第一组动作首先需要在抬臂的同时伸肘，接着在降臂的同时收肘，第二组动作首先需要前臂抬升，再需要前臂下降，第三组动作首先需要肩关节外翻，再需要手臂下垂的同时将肘部伸直。

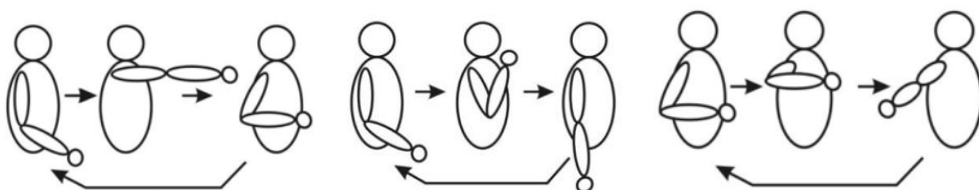


图 2-4 三组手臂电刺激动作示意图

为了通过电刺激控制来实现这三组动作，本研究通过大量的实验设计并验证了对于手臂肌肉的刺激时序，时序图如 2-5 所示，从左到右分别为三组动作的不同的刺激肌肉部位和刺激时序，红色代表在这一阶段该通道对相应的肌肉施加了电刺激。可以看出，第一组动作需要在第一阶段同时刺激前三角肌和肱三头肌，在第二阶段同时刺激肱二头肌和肱三头肌。第二组动作在第一阶段需要同时刺激前三角肌和肱二头肌，第二阶段同时刺激肱三头肌和后三角肌。第三组动作需要在第一阶段刺激前三角肌，第二阶段同时对肱三头肌和后三角肌进行刺激。



图 2-5 三组动作电刺激时序图

设计完电刺激时序后，本研究招募了一些受试者进行实验验证，针对不同的受试者，功能性电刺激所使用的电流强度、波宽、频率也不尽相同，施加的电刺激时间也不同，但是实验验证很成功，这为之后进行的可穿戴电刺激器提供了理论基础和实践基础。图 2-6 为受试者测试图。



(a)

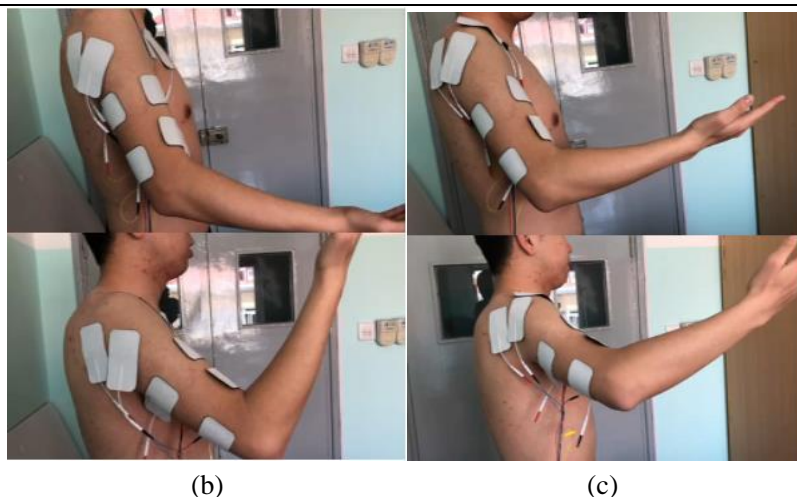


图 2-6 受试者手臂电刺激功能性运动测试图 (a,b,c 依次代表三组运动)

在测试完手臂在 FES 下的运动后，本研究又通过实验验证了手部和腕部在 FES 下的协调控制。本研究在此处分别设计了两个功能性运动，分别是利用腕部和手部的协调运动去抓握水杯和松开水杯的动作。在这里，本研究使用了电刺激器的 5 个电刺激通道，分别用来刺激肌肉完成腕部内收、腕部外展、手指弯曲、大拇指弯曲、手指外张的动作。所刺激到的肌肉包括挠侧腕屈肌、尺侧腕屈肌、挠侧腕伸肌、尺侧腕伸肌、指浅屈肌、指伸屈肌、鱼肌、指伸肌、蚓状肌。这些肌肉在人体的分布示意图如图 2-7 所示。

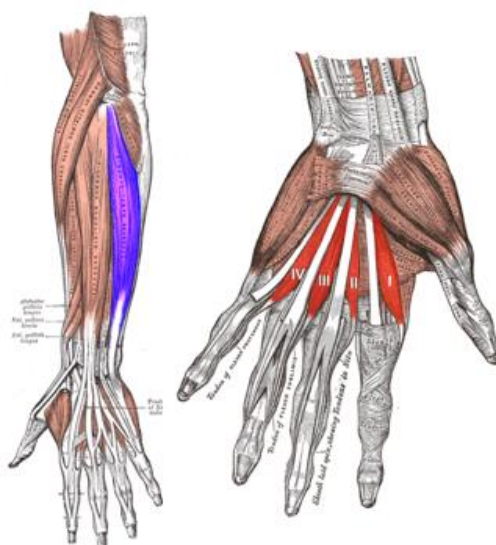


图 2-7 腕部和手部肌肉示意图

本研究设计了两个分别是利用腕部和手部的协调运动去抓握水杯和松开水杯的动作。动作分解示意图如图 2-8 所示，可以看到，在抓握水杯的时候，需要腕部内收的同时手部握拳，在松开水杯的时候需要腕部外伸的同时松开手指。

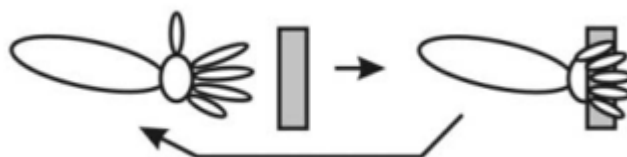


图 2-8 腕部手部动作分解示意图

在电极贴片位置上，本研究进行了大量的试验，如图 2-9 所示，分别将 5 个通道的电极

片贴在手臂前臂上需要刺激的肌肉部位。



图 2-9 前臂电极贴片示意图

在设计刺激时序上，为了满足动作要求，在动作进行的前半部分同时刺激鱼肌、指屈肌和腕屈肌，使腕部内收的同时手指握拳，在第二部分同时对腕伸肌和指伸肌进行刺激，使腕部外展的同时手指张开，具体时序设计示意图如 2-10 所示，红色代表该阶段相应肌肉部位受到刺激。

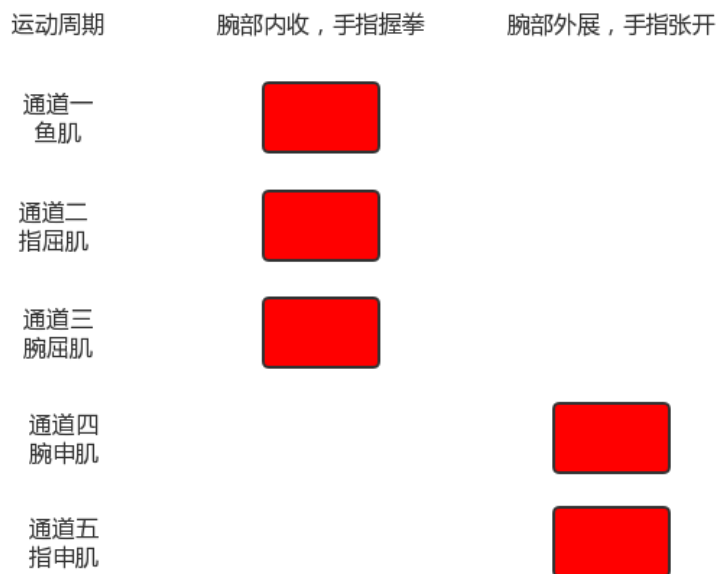


图 2-10 手部腕部运动电刺激时序图

在此次动作的实验阶段也很成功，根据受试者的不同采取不同的电刺激参数。图 2-11 为受试者在受到电刺激后的运动分解图，从左到右分别为初始状态、抓握水杯的状态、松开水杯的状态。

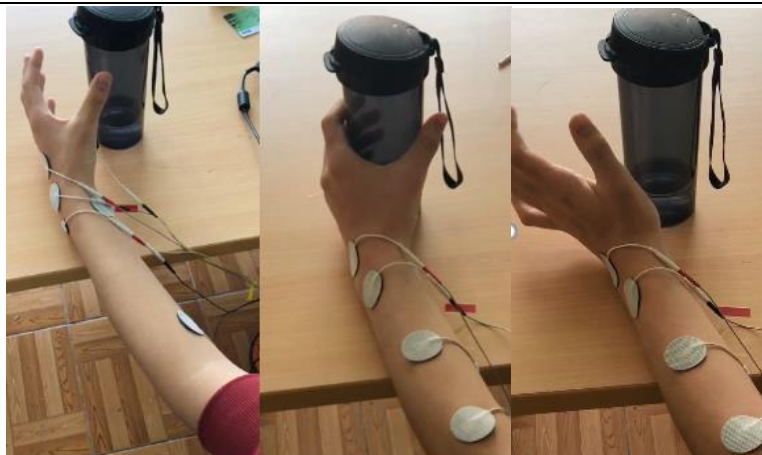


图 2-11 受试者受到电刺激运动分解图

2.3 可穿戴式电刺激器方案设计

经过前期的实验验证，确定好可以刺激的肌肉和肌肉时序控制后，本研究着手设计了一套可穿戴式的电刺激器，具备多达 4 个通道的电刺激，可用来刺激腕部和肘部，使其进行功能性的运动。

2.3.1 电刺激发生器 PCB 介绍

在本研究前期在电刺激上的实验验证中，采用的是现有的商业化 Motion Stim8 设备，虽然这种设备具备可以编程上位机的优点，但是其通讯协议已经被生产公司限制好，无法更改电刺激器的程序，使用起来比较繁琐，同时该电刺激器设备体积较大，重量较重，也不符合可穿戴电刺激器的设计初衷，因此，本研究最终采用实验室现有的一块可以烧录程序，可以方便的自定通讯协议的电刺激器 PCB，实物图如图 2-12 所示。



图 2-12 电刺激发生器 PCB 实物图

该电刺激发生器是使用基于 ARM 架构的 STM32f103VCT6 嵌入式处理器设计的印刷电路板，采用 12V 电源供电，有多达 8 个电刺激接口，并且使用 HC05 主从式蓝牙模块与电脑进行通信，使用起来非常方便。该电刺激器的程序设计框图如图 2-13 所示，整体可分为微处理器模块，电刺激产生模块，电源模块和蓝牙通信模块。

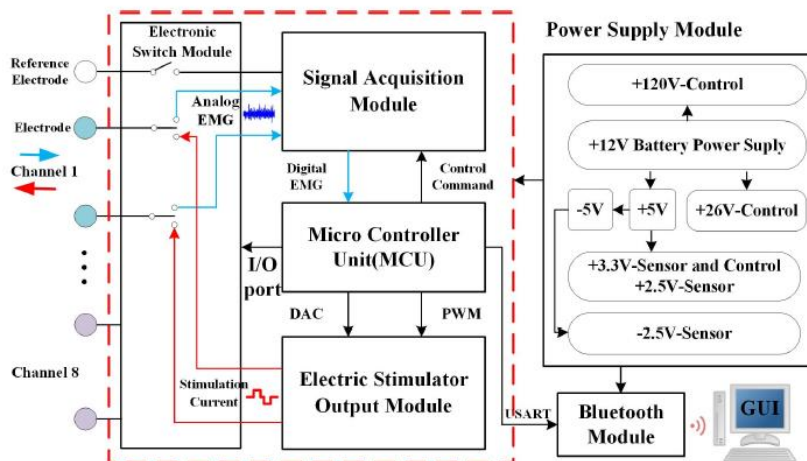


图 2-13 电刺激发生器 PCB 程序框图

除此之外，不同于常规的电刺激器，该电刺激发生器发出的电刺激波形为对称双相方波脉冲，这样一来，两个电极片的极性会不断互换，可以使患者的舒服度提高，同时电刺激效果也会变好。这种波形的示意图如 2-14 所示。

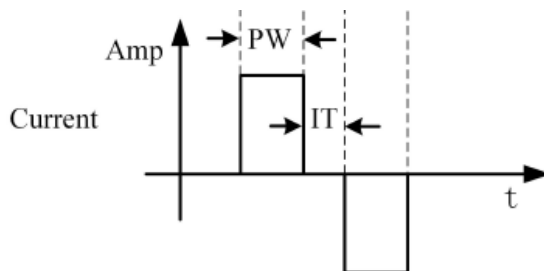


图 2-14 对称双向方脉冲波

2.3.2 穿戴式电刺激器方案设计

为了设计出可以穿戴的电刺激器，本研究采用了将电极贴片和袖套结合的设计，电极贴片采用插针式的自粘电极贴片，规格为长度 60mm，宽度 45mm 的长方形电极贴片，并且可以随时更换水凝胶，增加了使用的方便性。袖套采用了针织面料的长袖 T 恤袖套，增加了穿戴和运动的舒适性。电极贴片与袖套之间使用粘贴方便的尼龙扣结构，大大增加了使用的便利性。如 2-15 所示为所使用的电极贴片。



图 2-15 硅胶电极贴片

电极贴片与袖套之间的连接使用的是尼龙扣，如图 2-16 所示。



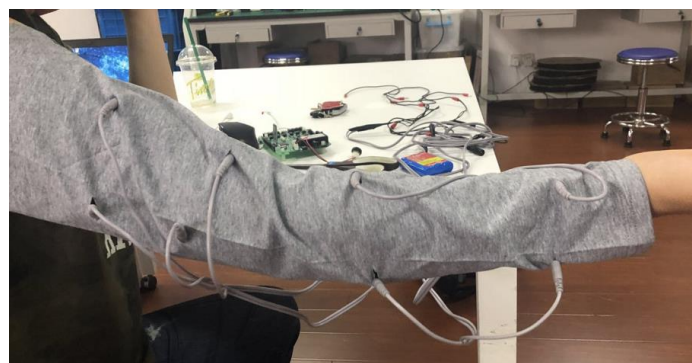
图 2-16 尼龙扣

本研究设计的可穿戴式电刺激器共具有 4 个电刺激通道，在袖套内部的分布如图 2-17 所示。

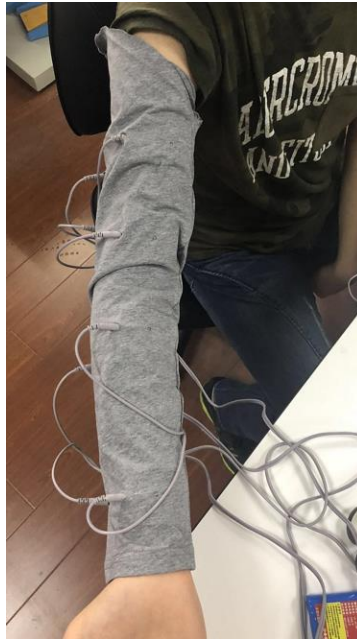


图 2-17 四通道电极片分布位置

本研究设计的可穿戴电刺激器分别可以刺激肱二头肌、肱三头肌、腕伸肌、腕屈肌四块肌肉，可以完成肘部的屈伸和腕部的屈伸两个自由度的运动，穿戴方便，可以舒适的完成电刺激产生的肌肉运动动作，具体穿戴效果如图 2-18 所示。



(a)



(b)

图 2-18 (a) (b) 可穿戴电刺激器实物图

2.3.3 穿戴式电刺激器上位机设计

为了方便的控制穿戴式电刺激器的各种参数设定，更方便的操控可穿戴式的电刺激器，本研究基于电刺激器的串行通信协议设计了 PC 作为上位机的上位机程序，同时修改了电刺激器的片上程序，使其可以对应。

电刺激器每次接受的指令有 10 位，0x00 作为数据包头，第二位为指令，第三位为保留字节，默认为 0x00，第四位为频率，第五到六位为脉宽，第七到八位为幅值，最后一位为求和校验位。每次数据包都会连发三次，防止数据丢失。

本研究基于这样的通信协议，设计了可视化 PC 上位机，为控制电刺激器带来了极大的便利。

2.4 本章小结

本章主要介绍了在本研究中可穿戴电刺激器的前期实验验证，硬件设计，软件设计。本章首先分析了人体上肢的自由度情况，然后进行了一系列电刺激实验区验证不同肌肉的电刺激效果和肌肉之间的协同作用。再阐述了本研究所使用的的可穿戴电刺激器的硬件和软件部分是如何设计的。可穿戴电刺激器具有两个自由度，可以分别控制腕部和肘部的屈伸运动。

第三章 手部外骨骼设计

3.1 手部外骨骼机械结构介绍

本研究所使用的外骨骼的机械结构是上海交通大学生机电实验室所设计的手部外骨骼，其机械结构不同于传统的刚性结构，而是利用腱鞘驱动原理制成的柔体外骨骼结构，患者的各节手指作为连杆，各个手指关节当作转动副，使用鲍登线线驱动的方式模拟肌腱驱动手套。具体来说，本研究使用的手部外骨骼的机械结构由软体手套、鲍登线、驱动装置组成，整体的机械结构如图 3-1 所示。

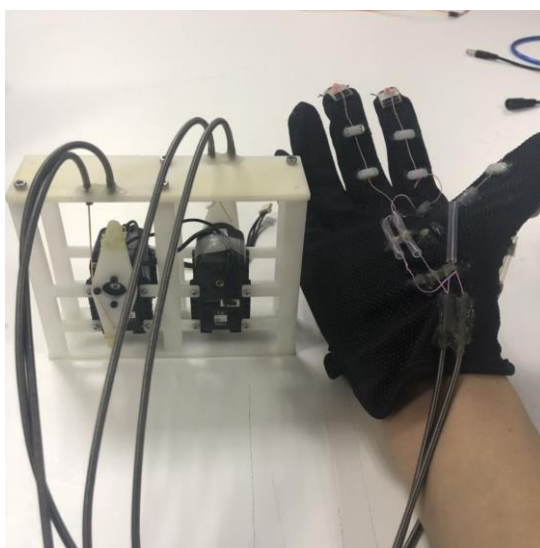


图 3-1 手部外骨骼实物图

在手套部分，此次使用的手部外骨骼可以驱动拇指、食指、中指三根手指，虽然不可以驱动全部手指，但是这已经完美地实现了实现抓握圆柱形水杯的设计初衷，同时这样的设计可以简化机械机构，减小整体机械结构的质量和重量，便于控制，便于装配，提高患者穿戴的舒适度。手套部分实物图如图 3-2 所示。



图 3-2 手套部分实物图

3.2 手部外骨骼驱动方案设计

本研究使用的手部外骨骼是使用两部数字舵机分别牵引两组鲍登线驱动手指的运动，相比于使用直流电机和直线电机进行驱动，使用数字舵机可以更加精准的驱动所需要的线程，同时还可以降低整体机械机构的复杂度，提高运行效率，这对于需要便携、需要穿戴舒适的手部软体外骨骼来说至关重要。

本手部外骨骼所使用的是由韩国 Robotis 公司的 Dynamixel 系列数字舵机 AX-12A，它内部嵌入有内部控制芯片，需要从外部向舵机发送命令，确定舵机的转动方向、转动位置、转动速度等参数，同时内部的一系列传感器还可以返回数据。此外，这款数字舵机还具备扭矩大，体积小，重量小的装配优点，这对于手部外骨骼来说是不可多得的优点。表 3-1 是 AX-12A 这款舵机的性能表

表 2-1 AX-12A 数字舵机性能表

项目	参数
重量（克）	55
减速比	1/254
最大扭矩（kgf.cm）	12/16.5
转速（秒/60°）	0.269/0.196
波特率（bps）	7343~1M
输入电压	7V/10V

3.3 手部外骨骼控制系统设计

控制系统在手部外骨骼的整体结构设计中非常重要，因为本研究非常强调控制的准确性，所以就必须要设计出方便上位机和手部外骨骼之间通讯，同时又可以准确控制外骨骼运动需要的角度，本研究设计了能够控制手部外骨骼的整体控制系统，本控制系统主要由硬件电路和软件系统构成。

3.3.1 硬件电路设计

本手部外骨骼需要实现的功能是由把电脑作为上位机，当上位机向嵌入式处理器发送指令后，嵌入式处理器将会校验这批数据，然后将解码后的舵机运动的位置、速度、方向等指令传递给 AX-12A 数字舵机，从而实现在舵机牵引鲍登线下的手部外骨骼系统的张开和握拳的动作。因此所需要的硬件系统主要包括主控制器模块、电源模块、通信模块、人机交互模块和舵机驱动模块等部分构成，系统的总体结构框图如图 3-3 所示。

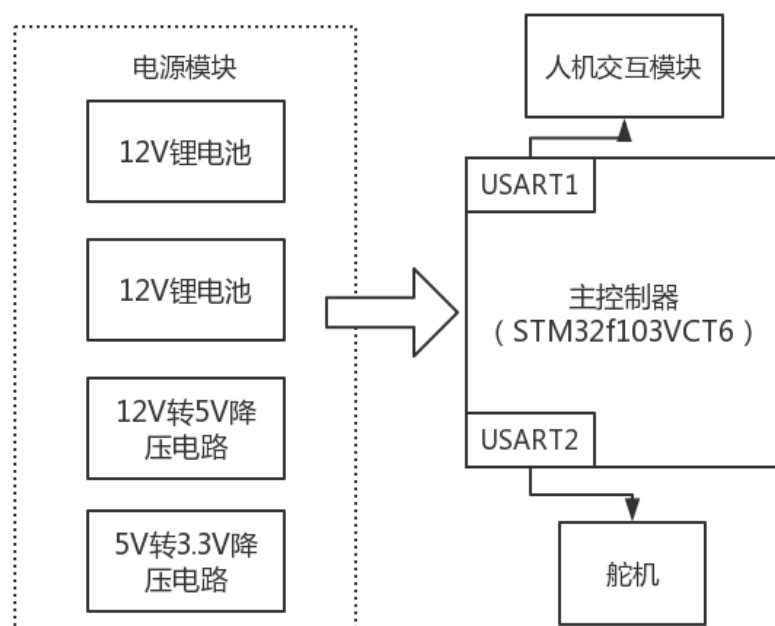


图 3-3 硬件系统框图

在主控制器模块上,本硬件系统采用的是由 ST 公司研制的基于 ARM32 位的 Cortex-M3 内核的 STM32f103VCT6 芯片及其周围电路组成的嵌入式系统。该芯片采用 100 脚封装,各种功能齐全,主频达 72MHz,价格合适,性价比较高。在电路设计上,主要遵循了 STM32 最小系统的设计,其中包括晶振电路、复位电路等必须的电路。

此处使用的主要是 STM32 最小系统,包括电源,复位,时钟源,调试接口,启动等。电源采用 3.3V 供电。复位电路即在微控制器的 nrst 引脚上连接简单的复位电路。

在电源模块设计上,本系统使用了两块 12V 锂电池,其中一块锂电池给舵机供电,另一块锂电池通过降压电路给整个系统供电。图 3-4 为后一块 12V 锂电池接入电路的原理图。

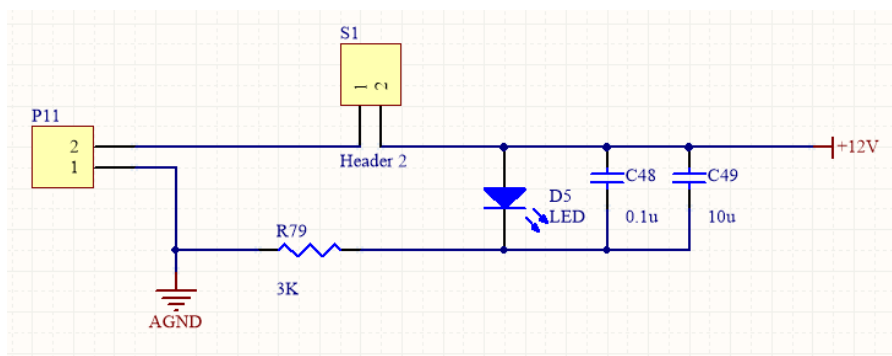


图 3-4 12V 锂电池接入电路原理图

在这一块锂电池接入电路后,将会通过 LT1965 稳压芯片构成的降压电路转成 5V,这是一款低噪声低压差线性稳压器,输出 5V 电压接到舵机所需要的 5V 电路上。这是一种降压电路,在 OUT 处和 ADJ 处分别接入 30 千欧电阻和 10 千欧电阻,这样保证了输出电压是 5V。电路原理图如图 3-5 所示。

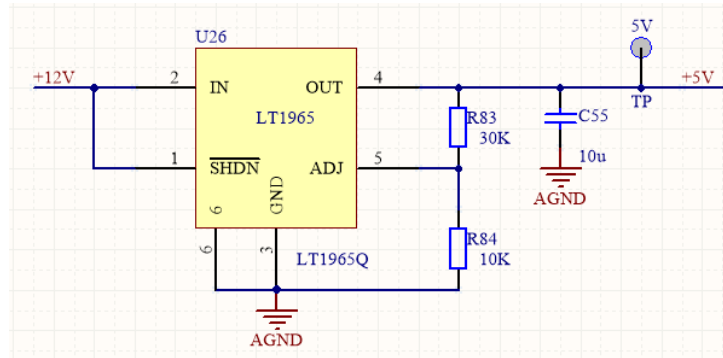


图 3-5 12V 转 5V 降压电路原理图

在 12V 转成 5V 后，又需要将 5V 转成 3.3V，从而为主控制器供电。此处电路采用 AMS1117-3.3 芯片，这是一款低压差线稳压器，工作时通过内部取样电压与基准电压进行比较，利用二者差值控制整个电路的压降，从而实验稳压输出。图 3-6 为电路原理图。

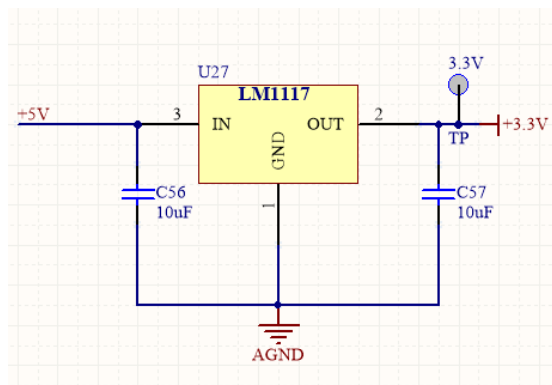


图 3-6 5V 转 3.3V 降压电路原理图

在调试电路上，此处使用了 JTAG 调试和 SWD 调试，JTAG 为 5 针，SWD 为 2 线串行，当进行 SWD 调试的时候，只需要接 4 根线，分别是 3.3V、GND、SWDIO、SWCLK，使用起来方便快捷，调试很便利，相关电路原理图如图 3-7 所示。

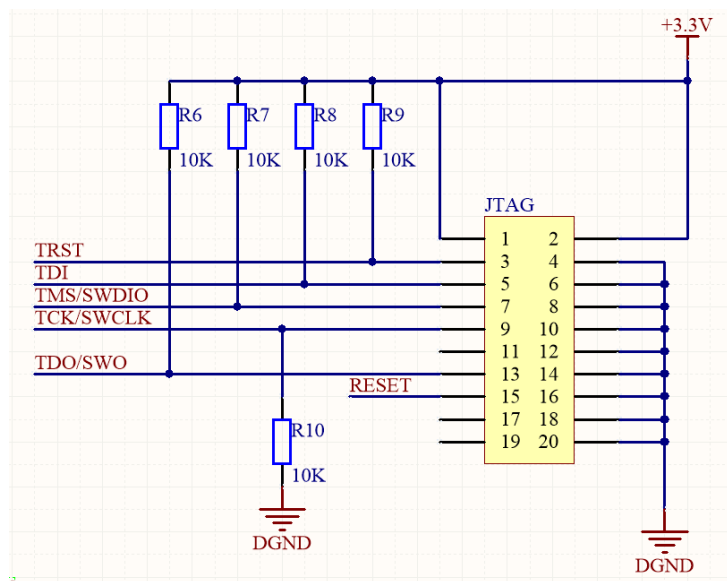


图 3-7 调试电路原理图

在硬件系统的通信模块上，主要使用了两种方法与上位机通信，一种是使用 CH340G 芯片进行串口通信，另外一种是使用 HC05 主从一体化蓝牙模块进行通信，这两种方法都是

通过微处理器的 USART1 与上位机进行串口通信的，这样一来，可以形成上下位机一体的控制系统。

其中 CH340G 是一个 USB 总线转接芯片，可以实现 USB 转串口，因此在实现 PC 和微处理器之间的通信时非常常用。在设计电路的时候需要注意给它供电，同时这个芯片需要 12MHz 的外部晶振才可以正常工作，另外还需要在晶振两端加上 22Pf 的电容，并接地才能使芯片正常工作。这一部分的电路图如图 3-8 所示。

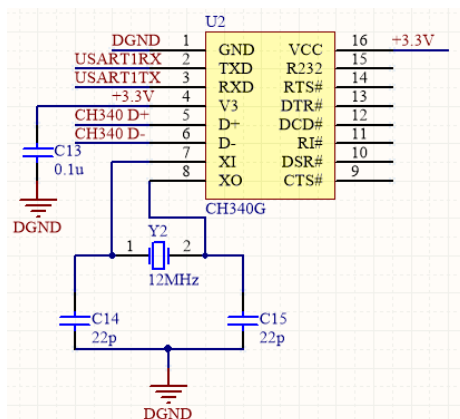


图 3-8 CH340G 工作电路

通信模块中的另一种方法是使用蓝牙通信，此处选用的是 HC05 蓝牙模块，因为这种蓝牙模块可以很方便的设置 AT 模式，可以很便捷的设置蓝牙串口的名字，波特率，校验位等参数，同时这款蓝牙模块在与 STM32 连接时无需电平转换，可以帮助缩小电路板体积。这种蓝牙芯片的可以引出 6 个引脚，其中 STATE 引脚为蓝牙状态输出引脚。在硬件电路中的电路图如图 3-9 所示。

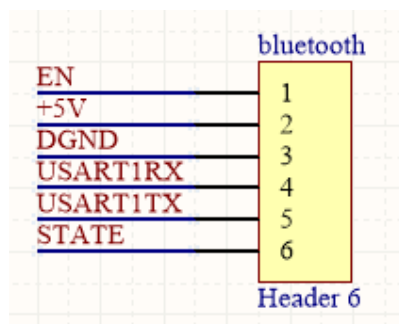


图 3-9 HC05 蓝牙模块

最后是舵机驱动模块，由于手部外骨骼所采用的的舵机是韩国 Robotis 公司的 Dyaamixel 系列舵机 AX-12A，这种舵机是由齿轮减速箱、一个直流电机还有一个具备通信功能的控制芯片封装而成的。这种舵机的控制精度很高，速度和位置可以分为 1024 等分，在通讯的时候，可以通过一个指令包就可以将位置、速度、伺服性以及扭矩等指令发送给舵机。同时与这种舵机通信只需要 3 根传输线即可，分别是 VDD、GND、DATA，每个舵机的传输线针脚排布如图 3-10 所示，每个舵机都有两个插座，在使用过程中，只需要连接其中任意一个即可以驱动舵机。

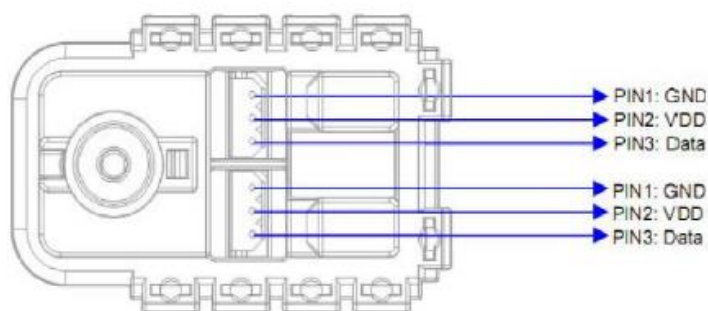


图 3-10 舵机传输线针脚排布

在舵机与舵机之间、舵机和控制器之间是通过 TTL 多通道连接的，值得一提的是，这种舵机只需要使用一条总线即可以控制多个舵机，使用起来非常方便，连接方式如图 3-11 所示。

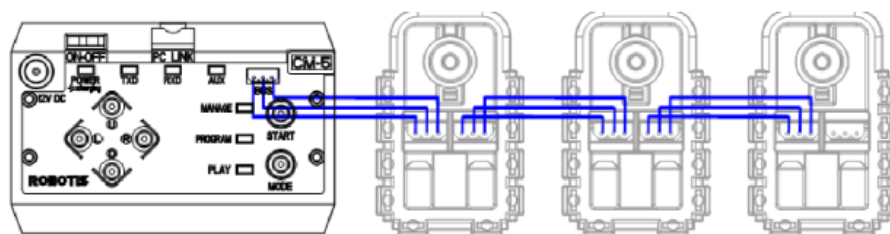


图 3-11 舵机连接方式

这种舵机与控制器之间的通讯采用半双工异步串口通讯，通讯协议有 8 位数据位、1 位停止位、没有奇偶校验位，最高的通讯波特率高达 1Mbps。控制器需要将 USART 信号转换为半双工信号才可以控制舵机。官方给出的做法是，将 TTL 发射和接收数据的方向取决于“方向端口”的信号电平，也就是说，当方向端口电平为高时，发送数据信号，当方向端口电平为低时，接受数据信号。发送与接受线在信号选择时使用了两个 74HC126 芯片，这种芯片是一个四总线缓冲门，用来构建数据总线，防止信息之间的相互干扰。该部分示意图如图 3-12 所示。

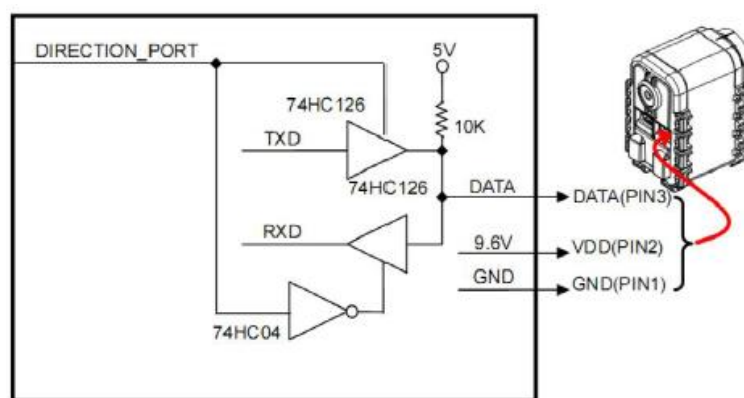


图 3-12 官方推荐电路

但是，对于本研究所使用的硬件电路，使用 STM32 自带的 USART 通讯功能也可以实现对这款舵机的控制。此时将 UASRT 转换为半双工异步串口通讯的步骤由 STM32 上的软件程序完成，在硬件设计中，需要引出 3 根线和 STM32 的 UASRT 的 2 号接口详解。此时舵机的 DATA 引脚直接与 USART2 的 TX 引脚相连，仅仅需要这一根引脚线即可以实现接受和收发数据，但必须将 DATA 引脚利用 10K 的上拉电阻拉到 5V 才可以实现正常的通

讯。此时 USART2 的 TX 引脚和 RX 引脚在芯片内部互联，RX 不再被使用，TX 配置成悬空输入。舵机的控制电路如图 3-13 所示。

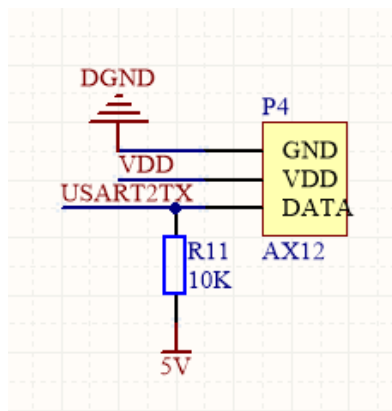


图 3-13 舵机控制电路

在经过上述的原理图设计后，就通过布线将其 PCB 设计出来，并经过一系列的加工最终得到所需要的 PCB 板，如图 3-14 所示。



图 3-14 手部外骨骼 PCB 板

3.3.2 软件程序设计

在手臂外骨骼的软件程序设计上，主要是采用串口通讯的方式进行数据传输。具体思路是由 PC 作为上位机，首先向 STM32f103VCT6 的一个串口传送指令，微处理器解析完成指令后，将解析出的舵机相关参数指令通过另一个串口发送给舵机从而实现对舵机运动的控制。

这里主要需要使用到 USART 资源，这是一种串行通讯装置，可以与外设进行全双工的数据交换。串口通讯一般分物理层和协议层，物理层规定了通讯过程中的物理硬件特性，协议层规定了通讯的逻辑与规则。串口通讯发送的数据包主要包括起始位、8 位数据位、校验位以及停止位。而在 STM32 控制 AX-12A 舵机的过程中，需要将 STM32 的 USART 配置

为半双工通讯。另外 STM32 与数字舵机的通讯方式使用信号包实现。指令包的结构如图 3-15 所示。

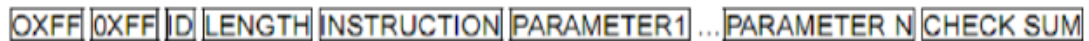


图 3-15 指令包结构

指令包中，包头的 2 个 0xFF 代表开始传送指令包。ID 代表每个舵机的唯一的 ID 编号，一个控制器最多可以连 254 个 ID，分别是 0x00 到 0xFD，另外 ID 为 0xFE 的时候，这代表是广播 ID，表示向所有连接的舵机发送指令。LENGTH 代表的是指令包的长度，具体是“参数个数 (N) + 2”。INSTRUCTION 代表 STM32 要给舵机发送的指令，一般包括读指令、写指令、同步控制多个舵机的指令。PARAMETER0~N 表示指令需要执行的附加参数。最后 CHECKSUM 代表校验码，需要将 ID、LENGTH、INSTRUCTION 还有所有 PARAMETER 求和并取或，当计算结果大于 255 的时候，则后面字节的值为校验码的值。

所以在当需要 STM32 控制舵机运动时，只需要通过 USART2 串口按照指令包的格式给两个舵机发送指令即可。将这些指令包在 STM32 的片上程序中编成一个个的函数，在使用的时候调用即可实现控制舵机的运动。

在 PC 作为上位机和 STM32 作为下位机之间的通信比较简单，主要使用的是全双工异步通信，和上文提到的半双工通信不同，在全双工的方式下，通信系统的每一端都设置了发送器和接收器，可以控制数据同时在两个方向上进行传送，这样在此方式下，无需进行方向的切换，没有切换操作产生的时间延迟，因此对于双向通信来说十分有利，所以本研究采用了 USART 进行全双工异步通信。使用了 USART1 端口的 TX 和 RX 引脚，TX 是数据发送引脚，负责数据的发送功能实现，RX 是数据接收引脚，负责数据接收功能的实现。在 STM32 控制器之间使用的是 TTL 电平进行传输，因此为了实现和 PC 之间的通信，需要使用 CH340G 芯片将 TTL 电平转换为电脑可以使用的 RS232 电平，此处已经在电路设计中得到体现。与半双工通信一样，全双工通信也需要配置一系列参数，包括起始位、数据位、奇偶校验位、停止位、波特率等，这样的话，在 STM32 配置好 USART 的全双工通信，即可以实现控制器与 PC 之间的通信连接，构建好人工交互模块。在此，本研究设计了分别用 0x01 和 0x02 代表手部握拳和张开的动作，需要舵机运动的时候，即将指令发送给 STM32 进行解析，从而进一步控制舵机的运动。

在整体的通讯结构中，主要使用了两个串口资源进行通讯，分别是 USART1 和 USART2。其中 USART1 负责上位机 PC 与手部外骨骼的控制器 STM32 进行通信，USART2 负责控制器 STM32 与数字舵机 AX-12A 进行通信。

3.4 本章小结

本章主要系统介绍了本研究所使用的手部软体外骨骼的机械结构，并且阐述了本研究是如何设计手部外骨骼部分的硬件电路和软件程序的。其中硬件电路主要包括电源模块、通信模块、主控制器模块、调试电路模块、舵机模块等。软件程序设计上主要是涉及 AX-12A 舵机的通信协议，还有单线半双工模式在 STM32 平台上的配置方法，当然还有 PC 与 STM32 之间的通讯。

第四章 肩关节外骨骼介绍

本研究使用了上海交大学生机电实验室设计制作的肩部外骨骼，本章将会介绍肩部外骨骼的机械结构和控制系统设计，以及如何将肩部外骨骼整合到上肢外骨骼中。

4.1 肩关节外骨骼机械结构介绍

人体肩关节的运动比较复杂，为了简化设计，现有的肩部外骨骼主要考虑肩关节的前屈/后伸、内收/外展两个自由度，同时由于驱动方式比较难以确定，本肩关节外骨骼将两个自由度分解为肩部垂直方向的运动和水平方向的运动，其中垂直方向的运动范围设计为前屈 0 到 90 度，后伸 0 到 30 度，水平方向的运动范围设计为内收 0 到 30 度，外展 0 到 90 度。除此之外，为了便于患者舒服的穿戴，此肩关节外骨骼还增加了符合人体工程学的背板，可以很好的贴合人体背部的脊柱曲线。本研究所使用的上海交大学生机电实验室现有的肩部外骨骼的实物图如图 4-1 所示。



图 4-1 肩关节外骨骼实物图

4.2 肩关节外骨骼控制系统介绍

4.2.1 硬件电路

在硬件电路上，上海交大生机电实验室设计的肩关节外骨骼所使用的主控制器是 ST 公司研制的基于 ARM32 位的 Cortex-M7 内核的 STM32F746ZGT6 芯片及其周围电路组成的嵌入式系统。这种芯片采用 144 引脚封装，最高主频高达 216MHz，性能非常强大。

在电源模块上，系统采用 24V 大容量聚合物锂电池来给 3 个伺服电机供电。

在驱动模块中，使用 Maxon 公司的 EC60flat 扁平电机，这是一款直流无刷舵电机。这种无刷电机不需要使用电刷完成换向，而是采用电子换向的方法，通过霍尔传感元件，感

知内部永磁体的磁极的位置，并在适合的时机改变线圈中电流的方向达到转向的目的。此款电机驱动需要搭配驱动器，本系统为此搭配了 Coplay Controls 公司的数字驱动器 Accelnet Plus 2-Axis Module 系列的 AP2-090-30，这种驱动器可以驱动两个伺服电机的运动。

在驱动器和主控制器 STM32 的通讯电路设计上，主要采用了 CAN 通讯。这是利用了 STM32 的 CAN 接口，将主控制器 STM32 的 CAN 通讯数据接收 (CAN_RX) 和发送口 (CAN-TX) 通过一个 CAN 的发送/接收器就可以与驱动器进行通讯。此系统所选择的 CAN 收发器芯片是 VP230。

在驱动器和上位机进行通讯时，采用 RS232 通讯方式。AP2 驱动器提供了一个 3 线全双工的 RS232 通讯接口，通讯协议可以支持 9600~115200 波特率、8 位数据位、无校验位以及 1 位停止位。

4.2.2 软件程序

在软件程序设计上，上海交通大学生机电实验室为了能够使 STM32 驱动伺服电机，需要使用伺服电机的 CANopen 通讯协议，这是一种可以完善 CAN 通讯应用层的协议。一个完整的 CANopen 设备模型主要包括 3 个部分：通讯接口、对象字典以及用户应用层。^[15]

通讯接口上，CANopen 协议根据所发报文的功能的不同，定义了几种不同的报文，也即通讯对象，包括：过程数据对象、服务数据对象、特殊功能对象、网络管理对象等。

在编写程序的过程中，将最终完成的主控制器与驱动器之间的运动控制初始化程序编写成一个无参数型的函数中，具备以下几个功能：开启节点、使能伺服、通过过程数据对象报文读取编码器值，设置电机速度模式以及速度值，编码器位置归零，读取编码器远程帧等。^[16]

4.3 本章小结

本章大致介绍了本研究所使用的上海交通大学生机电实验室所研制的肩关节外骨骼的机械结构和控制系统设计。本肩关节外骨骼具备两个自由度，而且可穿戴的设计使其可以方便的使用。硬件电路上，实现了集成化和小型化，而且嵌入式处理器运行速度很快。在软件设计上，使用了先进的 CAN 通讯，使得指令可以完美地快速地传递到伺服电机上。

第五章 实验与验证

在前几章分别对本研究要搭建的可穿戴式上肢外骨骼的三个部分——可穿戴电刺激器、软体手部外骨骼和肩关节外骨骼做了阐述，本章将着重叙述本研究如何将这三部分结合起来，形成一套可穿戴的上肢外骨骼系统。

5.1 协同控制系统设计

为了实现可穿戴电刺激器、软体手部外骨骼和肩关节外骨骼的协同控制，就需要一个上位机来控制这三部分执行不同的动作，设定好通讯协议，向不同的设备发送不同的指令就代表不同的动作，由于这三部分的处理器都是 STM32 处理器，所以上位机理想的选择就是另一片 STM32 处理器或是 PC。

但是考虑到操作的简便性，相比于使用 STM32 作为上位机需要在调试的时候不断烧录程序非常繁琐，而且容易出错，调试效率并不高，使用 PC 作为上位机可以很方便的修改代码，同时出错率也会少一些，调试效率也会高很多，本研究决定使用 PC 作为上位机，通过串口通信的方式，分别向三设备发送不同的指令控制，通过调整发送指令的顺序和时间间隔来调整肌肉运动时序，从而帮助患者完成上肢的功能性运动。在 PC 端设计交互界面控制给三个下位机发送不同的指令参数和功能性运动参数，从而实现人机交互模块的构建。

其中可穿戴式电刺激器可以控制腕部和肘部共计 2 个自由度的运动，手部软体外骨骼控制手部单自由度运动，肩关节外骨骼控制肩关节 2 个自由度运动，总共共计 5 个自由度的上肢运动。系统设计框图如图 5.1 所示。

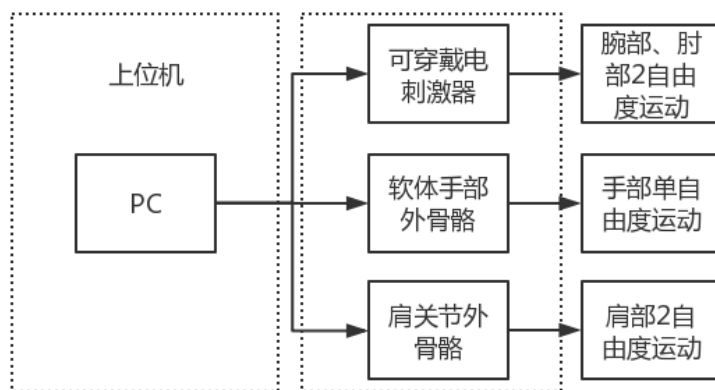


图 5.1 系统框图

受试者穿上这套可穿戴上肢外骨骼实物图如图 5-2 所示。

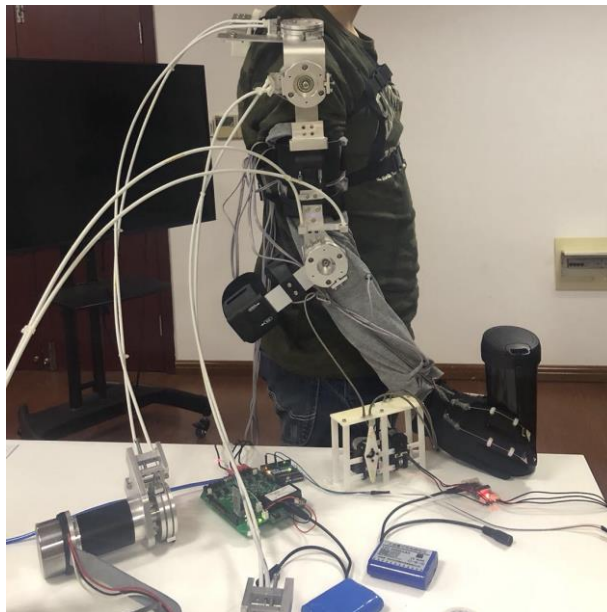


图 5-2 可穿戴上肢外骨骼实物图

5.2 协同控制软件设计

为了将这三部分结合在一起，需要设计一定的通讯协议，设计 PC 端的上位机程序，设计 STM32 的片上程序。

首先是通讯协议，为了在简化通信协议的同时保证通信的准确率，本研究分别针对三套设备设计不同的协议。在可穿戴电刺激器上，由于电刺激器 PCB 比较复杂，需要设计包含头帧，包含校验位的通信协议。电刺激器每次接受的数据包有 10 位，0x00 作为数据包头，第二位为指令，第三位为保留字节，默认为 0x00，第四位为频率，第五到六位为脉宽，第七到八位为幅值，最后一位为求和校验位。每次数据包都会连发三次，防止数据丢失。每次当电刺激器的主控制器 STM32 接受到数据，都会先校验数据包头是否正确，再校验收到的数据个数，再校验求和和校验位是否正确，最后解析指令。另外，对于可穿戴手部软体外骨骼来说，由于驱动系统比较简单，动作也比较简单，所以简化通讯协议，没有包头和校验位，上位机发送 0x01 指令代表手掌张开，上位机发送 0x02 指令代表握拳。对于肩关节外骨骼，同样采用简化通讯协议的方法，为了满足初期演示效果，就分别用 0x01, 0x02, 0x03, 0x04 代表向 4 个不同的方向匀速运动 20 度。

在 PC 上位机程序的设计时，本研究使用了 C# 进行编程，使用串口通信向各个设备发送指令。串口是按照位 (bit) 发送和接受字节。串口通信有不少参数，包括波特率、数据位、停止位和奇偶校验。本研究所采用的数据参数如下表所示。

表 5-1 上位机串口参数表

项目	参数
波特率	115200
数据位	8
停止位	1
奇偶校验位	无

在用 C# 进行编程时，使用 visual studio 编译器的 winfrom 模块进行窗口编程。在进行串口编程时，首先需要列出电脑可以使用的全部串口，然后获取可以使用的串口名字，使用 SerialPort 函数定义好需要使用的串口的名称、波特率、停止位、校验位、奇偶校验位等

特征参数，然后在主窗体中打开需要打开的串口。如果想要已经打开的串口发送数据，可以使用 send 函数，即可以向串口端发送数据包。

实例化三个串口，并且配置好参数，每次向串口发送特定的指令控制装置的运动效果。上位机界面如图 5-3 所示。

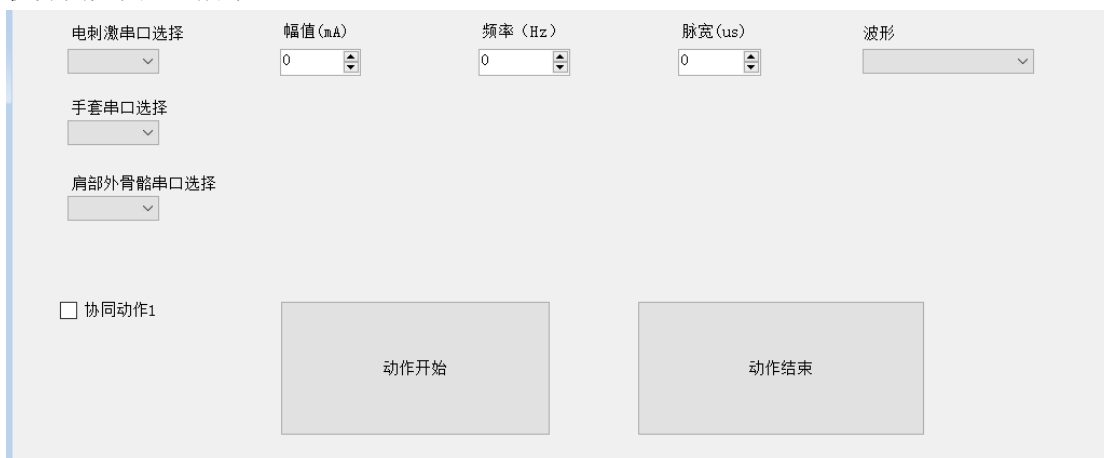


图 5-3 上位机界面

在 STM32 的编程程序上，主要用到了利用 USART 从串口接受数据并校验，这里用到了配置串口和中断接受的例子。在 STM32 中，主要用到了同步异步收发器，也就是 USART，利用这处资源可以实现 PC 和 STM32 的双向通信，这样至少需要两个引脚连接，分别是接受数据的 RX 和发出数据的 TX。其中 RX 是可以接受数据串行输入的，TX 是用来发送数据输出的。在 STM32 使用 USART 前，需要先配置好串口，其中包括 RCC 配置、GPIO 配置、USART 配置，NVIC 配置。RCC 配置需要采用固件库函数，在配置 GPIO 的时候，GPIO 的属性包含在结构体 GPIO_InitTypeDef，需要对 TX 引脚设置为复用推挽输出，GPIO_Speed 切换速率设置为 50MHz，RX 引脚设置为浮空输入。在设置 USART 时，所需要设置好中断。在设置 NVIC 的时候，需要设置 USART 的各种参数，包括波特率、字长、停止位、校验方式等。在从串口接受数据的时候，本研究采用的是中断接受，在接受到一帧数据，就进入中断，将接受的数据接收到缓存区，再进行校验。

5.2 协同控制时序设计

为了验证本可穿戴式外骨骼是否可以帮助患者完成功能性的运动，本研究需要设计相关肌肉的时序设计，并且能在这—时序下完成一个功能性运动，即算本研究成功。为此，本研究选取了日常生活中常见的患者在站立状态下从桌子上拿水杯喝水这一功能性运动。

将这一常见的运动进行肌肉运动时序分解，可以看出，首先需要肩关节上摆，使手掌移动到与水杯相应的高度，此时腕关节外伸，使手掌可以处在能稳稳抓握水杯的位置，手掌握住水杯，腕关节内收，肱二头肌收缩，使水杯向上移动到可以喝到水的地方，喝水完毕后，肱三头肌收缩，使水杯放到桌面上，手掌张开，手臂下抬，回到原位。具体时序图如图 5-4 所示。

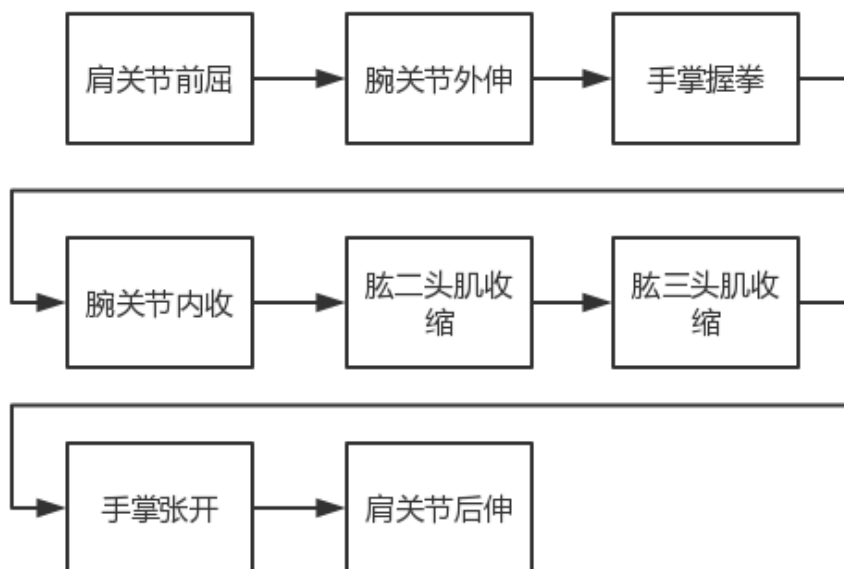


图 5-4 刺激时序图

为了避免信号传输过程中带来的延时问题，每个动作之间都会间隔 3 秒。

5.3 协同控制实验验证

为了验证本研究是否可以在实际使用中起到功能性运动的作用，本研究也对受试者进行了一系列的试验。

电刺激的试验参数随受试者的不同情况做不同的设定，肩关节外骨骼和手部软体外骨骼的运动速度也随受试者的个人情况进行调整。

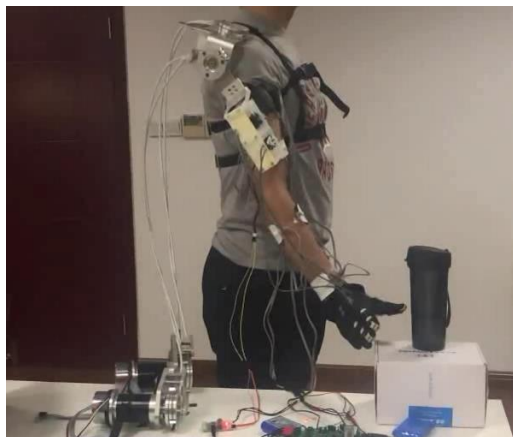
在初步试验中。受试者都较好的完成了协同控制试验，在本可穿戴式外骨骼的牵引下完成了从桌子上喝水的功能性运动，说明本研究的最后成果是成功的。受试者实验图按 8 个时序分别如图 5-5 所示。



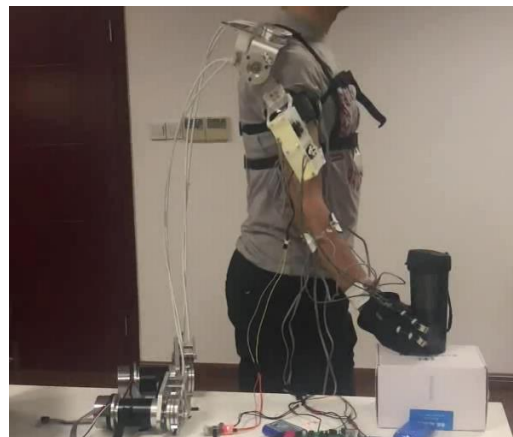
(a) 初始状态



(b) 肩关节前伸



(c) 腕关节外伸



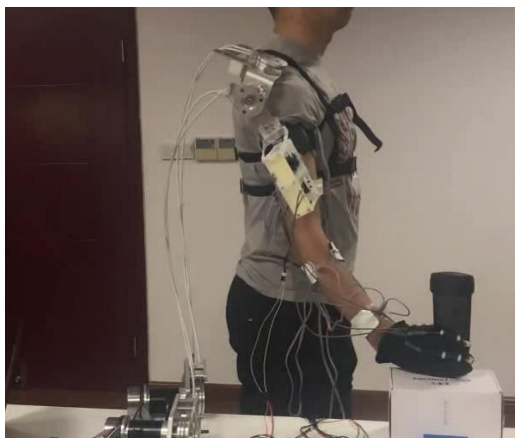
(d) 手掌握拳



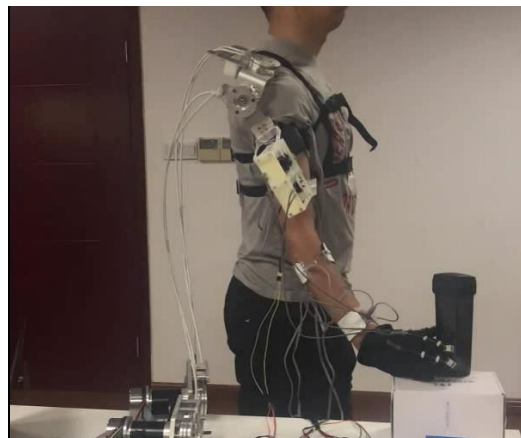
(e) 腕关节内收



(f) 肱二头肌收缩



(g) 肱三头肌收缩



(h) 手掌张开



(i) 肩关节后伸

图 5-5 受试者接受试验图(a)(b)(c)(d)(e)(f)(g)(h)(i)

5.4 本章小结

本章主要阐述了本研究是如何将三个装置进行协同控制的，主要是将 PC 作为上位机，不断的向三个设备通过串口通信的方法发送指令来控制三个装置之间的协同运动。为了实现这一目的，需要设计好通讯协议，设计好上位机界面，在 STM32 上写好片上程序。

本研究还设计了功能性运动，并且在受试者身上进行了亲身试验，试验效果良好，说明本研究具备不错的实践能力。

第六章 结论与展望

6.1 全文工作总结与结论

本文针对将功能性电刺激和机器人外骨骼技术结合运用在上肢外骨骼这一问题上进行了探讨和研究。当今社会有很多患者饱受上肢运动神经受损或是肌肉功能受损的折磨，功能性电刺激技术可以帮助患者重塑上肢运动神经，恢复运动功能，机器人外骨骼也是广受证明的可以帮助患者进行运动功能恢复的方法，如果能把这两种技术结合在一起，一定可以起到事半功倍的方法。因此本研究首先提出了要搭建能够帮助患者完成功能性运动的一套上肢运动辅助系统，可以帮助患者完成日常生活中常见的运动。具体的研究工作内容包包括以下点：

(1) 首先对于国内外关于功能性电刺激技术和上肢外骨骼技术的相关研究工作做了大量的调研并做了相关总结，引出了本研究的研究目的，明确了本研究的研究意义，也就是需要搭建出一套可以帮助患者进行功能性运动的结合功能性电刺激技术和机器人外骨骼技术的可穿戴式上肢外骨骼。

(2) 基于上述目标，本研究在前期工作中学习了如何进行功能性电刺激以及功能性电刺激的很多相关知识，并且亲身实验验证了功能性电刺激在刺激上肢肌肉时的肌肉协调性和刺激效果，由此改进了现有的电刺激产品，制作出了方便穿戴的可穿戴式功能性电刺激器，并进行了实验验证。

(3) 同时，在手部软件外骨骼部分，本研究学习了现有设备的机械结构，并且自行设计了外骨骼部分的控制系统，包括硬件部分和软件部分，主要包括主控制器模块、电源模块、人机交互模块、通信模块、舵机驱动模块、上位机等，并进行了实验验证。

(4) 在肩关节外骨骼部分，主要是学习了解了现有设备的机械结构设计部分，控制系统部分，主要包括如何驱动伺服电机、CAN 通讯，STM32F746 嵌入式系统等，并针对肩关节外骨骼开发了基于串口通信的上位机模块，同样得到了实验的验证。

(5) 最后，本研究将这三块部分进行了整合，将 PC 作为上位机控制三台设备的运动，以串口通信为桥梁，开发了上位机控制界面。并为了验证本研究的使用效果，设计了能够完成功能性运动的运动时序，并且在受试者身上进行的实验，得到了不错的反馈。

6.2 未来工作展望

本文的研究工作已经基本搭建出一套可以使用的可穿戴式上肢外骨骼系统，但是由于时间原因，此套系统仍然不够完善，还有很多可以值得改进的地方，现在将这些可以研究的地方总结如下：

(1) 现在还是主要由一个上位机去控制三个下位机，这样虽然能够完成演示，但是在实际使用过程中肯定不方便，之后的工作可以将其集中到一块 PCB 上。

(2) 现在的控制还都是纯开环控制，没有反馈调节，这对于需要面向患者的可穿戴式外骨骼来说还是不够全面的，未来可以在其中增加反馈调节机制。

(3) 本研究所使用的的装置在机械结构上还可以进一步作出改进，现有的机械结构仍然比较臃肿，在未来可以进一步向轻量化、实用化的方向作出改进。

参考文献

- [1]. 胡永善, 朱玉连, 杨培君, 等. 早期康复治疗对急性脑卒中患者运动功能的影响[J]. 中国康复医学杂志, 2002, 17(3):145-147.
- [2]. 聂开宝, 蓝宁, 马亚权, 等. 功能性电刺激的原理、设计与应用(三)[J]. 中国康复理论与实践, 1998, 4(4):153-155.
- [3]. 林森, 徐建光, LINSen, 等. 功能性电刺激在周围神经损伤修复中的研究进展[J]. 中国修复重建外科杂志, 2005, 19(8):669-672.
- [4]. 王东岩, 李庆玲, 杜志江, 等. 外骨骼式上肢康复机器人及其控制方法研究[J]. 哈尔滨工程大学学报, 2007, 28(9):1008-1013.
- [5]. 张定国, 朱向阳. 功能性电刺激研究在中国的回顾、现状与展望[J]. 中国康复理论与实践, 2010, 16(9):848-850.
- [6]. Keller T, Popovic M R, Pappas I P, et al. Transcutaneous functional electrical stimulator "Compex Motion".[J]. Artificial Organs, 2015, 26(3):219-223.
- [7]. Ho N S, Tong K Y, Hu X L, et al. An EMG-driven exoskeleton hand robotic training device on chronic stroke subjects: task training system for stroke rehabilitation[C]// IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. IEEE, 2011:5975340.
- [8]. Polygerinos P, Wang Z, Galloway K C, et al. Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation[J]. Robotics & Autonomous Systems, 2015, 73(C):135-143.
- [9]. Kang B B, Lee H, In H, et al. Development of a polymer-based tendon-driven wearable robotic hand[C]// IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE, 2016:3750-3755.
- [10]. Hogan N, Krebs H I, Charnnarong J, et al. MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training II[J]. Proceedings of Telemanipulator Technology - SPIE - The International Society of Optical Engineering, 1992, 1833:161-165.
- [11]. Krebs H I, Hogan N, Aisen M L, et al. Robot-aided neurorehabilitation[J]. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering A Publication of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society, 1998, 6(1):75.
- [12]. Otsuka T, Kawaguchi K, Kawamoto H, et al. Development of upper-limb type HAL and reaching movement for meal-assistance[C]// IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. IEEE, 2011:883-888.
- [13]. Muramatsu Y, Kobayashi H, Sato Y, et al. Quantitative performance analysis of muscle suit — Estimation by Oxyhemoglobin and deoxyhemoglobin[C]// IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. IEEE, 2011:293-298.
- [14]. Sugar T G, He J, Koeneman E J, et al. Design and control of RUPERT: a device for robotic upper extremity repetitive therapy[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2007, 15(3):336-346.
- [15]. 施磊. 基于 CANopen 的伺服控制系统研究与设计[D]. 浙江工业大学, 2016.
- [16]. 王海燕, 龙辛. 基于 STM32 的 CANopen 通讯协议的实现[J]. 工业设计, 2012(2):131-133.

谢辞

经过几个月的努力，我完成了这次毕业设计。本论文是在我的导师张定国教授的悉心指导下完成的，非常感谢张老师给我这样一个宝贵的机会能在他的实验室里进行生机电方面的科研实习，不仅让我找到了研究兴趣，还大大提高了我的能力，在此对张老师表以衷心的感谢。此次论文的完成离不开张老师的帮助，从一开始的选题，到中期的执行，再到结题，张老师一直用他严谨的科研态度和渊博的专业知识辅导着我，使我受益匪浅。

另外，我还需要感谢在课题组帮助过我的王杜硕士、易安东硕士、桂凯博士、周宇博士、程绍娜硕士、Haider Usman 硕士、王彦淞硕士、成旭硕士、曾嘉硕士，我的毕设项目完成离不开他们的指导与帮助。我还要感谢毕设小组的成员，郭小圣、张洋、张轶帆、李明，正是我们在这几个月中通力合作，才完成了毕设。

衷心感谢我的父母，我的姐姐们（张靖卓和张帆），我的家人对我的关心与支持，没有他们的帮助，我无法完成在上海交通大学的本科学业。

还要感谢我的母校，上海交通大学，在这四年里给我提供的学习和科研的机会，正是有这样的平台，我才能顺利完成学业。

最后我要感谢这四年里帮助过我的老师、同学们，我的每一步进步都离不开你们的帮助，谢谢你们！还要感谢为评阅本论文付出宝贵时间和辛勤劳动的专家和教授们！

An Assistive System for Upper Limb Motion Combining Functional Electrical Stimulation and Robotic Exoskeleton

There are a large number of patients suffering from hemiplegia in China. The rehabilitation needs of such patients have aroused great concern in society. Drugs and surgery alone cannot cure the disease. Robotic exoskeletons and functional electrical stimulation techniques have proven to be effective healing methods.

Functional Electrical Stimulation (FES) is a technology that is often used to help reshape nerve tissue in humans and to improve or even restore the function of muscle or muscle tissue that loses motor function in various parts of the body. The technique requires applying low-frequency pulse currents with certain parameters to specific muscles or muscle groups of patients, stimulating the corresponding muscles and muscle groups to perform specific movements, and cultivating different muscles and designing different movement timings to perform specific functional movements. Previous experiments with a large number of animal and human subjects have demonstrated that functional electrical stimulation can be applied to various types of nerve tissue, whether peripheral nerve tissue or central nervous tissue, under suitable parameters such as current intensity, frequency, and wave width. Both have a role in promoting regeneration, combined with suitable electrical stimulation steps, can have a good healing effect on patients, is a very promising technical means in the field of rehabilitation.

The robot exoskeleton is another very widely studied technique. It is essentially a wearable robot. It is a mechanical structure that can be worn on the human body. It can provide a source of power for the human body or protect the body, support the body, etc. Features. [4] Wearable robot exoskeletons also have many applications in the field of rehabilitation. Patients can perform specific rehabilitation exercises by wearing robotic exoskeleton to reconstruct damaged nerves and muscle functions, with good healing effect, with functional electrical stimulation with technology, robotic exoskeletons are also a technological tool with great potential for application in the field of rehabilitation.

Based on the current background, in order to better help patients reconstruct the upper extremity motor function, remodeling the damaged nerves to achieve a good purpose of rehabilitation training. This research innovatively combines functional electrical stimulation technology with robotic exoskeleton technology. Functional electrical stimulation is responsible for stimulating the active muscle movement of the patient. The robotic exoskeleton is responsible for the passive movement of the traction patient's muscles. The test prototype was developed using these two technologies. Help patients complete a series of passive upper limb movements, so that patients do not need to completely rely on the active movement brought by the electrical stimulation or the passive movement caused by the robot exoskeleton to train, but also to ensure the accuracy of the patient's movement. This helps the patient to rebuild upper body muscle motor function and reshape the damaged nerves. Therefore, this study also has important scientific research, engineering design and medical significance, which is worthy of in-depth research and

development.

This article discusses and studies the use of functional electrical stimulation and robotic exoskeleton techniques in the exoskeleton Exo-skeleton. In today's society, many patients suffer from upper extremity motor damage or impaired muscle function. Functional electrical stimulation technology can help patients reshape the upper limbs and restore motor function. The robotic exoskeleton is also widely proven to help patients with exercise. The method of functional recovery, if we can combine these two technologies, will certainly be able to do more with less. Therefore, this study first proposes to build a wearable exoskeleton system that can help patients complete functional exercise, which can help patients to exercise in common daily life. The specific research work includes the following points:

The second chapter shows how to design wearable functional electrical stimulators. This mainly includes the study and understanding of the functional electrical stimulation technology in the early stage, as well as the experimental verification of the in-person verification and muscle coordination exercise for the upper limb muscle electrical stimulation. The multi-channel functional electrical stimulation PCB was studied, a wearable functional electrical stimulator was designed and manufactured, and its practical effect was verified in person. All in all, the previous experiments of wearable electrical stimulators in this study verify the hardware design and software design. This chapter first analyzes the degree of freedom of the upper limbs of the human body, and then conducts a series of electrical stimulation experimental areas to verify the effects of electrical stimulation of different muscles and the synergy between muscles. It is further illustrated how the hardware and software parts of the wearable electrical stimulator used in this study are designed. The wearable electrical stimulator has two degrees of freedom and can control flexion and extension of the wrist and elbow, respectively.

The third chapter mainly expounds the design of the learning and control system for the soft skeletal system of the hand. First of all, the mechanical structure design of the soft exoskeleton of the hand was studied. Based on this, a hardware PCB including a power supply module, a master controller module, a communication module, a servo movement module, etc. was designed and based on the AX-12A model number The communication protocol of the servo completes the control program using the PC as the upper computer, and the practical effect is verified by experiments. In a nutshell, this chapter introduces the mechanical structure of the hand-external bone used in this study is introduced, and the hardware circuit and software program for designing the exoskeleton part of the hand are described. Among them, the hardware circuit mainly includes a power module, a communication module, a main controller module, a debugging circuit module, and a servo module. The software program design mainly involves the communication protocol of the AX-12A servo, as well as the configuration method of the single-wire half-duplex mode on the STM32 platform, and of course, the communication between the PC and the STM32.

The fourth chapter mainly elaborates the design of serial communication program for the study of the shoulder exoskeleton system. Learned the mechanical structure design of the shoulder exoskeleton system, how to control the servo motor and CAN communication protocol, and added a serial communication module on this basis, programmed the PC as a host computer program, completed the on-chip STM32 program, and used The experiment verified the practical effect. In a word, this chapter shows the mechanical structure and control system design of the shoulder exoskeleton used in this study was roughly described. The shoulder exoskeleton has two degrees of freedom and its wearable design makes it easy to use. On the hardware circuit, integration and

miniaturization are realized, and the embedded processor runs fast. In the software design, advanced CAN communication is used so that the instructions can be delivered to the servo motor perfectly and quickly.

The fifth chapter mainly expounds how to combine these three devices together in this study. The PC is used as a host computer to send control instructions to the three modules to complete the motion sequence control. In order to verify the practicability of the wearable exoskeleton Exoskeleton, this study designed a functional exercise and verified it on the subject, and received good results. This is to say, this chapter explained how this research is to coordinate the control of three devices. The main purpose is to use a PC as a host computer to continuously send instructions to the three devices through the serial communication method to control the coordinated motion between the three devices. In order to achieve this goal, it is necessary to design a communication protocol, design a host computer interface, and write an on-chip program on the STM32.

In order to verify whether the results of this study were put into practical use, this study also designed a functional exercise and conducted a personal test on the subjects. The results of the test were good, indicating that this study has a good practical ability.

The mainly work is flowing:

(1) First of all, it has done a lot of research and related research on functional electrical stimulation technology and related techniques of upper extremity exoskeleton at home and abroad, elicited the research purpose of this study, and clarified the research significance of this research, that is, a wearable upper limb exoskeleton combined with functional electrical stimulation techniques and robotic exoskeleton techniques can be constructed to help patients perform functional exercises.

(2) Based on the above objectives, this study learned how to perform functional electrical stimulation and many related knowledge of functional electrical stimulation in the previous work, and personal experiments to verify the muscle coordination of functional electrical stimulation in stimulating upper limb muscles. The stimulating effect improved the existing electrical stimulation products, and a wearable functional electrical stimulator that was easy to wear was manufactured and verified by experiments.

(3) At the same time, in the exoskeleton part of the hand, this study studied the mechanical structure of the existing equipment and designed the control circuit of the exoskeleton part, including the hardware part and the software part, mainly including the main controller module and the power supply. Modules, human-machine interaction modules, communication modules, steering gear drive modules, and upper computers are verified by experiments.

(4) In the exoskeleton of the shoulder joint, it mainly learns about the mechanical structural design part of the existing equipment, the control system part, mainly including how to drive the servo motor, CAN communication, STM32F746 embedded system, etc., and the shoulder exoskeleton The host computer module based on serial port communication was developed and verified by experiments.

(5) Finally, this study integrates these three parts. The PC is used as the host computer to control the movement of the three devices. The serial communication is used as a bridge to develop the upper computer control interface. In order to verify the food effect of this study, the motion sequence that can complete the functional movement was designed, and the experiment conducted on the subject received good feedback.

The research work in this paper has basically established a set of wearable upper extremity exoskeleton systems that can be used, but due to time reasons, this system is still not perfect, and there are many places that can be improved. Now these can be studied. Summarized as follows:

(1) It is still mainly controlled by one upper computer to control the three lower machines.

Although this can complete the demonstration, it is certainly inconvenient in the actual use process, and the subsequent work can be concentrated on one PCB.

(2) The current control is still pure open-loop control and there is no feedback adjustment. This is not enough for the wearable exoskeleton of patients with facial features. In the future, feedback adjustment mechanisms can be added.

(3) The mechanical structure of the device used in this study can be further improved. The existing mechanical structure is still relatively bloated. In the future, it can be further improved in the direction of light weight and practicality.