
上海交通大学

SHANGHAI JIAO TONG UNIVERSITY

毕业设计开题报告

SENIOR DESIGN COURSE PROJECT REPORT



项目名称： 手功能重建与康复训练系统

企业名称： 杭州交浦科技有限公司

学生姓名： 马诗晗、万中、王钊鑫、欧阳崛

指导教师： 刘洪海

学院(系)： 机械与动力工程学院

手功能重建与康复训练系统

摘要

近几年来,随着我国医疗水平的不断提高,截肢手术及对脑卒中患者的手术成功率都有所上升,但是大部分患者术后都存在不同程度的身体功能障碍,影响了患者的生活质量。其中,手部功能障碍作为前臂截肢患者及脑卒中患者的共性问题之一,成为康复训练的重要一环。医学研究表明,对前臂截肢患者、脑卒中患者进行手部功能重建、恢复训练具有重要意义。

对前臂截肢患者,佩戴假肢手是其术后恢复日常生活的普遍方式之一。目前市场上的假肢手在价格、功能实现及便携程度等方面往往不能兼备。因此,研制一种具有一般性的人手功能,同时易于控制、较为轻便的假肢手便显得十分重要。

对脑卒中患者,规律、长期性的重复训练对于改善神经组织,恢复手部功能具有重要作用。传统的手部康复训练由专业理疗师主导,在场地、人员配备等方面有较大限制。如何搭建可供患者自主训练评估且兼具趣味性的康复训练系统是亟待解决的问题。

针对上述问题,本文做了如下工作:(1)设计了一种欠驱动假肢手,驱动方式为线驱动,每根手指由可伸展弯曲运动的近指关节、中指关节以及固定的远指关节组成,大拇指可相对手掌做整体运动,整个假肢手具有 11 个自由度;同时五指指端放置压力传感器进行力反馈。(2)对原有传感器单一的数据手套进行更新,融合位于指端的 5 个压力传感器及覆盖整个手掌的 9 个角度传感器,对手部运动的完整信息进行采集,并通过 USB 接口进行数据实时传输。(3)将数据手套、假肢手与 VR 虚拟平台结合,设计符合患者康复训练需求的多类游戏任务,并反馈评估结果,增加训练过程的直观性和趣味性。(4)实现数据手套对假肢手、虚拟手的控制,在虚拟平台反馈抓取力,同时保留多种设备接口,可在后续开发过程中通过臂环、MATLAB 语言等多种方式控制假肢手。

关键词: 假肢手, 数据手套, 虚拟现实, 力反馈

HAND FUNCTION REBUILD AND REHABILITATION SYSTEM

ABSTRACT

Advanced technology has contributed to the great improvement in the health and medical conditions, making more patients with amputation or cerebral stroke survive their surgeries. However, severe impairments of physical dysfunction limit the patients' capacity for independent living and affect their living quality, in which hand function obstacle is one of the most important issues shared by amputees and cerebral stroke survivors. Recent evidence has shown that regular and intensive practice is an essential part in rehabilitation training.

For patients with amputation of forearm, wearing prosthetic hand is the most common way to get back to normal life. Among current prosthetic hands, advanced artificial hands with several degrees of freedom are always heavy and expensive, not portable to apply. While others are simple with low functionality, which can not meet the demand of patients. Moreover, poor controllability is also a problem. Using surface electromyographic signal, patients need to train for several times before wearing prosthetic hands, which always takes a long time and is tedious.

Traditional therapeutic interventions are used in rehabilitation for cerebral stroke survivors to recover hand functions, which are often provided in hospital or certain rehabilitation center assisted with professional therapists. Due to the limitation of these resources, it is difficult to provide the patients with enough intensity of practice needed for efficient neural and function rebuild, probably resulting in the condition exacerbation and disability. Therefore, a well-designed rehabilitation system combined with visual reality is necessary.

In this paper, to overcome the challenges mentioned above, a personal computer based hand rehabilitation system is designed. The system consists of three modules: a prosthetic hand, a data glove, and virtual reality environment. The main characteristics of the five-finger anthropomorphic prosthetic hand are: eleven degrees of freedom, linear driven, underactuated and with five force sensors placed on the top of each finger. The new version of data glove combines five force sensors with nine angle sensors to achieve real-time data feedback. Patients can interact with the virtual reality environment using data glove. They can play games while training and evaluate their rehabilitation condition by themselves. Several data interfaces are reserved for further use such as interacting with arm band.

Key words: prosthetic hand, data glove, virtual reality, force feedback

目 录

第一章 问题描述和简介	1
1.1 课题背景和研究意义	1
1.1.1 假肢手课题背景及研究意义	1
1.1.2 康复训练系统课题背景及研究意义	1
1.2 假肢手的发展历史和研究现状	2
1.2.1 假肢手的发展历史	2
1.2.2 假肢手的国外研究现状	3
1.2.3 假肢手的国内研究现状	6
1.3 康复训练系统研究现状	7
第二章 客户需求及设计规范	9
2.1 客户需求	9
2.1.1 前臂截肢患者康复需求	9
2.1.2 脑卒中患者康复训练需求	9
2.2 设计规范书	9
2.2.1 假肢手设计规范	9
2.2.2 康复训练系统设计规范	10
第三章 概念方案拟定	11
3.1 欠驱动假肢手的设计方案拟定	11
3.1.1 机械结构	11
3.1.2 传感器部分	11
3.1.3 控制器部分	12
3.2 数据手套的设计方案拟定	12
3.2.1 硬件结构	12
3.2.2 角度测量传感器	13
3.2.3 压力测量传感器	14
第四章 项目进度计划及预算	16
4.1 项目进度计划	16
4.2 项目预算信息	17
第五章 结论	18
参考文献	19
小组成员简历	22

第一章 问题描述和简介

1.1 课题背景和研究意义

1.1.1 假肢手课题背景及研究意义

我国目前有数量庞大的残疾人群体, 根据 2006 年第二次全国残疾人抽样调查的数据可知, 我国有各类残疾人约 8296 万人, 约占全国总人口数的 6.34%。同上一次抽样调查结果比较, 发现我国残疾人口总量增加, 残疾人口的比例也有所上升。各类残疾人中肢体残疾者占 29.07%, 有 2412 万人^[1]。在肢体残疾患者中, 上肢肢体残疾者约占 30%。在庞大的上肢残疾患者中, 有很多手部残疾的患者, 而人手作为人体最复杂的灵巧操作机构, 手部确实会使患者在工作上承受很大压力, 给患者重新融入社会生活带来很大的困难。

目前, 人工假肢手是帮助手部截肢患者恢复正常生活的主要方法, 而再造人手功能也是人类长期以来的目标。假肢手主要用于人手外形恢复和功能重建。对于假肢手而言, 理想状态下, 应该在外形尺寸、整体重量、运动规律和感知功能上与真人的手尽可能相同, 这就要求在假肢手的设计过程中, 不仅要考虑外观仿人, 以达到装饰人体外形的目的; 还要像健康的人手一样, 具有强大的感知功能和灵活的运动能力, 以满足日常生活和工作之需。

目前, 市场上现有的功能完备的假肢手往往价格昂贵, 驱动控制部分繁重, 不利于患者的佩戴以及人机交互, 而小型成本较低的假肢手则存在功能较少、不能满足患者日常使用需求的问题。因此, 研制一种具有一般性的人手功能, 同时易于控制、较为轻便的机械仿生手便显得十分重要。

目前常见的商业化上肢假肢有装饰性假肢、手动驱动假肢以及自动运动假肢等。装饰性假肢只有装饰作用, 无法在功能上帮助患者完成日常生活的简单动作, 因此作用不是很大。手动驱动假肢多为机械索控假肢^[2], 即通过患者的健肢或残肢牵引控制索实现对假肢动作的控制。由于手动索控控制方式的缺陷, 此类假肢往往存在动作单一、运动笨拙、操作缓慢等不足的缺点。自动运动假肢通过接收并处理来自按钮、语音、肌电等信号, 实现对残肢患者运动意图的识别, 通过控制系统自动驱动假肢相应的运动单元工作以实现患者的动作意图。自动运动假肢控制简单直接、运动精确, 最大限度地弥补患者上肢运动能力的缺失, 是肢体残疾患者恢复肢体运动功能、提高生活自理能力的理想选择。目前已经有许多此类假肢的商业化产品, 如 Bebionic Hand^[3]、EH1 Robotic forearms^[3]、iLimb^[4]等。

然而, 目前单自由度假肢手功能单一, 外形也不够美观, 难以被患者普遍接受并日常佩戴使用。另外, 市场上现有的功能完备的假肢手往往价格昂贵, 驱动控制部分繁重, 不利于患者的佩戴以及人机交互, 国内大量肢体残疾患者也没有经济能力承担相关费用。因此, 研制一种具有一般性的人手功能, 同时易于控制、较为轻便、成本相对低廉的假肢手便显得十分重要。

1.1.2 康复训练系统课题背景及研究意义

脑卒中是当今世界严重危害人类健康和生命安全的难治性疾病, 具有发病率高、致残率高和死亡率高的特征。^[5]据世界卫生组织统计, 全世界每年约有 1,500 万人首次发生脑卒中, 且大多数发生在中低等收入国家, 同时据卫生部统计, 中国也是脑卒中高发大国, 每年新发病 250 万人, 死亡约 150 万人。超过 50% 的患者面临手功能障碍问题, 其主要表现为肌力下降, 肌张力异常增高, 关节活动范围下降、肿胀、疼痛等, 严重影响手的抓握功能^[6]。

而脑卒中患者一旦上肢致残,其中大约 75% 的患者都不能恢复到他们的原先上肢正常功能。因而,提高脑卒中患者手功能,进而提高日常生活活动能力水平甚至恢复部分劳动能力,是目前康复训练所面临的重大挑战之一^[7]。而相关医学指出高重复性的运动训练可以有效地促进脑卒中患者手部的运动功能的重建与康复^[8]。

而在我国,手部康复的训练由于诸多限制得不到有效的实施,这些因素包括:1)我国人口众多,医疗资源匮乏,有限的医疗资源无法满足无限的病患需求,专业理疗师相对较少。2)手部康复训练是定性衡量,需要根据实际病情的不同制定的,缺少专业定量指导。3)病人康复时间一般较长,由于患者和家属疏忽大意、医院的无力监管可能导致康复训练效果不佳,甚至由于患者训练方式不合理造成二次伤害。4)传统手功能康复训练需要理疗师的陪同辅助之下进行的,在 3-6 个月的康复训练期内不仅需要耗费大量人力,而且效率低下且费用高昂^[9],同时重复性的训练动作令人感到枯燥乏味。设计一套让患者能够在最佳康复训练时期得到及时、有效、趣味以及经济可行的康复训练是十分有应用价值的。

上述医疗资源不足、康复训练缺乏指导、训练方式不佳、训练过程枯燥以及人力财力耗费巨大等诸多因素导致手部康复训练得不到实施。针对上述问题,本文设计出一套基于数据手套的虚拟现实康复训练系统,其具有以下意义:

(1) 降低康复成本,减少对医疗资源的占用

有限的医疗资源与无限的病患需求是中国今后仍需面对的问题,而基于数据手套的虚拟现实康复训练系统一来可以满足人们居家康复的需求,二来将理疗师从繁琐重复的工作中解脱出来。两者均能减少医疗资源的占用,从而减少病患家庭开销。

(2) 使康复训练智能化,可视化

康复过程中的数据可以表明康复的历史过程、目前所处阶段以及康复进步情况。通过对康复历史数据进行智能分析,可以为协助医生制定患者下一步训练计划提供依据,让患者有计划,有目的地实施康复。同时虚拟环境可以让患者知道正确的运动姿势,从而不断模仿,不断进步,康复信心倍增。

(3) 提供游戏平台,提高患者的训练积极性

手部康复训练是漫长而枯燥的过程,而本系统将根据不同患者的训练需求制定各种各样的游戏来提高患者的训练积极性。

1.2 假肢手的发展历史和研究现状

1.2.1 假肢手的发展历史

从假肢的范畴考虑,人类社会中最早出现的假肢可以追溯到古埃及时代^[10],科学家在距今约 3000 年的古埃及木乃伊身上发现木制的人造假肢。假肢手的发展从古代到二十世纪中叶一直都进行的比较缓慢,直到 20 世纪后半期,由于现代科学的进步和市场需求,才开始飞速发展。假肢手的发展过程大致可分为早期文明时期、中世纪时期、文艺复兴时期、美国内战时期、两次世界大战时期和当代六个时期^[11]。



图1 木质假肢手

早期文明时期,人们使用木制的假肢手,如图1,主要用于装饰。后期金属被用来制作假肢手,金属制的假肢主要用于士兵身上,使他们可以重返战场。中世纪时期,由于科技发展停滞,假肢手的技术并没有发展,只有简单的带有钩子的假肢,并且由于医疗水平的落后,做了假肢更换手术的患者大多因感染而死亡。文艺复兴时期,由于医疗水平的提高,医生可以成功的将假肢安装在人体上,并出现了使用弹簧和铁制钩子传动的假肢手: Le Petit Lorrain,如图2所示。美国内战时期,由于伤残士兵较多,美国成立了专门的假肢研发部门,具有良好弹性的橡胶手于1863年问世,橡胶手在应力下可以变形且手感与真人的皮肤相似,但耐用性较差,需要定期更换。两次世界大战同样导致了大量的伤残军人,他们带来的庞大假肢手市场促使各国开始进行假肢技术的研究。当代假肢手的技术发展迅速,20世纪60年代,前苏联科学家率先研制出多功能的假肢手并投入使用,随后美国、意大利等国家也相继研制出不同特点的假肢手。

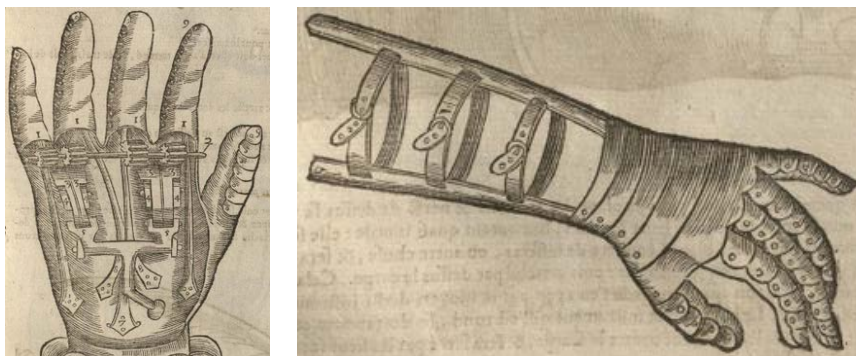


图2 Le Petit Lorrain假肢手

1959年,前苏联就研制出了第一款假肢^[12],虽然它只有一个自由度,但却对假肢进行了重新的定义,即人类可以通过自身去控制假肢,而不是单纯的依靠外力控制假肢。从第一款前苏联的现代假肢手出现至今,假肢手经历了类人灵巧手^[13]、单自度假肢手^[14]、欠驱动假肢手^[15]三个发展阶段。

类人灵巧手的发展主要来自航空航天技术发展的推动,其更多的被用于在没有人类直接接触的情况下独立完成相关工作。类人灵巧手在灵巧性方面与人手相似,但大量的活动关节导致其电机、传感器和驱动器的数量多、控制系统体积庞大、整体质量重,也导致了整个控制系统复杂度的提升以及可靠性和实时性的降低,大量的控制器件使得成本和质量都大大增加,这些都使灵巧手作为患者假肢手的实用性降低。

单自度假肢手虽然控制简单,但是因为自由度较少,不能完成相对复杂的人手的动作不同于类人灵巧手,欠驱动假肢手的设计从肢体残疾患者的实际需求出发,大幅减少了电机、传感器的数量,降低了性能方面的要求,使其在重量、续航时间、价格等方面贴近肢体残疾患者的日常使用需求。而相对单自度假肢手,欠驱动假肢手的自由度更高,能够完成更多复杂的人手的动作,因此欠驱动假肢手在如今的假肢手研究中成为重点。

1.2.2 假肢手的国外研究现状

从上个世纪中后期开始,国外有大量的研究机构开始进行假肢手的研究,下面主要介绍几个典型的假肢手研究成果。

(1) Utah/MIT 灵巧手

Utah/MIT 灵巧手如图3所示,是麻省理工学院联合犹他大学的工程设计中心1984年设计完成的^[16]。Utah/MIT 灵巧手是世界上第一只具有灵巧性操作的机械手,其第三代为了兼顾整只手的尺寸,手指几何结构和性能,只有一个拇指和另外三个手指共计四个手指,每个手指有四个自由度,整个灵巧手共有16个自由度。每个自由度配备一堆拮抗肌腱,通过腱和滑轮进行传动,因此需要32个驱动器操作这四个手指^[17],它的驱动系统建立在一个压

力可控的电动气动阀上^[18]。

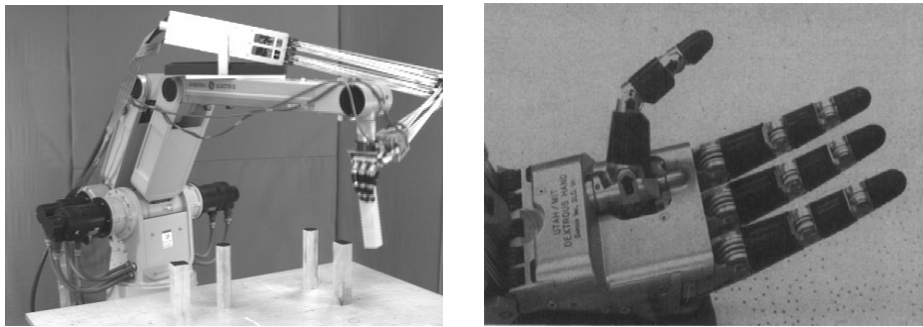


图3 Utah/MIT 灵巧手

Utah/MIT 手的传感器系统包含 16 个基于霍尔效应的角位移传感器和 32 个肌腱张力传感器^[19]。Utah/MIT 手的控制器具有原始命令执行、关节角控制、为手指抓取提供触觉信息、肌腱张力控制和控制驱动器五种功能。控制系统包含数字系统和模拟系统，数字系统主要用于实现控制算法，模拟系统为控制器提供一整套的架构，模拟系统可以在不同层次的控制上接收来自数字系统的指令，这使得两个系统的结合比任何一个单独系统具有更优的性能。

Utah/MIT 灵巧手使用气压驱动，输出力较大，过载保护好，但位置控制实现较为复杂，系统动态响应速度慢，负载的变化对手指运动的影响较大。自 Utah/MIT 灵巧手被研制成功以来，按研究任务分类的操作策略、抓取功能和传感器应用等课题已经在它的基础上被研究，它为之后的灵巧手和假肢手的设计提供了参考，至今仍然被用在很多科研项目中。

(2) Ottobock 假肢手

Ottobock 假肢手是德国 Otto Bock 公司研制的单自由度商业假肢手^[14]，如图 4 所示。由于其控制简单、操作方便、稳定可靠的特点，成为了全球实际应用最广泛、商业运作最成功的假肢手，该公司也相继研制成功了各种型号的系列产品。



图4 Ottobock 假肢手

Ottobock 假肢手是单自由度三关节的假肢手，有三个主动运动的手指，外观、大小、形状与人手的拇指、食指、中指相似，各手指的指关节不能运动，整个手用一个电机驱动，电机驱动机构使假肢手张开与闭合，电机由人体表面肌电信号控制。Ottobock 假肢手的控制系统包括表面肌电信号处理部分、激励系统、电机位置伺服控制系统。

Ottobock 假肢手控制算法较为完善，肌电信号处理也比较成熟，抓取性能稳定，最大抓取力接近 100N，SUVA 传感技术的应用使得患者在抓取物体时不存在安全问题，但是其自由度较少，灵活性较差。

(3) Cyber Hand 神经机械手

为了解决传统假肢手的低功能性和低可控性的缺点，意大利圣安娜学校 ARTS 实验室在 IST-FET 项目（2003 年 5 月-2005 年 11 月）的资助下开发出了 Cyber Hand 神经机械手^[10]，如图 5 所示。Cyber Hand 的外观、运动学特征、感知、驱动和多层面的控制系统等表明它是一个具有生物特性的仿生假肢手^[20]。它的欠驱动机械系统允许对各个手指单独控制^[21]，

这样就可以产生很多的抓取方式。

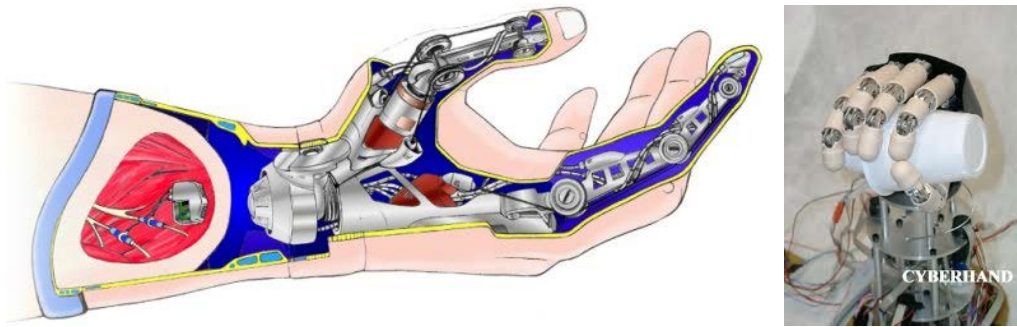


图5 Cyber Hand

Cyber Hand 的控制策略设计完全能模仿人的自然抓取过程，抓取任务被分为两个不同的阶段：预抓取和抓取两个阶段。在抓取动作被顶层控制单元触发后，手指进行预抓取，进入位置控制模式直至接触物体，达到预设的力矩后进入抓取阶段；抓取阶段手通过指尖力传感器获取反馈信息，并使用力控制算法闭合各手指以达到期望的抓握力。

Cyber Hand 在神经接口方面做出了创新性的研究，使得使用中枢神经控制仿生机械手变得更加方便，但其控制系统过于庞大和复杂，成本较高，阻碍了它的应用，Cyber Hand 的下一步研究计划是开发出基于嵌入式的控制系统^[20]。

(4) i-Limb 灵巧假肢手

2007 年，英国 Touch Bionics 公司研制成功了世界上首个各手指可独立运动的多自由度灵巧假肢产品 i-Limb^{[4][22]}。该假肢手有 11 个活动关节，每个手指由 1 个电机驱动。该成果标志着商业假肢手实现了单自由度向多自由度的跨越，2008 年 i-Limb 假肢手被《时代周刊》推举为全球 50 项最佳发明之一。

该公司最新的一代 i-Limb 假肢手-i-Limb Ultra（如图 6 所示）的每根手指都有两个自由度，但只由一个电机驱动，同时大拇指相对手掌也有活动的自由度，共计 11 个自由度^[23]，在这 11 个自由度的运动组合的情况下一共能够实现 14 众不同的抓取方式，保证能够适用于生活中的大部分场景。整个假肢手总重仅 468g,但是最大能够提起 90kg 的重物，单根手指的最大载重也有 32kg^[24]。i-Limb Ultra 具有操作方便，控制简单，整体轻盈，功能强大等优点，其每根手指的指尖安装的力传感器在抓取时可以实现抓取力大小的稳定控制。同时，客户在订购是还可以选择带有类似皮肤材质的假肢手外壳版本的假肢手，提高假肢手的美观程度。



图6 i-Limb Ultra 灵巧假肢手

1.2.3 假肢手的国内研究现状

国内的假肢手起步比较晚,直到 1970 年,才由中科院与上海假肢厂合作开始研究假肢。在随后的几年里开发出了三种肌电假肢^[25],其中一种三自由度上臂假肢于 1983 年在江苏丹阳假肢厂投产^[26]。在这之后,国内很多大学和机构开始对假肢手进行研究。

(1) 清华大学 TH-系列机器人手

清华大学在 80 年代率先引进国外假肢手并加以改进,之后陆续设计出了 TH-1、TH-2、TH-3 机器人手。前两代机器人手的除拇指之外的四个手指根部为同一转轴驱动,导致四个手指不能独立运动^[27]。TH-3 (如图 7 所示) 在前两代的设计基础上做了改进,使用带轮传动、弹簧约束和活动套接的中部指段,并使用欠驱动结构,其末端抓取性能有很大改善^[28]。同时研究者在机器人手的手指上加入了压力传感器和滑动触觉传感器,分别用于检测手指抓握力和判断手指与物体之间的相对位置。

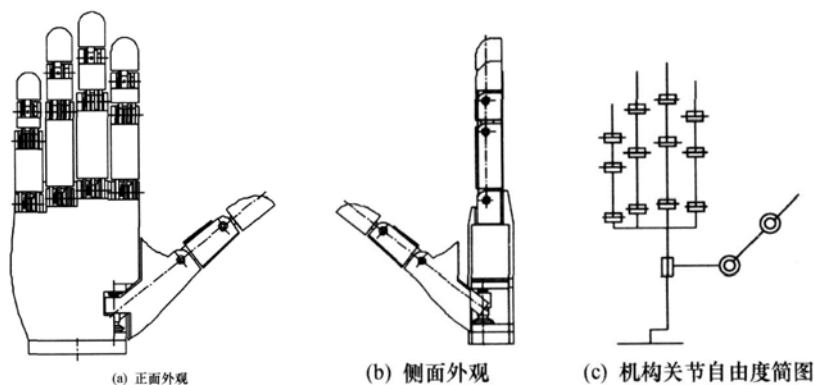


图7 TH-3B手的结构图

(2) HIT/DLR 系列多指灵巧手

哈尔滨工业大学与德国宇航局 DLR 联合研制出了 HIT/DLR 系列多指灵巧手,如图 8 所示。HIT/DLR II 集成了多个传感器,控制系统高度集成化,并且高度拟人^{[29][30][31]},5 个手指,共计 15 个自由度。基于 DSP 的控制系统使用 PI 控制算法,通过 PCI 接口与工控机进行通信,实现控制命令的获取和电机的控制,并且使用了大量的传感器构成控制系统的反馈回路。后来为了方便灵巧手在不同操作臂上使用和降低传感器的噪声,研究者又开发了基于 FPGA 的集成串行通信系统。但手的质量较重、包装体积较大,并不太适合作为假肢手使用。

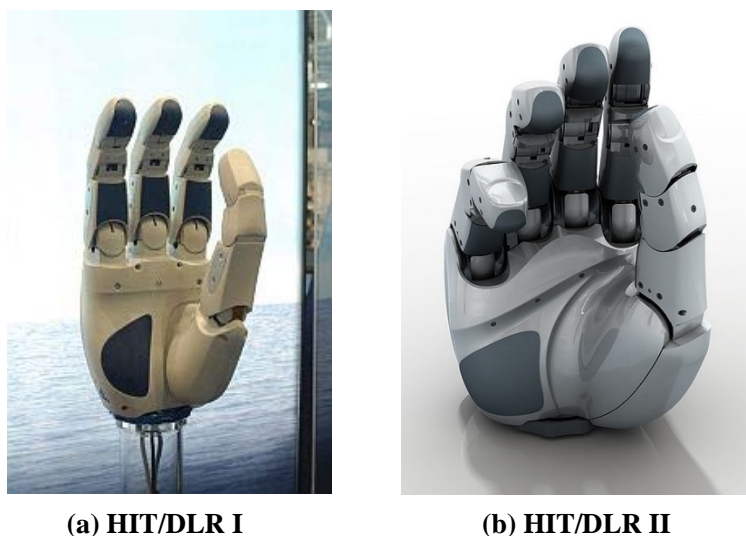


图8 HIT/DLR系列多指灵巧手

国内假肢手的研究起步较晚,不少研究者的研究重点在多指灵巧手上,真正适用于手部截肢患者的假肢手比较少,但在民政部门的大力支持下,随着国内科研水平的发展,新型的假肢手正不断的出现。

1.3 康复训练系统研究现状

传统手功能康复训练需要在理疗师的陪同辅助下进行,在 3-6 个月的康复训练期内不仅需要耗费大量人力,而且效率低下费用高昂^[32]。随着科技的发展,对于身体部位的运动追踪技术趋于完善,将此技术应用于脑卒中患者的运动康复是十分有前景的。

这类系统根据应用技术的不同大体分为三类:基于传感器的系统(Sensor-based systems),机器人辅助系统(Robot-assisted rehabilitation systems)和基于虚拟现实的康复系统(Virtual reality-based rehabilitation systems)。基于传感器的运动跟踪康复系统通常使用 IMU 模块来对脑卒中患者的肢体进行定位,但由于安装误差和陀螺漂移,系统精度往往较差,位置误差也会随时间累加^[33],最终导致跟踪失效。

而在机器人辅助系统中,当脑卒中患者无法主动控制机器人时,其可以为患者提供动力辅助,以增加训练的灵活性和强度^[34]。在康复机器人的辅助下,脑卒中患者的被动运动可以使其手部运动功能得到一定改善,降低理疗师的工作强度,使康复训练过程更加智能化^[35]。如图 8 所示,2006 年由美国 Catholic University 开发的 6 自由度 MIME 机器人辅助设备,不仅可以用于被动训练,同时也可以用于在患者主动训练时根据需求提供动力或增加阻力^[36]。但目前机器人辅助不能根据患者手部功能恢复情况及时调整训练方案,同时在训练过程中缺乏人机交流,影响患者治疗的积极性^[37]。

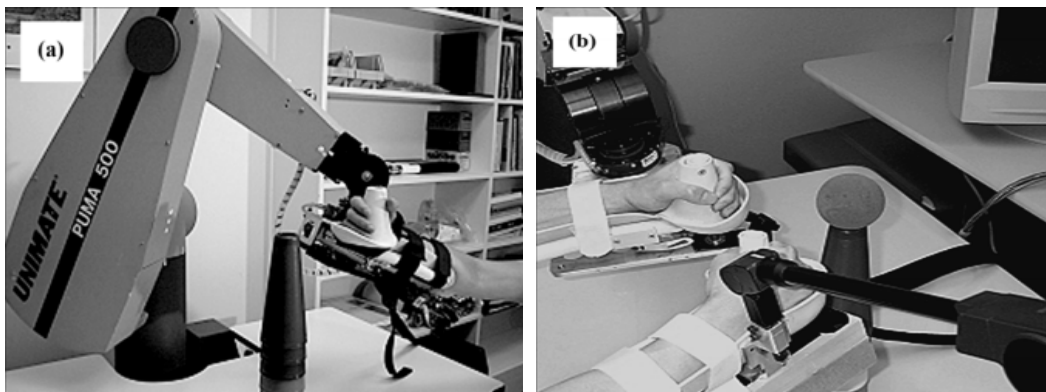


图8 MIME机器人辅助设备

与此不同的是,在基于虚拟现实的康复系统中,脑卒中患者需要凭借自己的手部力量完成游戏任务,并观察评估结果。相关研究表明主动康复的效果比被动康复效果要理想^[38]。同时虚拟康复训练系统能提供视觉,听觉等反馈^[39],并强化患者在训练中的正确行为,其趣味性能使患者获得成功的愉悦体验并激发其训练的积极性,使其不断训练直至掌握相应运动技能^[40]。

数据手套作为体验虚拟现实的重要设备之一,不仅可以采集和解析人体姿势信息,还能提供各类反馈数据。在基于虚拟现实的脑卒中康复系统,数据手套能否精确解析手部各关节的运动信息,对于评价脑卒中患者的手部运动功能及其康复训练十分重要。随着技术的进步,数据手套在优化手部功能中的应用中也逐渐出现了迭代变化。机械数据手套在评估手部运动功能的应用时日已久。传统的机械数据手套虽能够提供精确的测量,但其造价昂贵,装置笨重,限制了其广泛应用。

为了降低成本同时实现轻量化,数据手套逐步演变成以轻型元件如光纤传感器、电阻式传感器为核心的穿戴式设备。如图 9 所示,由 5DT 研发的 5DT Data Glove 是光纤数据手套

中较为完善的代表。其结构紧凑，舒适度高，反应灵敏，实时性强，但也存在材料成本高，精度差等问题^[41]。



图9 5DT Data Glove

第二章 客户需求及设计规范

2.1 客户需求

2.1.1 前臂截肢患者康复需求

上肢截肢患者往往需要装配智能仿生假肢来帮助其提高日常生活活动能力(Activities of Daily Life, ADL)水平甚至恢复部分劳动能力。因而对于假肢手有如下需求:

(1) 运动协调性,是指使假肢手的运动能够像人体一样,可以根据外界环境的变化随时调整运动轨迹,使得运动姿态协调美观,耗能尽可能少。

(2) 智能传感,是指假肢手具有感知外界作用力的大小等能力,并能做出相应的反应,具有自适应抓取能力。

(3) 仿生控制,是指能采集使用者自身的信号,并灵活有效地控制假肢手。

(4) 轻量化,是指假肢手的重量尽可能和人手的重量接近,减轻假肢对人体的相接部分的负担。

(5) 续航能力,是指假肢手在满足功能的情况下,工作运行时间尽可能的长。

(6) 成本可控,是指假肢手的制造成本控制在截肢患者可接受范围内,便于其商业化,市场化。

2.1.2 脑卒中患者康复训练需求

手功能障碍是脑卒中患者术后面临的主要功能障碍之一,由于手部动作精细,其功能恢复难度较大。手部运动是日常生活中最基本的动作之一^[42],对于手功能障碍的预防和治疗对前臂功能及日常生活活动能力的恢复有重要作用。对于脑卒中患者,手功能障碍的恢复训练包括手部肌力、关节活动度、手指的灵活性与协调性等^[43]。

2.2 设计规范书

2.2.1 假肢手设计规范

(1) 自由度的确定。自由度高则需要更多的驱动电机,意味着成本提升与重量增加,而自由度低则不能有效满足日常生活活动能力的要求。而采用欠驱动可以使得假肢手具有更多的自由度,从而有效的提高假肢手的各项抓取指标;另一方面能够在不减弱机构部分运动功能的前提下,有效的减少手的独立驱动单元数目,从而大大简化了假肢手的控制系统。因而为在假肢手的机械结构要求,设计六驱动自由度、十一运动自由度的欠驱动假肢手。

(2) 力传感器的确定。要实现与人手相似的稳定抓握,需要一个合适的抓握力及合理的控制策略。如果抓握力过大,可能导致物体变形甚至破坏;相反,如果抓握力过小,可能抓不住物体,导致物体掉落,所以合适的抓握力对于稳定抓握十分重要。因而添加力传感器并制定有效控制策略能有效实现假肢手的抓握能力。

(3) 闭环运动控制策略的确定。假肢手的运动协调性取决于对假肢手的角度的控制精度和控制策略。而驱动电机的转速及位置的精确测量需要编码器的协助。因而在假肢手的控制上,选用编码器读取电机位置,同时采用闭环控制,实现假肢手的运动协调。

(4) 仿生控制方式的确定。基于肌电信号(Electromyography, EMG)模式识别技术滞后时间短和抗干扰能力强,是提取患者动作意图控制假肢手运动是智能假肢手控制方法。因而在手臂控制方式上,采用 EMG 模式识别技术。

综上, 本文旨在设计出一种基于 EMG 模式识别技术的六驱动自由度、十一运动自由度的欠驱动假肢手, 并在力与角度上实现闭环控制。

2.2.2 康复训练系统设计规范

(1) 训练内容

实验系统结合 PC 端虚拟平台、机械手、数据手套三者综合, 并结合 PC 端虚拟游戏系统共同帮助患者进行康复训练。康复训练主要包括四项内容, 分别覆盖手指运动的不同参数: 活动范围、活动速度、独立活动与力量训练。

活动范围训练旨在改善患者手指的弯曲与舒张功能, 在训练中患者会被引导尽可能地弯曲、舒张手指; 活动速度训练旨在锻炼患者手指的反应能力, 训练时患者会被要求尽可能快地握紧、舒张手指; 独立活动训练中包括对食指、中指、无名指、小指的独立舒张训练, 而能够不影响其余手指; 力量训练旨在改善患者紧握时的力度, 进而能对患者的恢复起到锻炼效果。

(2) 评价指标确定

在角度训练中, 手指弯曲的角度值由掌指关节(MCP)和近端指尖关节(PIP)角度来综合衡量, 最终以手指弯曲、舒张时的差值作为评价指标评价效果

$$\max\left(\frac{MCP + PIP}{2}\right) - \min\left(\frac{MCP + PIP}{2}\right)$$

手指弯曲的速度由掌指关节角度和近端指尖关节角角度来综合衡量

$$\max\left(\frac{Speed(MCP) + Speed(PIP)}{2}\right)$$

独立活动训练中, 单个手指活动与其余手指的影响由彼此弯曲角度的比值来确定

$$100\% * \left(1 - \frac{\text{其余关节角度变动之和}}{3 * \text{独立活动关节角度变动}}\right)$$

力量训练中由指尖的力传感器反馈抓取力。

(3) 康复训练形式构想

我们初步构想可以通过设计一系列相关游戏任务来融入康复训练的内容, 让患者在体验游戏乐趣的同时, 达到康复训练的目的。

角度训练通过模拟擦窗户的游戏实现: 游戏中患者在充分弯曲和充分舒张手指达到训练指标后, 就可以控制虚拟平台上的抹布来擦窗户, 进而看到窗外的景色。通过不同的关卡设置一步一步提高难度, 即手指需要舒展的角度, 进而达成逐步训练的效果。

速度训练通过抓小球的游戏实现: 患者需要在虚拟平台中的小球落在手中的瞬间抓住小球, 通过不断提高小球的速度来锻炼患者手指的活动速度。

独立活动训练通过一种类似于弹琴的游戏实现: 五指各对应一根琴键, 只有正确活动单独一根手指而其余手指不动才可以奏响音符, 让患者能够在享受自己弹奏出的乐曲的同时独立训练各个手指。

力量训练通过一个模拟与电脑扳手腕的对抗游戏实现: 患者手指发力, 通过力传感器采集数据传到 PC 端, 进而控制虚拟手完成与电脑对象扳手腕的游戏, 并通过不同的力量值使难度分级, 让患者能够不断挑战自己, 努力完成康复训练。

第三章 概念方案拟定

3.1 欠驱动假肢手的设计方案拟定

本项目以市面上普遍的欠驱动假肢手为原型（如 i-Limb Ultra），计划开发一种多自由度欠驱动假肢手，该假肢手有五根手指，每根手指都有两个自由度，大拇指相对手掌还有一个自由度，共计 11 个自由度。五根手指的指尖都装有 RFP602 薄膜压力传感器获取指尖的压力大小，帮助假肢手进行控制。假肢手可以通过 USB 或者蓝牙模块与 PC 机进行通信，能够实现在数据手套采集到人手的运动信息之后可以通过 PC 机控制假肢手完成与戴有数据手套的人手相同的动作；同时假肢手通过蓝牙模块还可以与 eCon 智能臂环连接，前臂截肢患者可以通过臂环采集到的肌电信号控制假肢手运动。即可供脑卒中患者术后康复训练使用，也可以给前臂截肢患者使用。

3.1.1 机械结构

欠驱动假肢手的每根手指都由一个电机驱动，手指的近指端由涡轮蜗杆和齿轮直接驱动，手指的中指端用肌腱来驱动，手指的远指端直接与中指端固定，手指的两个自由度通过欠驱动方式来实现近指端和中指端依次运动，同时近指端和中指端直接由扭簧连接，使得电机在没有施力时，中指端能够弹回相应的位置。假肢手的大拇指相对手掌的运动也通过一个电机和齿轮来驱动，使得大拇指能够相对手掌旋转，这个自由度能够极大地丰富假肢手能完成的动作的种类。

假肢手内的电机选择 maxon 的直流有刷电机 DCX10L，该电机直径仅为 10mm，重量仅为 11.5g，十分适合放入假肢手的手掌中，电机的额定电压为 4.5V，额定转矩为 2.2mNm，额定转速为 7130rpm，选择该电机是因为这个电机具有体积小、输出扭矩大、可靠性高等优点，同时为了保证输出扭矩足够大，在电机的输出轴上选择了 maxon 的行星齿轮箱 GPX10A，该齿轮箱的直径也为 10mm，重量为 10g，适合放入手掌中；传动比为 256:1，保证在手指能够输出足够大的转矩。电机和齿轮箱的实物和模型图如图 10 所示。



(a)maxon DCX10L 电机 (b) maxon GPX10 256:1 行星齿轮箱 (c)电机和齿轮箱装配的模型

图10 电机和齿轮箱的实物和模型

3.1.2 传感器部分

假肢手的五个指尖均放置了和 4.1 的数据手套中相同的 RFP 薄膜传感器，该传感器厚度为 0.1mm-0.2mm，柔韧度较好，可以测量各种接触面之间的静态及动态压力。传感器实物图和详细情况的介绍可以见 4.1.3 压力传感器部分。

假肢手的每个电机后面均配备了 maxon 的增量式编码器 ENX10 QUAD，该增量式编码器在电机每转动 1 圈能够返回四个脉冲信号，可以很好的检测到电机的转速信息，将转速信

息反馈到控制系统之后可以更加准确地控制电机的运动。该编码器具有体积小，价格低，精确度高，易于使用等优点，能够与上述的 maxon DCX10L 电机配套使用。

3.1.3 控制器部分

电机的驱动选择了 H-BRIDGE MOTOR DRIVER IC 17511A（如图 11 所示），该驱动板的驱动电压范围为直流 2.0V 至 6.8V，同时还可以连接增量式编码器，驱动板(EP 版)的尺寸仅为 7.7*5.45*1.85(mm)，能够很好的放入假肢手的手掌中。

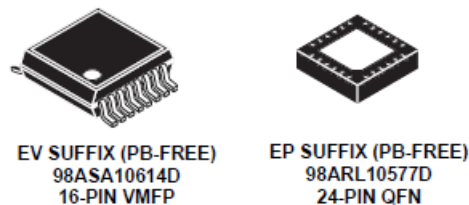


图11 H-BRIDGE MOTOR DRIVER IC 17511A

关于整个假肢手的控制，我们将自主设计 PCB 板来实现，预计 PCB 板上包括电机的控制部分，力传感器的信号接收部分，与 PC 机的通信部分，还有与 eCon 智能臂环通信的蓝牙模块。整个 PCB 板的大小略小于假肢手的手掌，保证控制部分能够集成在假肢手中。在测试阶段，假肢手的供电将由与 PC 机连接的 USB 连接线供电，之后将设计内置在假肢手的充电电池实现假肢手的离线使用。

3.2 数据手套的设计方案拟定

本项目以原有数据手套为原型，开发了一种融合多种传感器的新型数据手套。该数据手套以 STM32F103VET6 单片机为平台，采用 RFP 弯曲传感器和 RFP602 薄膜压力传感器进行数据采集，包括手指、手腕、手掌角度测量模块，指端压力测量模块，USB 通讯模块等部分，可供脑卒中患者术后手部康复训练使用，也可用于虚拟平台力反馈校准。

3.2.1 硬件结构

所设计的硬件平台用于测量传感器采集的数据，经过硬件及软件信号预处理后通过 USB 发送至 PC 机，进行虚拟手和假肢手的后续控制。电路采用 STM32F103VET6 芯片作为中央处理器，可以满足传输通道及传输速度的要求。嵌入式硬件平台主要由以下几个模块组成：电源模块、通信模块、传感器模块和控制模块，如图 12 所示。

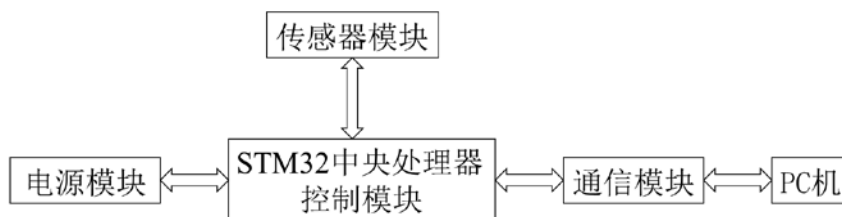


图12 硬件平台设计

(1) 电源模块：

方案一：数据手套通过 USB 接口与电脑连接，由电脑供电；

方案二：设计数据采集盒，盒内放置电池进行自主供电。

(2) 通信模块：

方案一：通过 USB 接口将传感器采集到的数据实时发送给 PC 机；

方案二：增设蓝牙模块，通过蓝牙与电脑及其他外部设备连接，进行实时通讯，对假肢手的控制更为方便。

(3) 传感器模块：

将 9 枚 RFP 弯曲传感器按照所需测量的部位覆盖整个手掌，对手指、手掌、手腕的弯曲信息进行采集；在手套五指指腹位置贴附 RFP602 压力传感器，可对抓取力大小进行实时反馈。

(4) 控制模块：

由 STM32F103 单片机完成，负责系统初始化、数据采集、信号处理、数据传输等功能。

3.2.2 角度测量传感器

RFP 传感器是电阻式薄膜传感器，可静态或动态地测试物体弯曲度变化情况，实物图如图 13 所示。

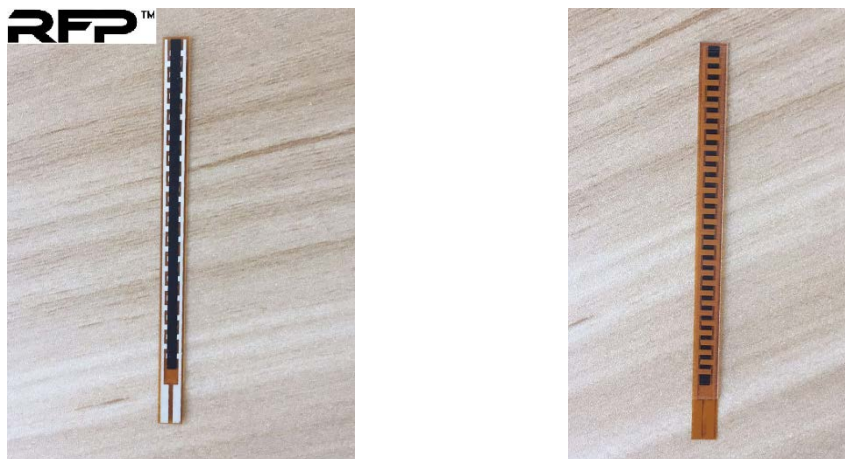


图13 RFP弯曲传感器

(1) 位置分布：

将 5 枚弯曲传感器分别布置于每根手指掌指关节到中指关节的位置，测量手指的弯曲程度；将 3 枚弯曲传感器横向放置于手背位置，测量手掌部分的弯曲；将 1 枚传感器沿手臂伸展方向贴附于腕部，测量手腕的弯曲程度。传感器分布如图 14 所示。

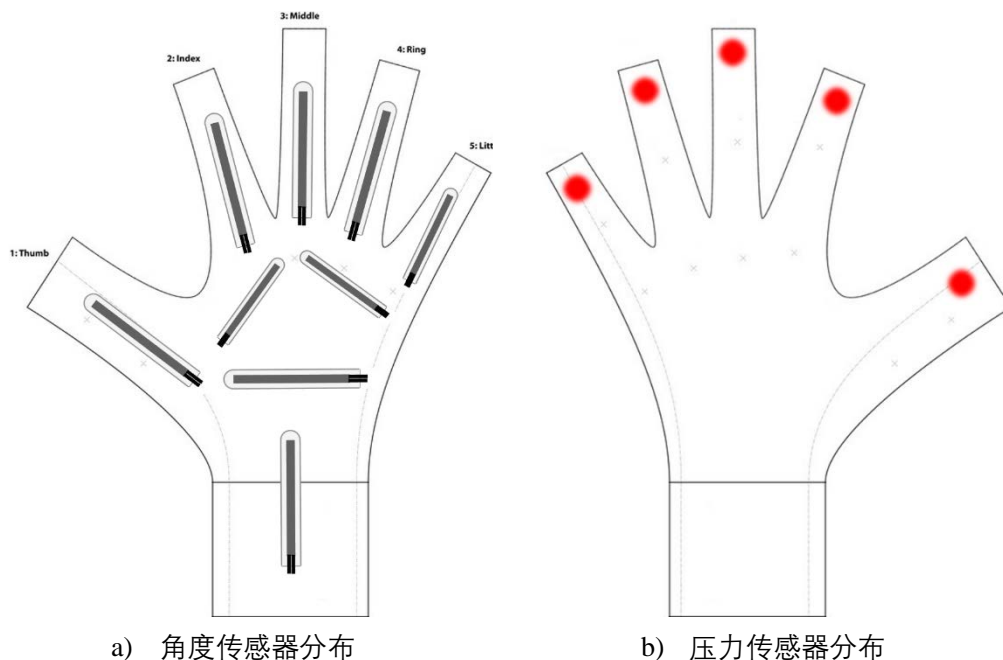


图14 传感器位置分布

(2) 测量原理及电路图：

测量原理：弯曲传感器呈现水平状态时，电阻值最小，随着弯曲程度的增加，电阻值逐步增大，在某一范围内呈现线性变化关系，通过设计电路将阻值变化转换为电压值变化，即

能得到不同位置的角度信息。传感器电阻-角度参考曲线如图 14 所示。

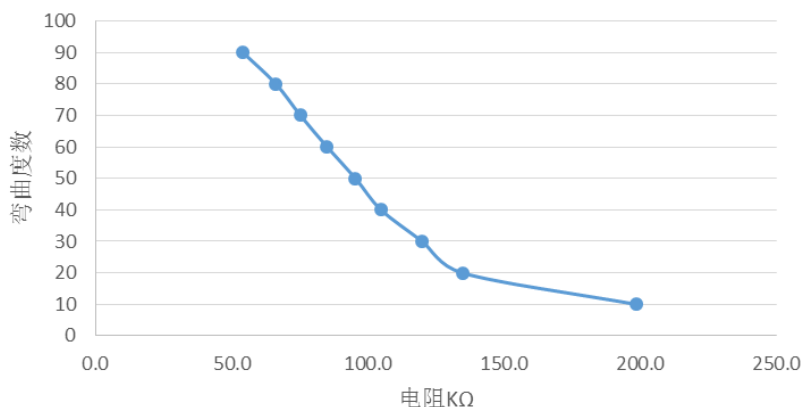


图15 电阻-弯曲读数参考曲线

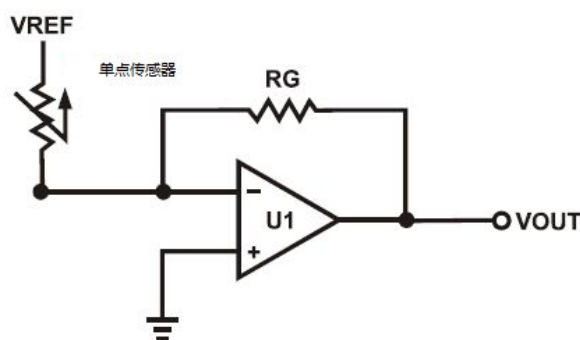


图16 弯曲传感器信号处理电路图

采用如图 16 所示的电路对信号进行预处理。弯曲传感器接入 V_{ref} 与放大器的负输入端

之间，可通过反向放大器将电阻值转换为输出的电压值，具体关系式为： $\frac{-V_{ref}}{R_{ref}} = \frac{V_{out}}{R_G}$ 。经

过初步放大的电压信号输入单片机进行下一步处理。

3.2.3 压力测量传感器

RFP 薄膜压力传感器厚度为 0.1mm-0.2mm，柔韧度较好，可测量各种接触面之间的静态及动态压力。传感器实物图及各部分名称如图 17 所示。

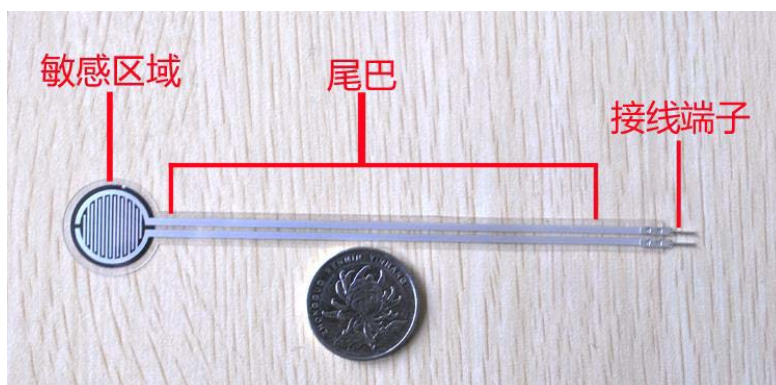


图17 RFP薄膜压力传感器

(1) 位置分布:

将 5 枚贴片式 RFP602 压力传感器分别放置于数据手套五指指端, 位置如图 14 所示。

(2) 测量原理及电路图:

测量原理: 标准的 RFP 压力传感器由两片很薄的聚酯薄膜组成, 两片薄膜内表面铺设导体及半导体。当外力作用到传感点上时, 半导体阻值随外力成比例变化, 压力为零时, 阻值最大; 压力增大, 阻值减小。荷载-电导率参考曲线如图 18 所示:

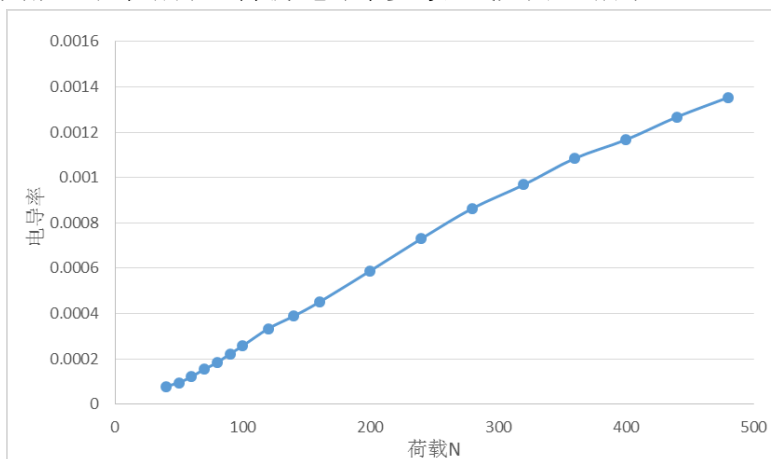


图18 荷载-电导率参考曲线

信号处理电路图: 与弯曲传感器信号的处理方式相似, 采用反相放大器将压力传感器电阻变换转化为输出电压幅值变化。

第四章 项目进度计划及预算

4.1 项目进度计划

表4-1 项目进度时间节点表

标题	内容	开始时间	结束时间
背景调研、 方案制定	对中风患者手部运动康复训练及上肢截肢患者假肢手控制现状进行调研，明确患者需求；对现有机械手进行调研，并阅读相关设计文献；调研数据手套所需要的传感器信息，进行硬件资料汇总。	2017-12-01	2017-12-31
机械手设计、 硬件平台搭建	设计欠驱动假肢手，制作机械手实物模型；掌握基础电路设计方法，进行数据手套及机械手的硬件电路设计，搭建硬件平台。	2017-12-25	2018-04-01
控制算法开发、 虚拟平台搭建	设计信号处理、电机驱动程序，保留设备的多种接口；编程建立虚拟平台，设计康复训练游戏界面。	2017-12-31	2018-04-15
设备调试	调试设备完成数据手套对机械手运动的控制、完成虚拟平台游戏任务。	2018-04-15	2018-05-15
总结、论文撰写	撰写总结报告和毕业设计论文、专利文稿。	2018-05-01	2018-05-30

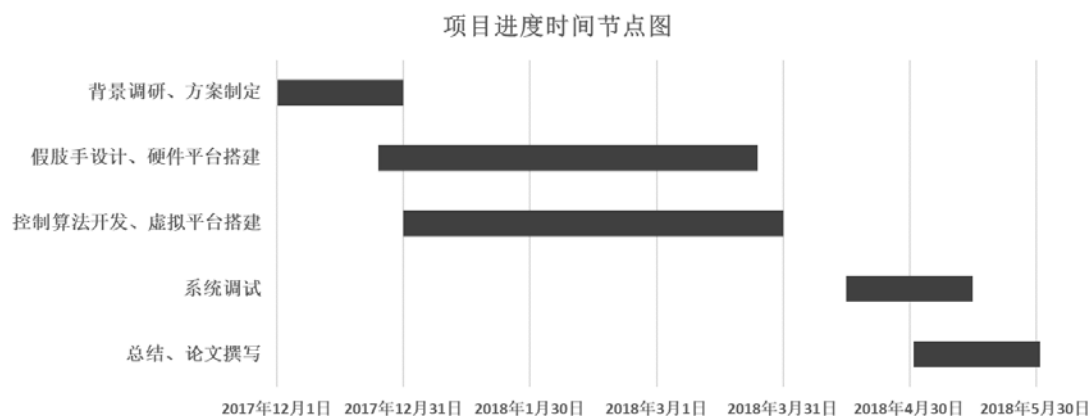


图19 项目进度时间甘特图

4.2. 项目预算信息

表4-2 项目预算表

预算类型名称	预算金额	预算依据
交通费	500	市内交通；
印刷费	500	用于文献检索、复印装订；
加工费	20000	用于机械手模型加工、PCB 板的制作；
元器件费用	25000	电子元器件、专用电机；
图书资料费	1000	用于专业书籍购买。

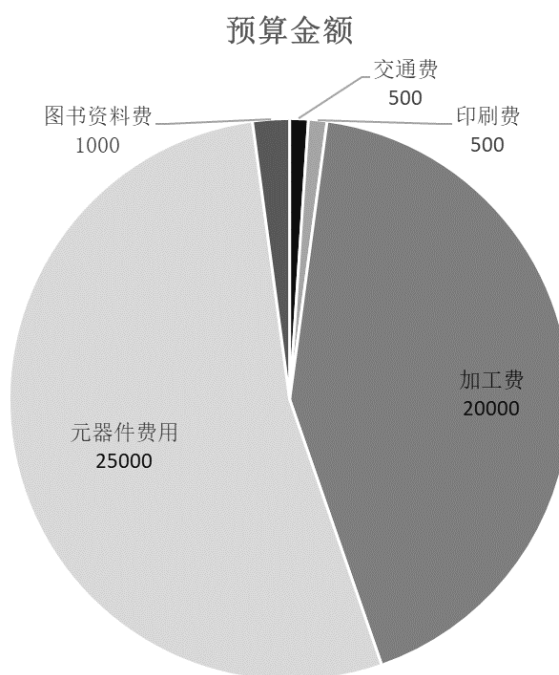


图20 项目预算饼图

第五章 结论

本文在阐述手功能重建与康复系统研究意义和研究现状的基础上,搭建了可供前臂截肢患者和脑卒中患者自主进行康复训练的虚拟平台,主要概括如下:

(1) 设计了一种线驱动假肢手,具有 11 个自由度,可实现掌指关节和中指关节的独立运动以及大拇指相对手掌的整体运动。五指指端贴附压力传感器进行力反馈。电路板整体置于机械手内部,结构简单,体积较小易于佩戴,具有实用价值。

(2) 对原有数据手套进行改进,更改通道设置,融合 5 个压力传感器和 9 个角度传感器,可对指端受力及手指、手腕和手掌角度进行测量,角度分辨率小于 2 度。

(3) 搭建虚拟手平台,可与数据手套进行交互,以游戏形式实现虚拟环境中手部运动、物体抓取和抓取力反馈,满足患者康复训练的特定需求,且具有趣味性。

(4) 实现三个子模块的闭环控制,通过数据手套控制机械手和虚拟手,并反馈抓取力信息。同时保留多种数据接口,可由臂环及 MATLAB 程序对假肢手和虚拟手进行控制。

参考文献

- [1] 2006 年第二次全国残疾人抽样调查主要数据公报[J].时政文献辑览,2007(00):382-384.
- [2] Rajiv Doshi, Clement Yeh and Maurice Le Blanc. The Design and Development of a Gloveless Endoskeletal Prosthetic Hand [J]. Journal of Rehabilitation Research and Development, 1998, 35(4): 388.
- [3] Steeper Group. Bebionic Hand [EB/OL]. [2017-12-20].http://bebionic.com/the_hand.
- [4] Touch Bionics. Training protocol for therapists of i-limbTM ultra revolution and i-limbTM ultra[M/OL], [2017-12-20].http://www.touchbionics.com/sites/default/files/files/i-limb_ultra_revolution_OT_manual_7.24.14.pdf.
- [5] L. E. Sucar, R. Leder, J. Hernández, I. Sánchez, and G. Azcàrate, "Clinical evaluation of a low-cost alternative for stroke rehabilitation," 2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics, Kyoto International Conference Center, Japan, June 23-26, 2009.
- [6] Kwakkel G, Kollen B, Lindeman E. Understanding the pattern of functional recovery after stroke: facts and theories [J]. Restor Neurol Neurosci, 2004, 22: 281-299.
- [7] 付桢,姜荣荣,潘翠环,陈艳,叶正茂,胡楠,罗丽娟,肖长林,刘远文.康复机器人辅助下任务导向训练对脑卒中手功能的效果[J/OL].中国康复理论与实践,2017(03):338-344[2017-12-22].<http://kns.cnki.net/kcms/detail/11.3759.R.20170427.0951.040.html>.
- [8] Taub, E., Miller, N.E., Novack, T.A., "Technique to improve chronic motor deficit after stroke", Archives of physical medicine and rehabilitation, vol. 74, no. 4, pp. 347-54, 1993.]
- [9] H. Krebs, N. Hogan, M. Aisen and B. Volpe, "Robot-aided neurorehabilitation", IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, vol. 6, no. 1, pp. 75-87, 1998.
- [10] Thurston A J. Paré and prosthetics: the early history of artificial limbs. ANZ Journal of Surgery, 2007, 77(12): 1114~1119.
- [11] 沈凌, 喻洪流. 国内外假肢的发展历程. 中国组织工程研究, 2012, 16(13): 2451~2454.
- [12] Weltman G, Groth H, Lyman J. An analysis of bioelectric prosthesis control. Univ. California Biotechnology Lab. Rep, 1959.
- [13] Jacobsen S C, Wood J E, Knutti D F, et al. The UTAH/MIT dextrous hand: Work in progress [J]. The International Journal of Robotics Research, 1984, 3(4): 21~50.
- [14] Otto Bock Health Care Gmb H. <http://www.ottobock.com>. Duderstadt , 2002.
- [15] Carrozza M C, Suppo C, Sebastiani F, et al. The SPRING hand: development of a self-adaptive prosthesis for restoring natural grasping [J]. Autonomous Robots, 2004, 16(2): 125~141.
- [16] Jacobsen S C, Iversen E K, Knutti D F, et al. Design of the Utah/MIT dextrous hand. In: Proceedings of the 1986 IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE, 1986. 3: 1520~1532.
- [17] Biggers K B, Jacobsen S C, Gerpheide G E. Low level control of the Utah/MIT dextrous hand. In: Proceedings of the 1986 IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE, 1986. 3: 61~66.
- [18] Jacobsen S C, Knutti D F, Biggers K B, et al. An electropneumatic actuation system for the Utah/MIT dextrous hand [J]. USA: Springer, 1985. 271~27.

- [19] Mc Cammon I D, Jacobsen S C. Dextrous robot hands [J]. New York, USA: Springer, 1990. 239~266.
- [20] Carrozza M C, Cappiello G, Micera S, et al. Design of a cybernetic hand for perception and action [J]. Biological Cybernetics, 2006, 95(6): 629~644.
- [21] Controzzi M, Cipriani C, Carrozza M C. Mechatronic design of a transradial cybernetic hand. In: Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Nice, FRA: IEEE, 2008. 576~581.
- [22] Connolly C. Prosthetic hands from touch bionics[J]. Industrial Robot, 2008, 35(4): 290-293.
- [23] Touch Bionics. i-Limb Ultra. [2017-12-21]. <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra>.
- [24] Touch Bionics. i-Limb™ Ultra User Manual. http://www.touchbionics.com/sites/default/files/i-limb_ultra_user_manual_issue_2_final.pdf.
- [25] 上海生理研究所, 上海假肢厂. 肌电控制前臂假肢[J]. 医疗器械. 1997,1: 13~20.
- [26] 罗永昭, 孙为. 建国以来我国假肢的发展[J]. 中国矫形外科杂志, 2009 (17): 1325~1325.
- [27] 张文增, 陈强, 孙振国, 徐济民, 赵冬斌. 变抓取力的欠驱动拟人机器人手[J]. 清华大学学报(自然科学版), 2003(08): 1143-1147.
- [28] 张文增, 马献德, 黄源文, 邱敏, 陈强. 末端强力抓取的欠驱动拟人机器人手[J]. 清华大学学报(自然科学版), 2009, 49(02): 194-197.
- [29] Liu H, Meusel P, Seitz N, et al. The modular multisensory DLR-HIT-Hand. Mechanism and Machine Theory, 2007, 42(5): 612~625.
- [30] 刘伊威, 刘宏, 姜力, 金明河, 魏然. 基于机电一体化的机器人灵巧手手指的研制[J]. 哈尔滨工业大学学报, 2005(08): 1022-1024+1028.
- [31] 刘伊威, 金明河, 樊绍巍, 兰天, 陈兆芑. 五指仿人机器人灵巧手 DLR/HIT Hand II [J]. 机械工程学报, 2009, 45(11): 10-17.
- [32] H. Krebs, N. Hogan, M. Aisen and B. Volpe, "Robot-aided neurorehabilitation", IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, vol. 6, no. 1, pp. 75-87, 1998.
- [33] 程向红, 黄华. 捷联惯性系统初始对准中 IMU 安装误差及陀螺漂移的估计与补偿[J]. 中国惯性技术学报, 2004(05): 15-17+27.
- [34] N. Foley, A. Cotoi, J. Serrato, M. Mirkowski, J. Chae, and R. Teasell, "Evidence-Based Review of Stroke Rehabilitation," pp. 1-192, 2016.
- [35] 付桢, 姜荣荣, 潘翠环, 陈艳, 叶正茂, 胡楠, 罗丽娟, 肖长林, 刘远文. 康复机器人辅助下任务导向训练对脑卒中手功能的效果[J/OL]. 中国康复理论与实践, 2017(03): 338-344 [2017-12-22]. <http://kns.cnki.net/kcms/detail/11.3759.R.20170427.0951.040.html>.
- [36] P. Lum, C. Burgar, M. Loos, P. Shor, M. Majmundar and R. Yap, "MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: A follow-up study", The Journal of Rehabilitation Research and Development, vol. 43, no. 5, p. 631, 2006.
- [37] 郭佳宝, 杨雨洁, 岳雨珊, 朱毅. 机器人辅助训练改善脑卒中患者下肢功能障碍的系统评价[J]. 中国康复理论与实践, 2013, 19(08): 701-709.
- [38] 楼鑫欣. 基于脑电和肌电相干性的辅助中风病人主动康复方法研究[D]. 浙江大学, 2014.
- [39] Holden MK. Virtual environments for motor rehabilitation: review[J]. Cyberpsychology Behavior, 2005, 8(3): 187—211.
- [40] Romano DM. Virtual reality therapy[J]. Developmental Medicine & Child Neurology, 2005, 47(9): 580.]
- [41] 张志纯, 杨晓文, 况立群, 韩燮. 基于 Virtools 和 5DT 数据手套的手势仿真研究[J]. 科技

术与工程,2015,15(04):140-144.

- [42] Yamaura, Hiroshi, et al. "Development of hand rehabilitation system for paralysis patient—universal design using wire-driven mechanism—." Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2009.
- [43] Jack, David, et al. "Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation." IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering 9.3 (2001): 308-318.

小组成员简历

马诗晗

182-0182-3505, mmasss@sjtu.edu.cn

教育背景

上海交通大学, 机械与动力工程学院

上海

机械工程

2014. 09-2018. 06

- 核心学积分: 92.49/100; 年级排名: 1/142;
- 2014-2015、2015-2016学年国家奖学金, 2017年发那科奖学金, 2015-10上海交通大学三好学生(校级);

科研项目

上海交通大学第 29 期本科生科创项目

上海

冲压线快速上下料机器人的运动规划设计

2015. 10-2016. 04

会议论文: Motion planning of automatic press line with hybrid type transferring robot

上海交通大学, 机械与动力工程学院

上海

可穿戴式精细手势识别系统研发

2016. 05-2016. 11

University of Illinois at Urbana-Champaign, DynamicRobotics Laboratory

Champaign, IL

Foot design for Quadruped Robots with Wall Climbing Capability

2017. 07-2017. 09

课外活动

上海交通大学暑期社会实践“助飞计划”

山西省分省负责人

上海交通大学120周年、121周年校庆志愿者

优秀志愿者

其它信息

- 英语: CET6 611; GRE 325+3.5; TOFEL 107 (口语24) 听说读写熟练, 可作为工作语言;
- 计算机: C++、Python; 软件: MATLAB、ADAMS、Solidworks、PowerPoint、Excel等。

万中

(+86) 18217211595, 794700067@qq.com

专业背景

上海交通大学, 机械与动力工程学院

上海

机械工程, 本科

2014. 09-2018. 06

- 学积分: 87.15/100, GPA: 3.7, 2/4.3, 专业排名: 26/142;

科研经历

- 2014 年本科生秋季项目展获评优秀项目
- 2014 年参加本科生暑期科研见习, 负责 UG 结构的搭建
- 2016 年参加第 30 期 PRP “增强现实的预研”, 负责 AR 原理的学习和简单样例的实现

技能爱好

- 英语: 大学英语六级
- 熟悉Office软件的使用, 熟悉C++、matlab编程语言

王钊鑫

aidemijue@sjtu.edu.cn

专业背景

上海交通大学，机械与动力工程学院

上海

机械工程，本科

2014.09-2018.06

- GPA: 3.75/4.3, 专业排名: 9/142;
- 课程: C++程序设计、设计与制造 I、设计与制造 II、系统模型分析与控制、测试原理技术、运动控制系统、机器人学、Matlab及工程应用、单片机系统设计等
- 柳工成绩优异奖、光华奖学金、B等校优秀奖学金、大学生物理竞赛上海赛区二等奖

项目经历

无人机机载视景与飞行数据随动显示头盔

科研项目

2015.10-2016.04

项目研发出一款配合无人机使用的具有头部追踪功能的 VR 设备;

基于 leap-motion 的自动窗帘

课程项目

2016.9-2017.1

项目设计出基于手势识别的窗帘控制装置; 设计实现通过 leap-motion 读取手势借以控制窗帘传动装置实现窗帘闭合, 上下以及停止等操作。

技能爱好

- 英语: CET4: 621, CET-6: 561
- 熟练掌握UG、MATLAB、QT等软件有较为丰富的UG绘图经验, 运动仿真。
- 利用MFC, QT和MATLAB编写过GUI界面。

欧阳崛

(+86)15221928563, oyj1321@gmail.com

教育背景

上海交通大学

机械工程

本科

2014.09-2018.06

学习成绩: GPA (3.72/4.3), 学积分 (87.15/100), 排名 (27/144);

科研经历:

- 在设计制造 I 课程项目中, 设计和制作完成了家用便利升降瓶这一成品, 最后该项目获得课程项目展一等奖;
- 在设计制造 II 课程项目中, 设计和制作完成了巧克力 3D 打印机这一成品, 最后该项目获得课程项目展一等奖和最受欢迎奖;
- 2017 年暑期在机器人研究所实习, 参与欠驱动机械手的机械设计与控制。

相关技能

- 英语: TOEFL (105), CET-6 (584), GRE (321+3.5);
- 计算机: C++语言, MATLAB, SolidWorks, Office, UG, ABAQUS 等。

指导教师意见（课题难度是否适中、工作量是否饱满、进度安排是否合理、工作条件是否具备、是否同意开题等）：

课题难度适中，工作量饱满，进度安排合理，工作条件齐全，同意开题。

指导教师签名： 刘洪海

2017 年 12 月 26 日

专业负责人意见：

审 查 结 果： ☒ 同 意 ☐ 不 同 意

专业负责人签名： 张希

2017 年 12 月 26 日