

分类号: 0213

密 级: 公开

学校代码: 10363

学 号: 2210110102



安徽工程大学

Anhui Polytechnic University

硕士学位论文

题 目 多自由度手部康复软体致动器
的研究

论 文 作 者 张太盛

指 导 教 师 王建平 研究员

学 科 (专 业) 机械工程

研 究 方 向 机器人结构与静力学仿真

论文提交日期: 2024 年 5 月 28 日

分类号: 0213

学校代码: 10363

密 级: 公开

学 号: 2210110102

多自由度手部康复软体致动器的研究

Research on Multi Degree of Freedom
Hand Rehabilitation Soft Actuator

论 文 作 者 张太盛

指 导 教 师 王建平（研究员）

学 科（专 业） 机械工程

研 究 方 向 机器人结构与静力学仿真

论文提交时间: 2024 年 5 月 28 日

原创性声明

本人郑重声明: 本人所呈交的学位论文, 是在导师的指导下独立进行研究所取得的成果。学位论文中凡引用他人已经发表或未发表的成果、数据、观点等, 均已明确注明出处。除文中已经注明引用的内容外, 不包含任何其他个人或集体已经发表或撰写过的科研成果。对本文的研究成果做出重要贡献的个人和集体, 均已在文中以明确方式标明。

本声明的法律责任由本人承担。

论文作者签名: 张本盛 日期: 2024.5.18

关于学位论文使用授权的声明

本人在导师指导下所完成的论文及相关的职务作品, 知识产权归属安徽工程大学。本人完全了解安徽工程大学有关保存、使用学位论文的规定, 同意学校保存或向国家有关部门或机构送交论文的纸质版和电子版, 允许论文被查阅和借阅; 本人授权安徽工程大学可以将本学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索, 可以采用任何复制手段保存和汇编本学位论文。本人离校后发表、使用学位论文或与该论文直接相关的学术论文或成果时, 第一署名单位仍然为安徽工程大学。

本学位论文研究内容:

☐ 可以公开

☐ 不易公开, 已在学位办公室办理保密申请, 解密后适用本授权书。

(请在以上选项内选择其中一项打“√”)

论文作者签名: 张本盛 导师签名: 王建平
日 期: 2024.5.18 日 期: 2024.5.28

多自由度手部康复软体致动器的研究

摘 要

随着我国老龄化社会程度的日益加深,因为脑卒中等病理原因导致的手部运动功能障碍的患者数量也不断增多。对于康复设备来辅助这些人群的日常生活活动和帮助恢复其手部运动能力的需求也随之上升,为此,手部外骨骼康复设备被开发用来通过辅助患者完成日常手部活动,进行康复训练以促进运动神经的康复并避免肌肉因长时间休憩而导致的肌肉萎缩。

本文研究了一种手指康复软体致动器,可以用来辅助患者完成手部的康复运动训练。避免了传统刚性康复设备的大体积,高重量等缺点。并围绕着软体致动器开展了结构设计、传感器研制、系统辨识控制和康复训练效果评价等工作。

研究了手部运动功能及其解剖结构,明确了患有手部运动障碍者的康复目标,进而得出了该致动器的弯曲范围和设计目标。并以此为设计基础,针对截面形状这一通用结构参数,建立了相应的弯曲条件下的物理模型。并基于 Mooney-Rivlin 超弹性本构模型,提出了新的截面形状。将截面形状对于弯曲性能的影响,从主被动力矩和压力-角度关系三个层面进行对比,并对两个力矩和压力角度关系进行理论计算。在确定嵌套式软体致动器的基本外形结构后,在新截面形状的基础上,对于其每个结构参数都进行了仿真实验。并得出了各个尺寸参数对于本文提出的软体致动器弯曲性能的影响。

为了适应软体致动器的动态特性,开发了一种以差动电容为基础的柔性弯曲传感器,并整合到软体致动器中。通过对弯曲角度与电压输出的标定实验,证实了该柔性传感器的稳定性和可靠性。通过多次加压实验获得系统的阶跃响应曲线,应用 GA-BP 算法对系统传递函数的参数进行了拟合,得到了系统的精确参数模型。并设计了 LQR 最优控制策略消除了系统的多余抖动和超调量。

基于自主研发的嵌套式软体致动器,设计了模具和制作流程。对制作的软体致动器实物进行试验验证,将结果与理论计算和仿真结果进行对比,交互验证了设计的有效性。搭建了手部外骨骼康复装置系统,对其进行抓握实验。通过力传感器、角度-压力数据、肌电信号等,判断患者运动意图和康复状态,可以实现患者以自主意图驱动的康复训练。结合患者的治疗和使用需求,设计了肌力疲劳检测功能。通过实验证明康复手套的有效性,能够满足偏瘫患者的手部运动康复需求。

关键词: 手部康复; 软体机器人; 柔性传感器; 系统辨识; 最优控制

RESEARCH ON MULTI DEGREE OF FREEDOM HAND REHABILITATION SOFT ACTUATOR

Abstract

With the deepening of the aging society in our country, the number of patients with hand motor dysfunction caused by pathological reasons such as stroke is also increasing. The demand for rehabilitation equipment to assist these people in their daily activities and to help restore their hand motor functions is rising. Therefore, hand exoskeleton rehabilitation devices have been developed to assist patients in performing daily hand activities, conduct rehabilitation training to promote the recovery of motor neurons, and prevent muscle atrophy caused by prolonged rest.

This paper investigates a soft actuator for finger rehabilitation that can assist patients in completing hand rehabilitation exercises. It avoids the disadvantages of traditional rigid rehabilitation equipment, such as large size and high weight. The study includes structural design, sensor development, system identification control, and evaluation of rehabilitation training effects for the soft actuator.

The study examines hand motor functions and their anatomical structures, clarifies the rehabilitation goals for patients with hand motor dysfunction, and derives the bending range and design objectives for the actuator. Based on these design principles, a physical model under bending conditions is established for the general structural parameter of cross-sectional shape. A new cross-sectional shape is proposed based on the Mooney-Rivlin hyperelastic constitutive model. The impact of the cross-sectional shape on bending performance is compared from three aspects: active and passive torques and pressure-angle relationships. The theoretical calculations of the two torques and the pressure-angle relationship are conducted. After determining the basic external structure of the nested soft actuator, simulation experiments are conducted for each structural parameter based on the new cross-sectional shape, and the influence of each dimensional parameter on the bending performance of the proposed soft actuator is obtained.

To adapt to the dynamic characteristics of the soft actuator, a flexible bending sensor based on differential capacitance is developed and integrated into the soft actuator.

Calibration experiments on the bending angle and voltage output confirm the stability and reliability of the flexible sensor. The step response curve of the system is obtained through multiple pressurization experiments, and the GA-BP algorithm is applied to fit the parameters of the system transfer function, resulting in an accurate parameter model of the system. An LQR optimal control strategy is designed to eliminate excessive jitter and overshoot in the system.

Based on the self-developed nested soft actuator, molds and manufacturing processes are designed. The manufactured soft actuator is experimentally verified, and the results are compared with theoretical calculations and simulation results to validate the effectiveness of the design. A hand exoskeleton rehabilitation device system is constructed, and gripping experiments are conducted. Through force sensors, angle-pressure data, and electromyographic signals, the patient's motor intentions and rehabilitation status are determined, enabling rehabilitation training driven by the patient's autonomous intentions. A muscle strength fatigue detection function is designed according to the patient's treatment and usage needs. Experiments demonstrate the effectiveness of the rehabilitation glove, meeting the hand motor rehabilitation needs of hemiplegic patients.

Key words: Hand rehabilitation, soft robots, flexible sensors, system identification, optimal control

目 录

第 1 章 绪论	1
1.1 课题来源	1
1.2 课题研究意义	1
1.3 国内外研究现状	3
1.3.1 手部软体致动器研究现状	3
1.3.2 软体材料研究现状	5
1.3.3 柔性传感器研究现状	7
1.3.4 控制策略研究现状	9
1.4 本文的研究内容	11
第 2 章 软体致动器的结构分析与仿真验证	12
2.1 人体手部运动机理分析	12
2.1.1 人体手部运动原理分析	12
2.1.2 人体手部组成分析	13
2.1.3 人体手部自由度和关节活动角度分析	13
2.2 软体致动器通用参数设计	14
2.2.1 致动器整体物理模型的建立	15
2.2.2 超弹性本构模型的选取	17
2.3 截面形变力矩计算	18
2.3.1 主动拉伸力矩	18
2.3.2 被动抗弯力矩	21
2.3.3 压力-角度关系	24
2.4 软体致动器模型的建立	25
2.5 尺寸参数的影响和对比	27
2.6 前端结构的验证	29
2.7 本章小结	31
第 3 章 差动电容弯曲传感器设计与性能测试	32
3.1 差动电容弯曲传感器的原理	32
3.2 差动电容传感器的制作	33

3.3	差动电容弯曲传感器的标定	36
3.4	本章小结	38
第 4 章	软体致动器控制策略	39
4.1	系统阶跃响应的获取	39
4.2	系统辨识和参数拟合	41
4.2.1	BP 神经网络算法简介	41
4.2.2	遗传算法简介	42
4.2.3	GA-BP 算法对系统参数拟合	44
4.3	最优控制器的设计	46
4.4	本章小结	48
第 5 章	软体致动器系统制作与实验	49
5.1	软体致动器研制工艺流程	49
5.2	压力—角度关系验证试验	51
5.3	康复训练手套的制成	52
5.4	顶端压力和物体抓握实验	53
5.5	主动力辅助实验	55
5.6	肌肉疲劳度检测实验	57
5.7	本章小结	58
第 6 章	总结和展望	59
6.1	全文总结	59
6.2	研究展望	59
	参考文献	61
	攻读学位期间发表的学术成果目录	67
	致 谢	68

第 1 章 绪论

1.1 课题来源

本课题得到以下项目的资助：（1）安徽省自然科学基金资助项目（2108085QF278）；（2）安徽省重点研究与开发计划基金资助项目（202004b11020006）；（3）安徽省留学人员创新项目择优资助计划项目（2020LCX013）

1.2 课题研究意义

自 2015 年起, 中国的老年人口总量及其在总人口中的比例均呈现出明显的上升趋势。根据 2020 年的数据,65 岁及以上的老年人口已从 2015 年的 8821 万激增至 19064 万, 呈现出超过一倍的增长率。相应的其所占的比重也有显著增长, 从 10% 增至 14.7%。据研究估计, 这一老龄化趋势虽然增长程度会在未来的 50 年间有所放缓, 但总体仍呈上升态势。预计 65 岁及以上人口将于 2035 年左右占据总人口的 20%, 届时高龄总人口数量也将突破 3 亿大关^[1]。这种人口结构的变化对社会经济和政策提出了新的挑战。在养老和医疗保健领域, 需要采取有效措施以应对日益增长的老年人口带来的需求。老年人口数量和比例变化趋势分别如图 1-1 和图 1-2 所示

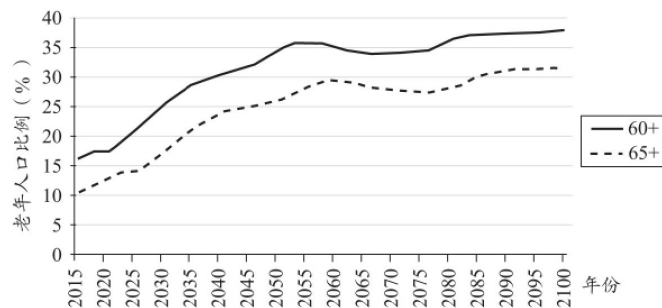


图 1-1 人口老龄化数量变动趋势

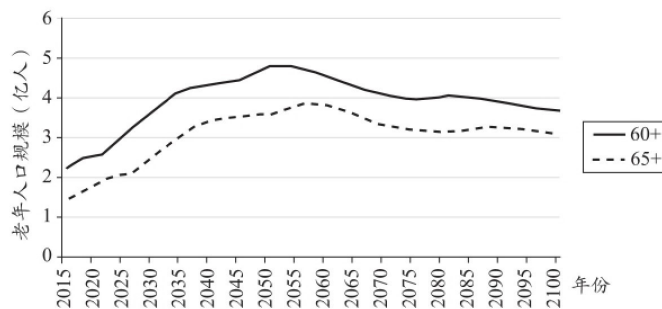


图 1-2 人口老龄化例变动趋势

脑卒中（中风）作为一种高发病率和致残率的心脑血管疾病，对于中老人群而言具有极大的危害。根据 2022 年发布在《中国脑血管病》杂志上的《2020 年中国脑卒中防治报告》的研究，由于老龄化社会的加剧以及不健康的生活习惯，中风的发病率不仅在老年人中持续居高不下，其发病年龄也显示出年轻化的趋势。特别是，中国 40 岁及以上的人群在 2012 年的脑卒中患病率为 1.89%，到 2019 年已经增长至 2.58%^[2]。中老人群脑卒中患病率变化趋势如图 1-3 所示。



图 1-3 40 岁及以上人群的脑卒中患病率变化

随着医学技术的不断发展，近些年脑卒中的发病和致死率有所降低。然而，大多数康复的脑卒中患者会承受偏瘫的后遗症的影响，失去了一定的四肢运动功能，尤其是在腿部、手臂和手部这些关键部位。手部作为人类在日常生活中频繁使用的部位，其运动能力的损失对患者的生活质量产生了深远的影响。对于这部分患者，除去常规的药物和物理治疗外，被动康复训练对其同样有着明显的疗效^[3]。

偏瘫患者肢体的被动训练是指通过外力完成关节被动屈曲训练，使得患者的肌肉和关节可以得到运动，避免了病患部位因长期得不到锻炼而导致的肌肉萎缩和神经坏死。通常将复杂的运动动作，拆分成多个简单动作的组合，并配合专业的康复治疗师进行反复练习。当前的医疗康复模式中，患肢的康复效果很大程度上依赖于治疗师的专业素养，这种方式无法为患者提供一致、有系统和标准化的康复治疗^[4]。此外，我国康复专业人员的数量明显不足，难以满足日益增多的偏瘫患者的需求。更多的偏瘫患者由于缺乏康复师和人工训练效果不佳，倾向于使用设备进行康复训练。针对上述人群，手部外骨骼被开发用来对其手部进行针对性的康复训练^[5]。

现有刚性结构的手部康复器械结构冗杂、体积庞大，对于肌肉无力的病人而言，过于沉重的重量使得康复治疗大多只能在固定场所开展，如医院，康复中心，疗养院等。刚性结构在控制策略失稳的情况下也存在对人体产生伤害的可能，故研究人员将康复设

备的选择逐渐转为柔性设备。随着数十年来柔性康复设备的发展，手部软体致动器也已经展示了其在安全性、舒适性和经济性上的优势^[6]。它们能够根据患者的具体需求进行调整，提供个性化的康复训练。

在此研究背景下，本研究开发了一款新型的嵌套式软体致动器，这种致动器由硅橡胶材料制成的外壳和气囊组合构成，展现出优良的柔韧性和适配性。利用气压驱动，该致动器能够模拟特定的手部运动，其设计参考了人类手部的骨架结构和运动学原理，确保了穿戴时的舒适度。本研究以这种软体致动器为基础，提出了一种用于恢复患者手部运动能力的康复训练系统。整理并完善了嵌套式软体致动器的设计方法，给这种特定类型的软体致动器提供了设计参考。本研究能满足手部偏瘫患者的康复需要，体现了柔性康复设备在学术和市场上的潜在价值及应用前景。

1.3 国内外研究现状

众多国内外的研究团队和学者们对柔性外骨骼技术进行了深入的研究和广泛的实验。由于人手是人体中功能最为复杂和灵活的部位之一，设计手部外骨骼装置时需要特别巧妙和精细的构思^[7]。软体机器人领域是一个快速进步的研究方向，它跨越了机器人学、新型材料科学、电子技术等多个学科，实现了通过材料和结构设计来满足复杂的运动需求^[8-11]。这些机器人主要由柔软材料构建，包括电活性聚合物^[12]、弹性体^[13]、水凝胶^[14]、形状记忆合金^[15-16]及经过特殊处理实现固态相变的复合材料^[17]等。作为一个新兴领域，软体机器人在康复医学应用中展示了极大的潜力。但手部软体致动器在拥有安全性，舒适性，和经济性优势的同时也具有着一定缺陷和难点，不少学者也对软体致动器的难点展开了针对性的研究。

1.3.1 手部软体致动器研究现状

2020 年，美国的德克萨斯大学阿灵顿研究所设计、开发和验证一种用于手部康复的软机器人外骨骼，专门针对于中风患者^[18]，如图 1-4 所示。使用迭代设计过程来获得满足手部外骨骼运动学和动力学要求的设计参数。通过实验研究验证了这一设计，使用运动捕捉系统验证了附着在人食指顶部的软体致动器的运动学原理。基于三种治疗模式：连续被动、主动辅助和主动阻力运动，采用连续被动运动和双手治疗模式。整体采用柔软的硅橡胶，制作成多个小气囊串联的形态，利用气囊的不均匀分布，使得整个软体致动器在轴向上刚度产生变化。在气囊充气之时便可产生相应的弯曲，以达到康复训练的

效果。其能产生所需的运动范围，并适应手指背部延长，机器人软关节的旋转中心轨迹与人类手指关节的转动中心非常一致。通过对一名健康参与者和一名脑卒中参与者进行了初步研究，证实了这种柔软的机器人外骨骼有助于手部的康复。

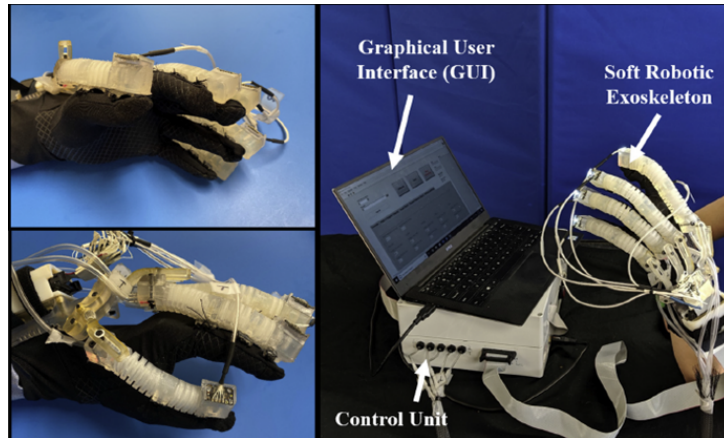


图 1-4 用于手部康复的混合外骨骼装置

2022 年，日本千叶大学的 Y. Wang 等人设计一种可以支持多个自由度的模块化致动器，并将其与全指拇指致动器在拇指屈曲、外展、对向和握力方面进行了比较^[19]，如图 1-5所示。全指拇指致动器具有三个锥形内腔，设计用于补偿手的空间限制并减少相邻内腔之间的干扰。中腔的充气支持拇指屈曲，两侧腔分别支持外展和内收，中腔和左侧腔的同时加压支持拇指的运动。两种类型都实现了所需的屈曲角度并提供了足够的屈曲力；然而，模块化致动器更适合独立屈曲和外展支撑。全指拇指致动器将更易于操作，更容易实现拇指对向支撑。实验的结果表明，模块化的软体致动器在自由度支持方面有着优异的性能，全指拇指致动器和模块化致动器的组合可获得更高的握持力。

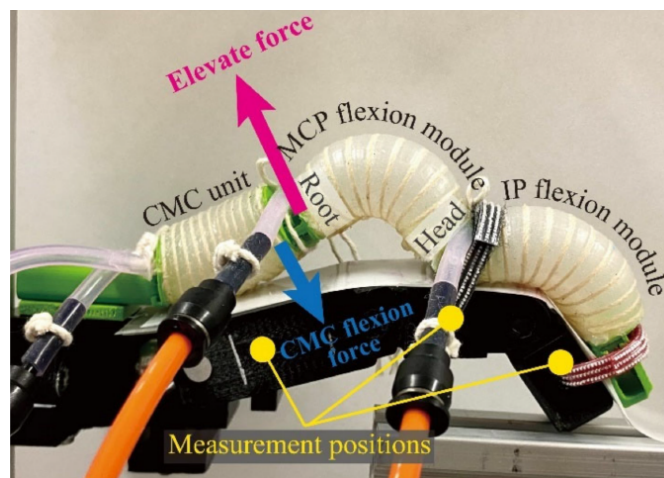


图 1-5 日本千叶大学的模块化拇指致动器

2021 年，安徽工业大学 Miao Feng 等人，针对提高软穿戴辅助手套输出力的问

题，提出了一种具有不对称腔和干涉增强结构的新型 HFFPA(High-Force Fabric-based Pneumatic Actuator) 结构，如图 1-6所示^[20]。与由两层相同的织物制成的具有对称腔室的经典 FPA 不同，非对称腔室由两层不同的纺织品制成，这导致了固定轴的偏心。为了进一步提高输出力，在相邻的褶皱表面上引入了干涉夹片，用以增强 FPA 的刚度。测试了六种 FPA（即直线、直线垫、拱形、拱形垫、半圆和半圆垫 FPA）的关节力矩和尖端阻塞力。实验结果表明，半圆垫 FPA 具有最佳的性能，在 150Kpa 下，其关节力矩和尖端阻塞力分别比常用的线 FPA 提高了 510% 和 478%。将 HFFPA 集成在柔软的可穿戴辅助手套上，并验证了其在日常生活活动中抓取具有不规则几何形状的辅助能力有所提高。

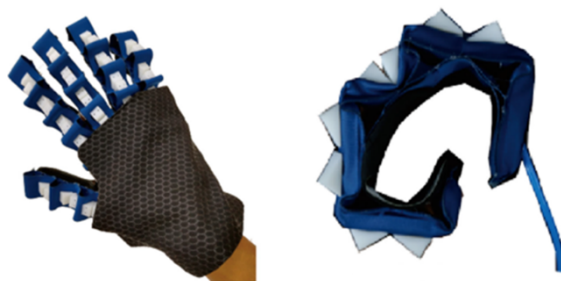


图 1-6 夹片式软体致动器

1.3.2 软体材料研究现状

软体致动器首先需要考虑的问题就是材料的选择，通常使用的弹性材料必须既具有足够的弹性以允许复杂的运动，又能承受反复的伸缩而不破裂。由于材料的柔软性，软体致动器可能比传统硬质致动器更容易磨损或损坏。同时，由于强调使用过程中患者的舒适性，大多数软体致动器和人手接触的部分会使用较为柔软的材料，这导致了除长期受到挤压的部分容易断裂和失效外，还不得不将气腔压力增高来获得更大的弯曲力矩。

2022 年，合肥工业大学 Z. Lv 针对硅橡胶这一材料进行强化，使用超高分子量聚乙烯颗粒增强的硅橡胶成功地制备了一种手部软体致动器^[21]，如图 1-7所示。其整体都由同一种材料制成，利用结构上的褶皱设计达到弯曲效果。采用有限元法对致动器的运动和输出力进行了预测，并与实验获得的弯曲角度和接触力进行了比较。其仿真出的结果与实验测试数据之间的平均误差仅为 5.85%，实验结果表明，在搅拌均匀的前提下，超高分子量聚乙烯颗粒均匀分布在硅橡胶基体中后，可以有效的增强材料的耐久性、可靠性和使用寿命，提高软体致动器的抗穿刺性和硬度。

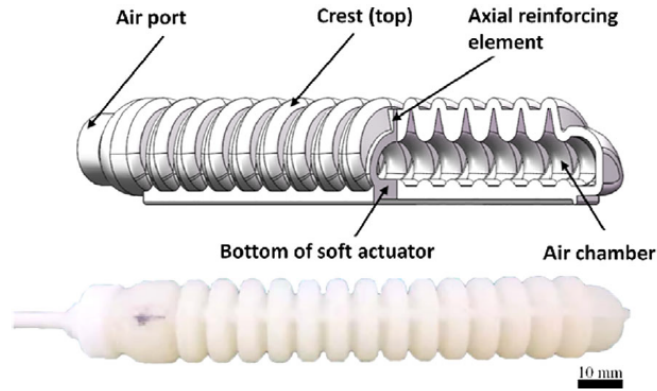


图 1-7 超高分子量聚乙烯颗粒增强的硅橡胶软体致动器

2020 年，大连海事大学的闫迪针对手功能丧失、活动范围受限、肌力不足的帕金森病痴呆患者，提出一种特殊的纺织物制成的可穿戴外骨骼软康复手套^[22]，如图 1-8所示。该康复手套以复合弹性织物材料为基础，整体由硅胶基体和复合纺织物组成，使用双层纺织物经、纬向复合交错起到限制应变的效果。根据织物材料的经向和纬向变形特性，当两层织物结合在一起时，下层的经向限制了上层的纬向变形，类似地，上层的经向也限制了下层的纬向形变。通过叠加的方式，该复合织物层可实现纬度方向上既不伸长也不扩张，进而在硅胶基地充气之时可以产生连续的曲率变形。通过实验验证了所提出的软康复手套的有效性。实验结果表明，该仿生软手套抓握灵活，符合人手普遍抓握的特点，具有辅助日常生活的功能，满足康复要求。

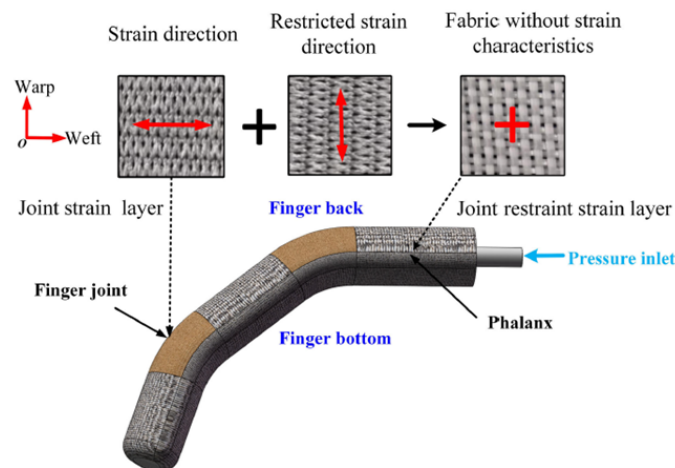


图 1-8 复合纺织布结构的康复手套

2018 年，上海科技大学康复工程技术研究所的 Qiaolian Xie 等人研究设计了一种基于记忆合金 SMA 基软复合材料结构（SSCS）软体外骨骼康复手套^[23]。如图 1-9所示。SMA 材料的温度控制可在加热后可以产生超过 200% 的应变，具有良好的柔韧性、简单

的驱动方式、轻便的可携带性、快速响应和高功率比等优势，是一种潜在的仿生肌肉材料。该康复手套是一种集致动、传感和执行于一体的柔性复合结构，包括有源层（SMA 弹簧）、无源层（锰钢片）、传感层（弯曲传感器）和连接层（尼龙带）。有源层用于传递力，无源层用于传递运动，传感层用于测量 SSCS 的弯曲角度，连接层用于连接所有层。这种设计重视轻量化和可穿戴性，便于佩戴，提高舒适性。



图 1-9 嵌入了记忆合金 SMA 由电流驱动的康复手套

1.3.3 柔性传感器研究现状

在机器人的自动控制反馈技术中，传感器扮演着关键角色，尤其是在监测和反应机械的物理状态方面。传统机械机器人通常由刚性部件构成，使用的传感器亦以硬质为主。然而，随着软体机器人这一新领域的兴起，对于可应用于这些柔软机构的柔性传感器的需求日益增加，逐渐成为研究的焦点。虽有部分学者尝试利用市场上现有的传感器为软体致动器配备反馈机制^[24]，但这些传统传感器往往无法适应软体机器人独特的形状和尺寸要求，导致更多科研人员转向设计和开发定制的柔性传感器^[25]。

Rou Feng 等人于 2021 年提出了一种用于运动监测的柔性集成传感器，可以独立测量弯曲应变和压力，具有低成本和简单的制造过程，如图 1-10所示。该系统中的电阻弯曲应变传感器是通过烧结聚酰亚胺（PI）制成的，而电阻压力传感器是基于银纳米线（AgNWs）和聚二甲基硅氧烷（PDMS）可膨胀微球的复合结构构建的，具有可调的灵敏度和工作范围^[26]。其压力传感器中敏感层中，PDMS 表面被许多以网络形式分布 AgNWs 微球覆盖，且 PDMS 表面有许多孔洞当压力传感器被按压时，由于 AgNWs 网络的不同变形所改变的传导路径的变化，两个 Ag 电极之间的电阻将发生变化，进而影响输出端的电压变化。但由于压力敏感层中的孔洞过多，导致对于微弱的表面压力有时

也会过于敏感。并且由于颗粒分布的随机性，每次生产出的成品其压力—电压曲线都存在变化，一致性较差。

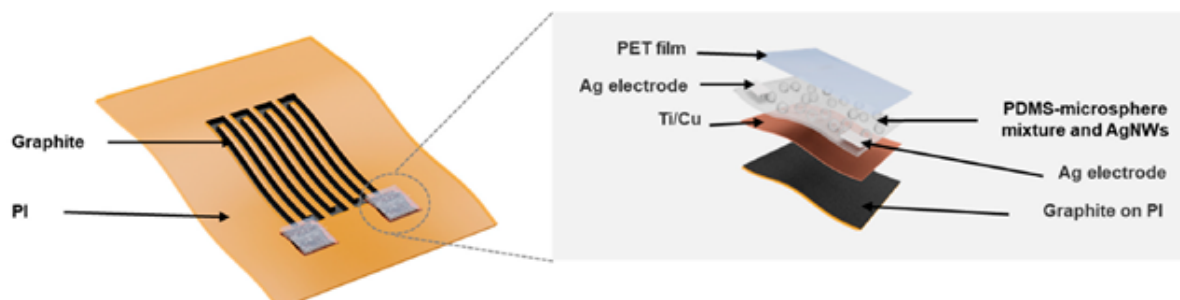


图 1-10 AgNWs 和 PDMS 制作成的柔性传感器

2018 年，英国拉夫堡大学的 K. Elgeneidy 等人开发了一种可完全由 3D 打印（FDM）的传感弯曲致动器^[27]，如图 1-11所示。该致动器再进行校准后，以提供可靠的弯曲反馈和简单的接触检测。传感器主体由一种名为 NinjaFlex 的高柔性材料细丝印刷而成，而传感轨道则由导电 PLA 材料细丝印刷。尽管导电 PLA 材料不是很柔性，但当以非常精细的厚度印刷时，它变得足够柔性以弯曲，从而保持传感器的期望柔性。因此，当柔性传感器主体在外力作用下弯曲时，嵌入其中的 0.3 mm 薄导电轨道也将跟随弯曲，导致电阻变化。该传感器准确地显示了弯曲角响应，其平均角度误差约为 1° 左右。然而，该传感器的主要局限性是由于电流加热而存在读数漂移，这种漂移在长时间使用后变得更加明显，以及在比较软体致动器的屈曲和回缩响应时存在滞后。并且由于其主体印刷电阻过于薄，打印材料和精度可能会导致传感性能下降。

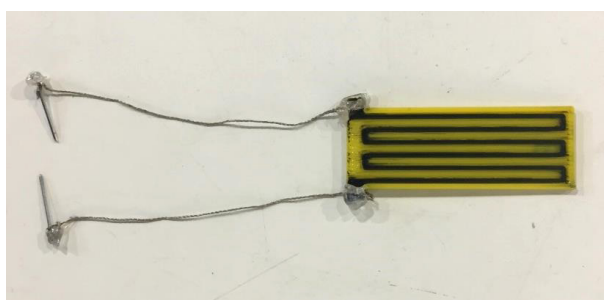


图 1-11 导电 PLA 材料细丝柔性传感器

2020 年，美国耶鲁大学的 Hareesh Godaba 等人提出了一种应用于软体气动手指柔性弯曲传感器，它基于磨损的光纤来实现对弯曲的敏感检测，同时对内部压力或外部对施加在阻塞手指上的法向力不敏感^[28]，如图 1-12所示。通过在光纤表面人为制造磨损，改变光的传输特性。当传感器弯曲时，磨损区域的变化会导致光纤内部光的衰减或散射增加，从而检测到弯曲的程度。通过测量光强度的变化，可以精确地监测软体机器人或

设备的弯曲状态。具有精度高、抗外力干扰和相对简单的制作工艺，成本较低。同样由于光纤的磨损过程为人工手动磨损，对制造的一致性和重复性有着较大的影响。且长时间的使用可能会导致磨损区域的进一步磨损或变化，影响传感器的长期稳定性和准确性。



图 1-12 磨损光纤柔性传感器

1.3.4 控制策略研究现状

软体致动器由于其大幅变形和非线性特性，加之气动系统的时延性，其控制始终是一项挑战^[29]。精确控制软体致动器的运动可能比刚性致动器更加复杂，需要更高级的控制系统和算法。国内外的研究者们对于其进行了广泛的探究，并已取得一系列成果。

斯坦福大学的 Giada Gerboni 开发了一种基于模块化软体机器人的控制策略^[30]，将商用柔性弯曲传感器集成集成到由压力驱动的软体机器人中，如图 1-13所示。设计了一种使用低通滤波器（LP）和比例积分控制器（PI）的反馈控制，并用于评估集成模块的动态响应和位置精度。并在使用地面实时电磁跟踪系统来校准传感器响应。通过对角度参考值 θ_E 进行 LP 滤波，可以平滑输入信号，防止其急剧变化，同时保障致动器的良好动态表现。通过这种闭环控制，模块尖端的定位精度约为 1.26 mm，由于漂移效应导致的最大弯曲角度误差为 1.82° 。

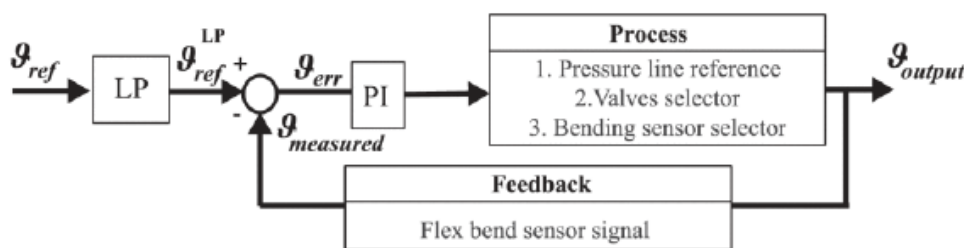


图 1-13 斯坦福 LP 和 PI 反馈流程框图

由于流体驱动的软体机器人系统为时变非线性系统，单闭环控制的 PID 策略并不能满足工程应用中的精度，且传感器的漂移效应难以避免。戈勒斯坦大学的 Seyed Mehdi Rakhtala 提出了一种双 PID 控制的软体致动器手套，以帮助偏瘫患者的手部康复抓握练习，如图 1-14 所示。这种手套配备了两个传感器，在新的闭环方法中使用了两个传感

器,其中包括空气压力传感器和用于测量手指弯曲率的弯曲传感器^[31]。开发了两个闭环控制系统来调节软机器人执行器的进气压力和手指角度。其结构图如图 1-14所示。实验结果表明,对比于单个 PID 闭环系统,该系统于对于阶跃响应的敛速度更快,平均收敛时间提升了大约 30%。

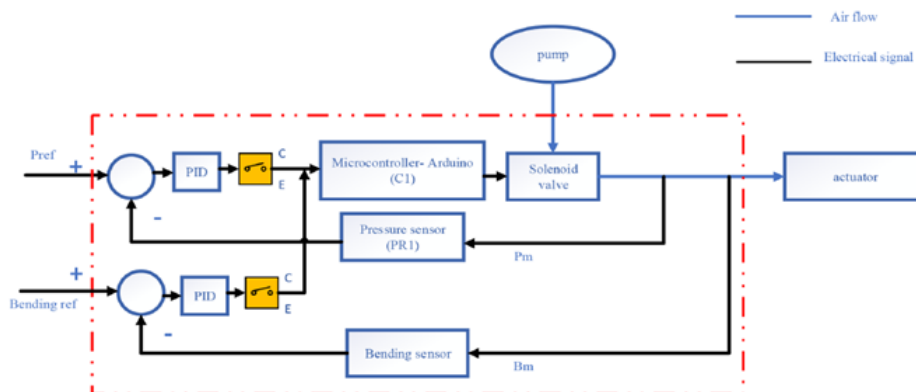


图 1-14 双 PID 闭环控制系统

燕山大学的 Ling Zhao 等人同样针对单自由度机械手控制系统的高度非线性问题进行了研究。该研究将气动人工肌肉的非线性时变行为视为扰动，引入扩展状态观测器 (ESO) 来实时估计总扰动^[32]，如图 1-15 所示。设计了跟踪微分器 (TD) 来获得相应的参考输入的平滑信号和差分信号，以避免过冲。为了保证系统的良好响应，采用了一种线性误差反馈与扰动估计值补偿相结合的方法。在误差跟踪实验中验证了这种方法的准确性，压力比例阀的电流信号 Δu 在控制过程中一直保持了稳定。虽然有源抗扰控制 (ADRC) 为处理非线性和时间变化系统提供了一种有效方法，但它涉及到多个组件的设计和调整。导致整体实现难度较高，尤其是在对实时性有严格要求的应用场景中，需要高效的计算资源。

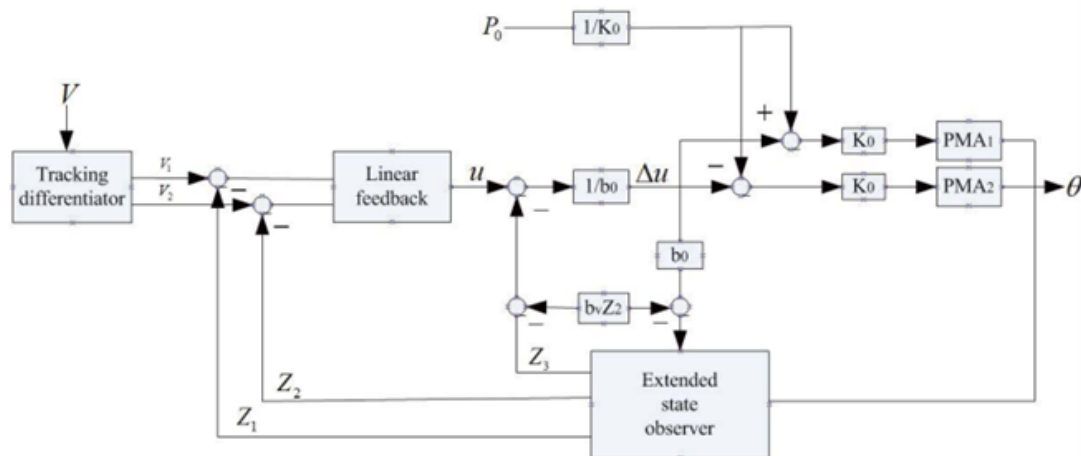


图 1-15 扩展状态观测器 (ESO)

1.4 本文的研究内容

根据国内外发展现状,分析了我国目前老龄化趋势和日益增长的运动障碍患者的实际康复需求后,本文首先选取嵌套式软体致动器作为研究对象,旨在开发和制作一款面向偏瘫患者的软体手部康复致动器。其次,建立了软体致动器的弯曲理论模型,基于 Mooney-Rivlin 超弹性本构模型,对不同结构参数下的的软体致动器的弯曲角度和顶端压力进行了仿真计算。再次,采用最优控制的算法对于软体致动器进行动态轨迹控制。最后,进行实物制作并进行了软体致动器的动态性能测试,并对试验结果进行了分析。主要的研究内容包括以下几个方面:

1) 康复需求的确定和软体致动器物理建模。从人手部的骨骼结构和肌肉运动特点,归纳总结了人手抓握时的肌肉发力特点和关节运动角度,并以此为手部运动障碍患者的康复需求和软体致动器的设计要求。基于 Mooney-Rivlin 超弹性本构模型,从截面形状这一可以通用于所有软体致动器的尺寸参数进行物理建模。

2) 嵌套式软体致动器完整设计方案的提出。基于构建的物理模型,具体分析了影响软体致动器弯曲性能的两个力矩和其对应的气压-角度关系。其次,将仅适用于嵌套式软体致动器的特殊尺寸,如前端形状,间隙等参数进行仿真实验,得出它们对于弯曲性能的影响。最后选定了一组适用于大部分人群手部的嵌套式软体致动器参数。

3) 差动电容柔性传感器的设计与标定。针对致动器弯曲和柔软的特性,设计了一种基于差动电容器的柔性弯曲角度传感器。并将传感器集成到软体致动器的底部不可拉伸层后,通过光学动作捕捉设备,对其进行了电压输出与弯曲角度的关系式标定实验。

4) 软体致动器的系统模型辨识和控制策略的实施。结合研制的柔性传感器,在多次加压实验后,获得了多组系统的阶跃响应曲线,确定其三阶过阻尼系统传递函数。应用 GA-BP 算法对系统传递函数的参数进行了拟合,得到了系统的精确参数模型。并设计了 LQR 最优控制策略消除了系统的多余抖动和超调量。

5) 致动器实物的制作和康复训练模式设计。基于研制的嵌套式软体致动器和传感器,加上外置的薄膜压力传感器。设计了手部康复训练康复系统,实验验证了理论计算和仿真结果的准确性。进行了顶端压力、物体抓握实验、主动力辅助、EMG 信号采集实验,验证了系统在康复训练中的有效性。针对不同肌力强度患者设计了对应的康复训练模式:如主动辅助、被动交互和特定动作训练模式等。

第 2 章 软体致动器的结构分析与仿真验证

医疗上的软体致动器的用途主要针对偏瘫患者的手部运动功能的恢复。其设计过程首先应基于对人类手部骨骼结构和运动机制的深入分析。再从致动器的结构设计角度出发,选取影响致动器弯曲性能的关键参数,相应的建立出软体致动器弯曲时的物理模型,通过数学推导和计算明确各参数对致动器性能的具体影响。最终,根据制定的工艺流程,成功设计并制造出专门用于手部运动康复的软体致动器。

2.1 人体手部运动机理分析

人体手部作为人们在日常生活中的使用频率最高的肢体,拥有着所有器官中最高的灵活性。它由肌肉、骨骼和神经构成。手部的五个手指能各自向内弯折,并能左右轻微摆动。康复训练根据患者当前的肌力情况,通过外力协助或迫使肌肉与关节进行重复性的运动。长期训练可以达到减少肌肉萎缩的和刺激相关神经,促进中枢神经系统对相关肌肉的支配等目的^[33]。

2.1.1 人体手部运动原理分析

手指的运动主要涵盖屈伸和收展两种基本趋势,这两种运动都依赖于肌肉和肌腱的协同工作。肌肉的收缩生成力量,而肌腱则负责将这股力量传递至手指的骨骼,从而使手指能够执行各种动作。在运动康复领域,恢复患者的抓握能力通常是优先考虑的目标,抓握能力的提高能有效的改善患者的日常生活中的自理能力。运动康复装置的研制时为了确保康复装置的有效性,降低系统的操作难度与主要部件的复杂程度(便于生产和制造),需要对手部的运动模型进行简化。则以抓握能力为主要恢复对象,也即以肌腱牵引为主,肌肉收缩为辅的运动模式为主要研究对象。

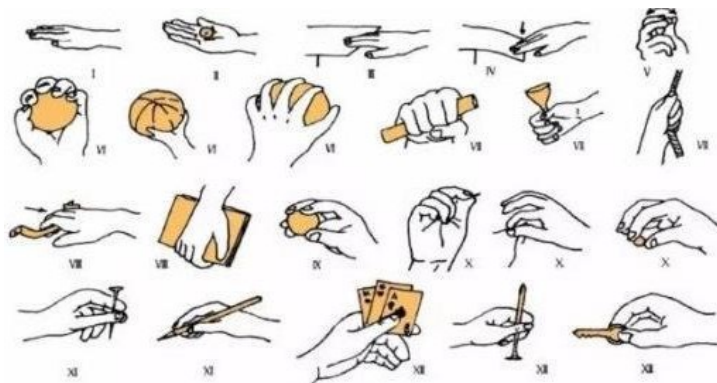


图 2-1 人手的活动模式

2.1.2 人体手部组成分析

由于人体手部拥有多个自由度，用以支持在三维空间中完成复杂的运动，人手的康复训练也往往是收效最缓慢和最难达到痊愈效果的康复训练。从图 2-2 可以看到，大拇指有 IP（指尖关节），MCP（掌指关节）和 CMC（腕掌关节）三个关节，其余四指有 DIP（远端指间关节），PIP（近端指间关节）、MCP（掌指关节）和 CMC（腕掌关节）四个关节^[36]。因此，只需要明确每个关节有几个自由度，就能确定人手的自由度数量。

所有手指的 DIP，PIP 和拇指的 IP 关节都只拥有一个自由度，仅能在垂直手掌的平面上，沿着手指的方向进行屈伸。而 MCP 关节在此基础上增加了一个在手掌平面上的左右摆动的自由度，故 MCP 关节有两个自由度，除去所有的 CMC 关节外人手共有 19 个自由度^[37-38]。CMC 关节的自由度在解剖学上仍然具有争议，现如今普遍认为大拇指和小拇指的 CMC 关节均具有和 MCP 关节相似的两个自由度，而食指、中指和无名指的 CMC 关节有时被认为是锁定在一起的，只有共同的一个屈曲的自由度。也有看法认为这三个关节存在微小角度改变，每个 CMC 关节同样具有两个自由度，也即人手部（含腕关节）至少具有 24 个自由度，至多拥有 29 个自由度^[34]。

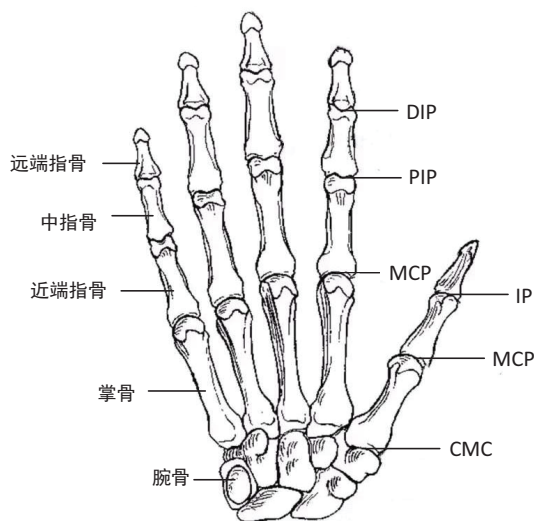


图 2-2 人体手部骨骼及关节示意图

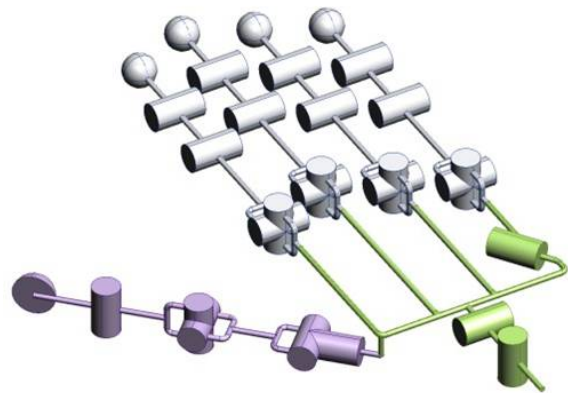


图 2-3 24 自由度关节

2.1.3 人体手部自由度和关节活动角度分析

人手的各关节在无肌肉和皮肤阻碍之时都可运动至 90° ，但在正常状态下大部分人的关节活动角度都是有限的。对于各个关节而言，其独立的弯曲角度皆为在 80° 左右，大拇指的 CMC 关节活动范围则更为宽泛一些，达到了 90° ^[35]。从手指指尖对于 MCP 关节而言，所有关节的总偏转角度为 222° 。对应可以形成多种运动模式，其中主要由抓

握，托举，推压，手指尖捏构成日常生活常用的姿势。为了达成良好的康复效果，使肌肉和关节充分运动，并将偏瘫患者自身无意识的肌肉阻力考虑进去，可将致动器的整体弯曲角度定位 230° 。

表 1 手指各关节的活动角度

关节名称	行为	有效活动角度
掌指关节 (MCP)	屈曲	$0^{\circ} \sim 71^{\circ}$
指间关节 (IP)	屈曲	$0^{\circ} \sim 90^{\circ}$
远端指间关节 (DIP)	屈曲	$0^{\circ} \sim 64^{\circ}$
近端指间关节 (PIP)	屈曲	$0^{\circ} \sim 87^{\circ}$
腕掌关节 (CMC)	屈曲	$0^{\circ} \sim 90^{\circ}$

2.2 软体致动器通用参数设计

从功能上而言，手部软体致动器需要实现的是手指纵向的屈伸，其是通过结构或者材质的拉伸性能的不同实现在特定方向上的形变。驱动致动器的方式多为流体加压，气动是最常见的方式，因为其密度低，功率重量比高，材料成本低廉，且为清洁能源。在内壁表面均匀的施加上压力后，软致动器中的腔室在与低刚度相关的方向上膨胀，并产生弯曲、扭曲和延伸。

为了实现软体致动器在特定方向上的变形，在结构的设计上有着许多不同的方向。最初的柔性致动器为棱形的波峰式^[39]。仅通过设计腔体的形状，利用腔体外壁的厚薄的不均匀，来实现屈伸。之后逐渐过度为橡胶正弦波纹管的结构，通过纤维线限制径向的膨胀，中间层的纤维布或者是难以形变的底层来限制轴向的伸长，这也是现如今大多柔性致动器的制造方案之一。也有嵌入记忆合金 (SMA) 利用电流驱动的软体致动器，特殊的结构也有夹片式^[20]和纺织布包裹气囊^[22]的形式等。但为了追求安全和舒适，软体致动器的侧重点一直在患者接触材质的软弹上，致动器在多次的充放气后会失去其应有的弹性，让多次充放气后再次弯曲到指定角度时候所需的气压上升，导致寿命明显缩减^[40]。

为了对通用于软体致动器的结构特征进行分析，本文设计了一种嵌套型结构的软体致动器。主要特征为其内部气囊在冠状面下的截面完全一致。由一个形变能力较弱的限制外壳套在气囊外表面，起到限制气囊的径向膨胀。其弯曲能力，主要由壳体与气囊之间材料形变能力、限制圈的间隔和厚度、前端形状、底板厚度等影响。这些参数都可作为通用形状尺寸参数，为其他不同型号的软体致动器的设计提供支撑。

2.2.1 致动器整体物理模型的建立

软体致动器的设计可以从很多个方面进行调整，这些参数的改变都会明显的影响致动器的弯曲性能。其中截面形状作为一个整体参数，它包含了其他一些细微的尺寸参数如壁厚、长度、直径等。对它的设计主要是从两个力矩来考虑，分别是进气时气囊顶端截面由气压所产生的主动弯曲力矩和由材料本身形变所产生的抵抗弯曲的被动抗弯力矩，前者迫使致动器产生弯曲，其数值在可控范围内越大越好。后者基于超弹性本构模型进行分析，用于抵抗致动器形变的产生，其值越小越好。

为了明确建立起空气压力、弯曲角度、主动弯曲力矩、被动抗弯力矩和致动器截面的尺寸参数之间的关系，需要对致动器整体进行建模。用以确定软体致动器最有效的截面形状，其在保持截面形状不变化的同时，弯曲到相等角度时所需求的进气压力最小。首先对致动器作用于手指时的最大拉伸量进行研究，构建了模型如下图所示。

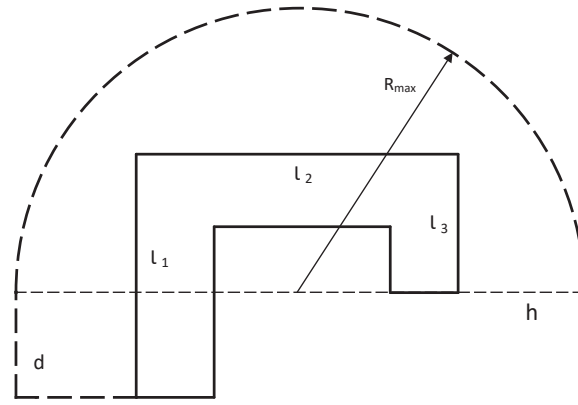


图 2-4 整体弯曲示意图

图 2-4中将手指简化成弯折的矩形块，外层的圆形虚线代表着软体致动器。其中手指每一小节的长度为 l_i ，致动器与手指根部紧贴的部分视作不弯曲，而末端与其余长度形成一个半圆。再由工程应变 λ 的定义，用拉伸后的长度与原长度的比值作为度量。由此可以计算出致动器在迫使手指弯曲至最大角度时的拉伸量 λ_{max} 。

$$\lambda = \frac{L'}{L} = \frac{L + \Delta L}{L} \quad (2-1)$$

$$\lambda_{max} = \frac{\pi R_{max} + d}{\sum l} = \frac{\pi(\frac{l_2 + 2h}{2}) + l_1 - l_3}{\sum l} = \frac{\pi(\frac{l_2}{2} + h) + l_1 - l_3}{\sum l} \quad (2-2)$$

式中的 L 和 L' 分别是材料延伸后的长度和原始长度； ΔL 是长度的增量， d 是致

动器根部视作不弯曲的部分的长度， h 为致动器的总高度。由式(2-2)代入统计的手指长度数据，可以得出软体致动器的最大拉伸量在 120% 到 140% 之间。该值可用于选取相应的超弹性本构模型，来对被动抗弯力矩进行计算分析。

表 2 男性各指节平均长度及其对应的最大拉伸量

手指名称	指节名称	平均长度 (mm)	对应最大拉伸量
	l_i	$\bar{l}_i$	λ_{max}
拇指	第一节	45.73	128.08%
	第二节	32.87	
	第三节	30.76	
食指	第一节	46.62	127.81%
	第二节	22.20	
	第三节	24.74	
中指	第一节	50.57	123.96%
	第二节	25.61	
	第三节	26.43	
无名指	第一节	48.01	124.37%
	第二节	24.07	
	第三节	26.30	
小指	第一节	38.19	131.90%
	第二节	16.75	
	第三节	23.66	

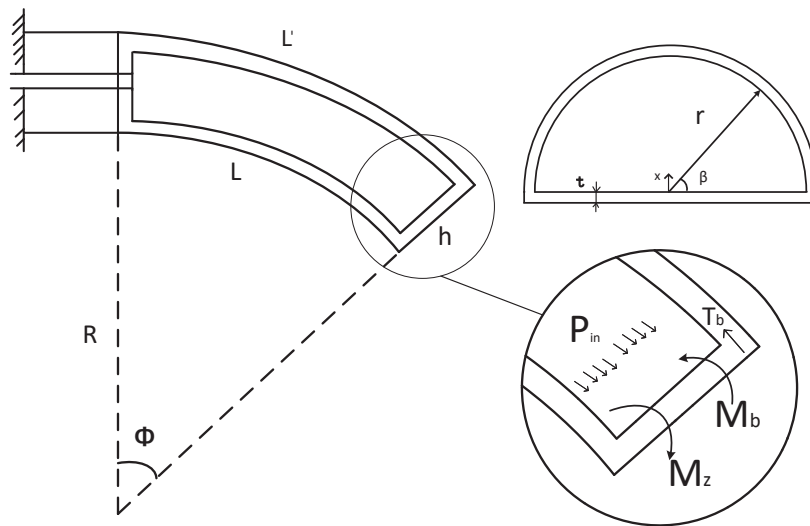


图 2-5 致动器整体弯曲示意图

其次从致动器整体作用于手指的情况下考虑，对于致动器的拉伸长度建立模型。假设当压缩空气到达气室时，顶壁将延伸，而底层将受到不可延伸层的约束，从而导致致动器以半径 R 和角度 ϕ 向底层弯曲，并在弯曲的过程中整体曲率保持不变^[48-49]。在致

动器顶端截面处建立局部坐标系 X ，建立出模型如图 2-5 所示。基于以上的假设，致动器在垂直于手指表面方向上的弯曲可以看为半径固定的圆形，在弯曲角度为 ϕ 时的部分弧。故顶端截面水平积分微元在 X 坐标系中任意高度 x 时的拉伸长度 λ 可以定义为下式。

$$\lambda = \frac{L'}{L} = \frac{\phi(R+x)}{\phi R} = \frac{L + \phi x}{L} \quad (2-3)$$

2.2.2 超弹性本构模型的选取

橡胶材料的力学性能不同于金属材料，无法从拉伸实验中获得固定的力学规律。其不可压缩，超大形变量和三重非线性特性，都使得通过理论推导一个橡胶材质物体的力学特性变得十分困难。而应变能函数描述了材料在受到外力变形时存储的能量。通过应变能函数，可以推导出材料的应力-应变关系。橡胶的超弹性本构模型是一种描述橡胶材料在一定大变形范围内，其力学行为特性的数学模型，多使用应变能函数作为公式中的核心。

超弹性本构模型和应变能函数的选择通常需要考虑材料的特性以及需要模拟的变形情况。本研究基于 Mooney-Rivlin 超弹性模型^[41-42]，它采用经典的应变张量不变量为核心的应变能函数来定义橡胶材料的应变能函数。应力张量不变量的公式如下所示，式中 I_1 、 I_2 、 I_3 分别是轴向、周向和径向的应变不变量，对应方向的主拉伸比为 λ_1 、 λ_2 和 λ_3 。

$$\begin{cases} I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \\ I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_1^2 \lambda_3^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 \\ I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 \end{cases} \quad (2-4)$$

Mooney-Rivlin 超弹性模型常用于肌肉和橡胶的弹性性能的模拟和计算，其原表达式为级数形式，根据其阶数的不同，可以展开成不同的形式，用于不同情况下的橡胶材料变形的模拟。虽然高阶数的超弹性模型可以模拟更加复杂的应力-应变曲线，但也意味着需要更多的计算量，实验，以及参数拟合。Mooney-Rivlin 模型大致分为 4 种，2 参数，3 参数，5 参数，和 9 参数的应变能函数^[43-45]。其中 2 参数的 Mooney-Rivlin 模型对于大多数橡胶而言，可在应变 200% 以内可得合理的近似。Mooney-Rivlin-2 表达式如下：

$$W = c_{10}(I_1 - 3) + c_{01}(I_2 - 3) + \frac{(J - 1)^2}{D_1} \quad (2-5)$$

式中 c 和 D 是表征材料变形的材料常数。 J 表示超弹性材料的弹性体积比。当超弹性材料不可压缩时, $J = 1$ 。应变能函数同样可以通过对定义的拉伸求偏导来得到对应方向的应力如下:

$$\sigma_i = \lambda_i \frac{\partial \omega}{\partial \lambda_i} - p \quad (2-6)$$

式中的 p 为 Lagrange 算子, 在此代表静水压强。为了简化并得出各向应力的具体表达式, 做出以下近似假设。由于限制壳体的约束, 将周向的应变忽略不计, 因此可得 $\lambda_2 = 1$ 。最后, 考虑到材料的不可压缩性, $I_3 = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1$, 推出:

$$\lambda_1 = \lambda \quad \lambda_2 = 1 \quad \lambda_3 = \frac{1}{\lambda} \quad (2-7)$$

受限于致动器的壁厚, 假设其径向方向上的应力 $\sigma_3 = 0$, 将假设的条件与式(2-7)代入(2-6)中可得:

$$\begin{cases} \sigma_1 = 2(c_{10} + c_{01})(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda^2}) \\ \sigma_2 = 2c_{01}\lambda^2 - \frac{2c_{10}}{\lambda^2} + 2c_{10} - 2c_{01} \\ p = 2C_{01} + \frac{2(C_{01} + C_{10})}{\lambda^2} \end{cases} \quad (2-8)$$

至此, 用于主动拉伸力矩和被动抗弯力矩的所有物理量和所需的物理模型都已建立完毕。

2.3 截面形变力矩计算

2.3.1 主动拉伸力矩

本节讨论在等宽条件下的气腔截面, 在进气气压作用下, 作用于致动器前端的主动总力矩大小。由此近似的去度量不同截面形状对于致动器性能的影响, 进而选取在特定选型基础下的最佳的截面形状。常用的软体致动器的截面形状有矩形、半圆形, 整圆。更大的截面面积和更大的高宽比有利于软体致动器的弯曲表现, 但是顶部含有弧线的截面形状同时也具有更低的内部阻抗。故考虑在保留截面上半部分弧线的基础上, 将下半部分补充成矩形, 更加贴合手指便于佩戴。于是再添加另外两种切圆截面形状, 半圆形与矩形的组合(记为半切圆), 任意角度切圆与三角形的组合(记为任意切圆)。考虑到致动器固定在手指上, 其截面整体形状在矢状面上应该接近于正方形而不是长方形, 这可以保证致动器在模拟手指屈伸的不会出现滑动的现象。并在此拟定所有截面的宽度均为 a , 并且致动器的壁厚均为 $t = a/5$, 并记截面的纵向高度与横向长度的比值 v 为

高宽比。在这些前提条件下可以计算出各个截面的具体尺寸，矩形的高度为 av ，半圆、整圆和半切圆形截面的圆形部分的半径 $r = a/2$ ，半切圆下半矩形部分的高为 r ，宽为 $2r$ ，任意切圆的圆形部分半径 $R = \frac{a}{2\sin\theta}$ ，其中的 θ 为任意角度切圆相对应圆心角的二等分角。各截面具体形状如图 2-6 所示。

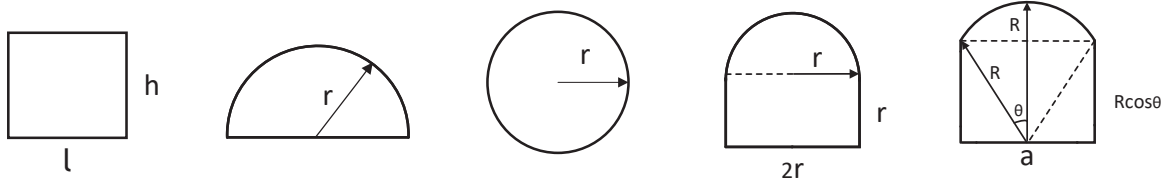


图 2-6 截面形状比较

由前文可知，每个致动器截面对于其底层的转矩可以计算如下，对于矩形形状：气体的输入压力在致动器尖端截面的距底层距离 x 的水平线上产生的力为 $f_{RS} = aP_{in}dx$ 于是转矩就可以被定义为：

$$M_z^{RS} = \int_0^{av} f_{RT}(x+t) = \frac{2a^2vt + a^3v^2}{2} P_{in} \quad (2-9)$$

对于含有圆形部分的截面，在积分计算时使用角度 β 作为积分变量，替换积分变量 x 后进行计算。对于半圆形状：气体的输入压力在致动器尖端截面的距底层距离为 x 的水平线上产生的力为 $f_{HC} = 2r \cos \beta P_{in}dx$ ，将 $x = r \sin \beta$ 代入，则转矩就可以被定义为：

$$\begin{aligned} M_z^{HC} &= \int_0^r f_{HC}(x+t) = \int_0^{\frac{\pi}{2}} 2r^2 \cos^2 \beta P_{in}(r \sin \beta + t) d\beta \\ &= \frac{4r^3 + 3\pi r^2 t}{6} P_{in} \end{aligned} \quad (2-10)$$

对于整圆形状：气体的输入压力在致动器尖端截面的距底层距离为 x 的水平线上产生的力为 $f_{FC} = 2r_{FC} \sin \beta P_{in}dx$ 。其中 $x = r - r \cos \beta$ ，于是转矩就可以被定义为：

$$\begin{aligned} M_z^{FC} &= \int_0^{2r_{FC}} f_{FC}(x+t) = \int_0^{\pi} 2r^2 \sin^2 P_{in}(r - r \cos \beta + \frac{a}{4}) dx \\ &= (\pi r^3 + \pi r^2 t) P_{in} \end{aligned} \quad (2-11)$$

对于半切圆形截面的主动力矩 M_a^{sr} ，气体的输入压力在截面矩形区域距底层距离为 x 的水平线上产生的力为 $f_{sr} = 2r P_{in}dx$ ，在半圆区域产生的力为 $f_{sr} = 2r_{sr} \cos \theta_1 P_{in}dx$ 。

将 $x = r \sin \beta + r$ 代入半圆区域的计算，相应的得到转矩公式加和如下

$$\begin{aligned} M_z^{sr} &= \int_0^r 2r(t+x) dx + \int_0^{\frac{\pi}{2}} 2r^2 \cos^2 \beta P_{in}(r \sin \beta + r + t) d\beta \\ &= \left(\frac{r^2(4r + 3\pi r + 3\pi t)}{6} + r^3 + 2r^2 t \right) P_{in} \end{aligned} \quad (2-12)$$

任意切圆的主动拉伸力矩的计算类似于半切圆截面，将截面形状在高度方向上分为矩形和切圆两个部分，气压在截面矩形部分距底层距离为 x 的水平线上产生的力为 $f_{ss} = aP_{in}dx$ ，在切圆部分产生的力为 $f_{ss} = 2r_{sr} \cos \beta P_{in}dx$ 。将 $x = r \sin \beta + t$ 代入半圆区域的计算，相应的得到转矩公式加和如下

$$\begin{aligned} M_z^{ss} &= \int_0^{r \cos \theta} a(x+t)P_{in}dx + \int_{\frac{\pi}{2}-\theta}^{\frac{\pi}{2}} 2r^2 \cos^2 \beta (r \sin \beta + t)P_{in}d\beta \\ &= \left(\frac{t(2\theta + \sin 2\theta) + \cos^2 \theta}{8 \sin^2 \theta} + \frac{1}{12} \right) P_{in} \end{aligned} \quad (2-13)$$

将壁厚 t 和对应半径 r 和 R 都代入以上各截面形状的主动拉伸力矩计算结果，再从中提取出 $a^3 P_{in}$ 后可以得到一个纯数值结果。以此来度量各截面由气压所产生的主动转矩的大小，在此将其称为主动转矩系数，总结如表 3 所示。其中矩形截面和任意角度切圆截面的主动力矩系数中仍含有矩形截面高宽比 v 和切圆圆心角的二分角 θ 。

表 3 主动拉伸力矩系数

截面形状	高宽比	积分计算结果	主动力矩系数 (K_z)
矩形	v	$\frac{2a^2vt+a^3v^2}{2} P_{in} a^3$	$\frac{5v^2+2v}{10}$
半圆	0.5	$\frac{4r^3+3\pi r^2t}{6} P_{in} a^3$	0.1619
整圆	1	$(\pi r^3 + \pi r^2 t) P_{in} a^3$	0.5498
半切圆	1	$\left(\frac{r^2(4r+3\pi r+3\pi t)}{6} + r^3 + 2r^2 t \right) P_{in} a^3$	0.5832
任意角度切圆	$\frac{1}{2\sin\theta}$	$\left(\frac{t(\sin 2\theta-2\theta)+\cos^2 \theta}{8 \sin^2 \theta} + \frac{1}{12} \right) P_{in} a^3$	$\frac{5 \cos^2 \theta + \sin 2\theta - 2\theta}{40 \sin^2 \theta} + \frac{1}{12}$

从表中的结果可以看出，对比于整圆截面，当高宽比为 1 时，矩形截面 $K_z^{RS} = 0.7$ ，对比于半圆截面，高宽比为 0.5 时，矩形截面 $K_z^{RT} = 0.225$ 。而任意角度切圆，当高宽比为 0.5 时，截面形状也即为半圆形截面，主动力矩系数同样为 0.1619；当高宽比为 1 时，对应的主动力矩系数则为 0.6497。矩形截面在主动力矩方面更占优势，这主要由矩形截面在同等宽度和同等高宽比的前提条件下，拥有着更大的截面面积。显然，单独一个主动转矩系数无法全面的描述致动器在弯曲时的特性，因为致动器本身的材料在弯曲

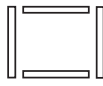
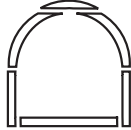
拉伸时也会产生内部的拉伸力矩来抵抗形变，故只有同时对比同一种截面由气压产生的主动力矩和由材料产生的拉伸力矩，才能比较各截面形状的优劣。

2.3.2 被动抗弯力矩

橡胶或其他软体材料在变形时会产生回弹的阻力，来抵抗弹性形变。在此将其对于截面底部所产生的力矩称之为被动抗弯力矩，由于其函数的复杂性，难以求出原函数并对其进行积分，故在接下来的微元定义中以积分的原始形式对每个积分进行定义，将最后形成的积分输入到 MATLAB 软件中进行数值积分计算，本文采用的是 Simpson 数值积分方法。对于每一种截面形状都可以将其按照高度方向，拆分为不同的规则形状块，再依次以微元的方式来定义各形状块的积分，具体拆分方式如表 4 所示，其中半切圆和任意角度切圆的拆分方式相似，故将其统称为组合型截面。积分函数表示为微元的宽 l_k 、高 l_h 、应力 s_1 和微元距离底部的高度 l 的乘积，如公式 2-14 所示。

$$M_b = \int f(\phi, x) = \int 2 \cdot s_1 \cdot l_k \cdot l_h \cdot l \quad (2-14)$$

表 4 截面形状的拆分方式

截面形状	拆分方法	原始截面形状	拆分后的形状
矩形	左右矩形块 上下矩形块		
整圆	左右环形块 上下切圆块		
半圆	底部矩形块 左右环形块 顶部切圆块		
任意角度切圆	底部矩形块 左右环形块 左右环形块 顶部切圆块		

对于正常切割的切圆块和矩形块而言，其微元的高宽如同主动力矩中的计算一致，不再赘述。而环形块则需要特别去定义，环形块微元的宽度定义如图 2-7 所示。

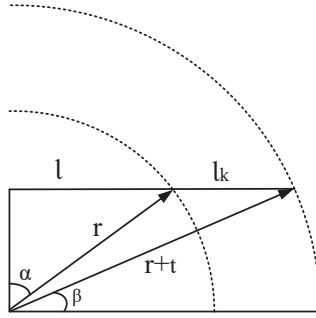


图 2-7 环形微元宽度.

图中的虚线代表着软体致动器的壁厚所形成的环状块，在同等高度下可以通过中间角 α 得到微元宽度 l_k 关于积分变量 β 的表达式如下：

$$\begin{aligned} l_k &= (r+t) \cos \beta - r \sin \alpha \\ &= (r+t) \cos \beta - r \sqrt{1 - \cos^2 \alpha} \\ &= (r+t) \cos \beta - r \sqrt{1 - \left(\frac{(r+t) \sin \beta}{r} \right)^2} \end{aligned} \quad (2-15)$$

针对每个截面的拆分形状块，根据其长宽，依据 2-14 可以得出每个截面形状对于底部的被动抗弯力矩表达式。但由于最终积分式过于复杂，无法求解出其原函数，故无法针对每个截面求得出一个解析解 M_b 。使用 MATLAB 软件对每个积分式在整体拉伸角度 ϕ 为 0 到 180° 的值域内求其数值积分。从式 2-14 可以看出，矩形截面的被动抗弯力矩 $M_b^{Rs}(\phi, v)$ 其积分式在计算后由两个变量整体拉伸角度 ϕ 和高宽比 v 组成，任意角度切圆的被动抗弯力矩由 ϕ 和切圆圆心二分角度 θ 组成而其他截面的计算公式仅由整体拉伸角度 θ 作为自变量。矩形截面和任意角度切圆的被动抗弯力矩的三维图如下图所示。

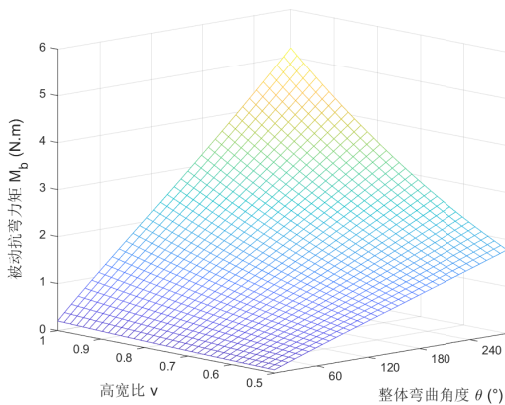


图 2-8 矩形被动抗弯力矩

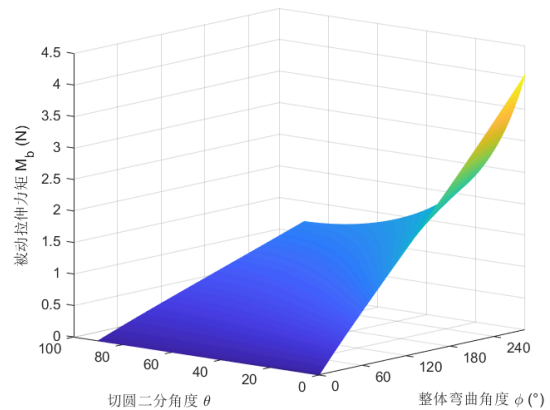


图 2-9 任意角度切圆被动抗弯力矩

由图 2-8 和图 2-9 可知, 虽图像在中间区域存在起伏, 但整体上仍然对两个参数呈正相关。但由于其余截面的被动抗弯力矩仅有一个自变量, 无法与矩形截面和切圆截面进行直观对比。因此为了方便比较, 对矩形截面, 在 $v \in [0.5, 1.0]$ 中每隔 0.1 取值; 对于切圆截面, 在二分角 $\theta \in [15^\circ, 90^\circ]$ 的区间内, 取特殊值 $\theta = [90, 56.442, 45.584, 38.682, 33.749, 30]$, 对应使得切圆截面的高宽比 $v = [0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1.0]$ 。做一维直线与其余截面形状的一维被动力矩进行对比, 结果如图 2-10 所示和如图 2-11 所示。半圆形截面由于其高宽比为 0.5 的原因, 其被动抗弯力矩远小于其他截面。矩形截面的被动抗弯力矩与高宽比呈正相关, 任意角度切圆截面的被动抗弯力矩与高宽比呈负相关。

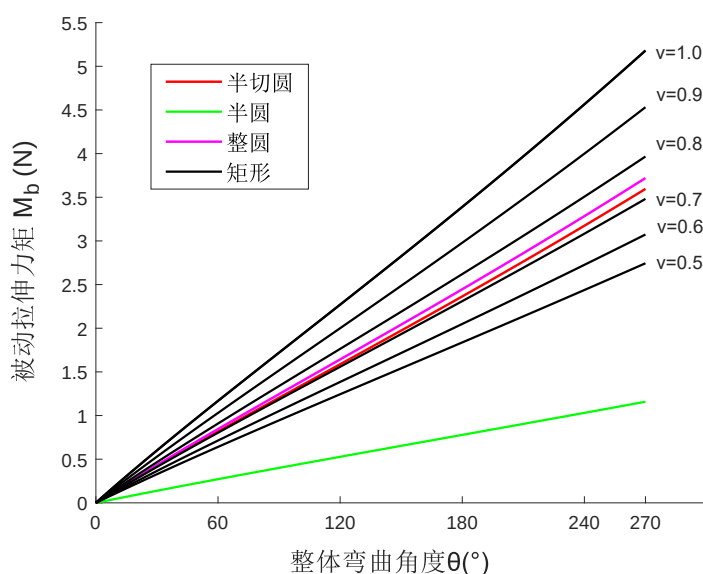


图 2-10 不同高宽比矩形截面的被动抗弯力矩比较

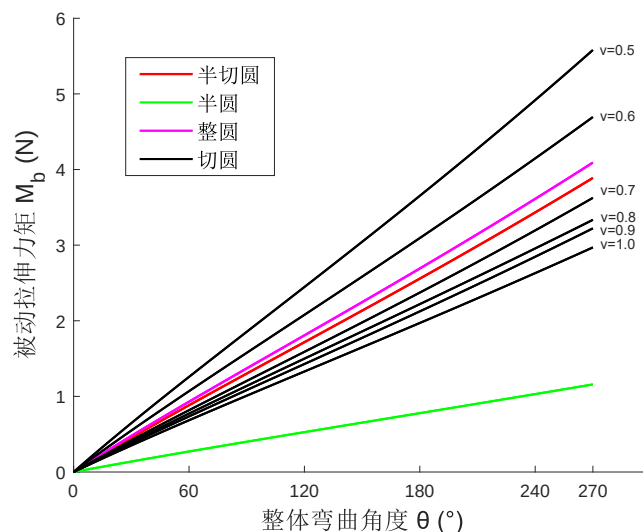


图 2-11 不同高宽比切圆截面的被动抗弯力矩比较

2.3.3 压力-角度关系

显然，主动力矩系数和被动抗弯力矩都只从单一的方向来描述截面形状对于软体致动器弯曲单方面的影响。为了综合考量截面的弯曲性能，还需得到截面在等距过程中的压力-角度关系。同时考量这两者，在软体致动器最终静态弯曲状态下，主动拉伸力矩和被动抗弯力矩在致动器顶端都保持相等。故此，由表 3 和式 2-14 可得式如下：

$$P_{in} = \frac{k_c}{k_z} F(\theta) \quad (2-16)$$

式中的 k_c 为由超弹性本构模型的选择所决定的常数系数，在本文中 $k_c = 2(c_{10} + c_{01})$ ， $F(\theta)$ 为被动抗弯力矩积分在数值积分之后得到的仅关于整体弯曲角度 ϕ 的表达式。该方程描述了软体致动器在弯曲至特定角度时对于进气压力的需求，由于超弹性模型选择一致，故各个截面的 k_c 值都相同，所以可在图 2-10 和图 2-11 的基础上将各条曲线都除以各自的主动拉伸力矩系数 k_z 来得到压力-角度关系。最终产生的曲线也应越靠近 X 轴越好，结果如图 2-12 和如图 2-13 所示所示。

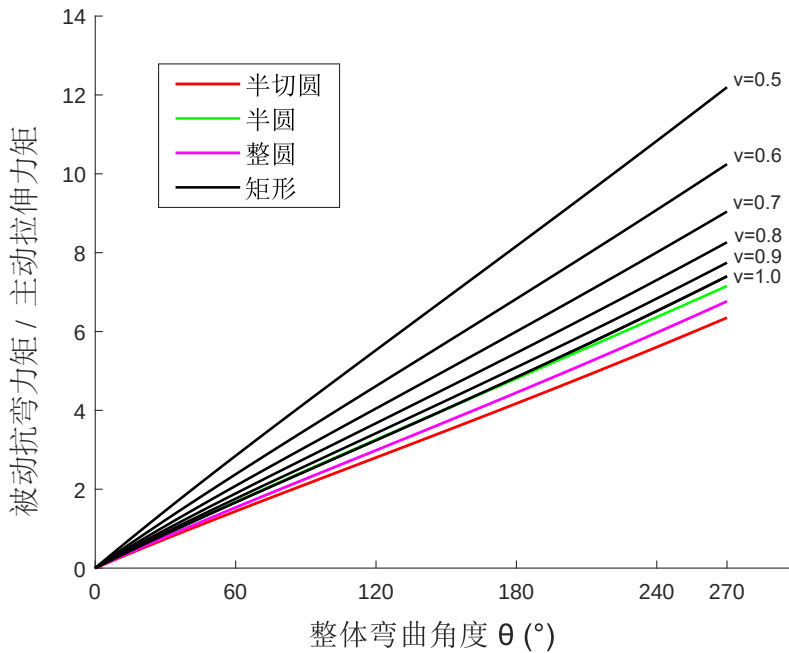


图 2-12 不同高宽比矩形截面的压力-角度关系

可以看出高宽比在 $[0.5, 1]$ 区间内时，矩形截面的表现都不如含有顶端曲线的其余三种截面，同等气压下的弯曲角度存在存在明显差距。有别于主动拉伸力矩时的结果，整圆截面在压力-角度上表现要优于半圆形截面，主动拉伸力矩上的巨大优势弥补了被动抗弯力矩上的差距。但整圆截面在受压变形后，其最终表现也会衰减趋近于半圆截面，

不论是在主动力矩系数上还是在被动抗弯力矩上。

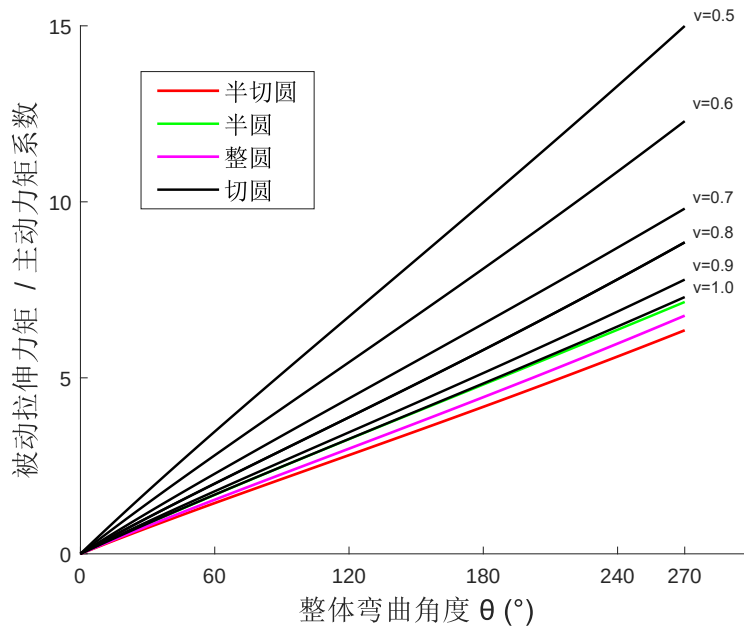


图 2-13 不同高宽比切圆截面的压力-角度关系

对于任意角度切圆的截面，当二分角度从 $[15^\circ, 90^\circ]$ 逐渐增加之时，底部曲线和半圆切线重合，从侧面证明截面形状切分和计算的准确性。并且在角度增大之时，其对于进气压力的需求也在上升。得益于最小的的高宽比，半圆形截面也成为了在相等弯曲角度下对于进气压力最小的截面。半切圆在压力-角度关系这一方面取得最佳的表现，并随着弯曲角度的增大，其对于弯曲性能的影响也越来越明显。在 θ 为 270° 时相对于整圆形、半圆形截面对于进气压力的需求分别降低了 5.17%，13.75%。对比于矩形和切圆截面在高宽比同为 1 时的情况下，其进气压力需求分别平均降低了约 15%。

2.4 软体致动器模型的建立

为了快速的比较和分析各个参数对于软体致动器的影响，本文使用 ANSYS 有限元仿真软件对致动器的结构进行改进和模拟加压试验。ANSYS 软件的优点是具有较高的计算速度和效率，支持大规模并行计算。并且提供了广泛的材料模型和元素类型，适用于各种工程领域的应用。其非线性有限元求解器可以处理软致动器加压过程中的大变形和力学性能的非线性。

根据表 2 中的数据，在 SOLIDWORKS 中建立出对应的三维模型，设定总长度为 120 mm，宽度为 20 mm，前端长度 d_q 长度为 20 mm，限制环的厚度 t_0 为 2 mm，宽度 d_2 为 2 mm，限制环之间的间隔 d_3 为 1 mm，底部层板的厚度 d_0 为 3 mm。结合前文设

计的截面形状以及本章节相关的尺寸参数，最终建模结果如图 2-14 所示。

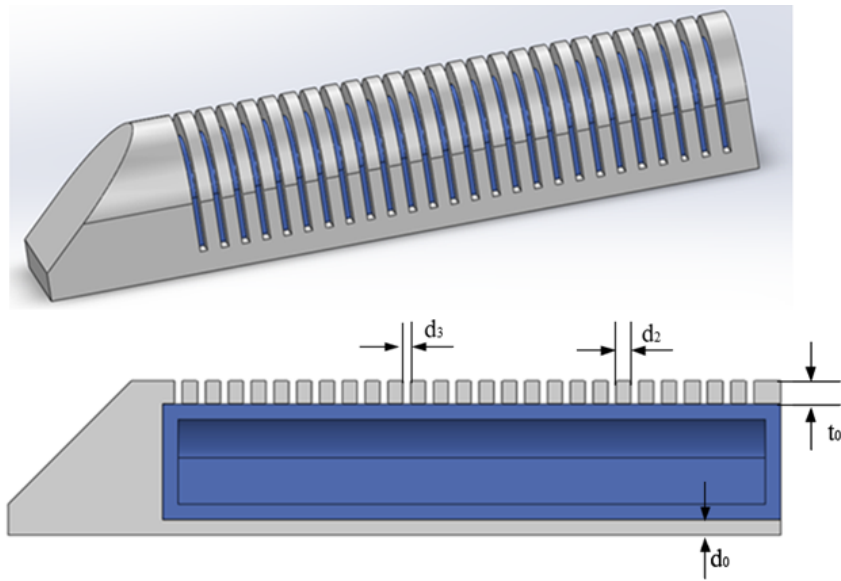


图 2-14 软体致动器整体截面图以及标注

在 ANSYS 的静态结构中添加相应的超弹性材料，结合 Mooney-Rivlin-2 对模型进行单轴拉伸和双轴拉伸实验数据进行曲线拟合。其中气囊和限制外壳的主体部分的材料是材料常数不同的硅橡胶。限制外壳的底层层板使用的是相对较硬且难以形变的硫化橡胶，使用的是 ANSYS 材料库中自带的 Neo-Hookean 超弹性模型，对应的材料常数分别为初始剪切模量 M_u 和不可压缩性参数 D_1 。对应数据如表 5 所示。

表 5 软体致动器仿真所用材料及其力学性能

材料名称	杨氏模量 (MPa)	泊松比	材料常数
硅橡胶 1	80	0.48	$C_{10} = 3.435 \times 10^5$; $C_{01} = -9.713 \times 10^4$; $D_1 = 0$
硅橡胶 2	120	0.49	$C_{10} = 8.355 \times 10^4$; $C_{01} = 2.542 \times 10^5$; $D_1 = 0$
氯丁橡胶	150	0.48	$M_u = 2.710 \times 10^4$; $D_1 = 1.442 \times 10^{-7}$

模型导入至 ANSYS 后设定边界条件，各组件之间的接触关系为摩擦，并将软体致动器的底部选为固定端，在底部设定弹性压力以模拟手指对于致动器的压迫。气囊的内表面都加压至 40 kPa，但将其分为 100 个子步，每 400 Pa 增加一次气压。首先验证截面形状对于模型和最终弯曲角度的影响，结果如图 2-15 所示。

图 2-15 中可看出，相同的软体致动器结构，在选取不同的截面形状后，在同等进气压力的情况下，其弯曲角度之间存在着明显的差异。半切圆截面模型的最终弯曲角度远

大于半圆截面，与整圆形截面相比也超出了 20° 左右。该结果与理论计算一致，证明了在同等压力下半切圆截面弯曲能力的优越。

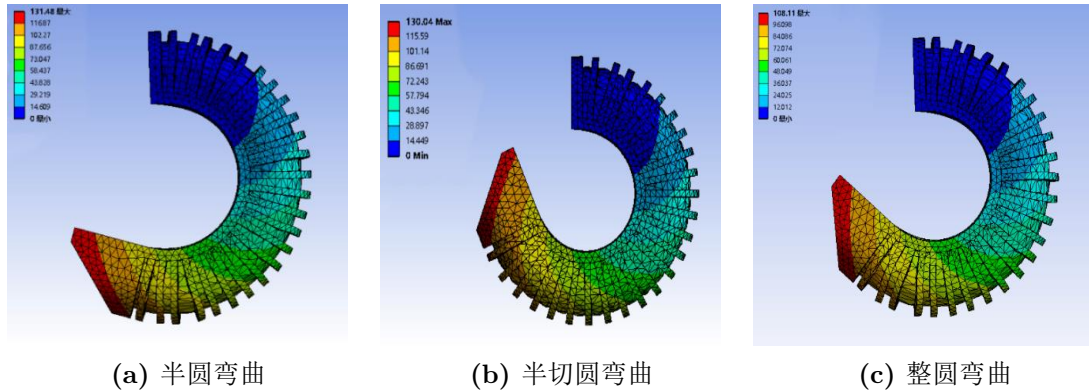


图 2-15 同等气压下的不同截面仿真

2.5 尺寸参数的影响和对比

限制环的作用等同于波纹致动器中的限制线，对于软体致动器的径向变形起到限制作用，而厚度的增加则会增强这个限制的效果。为了使软体致动器的外形不发生太大的改变，对限制环的厚度 t_0 从 1 mm—5 mm，每隔 1 mm 对其进行取值比较。其余的尺寸参数选值同样遵循这个原则。

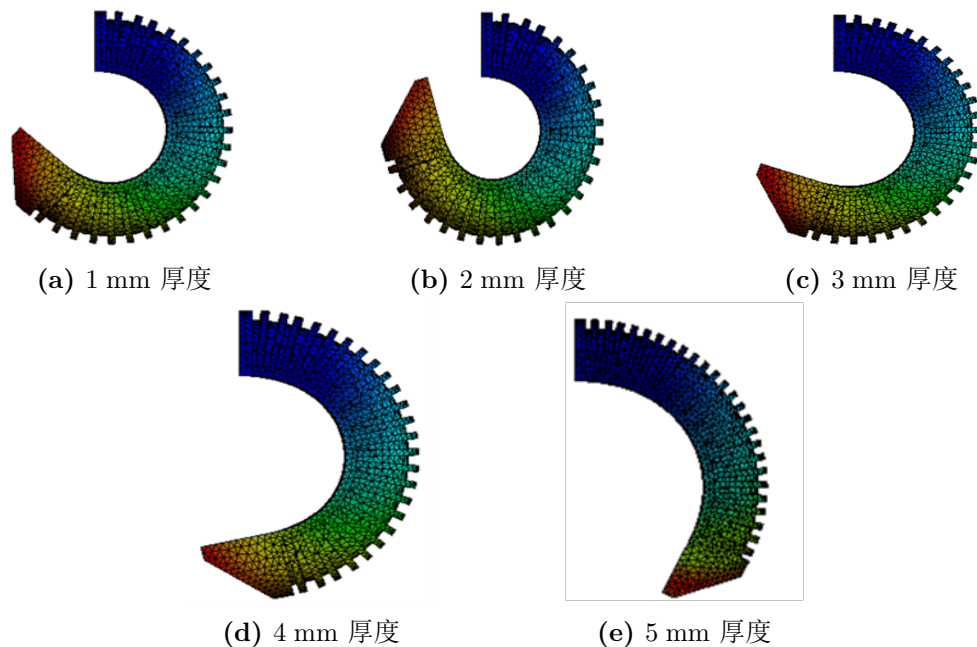


图 2-16 限制环不同厚度的影响

仿真结果如上图所示，在同等气压下，当限制环增厚时，软体致动器的弯曲角度大大减小，并在 4 mm 之后无法使得手指达到完全的屈曲。随着限制环厚度的增加，软体

致动器的前端压力也在增大。且总保持这上升的情况，从 1 mm 时的 1.14 N 逐渐增加到 5 mm 时的 1.62 N。限制环的厚度为 1 mm 时的仿真结果多次出现不收敛的情况。推测为限制环的厚度过薄，在加压过程中出现限制环断裂，使得仿真无法继续。图示结果为软体致动器增压到 30 kPa 时的表现，虽然减少限制环的厚度可以提升软体致动器的弯曲性能，但在 1 mm 时对于实际应用已无意义。

接着考量限制外壳底部层板的厚度 d_0 这一参数对于弯曲性能的影响，底部层板用于限制致动器在轴向方向上的伸长，从而达到弯曲的效果。仿真结果如图 2-17 所示，在同等气压下，随着限制底板厚度的增加，软体致动器的弯曲角度大大减小，并在 4 mm 之后无法使得手指达到完全的屈曲。但当底板厚度过于小时，底板已无法抵抗气压所产生的形变，使得弯曲角度反而有所下降，如图 2-17a 所示。在图 2-17a 的情况下再持续加压，软体致动器的弯曲角度也不会又明显的增大，反而气囊会径向的膨胀，直至材料失效导致气囊的炸裂。以当前仿真结果来分析，在材料强度足够且对于软体致动器轴向伸长能起到限制作用时，限制外壳的底板厚度应越小越好。

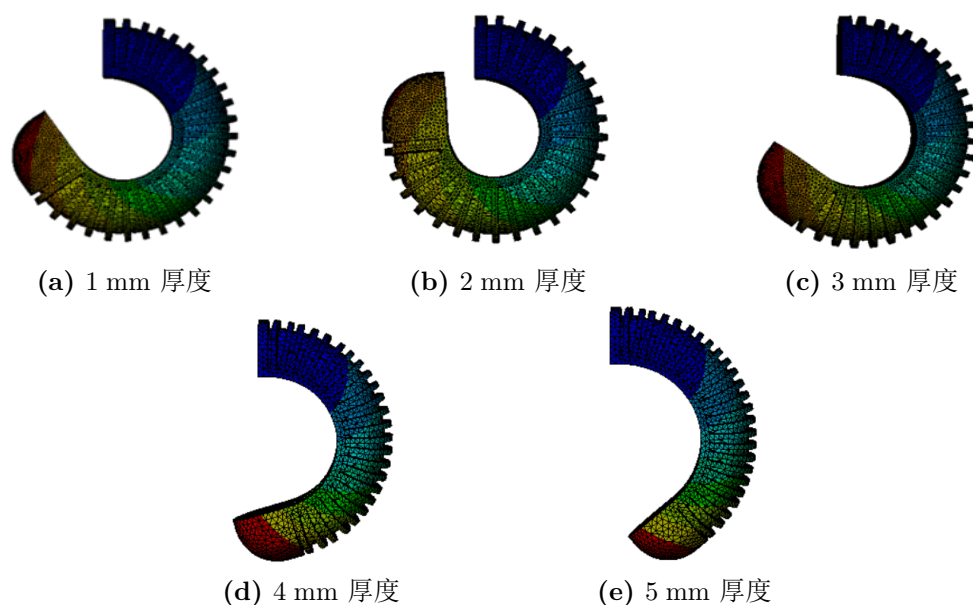


图 2-17 底板不同厚度的影响

从限制外壳的结构上可知，限制环的宽度 d_2 和彼此之间的间隔 d_3 是一对相互关联的参数。限制环的宽度和间隔使得致动器在轴向方向上的刚度发生变化，从而在加压时产生弯曲。而限制环宽度越宽，对于径向的变形的限制也就越大，致动器就越难以弯曲。但在局部使用大宽度的限制环可以形成类似与人手关节一般的大转角，可根据每个患者的手指尺寸进行特殊匹配，达到更好的效果。间隔距离 d_3 的增大也会导致致动器难以

形变，以极限的角度考虑，当 d_3 不断增大到极限时也就形同于软体致动器上方并无限制环的约束，进而软体致动器无法形变，本文仅测试了 d_3 为 2 mm 和 3 mm 的情况，最终结果皆为多处出现内气囊突出，限制环断裂。仿真结果如下图所示。



图 2-18 间隔距离 d_3 增大所产生的断裂点

2.6 前端结构的验证

限制壳体前端结构实际包含了三个基本的参数和一个具体的结构，包含前端结构长度 d_q ，气囊嵌入深度 d_4 以及限制环连结高度 d_5 ，以及前端的具体结构形状。从垂直面的前端结构为划分，本文将前端结构划分为切除量的多少，以及切除的方法，分为垂直结构，凸 1/4 球结构（下文简记为凸球结构），凹 1/4 球结构（下文简记为凹球结构），斜切 30°、45°、60° 结构。不同的结构如图 2-19 所示，基本参数标注如图 2-20 所示。

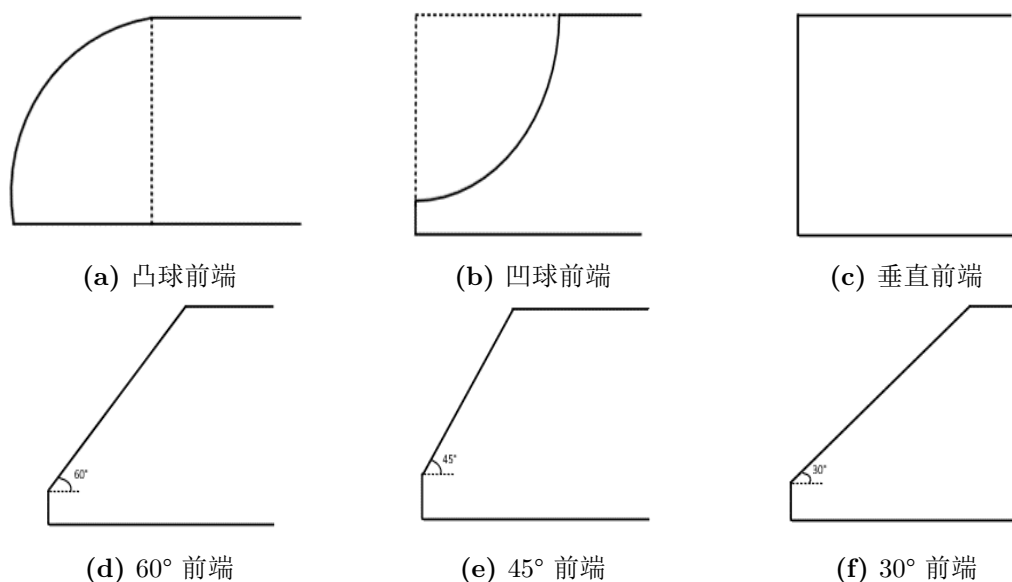


图 2-19 不同的前端结构

在 ANSYS 中加载建立好的三维模型，在同样的条件下，使用半切圆形截面，对凸球、凹球、垂直这三种结构加压至 40 kPa。

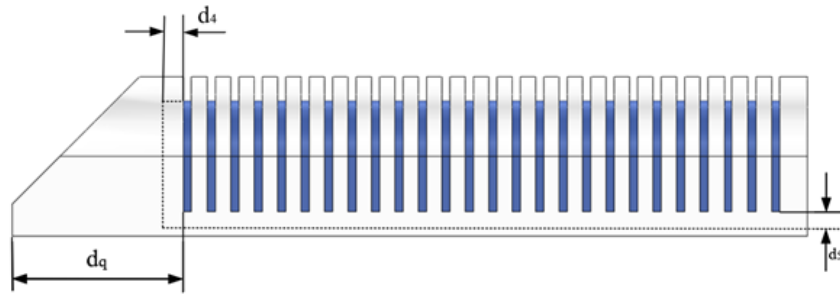


图 2-20 前端结构标注

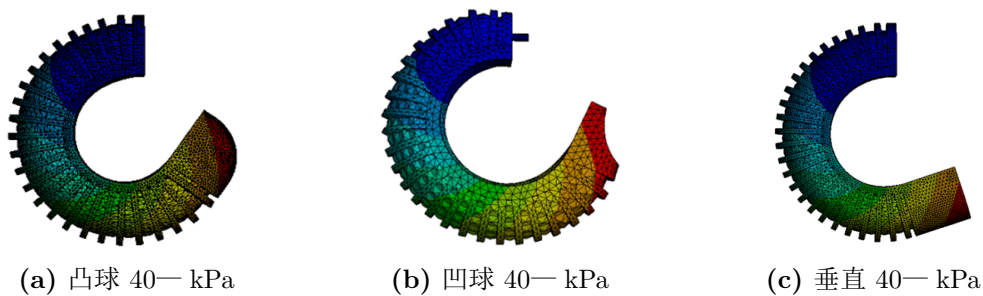


图 2-21 不同的球状前端结构仿真结果

如图 2-21 所示，垂直结构对于气压的阻抗最大，在同样的 40 kPa 下其弯曲角度仅为 192° ，该角度无法对手指的掌指关节进行有效的屈曲。凸球和凹球的表现皆满足康复训练的需求，其弯曲角度分别为 221° 和 237° 。再对斜切角度 30° 、 45° 、 60° 结构在同样的条件下进行加压仿真，结果如图 2-22 所示。

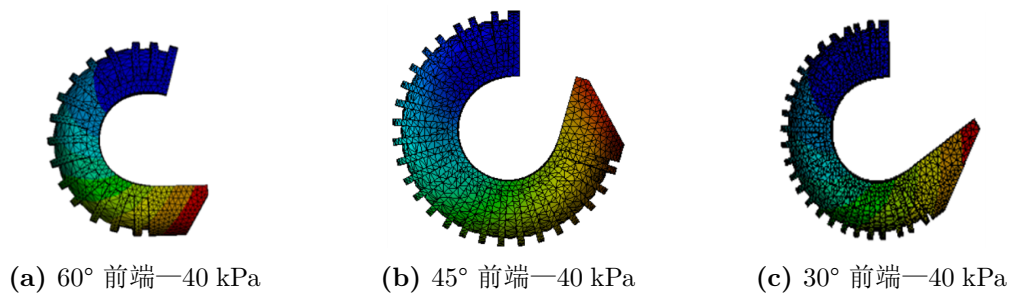


图 2-22 不同的斜切前端结构仿真结果

从图 2-22 的结果可以看出， 60° 斜切的前端结构在弯曲角度方面表现一般，其弯曲角度约为 180° 。但在前端压力上表现明显，在同等条件下的前端压力为 1.45 N，大于 45° 时产生的 1.22 N。在同等气压的情况下，更大的指尖压力，意味着更大的抓取力，更适用于软机械臂的抓取。但本文的设计目标为针对偏瘫患者的软体致动器，更注重与弯曲的角度大小。更大的指尖压力也可能会带来患者的疼痛，故不考虑以 60° 斜切为前端结构。同时， 30° 的前端结构虽然可以满足康复训练中对于角度的需求，但其前端在弯

曲之时并未呈现出回缩的姿态，意味着有一部分的前端结构在执行弯曲之时并不能对患者的指尖施压，在长度上有着部分的浪费。同时因为角度选取的原因，为了保证 30° 的斜切角度，仿真中使用的模型其前端长度 d_q 实际上已经超过了 20 mm，相较于其余结构而言它更多的占用了气囊的部分，在前端上的长度也已经超过了大部分人的第一指节的长度。故该结构在前端结构上对于康复用软体致动器也是不合理的。值得一提的是， 30° 的斜切角度对于气压的变化比较敏感，也即在初期加压之时，角度随着压力的变化，上升较快。仅在 35-40 kPa 增压时的变化速率较慢，这也意味着较小的压力即可带来较大的压力改变。 45° 斜切的前端结构表现最佳，其弯曲角度已经达到了 260° ，充分满足康复训练的角度需求。虽在最后增压时的角度变化较为缓慢，但考虑到实际气泵的增压速度，这种结构仍是最佳前端结构。

2.7 本章小结

本章首先通过分析人手的关节骨骼以及运动特征，讨论出了人手关节的总自由度，明确了运动康复训练的需求。使用嵌套式软体致动器，针对截面形状这一通用尺寸参数进行了理论建模，指出截面形状中对于弯曲性能影响的三个力矩，并使用 MATLAB 软件对于推导出的结果进行计算。提出了一种新的半切圆截面形状，在相互比较后得出了最佳的截面形状。全面分析了嵌套式软体致动器的各个具体尺寸参数，通过有限元实验多次的仿真实验，得到了它们对于软体致动器的弯曲性能所能产生的影响，以及彼此之间的联系大部分尺寸参数与软体致动器的弯曲性能之间都呈现正相关或者是负相关，少部分尺寸参数在过低时会因材料的性能不足而产生结构上的撕裂。结合本章和上一章分析的结果，最终得出了具有普适性的结构以及对应的尺寸参数，证明了新设计的结构方案是可行有效的。

第 3 章 差动电容弯曲传感器设计与性能测试

软体致动器由于其弯曲特性和特殊的使用场景，为了实验对其自身弯曲角度和尖端压力的感知，需要特定的去设计柔性传感器。柔性传感器需具有与软体致动器相似的弯曲性能，并且其输出信号的稳定性和准确性不能被致动器本身的形变所引起的挤压所影响。常用的柔性传感器有电阻压敏式、光学式、惯性式等^[51,62-64]。

3.1 差动电容弯曲传感器的原理

差动电容多为三明治结构，不论是矩形截面还是圆形截面，其材料分布为正负电极包裹住导电介质，外部用以绝缘材料进行封装。并在正负极材料与外部封装之间预埋铜线，进行电流的传递^[66]。其分布如下图所示。

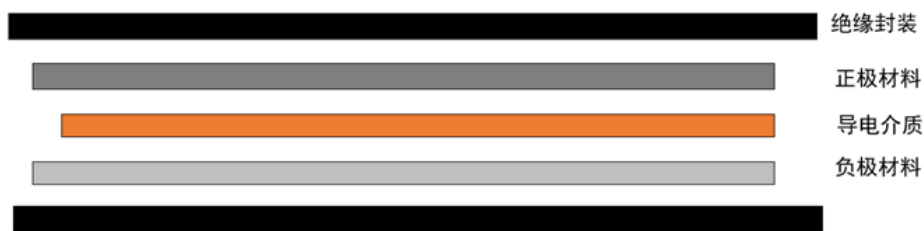


图 3-1 柔性传感器的三明治结构

差动电容弯曲传感器依靠的是正负极板在弯曲时所产生的电流来与弯曲角度之间建立联系，其弯曲会影响电极表面和电解质之间的接触面积和质量。在通电的情况下，正负极和中央的介电层之间都充满电荷，彼此之间并无电位差，正负极板和导电介质层各自构成两个电容，依靠着彼此之间的接触来传递电荷。而在弯曲过程中，电容器两极发生变形，其极板与中间导电固态电解质的接触面积和接触界面的完整性都会发生改变，进而改变两个电容器的电容值。这些变化可以导致电容器在其两端产生电位差，进而产生电流。电容值的变化通过振荡器产生的频率变化或通过直接电容测量电路来检测。然后，这些变化的信号被转换成电压或电流信号，并经过信号处理电路（如放大、滤波等）处理，最终转换成数字信号，以便于显示或进一步分析^[65]。

柔性弯曲传感器由两个从中心轴偏移的柔性电容器制成，并贯穿传感器的整个长度，测量两个偏移电容器之间的差分电容。传感器输出是根据传感器末端定义的角位移（ $\Delta\theta$ ）。传感器弯曲部分的横截面如图 3-2 所示，弯曲内侧的电容器层将发生压缩应变（ ε_c ），而外侧将发生拉伸应变（ ε_t ）。

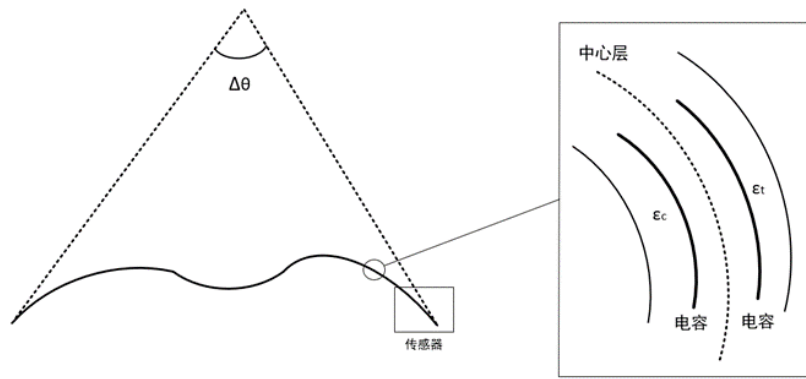


图 3-2 差动电容结构示意图

差动电容传感器具有着路径独立的特性，其源于差动电容器电流大小的影响仅在传感器的长度方向上，传感器弯曲的总量是沿着长度方向进行积分，从而抵消了多余的弯曲路径。这也意味着弯曲位置可以出现在传感器长度的任何位置。对其从原理上分析可知，由于弯曲的对称性，发生多段弯曲时一定会出现前后弯曲方向相反的部分，导致产生压缩和拉伸应变的电容器层也相反，从而产生了相反的电动势相互抵消，所以最终产生的电流大小只与传感器的绝对弯曲角度相关。

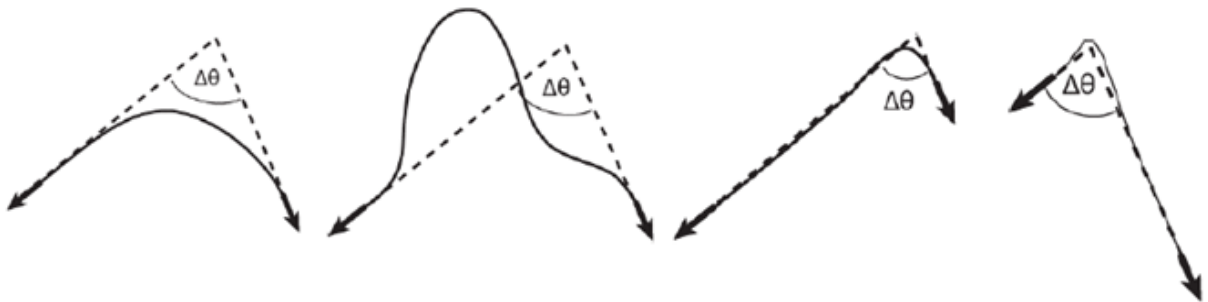


图 3-3 弯曲路径的独立性

与传统的传感器不同，无论路径、弯曲半径或应变如何，差动传感器都能产生可重复且精确的角度输出。因此，即使共模拉伸应变叠加在弯曲应变的顶部，软角位移传感器也可以测量精确的弯曲角度。理想状态下传感器测量出的角位移与传感器的弯曲路径无关，因此如图 3-3 所示的四个传感器路径理论上将产生相同的角位移 $\Delta\theta$ 。

3.2 差动电容传感器的制作

为了使传感器在弯曲受压的情况下仍能正常使用，材料的选择都必须为可形变的柔性材料。石墨烯因其良好的导电性能、巨大的比表面积以及相对容易的制取被广泛使用

作为电极^[50,52]。本文的柔性固态电解质层使用的是烯酸-聚丙烯醇 ($C_3H_4O_2$), 电极材料使用的为附着着石墨烯的碳布, 外部绝缘封装使用的是硅胶。



图 3-4 涂有石墨烯的碳布

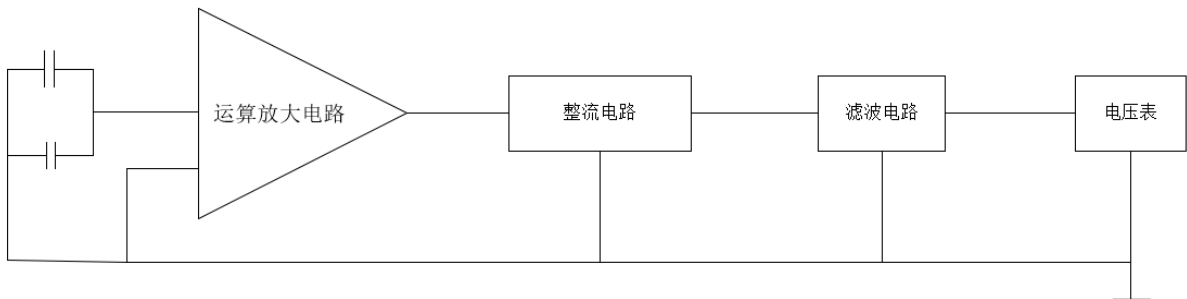


图 3-5 整体电路示意图

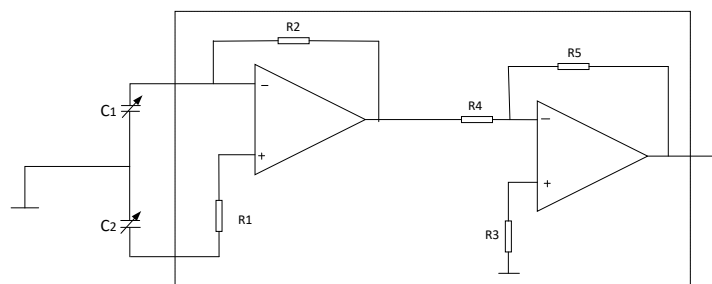


图 3-6 二级运算放大电路

传感器所采用的电路整体如图 3-5 所示, 电容器首先连接的是一个二级放大电路。由于在弯曲时两个差动电容器之间所产生的电压输出的信号非常微小, 因此需采用具有高输入阻抗的前置放大级进行放大。如图 3-6 所示, 采用直接串联连结在一起的二级运算放大电路。运算放大器的型号 AD823。其具有精度高、低噪声、低失真和较高的共模抑制比等特性, 适用于精密测量和传感器接口等应用。

在运算放大电路后常连接整流电路和滤波电路, 整流电路的作用在于将变化的交流电转换成稳定的直流电, 从而为传感器提供可靠的电源。由于直流电压比交流电压低得多, 当交流电源中出现波动时, 整流电路也可以保护电子元件免受过高电压的损伤。滤波器电路可以提高测量准确性、提升系统性能、减少噪声干扰和优化数据处理。常见的

滤波器类型中有巴特沃斯、切比雪夫和贝塞尔滤波器。三个滤波器的幅频特性和相位特性分别如图 3-8和图 3-9 所示。

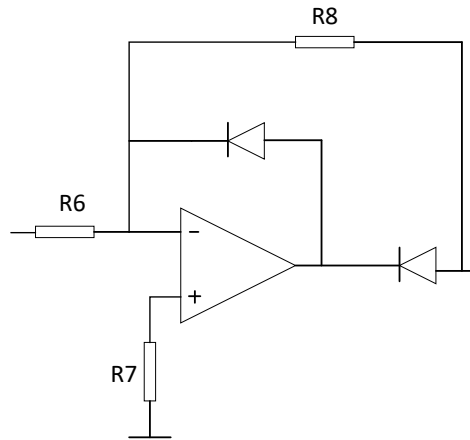


图 3-7 整流电路

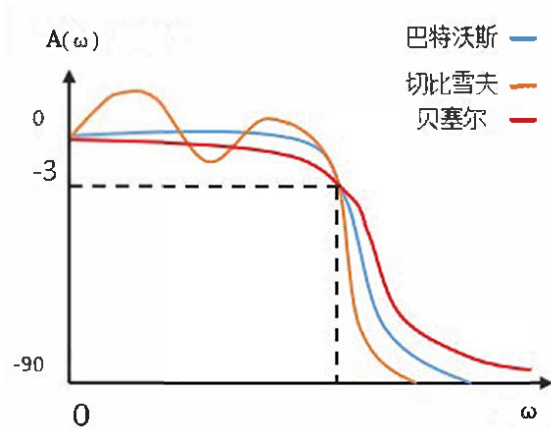


图 3-8 常见滤波器的幅频特性

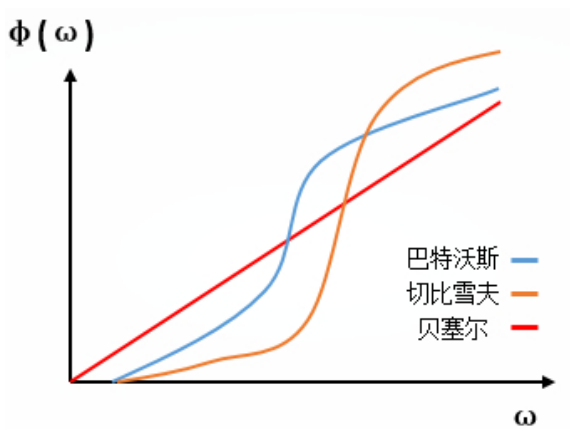


图 3-9 常见滤波器的相位特性

而对于高精度传感器，贝塞尔滤波器通常是最适合的选择。贝塞尔滤波器的线性相位特性，保证了其幅频和相位曲线都在通道内尽可能的平缓。这种特性可以最大程度的保持信号波形不变，减少信号失真^[58]。相较之下巴特沃斯滤波器虽然提供平缓的通带响应，但其延迟在通带边缘附近不如贝塞尔滤波器平缓，且其频宽也略低于贝塞尔滤波器。切比雪夫滤波器提供更快的滚降速率，但通带内的纹波和潜在的相位失真可能对信号的高精度复现产生不利影响。贝塞尔滤波电路如下图所示。

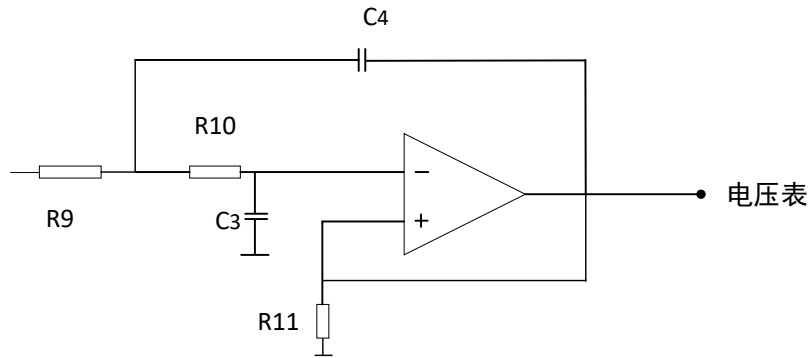


图 3-10 切比雪夫滤波电路

对传感器进行标定和误差测试时,要将其先集成于软体致动器中。由于嵌套式软体致动器具有简单对称的结构,更易于集成在致动器的底部不可拉伸层中。出于不增加底部不可拉伸层的厚度的考虑,使用较为柔软的硅胶凝液将致动器浇筑于致动器底部。集成前的差动电容柔性传感器整体如下图所示。



图 3-11 角度传感器

3.3 差动电容弯曲传感器的标定

传感器的标定需要传感器自身获取的角度数据与制动真实的弯曲角度数据。为了获得致动器在空间中的真实弯曲角度,本文使用 NOKOV 光学动作捕捉系统来捕捉致动器侧边三个固定点的空间坐标。在呈环形排列的光学镜头下,三个反光标识点被固定在制动器的侧边,以这三个点的空间坐标近似表征致动器自身的弯曲。将连续的对应坐标导入 MATLAB 软件用以计算弯曲角度 ϕ 。反光标识点和动作捕捉系统如图 3-12和 3-13 所示。

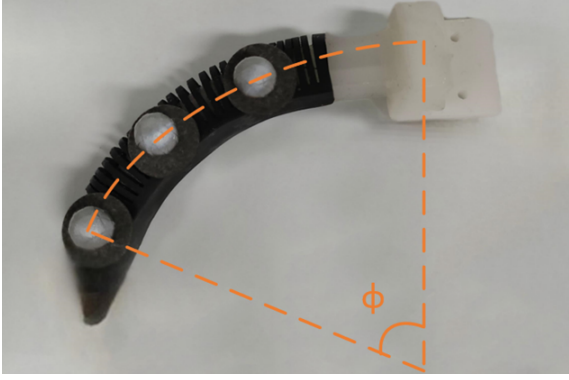


图 3-12 粘贴了 Maker 的软体致动器



图 3-13 动作捕捉摄像头阵列

B. George 和 V. Kumar 在他们的研究中提出了一种新颖的差动电容传感器和其调理电路，该电路提供线性输出^[46]。此外，输出仅依赖于一对直流参考电压和传感器的变换常数，通过使用精确的直流，参考电压容易实现增加的线性度和准确性。Hamed Ahadpour 和 E. Abiri 提出了一种改进的信号调理电路，用于差分电容传感器，可以提供与传感器的电容变化成比例的线性输出电压。执行的仿真结果确定了输入输出关系的线性关系^[47]。可以初步认为，电压输出量 V 和的弯曲角度 ϕ 在小范围的内是呈近似线性关系的，即可以表示为：

$$V = k_v \phi + \gamma \quad (3-1)$$

通过给软体致动器的内气囊不断的缓慢加压，直至致动器弯曲至最大角度，同时记录输出电压。在静默状态下，传感器仍能输出约 80 mV 的电压，这个初始态电压也即式 3-1 中的 γ 。消除这个偏置电压后，可得到过零点的电压角度近似线性图。实验所得关系图如图 3-14 所示，实验结果证明了电压输出和弯曲角度呈近似线性关系。

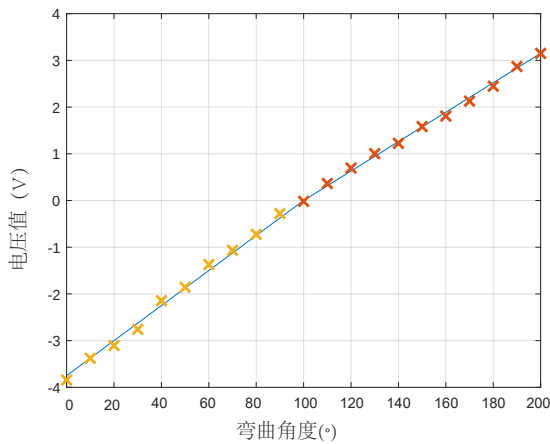


图 3-14 弯曲角度与电压输出关系图

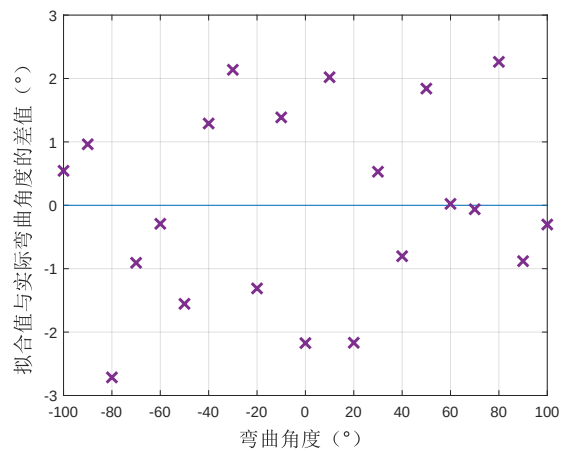


图 3-15 拟合函数与弯曲角度的误差

如图 3-14 所示, 实验所得的曲线在传感器正向弯曲和反向弯曲时都可各自近似为一段线性曲线, 当传感器正向弯曲时 $k_v = 0.632$, 反向弯曲时 $k_v = 0.751$ 。

$$\begin{cases} k_v = 0.632 & (\phi \geq 0) \\ k_v = 0.751 & (\phi < 0) \end{cases} \quad (3-2)$$

经过多次实验取样后, 剔除偏差较大的样本点 (8° 以上), 最终结果如图 3-15 所示, 多数情况下的弯曲角度测量误差约在 2° 以内, 少数情况下在 2° — 3° 的区间内。这种误差属于接受范围之内, 且随着时间和角度的推移, 这个误差保持稳定不会漂移, 实验证明了差动电容角度传感器具有较好的灵敏度。

3.4 本章小结

在本章中, 结合软体致动器的应用场景, 设计研制了一种以石墨烯和烯酸-聚丙烯醇作为导电介质的差动电容弯曲角度传感器, 该传感器具有在不同的弯曲情况下, 准确输出绝对弯曲角度, 误差较小且无零点漂移等优点。在将传感器集成于软体致动器底部后, 在实际使用场景下, 对其进行了电压输出-弯曲角度的标定实验。实验结果显示该传感器的输出近似线性且整体误差约为 2° 左右, 证明了该方案的可行性。

第 4 章 软体致动器控制策略

本章节介绍了软体致动器的控制策略，使用多组系统阶跃响应曲线，对应不同气压下的输入。通过 MATLAB 工具箱得出系统为五阶线性时不变（LTI）模型，再使用遗传算法进和 BP 神经网络相结合的 GA-BP 算法对于将所有的传递函数参数进行拟合。进一步，通过线性二次调节器（LQR），对软体制动器进行了最优控制，使系统尽量平滑和无超调。在控制策略实施后，设计了系统对于正弦和方形波动信号的跟随实验，实验证明了控制律可以有效的实现致动器的动态轨迹控制。

4.1 系统阶跃响应的获取

系统辨识是一种通过数学和统计分析方法建立数学模型来描述系统动态行为特性的过程,若是无法获得系统的准确数学模型,则通常只能使用 PID 方法来对系统进行调控。PID 方法作为一种成熟的控制方法,被大量的运用于工业实践中。但其对于复杂系统或非线性系统无法提供足够的稳定性,且当系统存在时滞行为时,通常难以无法很好地适应系统的动态特性^[55-56]。通过预估量进行提前补偿也会迫使反馈加大,进而会带来过大的超调量,反应在实际应用中则可能会引发安全事故。

经典系统辨识方法主要为参数辨识、时频率辨识和极大似然法等。然而,这些方法通常难以适用于复杂系统。本文采用时域辨识法,但使用多组不同气压信号,也即获取多组不同输入条件下的阶跃响应曲线。根据获得的多组数据,建立多个 LTI 系统,得出近似的系统模型方程^[57]。



图 4-1 气动比例阀

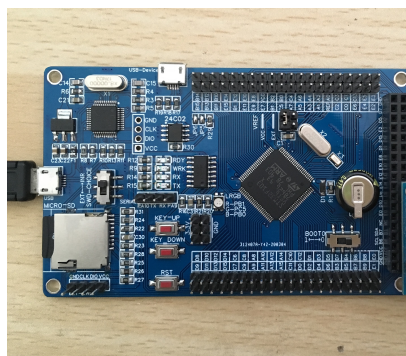


图 4-2 Arduino 开发板

本文通过气压比例阀,型号为 PPC03-X (FESTO 公司)来进行软体致动器的系统辨识和控制,这款比例阀压力区间可设置为 0~50 kPa,精度值为设定值压力的 0.2%(最

低 0.07 kPa)。比例阀的响应速度以及精度都足以满足对于软体致动器阶跃响应实验的要求。主控芯片选取的是 Arduino uno，用于对气压比例阀的控制和气压强度数据的采集，最终使用 MATLAB 软件对数据进行后续处理。

在实验过程中，设置致动器的气压值为 20 kPa 至 60 kPa，共 10 组。换算后对应的，设置阶跃响应信号依次从 0.45 V 到 1.56 V，逐个间隔约为 0.11 V。实验获取的共十组阶跃响应时域曲线，如下所示。

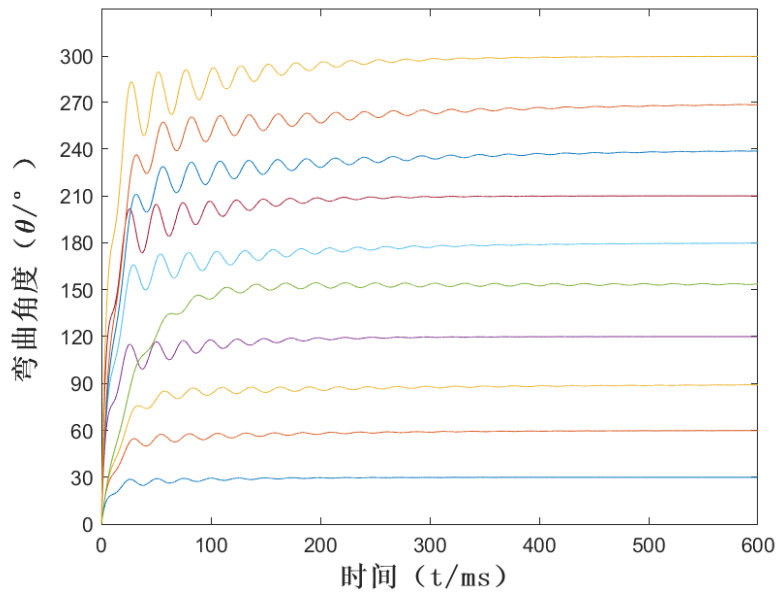


图 4-3 阶跃响应时域图

使用 MATLAB 软件中的控制系统分析工具箱，可以对阶跃响应曲线进行时域分析，得出系统为一个五阶系统。通过分析阶跃响应时域图可知，系统包含一个常数项，三个指数衰减项，其中一个为振荡指数衰减。得出系统的时域方程可以写成如下形式：

$$\theta(t) = C_0 + C_1 e^{-\lambda_1 t} + C_2 e^{-\lambda_2 t} + C_3 e^{-t} \sin(2t + \phi) \quad (4-1)$$

其中， $C_i (i = 1, 2, 3)$ 为常数，本章中的 $\lambda_i (i = 1, 2, 3)$ 代表系统方程的特征根。时域方程中的正弦振荡衰减环节 $C_3 e^{-t} \sin(2t + \phi)$ 对于整体的阶跃响应影响很小，随着时间和气压不断增大，对于系统的干扰越来越小，最终近乎消失。这种在致动器前期充气时比较明显，气压充满时近乎消失的现象，多为气压系统组件之间存在的缝隙所导致。在气囊充气的初期，内部气压受多方面影响在缝隙处产生的扰动，在气囊充满后便会趋于平稳（泄气的速率不再波动）。

由于五阶系统的控制过于复杂，且系统漏气所带来的扰动对于阶跃响应整体影响较小，随着时间的推移逐渐消失。故此，本文在辨识中忽略掉其中两个共轭负极点，对于系统的运动行为不会有过大的改变，同时简化了系统时域方程^[53-54]。为了保证系统参数 C_0 、 C_1 、 C_2 为正数，时域方程可以表示为：

$$\theta(t) = C_0 + C_1 e^{-\lambda_1 t} + C_2 e^{-\lambda_2 t} \quad (4-2)$$

4.2 系统辨识和参数拟合

4.2.1 BP 神经网络算法简介

BP 神经网络（Back Propagation），是一种监督学习算法，用于多层前馈神经网络的训练。其基本思想是通过网络的输出误差来调整网络权重，使得网络输出值逐渐接近期望输出值。它在函数逼近、模式识别、优化问题等领域得到了广泛的应用，由于可以模拟任何复杂的非线性连续函数，被广泛应用于各种控制系统、预测（拟合）参数等场合^[68]。

BP 神经网络的训练过程主要包括两个阶段：前向传播和反向传播。输入数据从输入层经过隐含层处理后传到输出层，如果输出层的实际输出与期望输出存在误差，那么就进入到反向传播阶段。反向传播从输出层开始，逆向逐层传播误差，根据误差来调整各层之间的权重和偏置，以减小输出误差。权重的调整是基于梯度下降法，目的是找到误差函数的最小值。

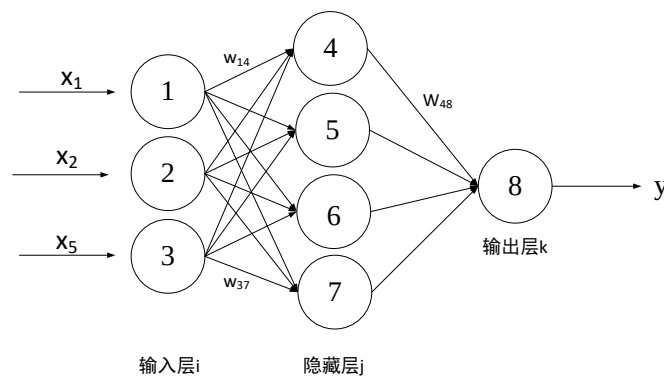


图 4-4 三层 bp 神经网络结构图

如图 4-4 所示，BP 神经网络的基础架构为输入层—隐藏层—输出层。其中输入层的参数 x_i 在本文中代表着控制系统的参数 C_0 、 C_1 、 C_2 、 λ_1 、 λ_2 ，在图中仅画出三个输入以作代表，系统的输出 y 为拟合后的系统传递函数。

设置不同的权重和偏置将输入线性组合，再通过激活函数的计算使得网路中具有非线性，使得神经网络拥有可以逼近任何非线性函数的能力。本文的激活函数为 Sigmoid 函数和 ReLU 函数混合使用的形式，Sigmoid 函数作为典型的非线性连续函数，便于求导。ReLU 函数其计算复杂度低，收敛速度快。ReLU 会使一部分神经元的输出为 0，这样就造成了网络的稀疏性，并且减少了参数的相互依存关系，缓解了过拟合问题的发生。

$$\begin{cases} f(x) = \frac{1}{1+e^{-x}} & \text{Sigmoid 函数} \\ f(x) = \max(0, x) & \text{ReLU 函数} \end{cases} \quad (4-3)$$

定义神经网络的估计误差均方差 E 为：

$$E = \frac{1}{2} \sum_{i=1} e_i^2 = \frac{1}{2} \sum_{i=1} (y_d - y)^2 \quad (4-4)$$

其中， y_d 为期望的输出， y 为当前的输出。通过多次迭代的过程，不断地对网络上各个节点间的所有的权重进行调整。

BP 网络由于其简单的结构，可调整的参数多，训练算法也多，而且可操作性好，BP 神经网络获得了非常广泛的应用，但是也存在着一些缺陷，例如学习收敛速度太慢、不能保证收敛到全局最小点、网络结构不易确定。另外，网络结构、初始连接权值和阈值的选择对网络训练的影响很大，但是又无法准确获得，针对这些特点可以采用遗传算法对神经网络进行优化^[67]。

4.2.2 遗传算法简介

遗传算法 (Genetic Algorithm, GA) 是一种模拟自然选择和遗传学原理的优化算法。它通过模拟自然界中的遗传和进化过程来解决优化问题。遗传算法的基本原理是选择适应环境的个体进行繁殖，以产生下一代，从而逐步产生更优的解决方案。GA 算法由于初始可定义的种群数量庞大，能够同时探索解空间的不同区域，这有助于在全局解空间内找到最优解，可适用于复杂的、非线性的问题。其基本运算流程如下：

(1) 初始化：设置进化代数计数器 $t=0$ ，设置最大进化代数 T ，随机生成 M 个个体作为初始群体 $P(0)$ 。并对个体进行编码，常用的遗传编码算法为二进制码，编码的形式根据变量的定义域和所求问题的计算精度有关。如假定当前 $x \in [x_{min}, x_{max}]$ ，所求解的精度为 10^{-4} 。

$$2^c < \frac{x_{max} - x_{min}}{10^4} < 2^b \quad (4-5)$$

则需要将该区间至少分为 100000 个等长的小区间，每个小区间都有一串二进制码来表示。 x_{max} 和 x_{min} 分别代表了待拟合参数所处值域的上界和下界，而由于二进制编码长度为整数，所向上取整，故可设定二进制编码的串长至少为 b 位。

(2) 个体评价：设置适应度函数，并计算群体 $P(t)$ 中各个个体的适应度。本文中，适应度函数可以基于预测阶跃响应与实际阶跃响应之间的误差。使用均方误差如果使用 MSE 作为适应度函数，适应度可以表示为：

$$f_{MSE} = \frac{1}{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_d - \hat{y}_i)^2} \quad (4-6)$$

其中 y_d 是实际阶跃响应， $\hat{y}_i$ 是神经网络预测的响应， n 是样本数。适应度函数取倒数是为了将问题转换为最大化问题，因为遗传算法原理上选取适应度最高的个体进行繁衍。

(3) 选择运算：按照个体的适应度函数值的大小，从当前种群中选择较优秀的个体，作为下一代种群的父代。常用的方法有轮盘赌选择法，首先，将每个个体的适应度值转换为选择概率 $p(x_i)$ 和累计概率 q_i ，其次在 $[0, 1]$ 区间内产生一个均匀分布的随机数 r 模拟轮盘赌的旋转。

$$\begin{cases} p(x_i) = \frac{f(x_i)}{\sum_{j=1}^M f(x_j)} \\ q_i = \sum_{j=1}^i p(x_j) \end{cases} \quad (4-7)$$

q_i 表示每个个体之前所有个体的选择概率之和，若存在 $q(i-1) < r \leq q(i)$ ，则选择个体 i 进入下一步的交叉和变异过程。

(4) 交叉运算：交换个体基因编码的部分位。常见的方法为单点交叉和多点交叉。交叉首先需要在两个父代个体的编码串中随机设定一个交叉点，然后对这两个父代个体交叉点前面或后面部分的基因进行交换，并生成子代中的两个新的个体^[69]。假设两个父代的基因编码分别是：

$$a_1 = x_1, x_2, \dots, x_k, x_{k+1}, \dots, x_n$$

$$a_2 = y_1, y_2, \dots, y_k, y_{k+1}, \dots, y_n$$

假设第 k 位为交叉点，并交换第 k 位后面的基因码，交叉后生成的两个新个体为：

$$a'_1 = x_1, x_2, \dots, x_k, y_{k+1}, \dots, y_n$$

$$a'_2 = y_1, y_2, \dots, y_k, x_{k+1}, \dots, x_n$$

(5) 变异运算：对个体编码串上的特定基因位进行改动。这样可以加速寻找极值点和跳出局部最优解，用人为规定的方式来对个体进行变异，使得个体的函数值产生突变，用以随机寻找邻域的最优解。同时也可让部分个体摆脱原本的搜寻路径，跳出局部最优解的情况。选取第 i 个个体的第 j 个基因进行变异，变异操作方法如下：

$$a_{ij} = \begin{cases} a_{ij} + (a_{ij} - a_{\max}) * f(g) & r > 0.5 \\ a_{ij} + (a_{\min} - a_{ij}) * f(g) & r \leq 0.5 \end{cases}$$

式中， $a_{\max}$ 、 $a_{\min}$ 为基因 a_{ij} 的上界和下界， $f(t) = r_2(1 - t/T_{\max})^2$ ， r_2 为一个随机数， t 为当前迭代次数， $T_{\max}$ 为最大进化次数， r 为 $[0,1]$ 之间的随机数。

(6) 终止条件判断：在 $t=T$ 时，选取具有最大适应度个体作为最优解，终止计算。对于特殊问题也可多次进化后个体值无明显改变即终止，或在已知函数极值点的情况下也可以设置终止条件为最大适应度逼近极值的程度。

4.2.3 GA-BP 算法对系统参数拟合

为了克服 BP 神经网络易陷入局部最小值和收敛速度慢的缺点，研究者提出了基于遗传算法优化的 BP 神经网络算法^[67]。这种方法利用遗传算法的全局搜索能力优化 BP 网络的权重和阈值，从而提高了网络的训练速度和泛化能力。这表明通过将 BP 神经网络和遗传算法结合起来，可以有效地利用两者的优点，避免各自的缺点，从而提高算法的性能。使用遗传算法优化 BP 神经网络的权值和阈值，种群中的每个个体都包含了一个网络所有权值和阈值，个体通过适应度函数计算个体适应度值，遗传算法通过选择、交叉和变异操作找到最优适应度值对应个体。神经网络用遗传算法得到最优个体对网络初始权值和阈值赋值，网络经训练后预测函数输出。

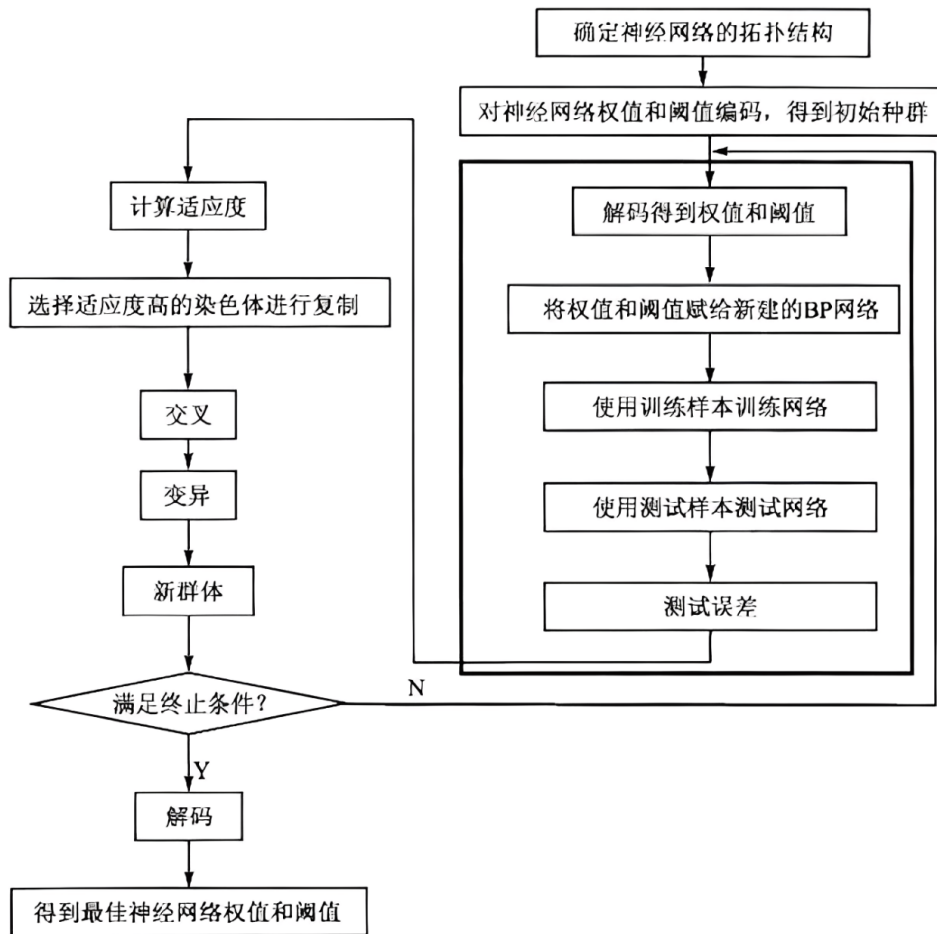


图 4-5 GA-BP 算法流程框图

将获取到的系统阶跃函数图像的坐标作为输入, 在阶跃相应图像曲线上 $t \in [0, 20]$ 的范围内均匀取值 2000 个点作为初始数据。遗传算法的种群适应度函数定义为 BP 网络中神经元权值和偏置对于拟合阶跃响应的误差拟合函数的导数, BP 网络的估计误差仍为均方差 E 。在 1000 个初始种群, 迭代 100 轮后, 可得到一个近似的拟合参数 (保留小数点后三位), 具体数值如下表所示:

表 1 拟合后的各参数取值

参数	C_0	C_1	C_2	λ_1	λ_2
拟合数值	1.531	1.327	0.733	0.719	0.952

参数拟合结果如图 4-6 所示, BP 算法在多次尝试后仍处于一个平滑的状态, 陷入了局部最小值的情况, 该曲线为随即初始值迭代后均方误差最小的曲线, 但与真实阶跃响应曲线仍存在差异。相比之下的 GA-BP 算法拟合出的阶跃响应曲线与真实阶跃响应曲线比较接近, 基本做到了曲线的波动跟随, 其最大误差约在 1.75° 左右。

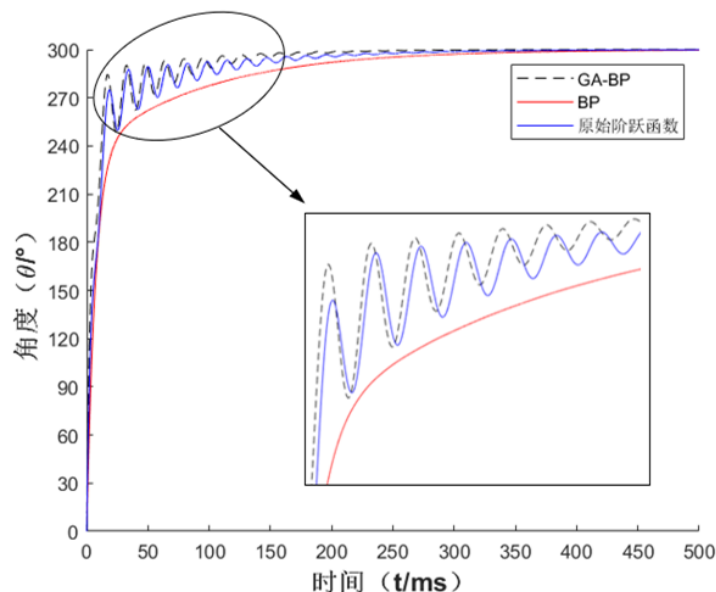


图 4-6 参数拟合结果

4.3 最优控制器的设计

最优控制是控制理论中的一个重要分支,根据被控对象的动态特性(系统数学模型),选择一个容许的控制律,使得被控对象按预定要求运行(由初始状态运行到终端状态),并使给定的某一性能指标达到最优值。这种最优性能可以是最小化能耗、最短时间达到目标状态、或其他任何定义明确的性能指标。最优控制问题通常需要建立一个数学模型来描述系统的动态行为,然后通过求解一个优化问题来确定控制策略。最优控制在许多领域都有应用,包括航空航天、汽车工业、机器人技术和经济学^[70]。

线性二次调节器(LQR)则是实现最优控制的一种具体方法,特别是在系统模型为线性且性能指标为二次型的场景中。它提供了一种系统性和理论性的方法来设计控制器,这在许多实际应用中被证明是非常有效的。LQR展示了最优控制理论在特定条件下的应用能力,即针对线性系统和二次性能指标的情况,通过设计反馈控制律来最小化给定的二次性能指标,从而实现系统的最优控制。LQR鲁棒性强、控制率设计简单且适用于多变量系统,但其依赖于需要精确的系统模型,以及Q和R矩阵的选取依赖于经验和调试^[71]。而在拟合系统的参数之后已经可以获得了较为准确系统的传递函数:

$$T_B = \frac{9.8s^2 + 12.48s + 3.354}{2.5s^3 + 13.98s^2 + 14.2s + 3.354} \quad (4-8)$$

在式 4-8的基础上,先将传递函数转换为状态空间表示。这样做是因为线性二次调节器(LQR),在状态空间形式下更容易应用和解析。

要应用 LQR，需要定义系统的状态空间模型，然后根据系统性能要求选择合适的权重矩阵 Q 和 R 。状态空间模型由以下方程表示：

$$\begin{cases} \dot{x} = Ax + Bu = \begin{bmatrix} -5.5920 & -5.6840 & -1.3416 \\ 1.0000 & 0 & 0 \\ 0 & 1.0000 & 0 \end{bmatrix} x + \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} u \\ y = Cx + Du = \begin{bmatrix} 3.9200 & 4.9920 & 1.3416 \end{bmatrix} x \end{cases} \quad (4-9)$$

其中， x 是状态向量， u 是输入向量， y 是输出向量， A, B, C, D 是系统矩阵。通过最优控制理论可知，要达到两个指标性能和能量的最优，可以列出积分形式的代价函数如下：

$$J = \int_0^{\infty} (x^T Q x + u^T R u) dt \quad (4-10)$$

这里， Q 是状态权重矩阵， R 是控制权重矩阵， x^T 是状态向量的转置， u^T 是控制向量的转置。为了让代价函数趋于最小的 J_{min} ，先定义出反馈形式的控制律为 $u = -Kx$ 。为了求解最佳增益矩阵 K ，首先引入 Hamiltonian 函数 H ，它是状态变量 x 、控制变量 u 、以及与状态变量相关的共轭变量 λ （也称为 Lagrange 乘数）的函数：

$$H = x^T Q x + u^T R u + \lambda^T (Ax + Bu) \quad (4-11)$$

通过最小化 Hamiltonian 来求解控制律 u 。令 H 对 u 的导数设为零，可解得：

$$u = -\frac{1}{2} R^{-1} B^T \lambda \quad (4-12)$$

为了将控制律 u 转换为状态变量 x 的函数，这需要将共轭变量 λ 与状态变量 x 关联起来。设 $\lambda = 2Px$ ，其中 P 是一个待求解的矩阵。代入式 4-12，得到：

$$u = -R^{-1} B^T P x \quad (4-13)$$

结合 Riccati 方程，通过求解如下代数 Riccati 方程来确定矩阵 P ：

$$A^T P + PA - PBR^{-1}B^T P + Q = 0 \quad (4-14)$$

因此，最优控制增益矩阵 K 为

$$K = R^{-1}B^TP \quad (4-15)$$

将求得的状态矩阵以及自定义的状态权重矩阵 Q 和控制权重矩阵 R 代入即可得到控制律 u ，其中 Q 和 R 中的变量可以使用遗传算法进行迭代，进而获得最佳的权重。

$$Q = \begin{bmatrix} Q_{11} & 0 & 0 \\ 0 & Q_{22} & 0 \\ 0 & 0 & Q_{33} \end{bmatrix} \quad R = r \quad (4-16)$$

求得状态权重矩阵 Q 中的参数为 $Q_{11} = 0.751$ ， $Q_{22} = 1.32$ ， $Q_{33} = 2.02$ ， $r = 1$ ，进而可得 $K = [0.1958, 0.7384, 0.6129]$ 。将控制律在 MATLAB 中进行仿真计算可得结果如图 4-7 所示，通过设定控制律得到了控制后的阶跃响应曲线，在响应速度基本相同的条件下，消除了初始阶段的大幅度振荡，虽然还有小幅度的振荡存在，但整体曲线已满足精度要求。

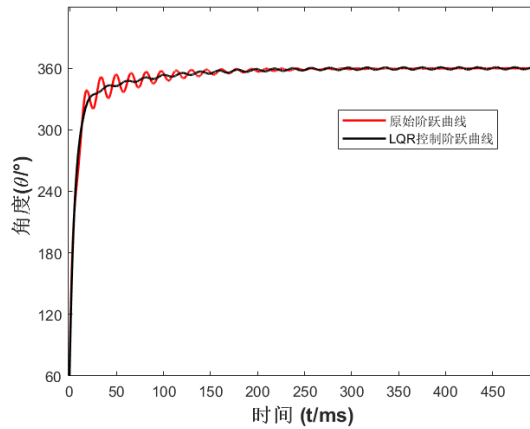


图 4-7 LQR 最优控制阶跃响应曲线

4.4 本章小结

本章首先通过实验测得的不同气压下的软体致动器阶跃响应曲线数据进行采集，共采集到 10 组不同气压下的阶跃响应曲线，得出系统的五个影响参数。其次通过对方程简化和 GA-BP 算法对其进行拟合。最后根据系统模型设计了 LQR 结构控制器，对软体致动器进行了位置跟踪的最优控制，消除了阶跃响应上的大幅度振荡。虽然拟合的系统模型和最终控制结果未能完全消除振荡，但整体精度较高。

第 5 章 软体致动器样机研制与实验

基于自主研制的嵌套式软体致动器，设计了模具和制作流程。对制作的软体致动器实物进行顶端压力和物体抓握实验，设计了主动力辅助、EMG 信号采集实验，验证了嵌套式软体致动器在康复训练时的可靠性和安全性，针对不同肌力强度患者设计了对应的康复训练模式。

5.1 软体致动器研制工艺流程

软体致动器的制作材料主要为硅橡胶，其预聚物购自深圳市宏业杰科技有限公司。气囊材料为硅橡胶 E640，限制壳体的前端和限制环使用硅橡胶 E650，限制壳体的底板使用硅橡胶 E660，其材料性能参数如表 1 所示。

表 1 硅橡胶材料属性

型号	硬度（邵氏 A）	拉伸强度（MPa）	撕裂强度（kN/m）	伸长率
E640	40±2	8	18±2	300
E650	50±2	6	14±2	200
E660	60±2	4	8±2	80

由于设计的软体致动器的制作涉及到多个独立的部分，每个部件所使用的硅胶材料都有所不同，整个软体致动器的制作需要多次硅胶固化。致动器本身的初步调制、浇筑和固化大约需要 60 min 左右，完全冷却固化则需要约 12 h。在致动器本身固化后还需和固定底座进行胶装，这个过程也需持续 12 h 左右。故整个致动器的制作与封装约需要 24 h，制作时间也比较长。其具体制作步骤如下：

1) 硅胶预聚物都为 A/B 两种组别，也即 E640A 和 E640B，将二者以重量或体积比例 1:1 进行配比。装入烧杯之后进行充分搅拌和混合后，放入消泡桶中，使用真空泵进行第一次气泡抽离。

2) 将 3D 打印制成的模具的前端与后端相结合后，喷上油性脱模剂，便于成型后的硅胶气囊与模具的分离。浇入充分搅拌后的 E640 硅胶，此时的硅胶由于从容器中转移这个行为而充满了微小的气泡。将盛有硅胶的模具放入真空消泡桶中，进行二次抽气。

3) 合上模具的顶盖，并且在模具外侧缠绕上橡皮筋或者系上弹力绳，防止模具因受热而变形漏出硅胶液。使用封顶条推出多余的硅胶液，再次合上模具放入恒温箱进行

固化。完全固化时间约 45 min 到 90 min 左右。

4) 将模具冷却至室温后抽离出已经完好的气囊，将其与固定端相结合，并在凹槽内填上胶水，将致动器与底座粘合在一起，组装成最终产品。本工作中使用的胶水是硅橡胶预聚物。它的组成与执行机构几乎相同。

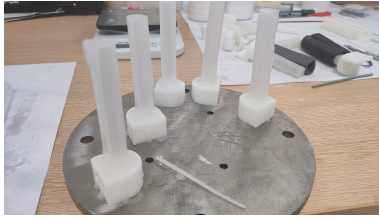


图 5-1 固化中的内气囊

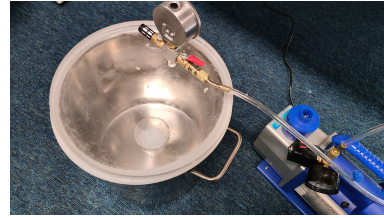


图 5-2 真空抽气泵和消泡桶

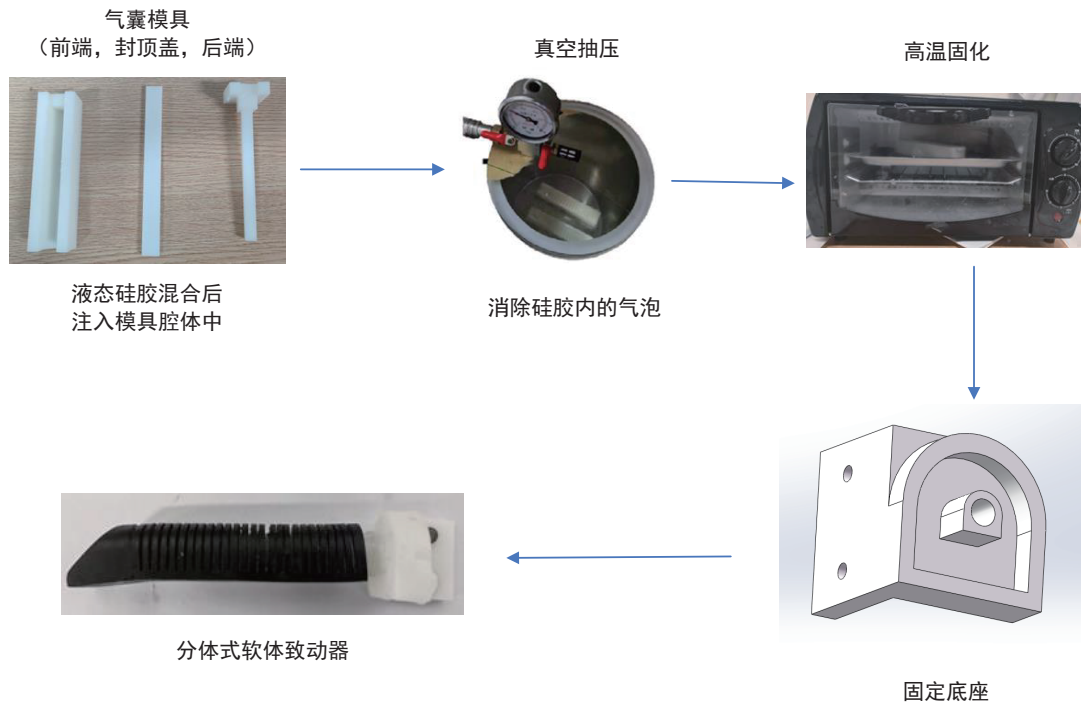


图 5-3 硅胶内气囊的简明制作流程

限制壳体由不同材料固化而成，且为了防止阵列分布的限制环之间产生相互沾黏，同时避免橡胶分批次固化后相互之间的强度不够。

本次实验的限制壳体通过 3D 打印的方式进行制备，同样混合预聚物并充分搅拌抽净气泡后，将其倒入 3D 打印机^[59-60]。由于软体致动器整体体积较小，在室温下制备时，硅橡胶并不能在制备完成前就固化。故此，在 3D 打印的途中替换打印的材料是可行的。

5.2 压力—角度关系验证试验

制作成型的分体式致动器组装过后，与单缸充气泵、5 mm 气管和调压阀共同组成一个简易的实验平台，实验平台由搭建如图 5-4所示，用以分析和验证有限元模拟的结果。在平台内，将带进气口的软致动器近端与刚性支座连接，模拟建模方法定义的边界约束。测试方法与仿真试验时一致，控制调压阀使气压缓慢上升。在软体致动器角度不再增大后，停止增压以防止气囊损坏。并且对于使用同一种气囊的致动器反复试验 5 次，以确保评估准确性和可重复性。

在试验过程中使用一台摄像机水平置于实验平台前，保证其能够清晰拍摄到气压表和软体致动器。在试验过程中，调压阀表盘的示数被记录在视频中。在视频拍摄结束后，通过对视频每一帧的图片进行读数读取，即可得到对应角度下的气压数据。

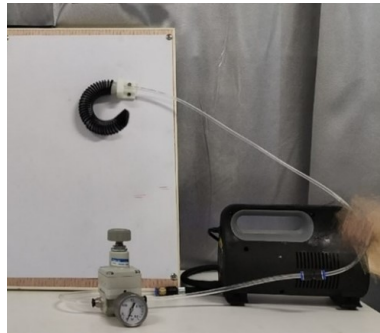


图 5-4 弯曲角度测试平台.

试验结果如图 5-5所示，观察到软体致动器在气压上升后逐渐弯曲至致动角度，并在 43 Kpa 时达到最大角度。该最大角度与仿真模拟时半切圆截面所能达到角度相仿，满足康复训练，抓取物品等应用需求，将本次试验的压力-角度数据以散点的形式记录下来，与上文的仿真和理论计算数据同时进行比较。

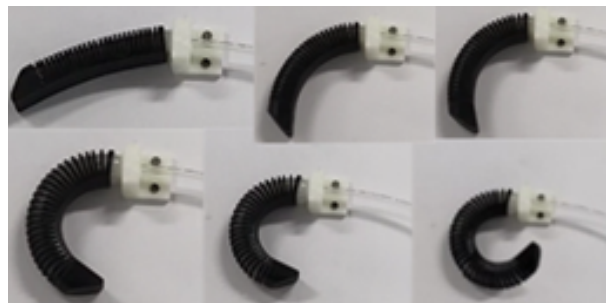


图 5-5 弯曲测试图.

实验的弯曲角度结果与理论计算结果基本一致，实验结果与计算和仿真结果之间的平均偏差分别为 3.23% 和 6.61%。平均偏差为曲线与散点间各点偏差的平均值。结果表

明,有限元法在预测由硅橡胶制成的软致动器的运动方面具有较高精度。此外,Mooney-Rivlin-2 超弹性本构模型适用于软体致动器的压力-角度关系之间的计算,在筛出部分不可用的数据点后,其整体平均误差仅在 5% 左右。

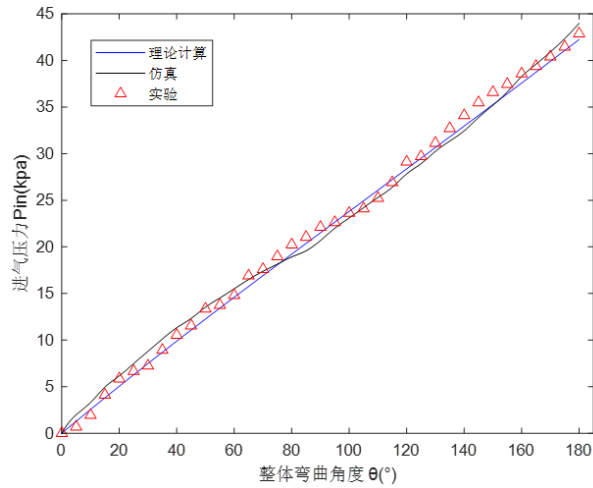


图 5-6 半切圆测试误差

5.3 康复训练手套的制成

为了康复训练和后续实验的实施,本文将设计和制作的嵌套式软体致动器以及柔性传感器集成到一个五指手套上。安装好的康复手套如图 5-7所示,其中手套部分是基于一款购买的商用手套进行改造的。手套整体由柔软的织布构成,两侧有粘扣带,使得手套可以符合不同尺寸的人手和手腕。在手套对应手指位置的上方,固定了五个嵌套式软体致动器。气流由小型气泵始出,顺沿着气管经过限流阀和一个开关阀,确保气囊不会因为过高的气压而炸裂。气流在阀岛处一分为五,再经过各自手指上的开关阀后进入软体致动器。



图 5-7 五指手套和气阀



图 5-8 手套背面



图 5-9 限流阀

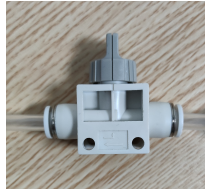


图 5-10 开关阀

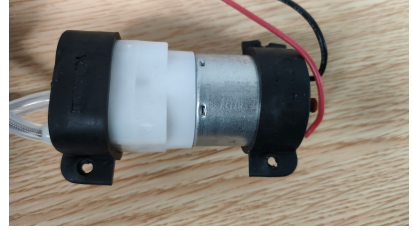


图 5-11 小型气泵

5.4 顶端压力和物体抓握实验

FSR 薄膜传感器由聚酯薄膜、高导电材料和纳米压感级材料组成,属于压阻式压力传感器,外力作用改变其电阻变化。类似于弯曲角度传感器,FSR 传感器受到压力时,高导电材料层和压感材料层贴合,线路导通,电阻由此发生变化。由于重力和手指肌肉不自觉的施力,会在初始状态产生一个信号误差,后续对其进行正向的补偿,消除影响即可。

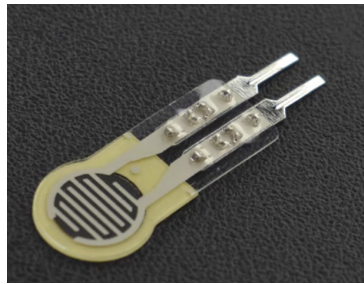


图 5-12 FSR 薄膜压力传感器

基于轻量化和便于数据采集,本文采用薄膜压力传感器(FSR-402)来收集压力信号。本文实验所用的传感器的型号为 FSR-402,其在低压力时的特性曲线如下图红线所示。

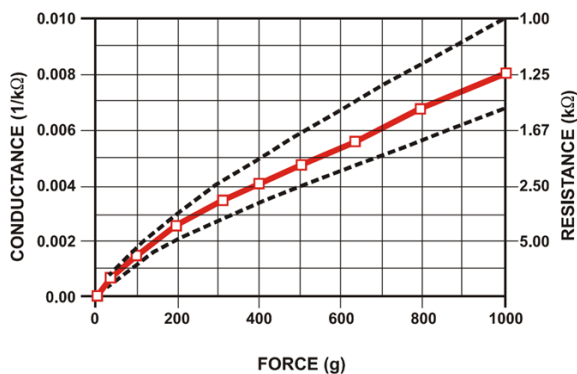


图 5-13 FSR-402 压力与阻抗特性曲线

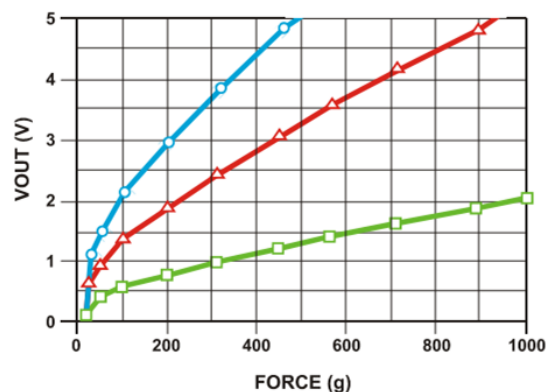


图 5-14 FSR-402 电流电压特性曲线

测试过程由手指处于静息状态时开始，多次对软体致动器进行充放气，弯曲至最大角度时保持 2-3 秒后放气。多次屈伸运动后可采集到指尖压力信息如图 5-15 所示。

观察图 5-15 可知，每次信号采集的峰值较为接近，这表明了传感器工作状态良好，且软体致动器在弯曲至最大角度时的指尖压力较为一致。最大的电压信号约在 3.6 V 左右，对应指尖压力为 6 N。对于康复患者而言，致动器尖端压力不需要过大。可供患者的手指屈曲和一些轻量物体的抓握即可，从轻量化抓取的角度考量，6 N 的尖端压力力是可以满足患者的日常需求。

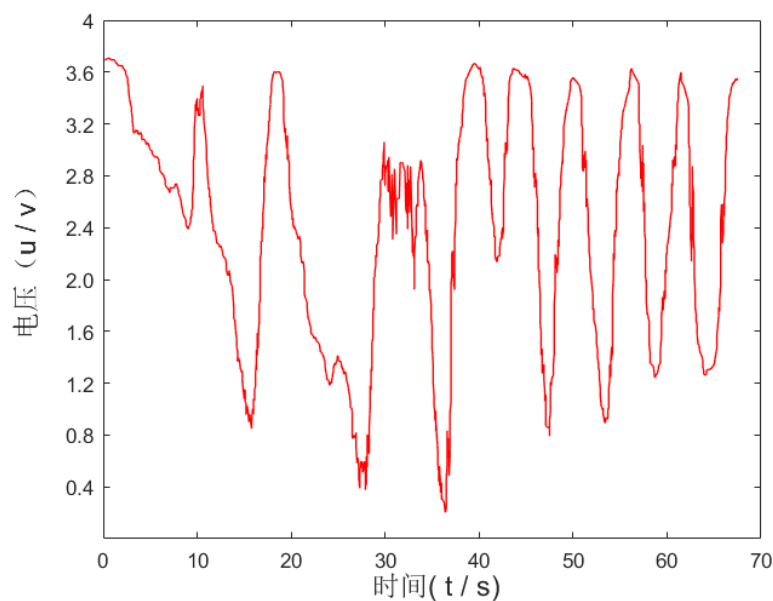


图 5-15 指尖压力测试

对于常见物体的抓取同样进行了实物实验，通过选取特定形状物体来涵盖患者生活中可能会遇到的场景。细长的圆柱体，诸如圆珠笔和筷子一类的生活物品；中型的圆柱体，对应水杯，水果等常见物品；规则形状（矩形）的物品，如手机和小型笔记本。这里使用的是中性笔，空的食物罐头和一块锂电池。实验结果如图 5-16 所示。



图 5-16 抓握中性笔



图 5-17 抓握圆柱物体



图 5-18 抓握规则物体

从图中可以看出，在受试者未主动发力的情况下，康复手套的尖端压力可以使得受试者的手指自然屈曲，并且在有待抓握物品的情况下可以使其稳定在受试者的手心。从试验效果中可以看出，本文设计的软体手部康复软体致动器可以辅助患者完成手指的屈曲和拉伸等运动，即替代了康复医师繁琐的工作之外，还能在日常生活中辅助患者完成简单的日常活动。在物体抓握实验中，对于大小不同，形状有别的物体可以做到自适应调整，对其进行包裹抓握，可以满足患者的日常生活所需。

5.5 主动力辅助实验

不同肌力等级的患者其手部肌肉的发力程度也有所区别，患者手部肌肉的部分运动能力恢复时，都会尝试主动发力来完成康复训练。但又由于肌肉力量并未完全恢复而导致无法完成全部的康复动作，此时需要一定的外力来对其进行辅助。在传统的康复治疗中，由康复医师主观感知患者发力来选择性的对其进行辅助施力。这对于一些肌力程度比较弱的患者而言，无法做到及时且有效的帮助。所以本文通过康复手套上的薄膜力传感器，来检测患者的主动发力程度以及意图。当患者的指尖施加压力时，通过调节气囊的进气量来调节康复手套的运动趋势。

表 2 肌肉力量分级表

等级	定义
0 级	无可测知的肌肉收缩
1 级	有轻微收缩，但不能引起关节活动
2 级	在减重状态下能做关节全范围运动
3 级	能抗重作关节全范围运动但不能抗阻力
4 级	能抗重力、抗一定阻力运动
5 级	能抗重力、抗充分阻力运动

测试的方式为受试者戴上康复手套，在 10s 的范围内不定时的多次主动发力去完成手指的屈曲动作。同时记录下气压和指尖压力数据，如图 5-19所示。

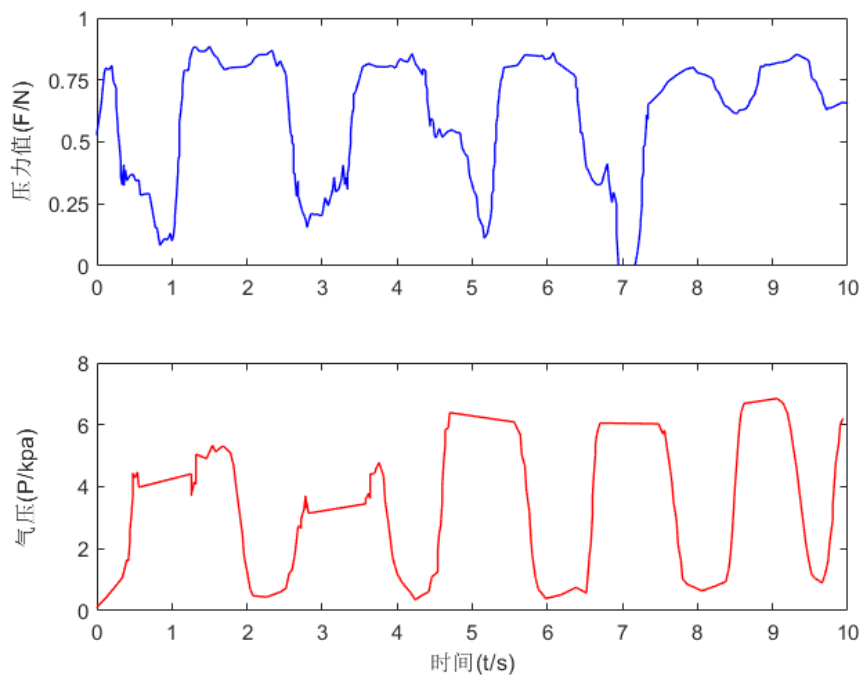


图 5-19 主动力辅助训练实验数据

提前设定力传感器的阈值为 0.5 N（假定患者为 3 级肌力，能抗关节重力发力）。当手指有发力的趋势，并且发力强度突破 0.5 N 时，力传感器的数值会陡然上升。在患者发力时，软体致动器可以放缓气压的输入，让患者自主完成手指的屈曲康复训练。相反的，在图 5-19所示的 4.5 s 左右，实验者手指不在施加力，控制进气量使得气压上升，软体致动器主动迫使手指屈曲。注意到气压的变化并非完全实时于受试者的手指主动发力动作，这也是由于系统的时滞性所导致，检测到手指行为后，气囊的充放气都需要一定

时间。由结果可看出，这段迟滞时间约为 0.5-0.8 s，将首尾时滞时间去除，平均每次患者发力将有 1 s 左右软体致动器无法对患者起到主动辅助。但这不影响主动力辅助的功能起效。肌力在 2 级以上的患者，都可以保持数秒的肌肉发力状态。在康复训练的大部分有效时间里，只要患者产生微弱的发力趋势，康复手套即可对其进行辅助。

5.6 肌肉疲劳度检测实验

在患者进行康复训练的过程中，会由于手指的高强度反复运动而导致肌肉疲劳度增加。而部分偏瘫的患者由于神经的损坏，对于肌肉疲劳程度的感知往往是迟滞的。过量的训练动作无法起到康复的效果，反而会加剧原本就存在的运动障碍。

为了避免过度训练而对患者造成伤害，本文拟定采集肌肉上的肌电信号（EMG 信号）来检测患者肌肉的疲劳程度。由于康复手套的前端已经集成了薄膜压力传感器和弯曲角度传感器，为了避免前端重量的增加和结构上的冗杂，本文选择在前臂上选取与手指运动相关的肌肉的 EMG 信号来表征训练过程中的疲劳度，而非直接测量手指指节间肌肉的 EMG 信号。信号采集设备如图 5-20 所示。

前臂与手指运动相关的肌肉主要包括：深层指屈肌、浅层指屈肌、指伸肌、拇指长伸肌/短伸肌。这些肌肉通过肌腱跨越手腕和手部，从远处控制手指和拇指的运动。本文选择前臂的深层和浅层指屈肌，采集的肌群位置如 5-21 图所示。

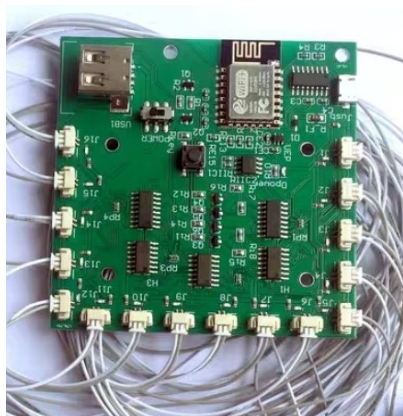


图 5-20 EMG 信号采集设备



图 5-21 电极片位置

肌电图用来分析肌肉纤维收缩时由电位变化引起的电位变化，其代表着肌肉的活动水平。而肌电信号多为非线性的随机信号，且非常容易收到各种噪声的干扰。因此 EMG 信号需要进行滤波、整流和归一化等操作进行后处理^[61]。通过将信号的波峰和波谷位置的数据进行均分可以得到一组 EMG 信号的平均基线位置，代表着整个过程中肌肉发力程度的平均值。其公式如下：

$$ABP = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_{imax} - X_{imin} \quad (5-1)$$

其中 ABP 为平均基线位置 (Average baseline position), X_{imax} 和 X_{imin} 分别代表着一组波信号里的波峰处的最大值和波谷处的最小值。处理后的 EMG 信号如下图所示

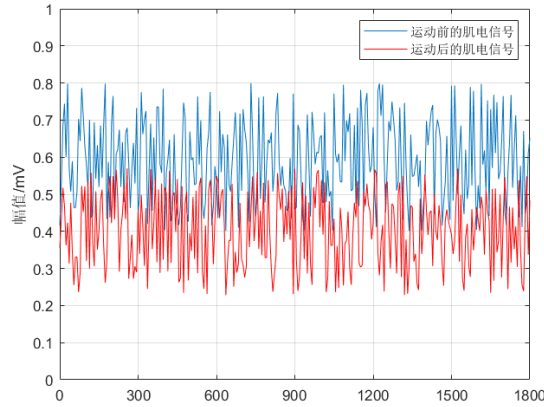


图 5-22 处理后的 EMG 信号

从图中可看出, 在进行 10 分钟的康复训练后 EMG 信号有着明显的衰弱趋势, 从刚开始训练时的 0.60mV 基线位置衰减到了 0.35mV。从大量的数据点可以表明这个过程并不是因为个体差异所导致的, 个体差异的体现主要为信号幅值的大小。在 10 分钟后的多组数据仍然整体低于训练前的曲线, 代表着受试者的肌力强度已大幅度下降。因此, 以半衰减作为肌肉疲劳的判断标准, 在 EMG 信号基线衰减量在 45%-50% 这个区间时, 可停止康复训练, 避免对患者造成损伤。

5.7 本章小结

本章基于自研制的软体致动器和柔性传感器, 设计了制作工艺流程, 结合 3D 打印技术将实物制作出来并进行了实验。集成了薄膜压力传感器制作了康复训练手套, 进行了康复训练时的指尖抓握力测试实验。通过设定阈值的方式, 实现了康复手套主被动康复模式的切换。最后, 通过在前臂集群收集 EMG 信号, 来对患者的手指肌肉疲劳程度进行评估, 避免了康复训练所可能产生的二次伤害。

第 6 章 总结和展望

6.1 全文总结

本文从解决手部偏瘫患者的康复训练需求出发，针对目前软体致动器和运动康复医疗存在的问题，提出了一种基于嵌套式软体致动器的软体手部康复装置设计方案，并开展相应的研究如下：

1) 提出了一款应用于手部运动康复的双向软体致动器设计方案。通过对截面形状这一参数进行计算和设计。得出了对于弯曲性能影响最大的三个力矩参数。通过对人手骨骼结构和人手运动学特点进行分析，确定了运动康复医学理论和偏瘫患者的康复需求。为了优化软体致动器的弯曲性能，通过对不同的尺寸参数仿真分析从而获得最佳参数，同时制定了一整套软体致动器的制作工艺流程。

2) 设计了一种半切圆截面形状的软体致动器。基于软体致动器的结构和运动特点，建立理论模型从而完善软体致动器结构的设计。分析出了适用于所有软体致动器的重要结构——截面形状对于软体致动器性能的影响。并针对嵌套式软体致动器，提出了一套设计方法。

3) 实现了软体致动器系统的辨识和控制器设计。由于软体致动器的非线性特性，无法通过常规的方法对其进行系统辨识，通过不同压力输出下的阶跃响应获得指定输入下的 LTI 系统模型，使用 GA-BP 算法将多个输入下的 LTI 模型参数进行拟合，从而获得系统的近似模型。在设计控制器时，使用了 GA-LQR 最优控制器，从而实现了软体致动器的位置轨迹的控制。

4) 搭建了手部外骨骼康复装置系统。通过力传感器、角度-压力数据、肌电信号等，判断患者运动意图和康复状态，可以实现患者以自主意图驱动的康复训练。在康复训练实验中，结合患者的治疗和使用需求，设计了物体抓握模式、主动力辅助模式和肌力疲劳检测功能，通过实验证明康复手套能够满足偏瘫患者的手部运动康复需求。

6.2 研究展望

本文制作了一款软体手部外骨骼康复装置，该装置也存在一些没有解决的问题，具有一定的缺陷，通过对运动康复医疗和机器人方向的了解、康复医疗设备公司和康复患者的反馈，认为可以从以下几点进行改进：

1) 本文的理论推导建立在同宽条件下的 MR-2 超弹性本构模型，对于材料的弹性

行为的描述并不是完全的准确，但碍于公式的过于繁琐无法将理论模型建立到五阶的 MR 模型。并且没有对于其余参数同样建立理论模型，仅对截面弯曲的主被动力矩进行了计算。如果能对每一个尺寸参数都建立理论模型，便可以通过理论分析从而提供更为合理的软体致动器结构方案，一方面，可以使得软体致动器的运动更加匹配人手，另一方面，可以解决软体致动器中的内部拮抗所造成不必要的能量和力损失，从而提升软体致动器的性能。

2) 拓展更多肢体部位康复训练。通过巧妙设计软体致动器的机械结构，从而实现软体致动器的耦合复杂运动，从而可以应用在多自由度手部运动康复上，包括手指外摆，空间旋转。更进一步，可以将手部运动的康复训练延伸至手腕关节、肘关节和肩关节部位，解决高位偏瘫患者需求。

3) 制作方法的完善。软体致动器的气囊和差动电容器的制作时所使用的模具常因高温变形而导致制作出的成品精度有所下降，次品率较高。在脱模时气囊的厚度难以保证均匀，而差动电容传感器的测量时太依赖于良好接触，在制作时其三段式结构经常难以耦合在一起。完善制作细节，规范制作流程后可以大幅缩短实验所需的时间。

参考文献

- [1] 翟振武, 陈佳鞠, 李龙. 2015~2100 年中国人口与老龄化变动趋势 [J]. 人口研究, 2017, 41 (04) : 60-71.
- [2] 王陇德, 彭斌, 张鸿祺, 等. 《中国脑卒中防治报告 2020》概要 [J]. 中国脑血管病杂志, 2022, 19 (02) : 136-144.
- [3] O'DRISCOLL S W, GIORI N J. Continuous passive motion (CPM): theory and principles of clinical application [J]. The Journal of Rehabilitation Research and Development, 2000, 37 (2) : 179-188.
- [4] NUDO R J, MILLIKEN G W, JENKINS W M, et al. Use-dependent alterations of movement representations in primary motor cortex of adult squirrel monkeys [J]. Journal of Neuroscience, 1996, 16 (2) : 785-807.
- [5] FEDERICA B, PATRIZIO S, VALENTINA D, et al. Robot-aided therapy for upper limbs in patients with stroke-related lesions. Brief report of a clinical experience. [J]. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 2011, 8 (1) : 18-24.
- [6] 孙博文. 手指康复机器人机构分析与康复评价[D]. 燕山大学, 2021.
- [7] XIA Y W, UNIVERSITY W, UNIVERSITY W, et al. Theory of Mechanism Design and its Application in the Field of Protocol Design of Computer Networks [J]. Computer Science, 2007.
- [8] AROCA R V, INOUE R S, PEDRO L M, et al Towards a battery-free wireless smart glove for rehabilitation applications based on RFID [C] // 2015 IEEE Brasil RFID. 2015.
- [9] WANG Y, KOKUBU S, ZHOU Z, et al. Designing soft pneumatic actuators for thumb movements [J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2021, 6 (4) : 8450-8457.
- [10] KOKUBU S, YU W. Developing a hybrid soft mechanism for assisting individualized flexion and extension of finger joints [J]. 2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), 2020 , 4873-4877.
- [11] GEREZ L, GAO G, DWIVEDI A, et al. A Hybrid, Wearable Exoskeleton Glove Equipped With Variable Stiffness Joints, Abduction Capabilities, and a Telescopic Thumb [J]. IEEE Access, 2020, 8 , 173345-173358.
- [12] LIWEI S, SHUXIANG G, MAOXUN L, et al. A novel soft biomimetic microrobot with two motion attitudes [J]. Sensors, 2012, 12 , 16732-16758.

- [13] F S R, A S A, D N R M, et al. Soft machines that are resistant to puncture and that self seal [J]. *Advanced materials*, 2013, 25 , 6709-6713.
- [14] LEE H, XIA C, FANG N X. First jump of microgel; actuation speed enhancement by elastic instability [J]. *Soft Matter*, 2010, 6.
- [15] 刘春山. SMA 人工肌肉软体机器人的变形控制与运动机理研究[D]. 中国科学技术大学, 2018.
- [16] OKEKE O M. 基于 SMA 的具有抓取功能的软体机器人力转换机制及机械臂刚度的研究[D]. 中国科学技术大学, 2014.
- [17] BROWN E, RODENBERG N, AMEND J, et al. Universal robotic gripper based on the jamming of granular material [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2010, 107 , 18809-18814.
- [18] A H J, B R M P, B N B P, et al. A pilot study on the design and validation of a hybrid exoskeleton robotic device for hand rehabilitation [J]. *Journal of Hand Therapy*, 2020, 33 (2) : 198-208.
- [19] WANG Y, KOKUBU S, HUANG S, et al. Towards an Extensive Thumb Assist: A Comparison between Whole-Finger and Modular Types of Soft Pneumatic Actuators [J]. 2022.
- [20] FENG M, YANG D, GU G. High-Force Fabric-Based Pneumatic Actuators With Asymmetric Chambers and Interference-Reinforced Structure for Soft Wearable Assistive Gloves [J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2021, PP (99) : 1-1.
- [21] LV Z, HAO W, XIAO F, et al. Soft pneumatic actuator from particle reinforced silicone rubber: Simulation and experiments [J]. *Journal of Applied Polymer Science*, 2022.
- [22] CHEN Y, TAN X, YAN D, et al. A Composite Fabric-Based Soft Rehabilitation Glove With Soft Joint for Dementia in Parkinson's Disease [J]. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 2020, PP (99) : 1-1.
- [23] QIAOLIAN X, QIAOLING M, WENWEI Y, et al. Design of a SMA-based soft composite structure for wearable rehabilitation gloves [J]. *Frontiers in Neurorobotics*, 2023, 17 , 1047493-1047493.
- [24] KRAMER R K, MAJIDI C, SAHAI R, et al Soft curvature sensors for joint angle proprioception [C] // 2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. 2011.
- [25] LI M, Jiaming Zhang. Unidirectional sensitive flexible sensor for bending measurements [J]. *Current applied physics: the official journal of the Korean Physical Society*, 2021, 23 (1).

- [26] ROU F, YIFENG M, XIANGWEN Z, et al. A Flexible Integrated Bending Strain and Pressure Sensor System for Motion Monitoring [J]. *Sensors*, 2021, 21 , 3969-3969.
- [27] ELGENEIDY K, NEUMANN G, JACKSON M, et al. Directly Printable Flexible Strain Sensors for Bending and Contact Feedback of Soft Actuators [J]. *Frontiers in Robotics and AI*, 2018, 5.
- [28] GODABA H, VITANOV I, ALJABER F, et al A bending sensor insensitive to pressure: soft proprioception based on abraded optical fibres [C] // 2020 3rd IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft). 2020.
- [29] TRIMMER M B, EWOLDT P R H, KOVAC M, et al. At the Crossroads: Interdisciplinary Paths to Soft Robots [J]. *Soft Robotics*, 2014, 1 (1) : 63-69.
- [30] GERBONI G, DIODATO A, CIUTI G, et al. Feedback Control of Soft Robot Actuators via Commercial Flex Bend Sensors [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2017, 22 (4) : 1881-1888.
- [31] MEHDI R S, ROOZBEH G. Real time control and fabrication of a soft robotic glove by two parallel sensors with MBD approach [J]. *Medical Engineering and Physics*, 2022, 100 , 103743-103743.
- [32] ZHAO L, LI Q, YANG H, et al Positioning control of a one-DOF manipulator driven by pneumatic artificial muscles based on active disturbance rejection control [C] // 第三十四届中国控制会议论文集 (A 卷) . 2015: 840-844.
- [33] MINGQING H, QIAN F, BEI W, et al. Rehabilitation effect of intelligent rehabilitation training system on hemiplegic limb spasms after stroke [J]. *Open Life Sciences*, 2023, 18 , 20220724-20220724.
- [34] BYE D J. Grant's Atlas Of Anatomy (12th Edition) [J]. *Reference reviews*, 2009, 23 , 44-45.
- [35] BAIN G I, POLITES N, HIGGS B G, et al. The functional range of motion of the finger joints [J]. *Journal of Hand Surgery (European Volume)*, 2015, 40 , 406-411.
- [36] KOURA G E, SINGH K Handrix: animating the human hand [C] // Eurographics/siggraph Symposium Computer Animation. 2003.
- [37] ANIMATING H H, KUCHAR O A, SCRIMGER J N. Biomechanical Modelling and Animating Human Hand Movements [J]. 2001.
- [38] CURTIS L. Grant's Atlas of Anatomy (12th edition) [J]. *Reference Reviews*, 2009, 23 (1) : 44-45.

- [39] F S R, A S A, D N R M, et al. Soft machines that are resistant to puncture and that self seal [J]. *Advanced materials*, 2013, 25 , 6709-6713.
- [40] 管瑞阳. 新型软体致动器的设计及在康复手套上的应用[D]. 安徽工业大学, 2019.
- [41] M M. A theory of large elastic deformation [J]. *Journal of Applied Physics*, 1940, 11 (9) : 582-592.
- [42] Rivlin, R. S. Large Elastic Deformations of Isotropic Materials. III. Some Simple Problems in Cylindrical Polar Co-Ordinates [J]. 1948, 240 (823) : 509-525.
- [43] 黄建龙, 解广娟, 刘正伟. 基于 Mooney-Rivlin 和 Yeoh 模型的超弹性橡胶材料有限元分析 [J]. *橡塑技术与装备*, 2008, 34 , 22-26.
- [44] 王雷, 李毅, 马智慧. 基于 Mooney-Rivlin 模型的车辆环形橡胶减震器径向刚度计算与参数优化 [J]. *兵工学报*, 2022, 43 , 35-45.
- [45] 刘萌, 王青春, 王国权. 橡胶 Mooney-Rivlin 模型中材料常数的确定 [J]. *橡胶工业*, 2011, 58 , 241-245.
- [46] GEORGE B, KUMAR V J Switched Capacitor Signal Conditioning for Push-Pull Type Capacitive Sensors [C] // *Instrumentation and Measurement Technology Conference*, 2005. IMTC 2005. Proceedings of the IEEE. 2005.
- [47] AHADPOUR H, ABIRI E. An Improved Switched Capacitor Signal Conditioning Circuit for Differential Capacitive Sensors [J]. 2009 Second International Conference on Computer and Electrical Engineering, 2009, 1 , 188-192.
- [48] 许嘉毅, 刘红卫, 张翔, 等. 软体机械臂高精度位姿线长测定方法 [J]. *指挥与控制学报*, 2021, 7 , 326-330.
- [49] 范需, 戴宁, 王宏涛, 等. 气动网格软体驱动器弯曲变形预测方法 [J]. *中国机械工程*, 2020, 31 (9) : 7.
- [50] 叶星柯, 周乾隆, 万中全, 等. 柔性超级电容器电极材料与器件研究进展 [J]. *化学通报*, 2017, 80 (1) : 25.
- [51] NORONHA B, ACCOTO D. Exoskeletal Devices for Hand Assistance and Rehabilitation: A Comprehensive Analysis of State-of-the-Art Technologies [J]. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, 2021, PP (99) : 1-1.
- [52] HE P, LONG Y, XU R, et al. Self-Healing, Highly-Stretchable, Transparent, and Ion-Conducting Hydrogel Electrolyte-Based Microsupercapacitor for Flexible Electronics [J]. *IEEE*, 2020.
- [53] SKORINA E H, LUO M, OZEL S, et al Feedforward augmented sliding mode motion control of antagonistic soft pneumatic actuators [C] // *IEEE International Conference on Robotics & Automation*. 2015.

- [54] D O C, DANIELA R. Autonomous undulatory serpentine locomotion utilizing body dynamics of a fluidic soft robot [J]. *Bioinspiration & biomimetics*, 2013, 8 , 026003.
- [55] TANG Z Q, HEUNG H L, SHI X Q, et al. Probabilistic Model-Based Learning Control of a Soft Pneumatic Glove for Hand Rehabilitation [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2022, 69 (2) : 1016-1028.
- [56] JEONG U, IN H K, CHO K J. Implementation of various control algorithms for hand rehabilitation exercise using wearable robotic hand [J]. *Intelligent Service Robotics*, 2013, 6 (4) : 181-189.
- [57] 刘成龙. 面向手部运动功能康复的双向软体致动器的设计[D]. 华中科技大学, 2019.
- [58] 付平, 张毅刚, 刘旺. 直接数字合成器中贝塞尔低通滤波器设计 [J]. *电子测量技术*, 2002 , 8-9+12.
- [59] 王田苗, 郝雨飞, 杨兴帮, 等. 软体机器人: 结构, 驱动, 传感与控制 [J]. *机械工程学报*, 2017, 53 (13) : 13.
- [60] 刘文栋. 基于硅橡胶的气动软体致动器的结构设计性能研究[D]. 东华大学, 2023.
- [61] SHI X, QIN P, ZHU J, et al. Feature Extraction and Classification of Lower Limb Motion Based on sEMG Signals [J]. *IEEE Access*, 2020, 8 , 132882-132892.
- [62] SHI R, LOU Z, CHEN S, et al. Flexible and transparent capacitive pressure sensor with patterned microstructured composite rubber dielectric for wearable touch keyboard application [J]. *Science China Materials*, 2018, 61 , 1587-1595.
- [63] WEI Y, CURRAN R, YU Z, et al. A Novel Application of Flexible Inertial Sensors for Ambulatory Measurement of Gait Kinematics [J]. *IEEE TRANSACTIONS ON HUMAN-MACHINE SYSTEMS*, 2021, 51 , 346-354.
- [64] O'BRIEN K, LI S, SHEPHERD R F. Optoelectronically innervated soft prosthetic hand via stretchable optical waveguides. [J]. *Science Robotics*, 2016, 1 , eaai7529.
- [65] FERRI G, PARENTE F R, ROSSI C, et al A simplified architecture for differential capacitance sensors [C] // *Aisem Conference*. 2015.
- [66] CUI Z, WANG H, YIN W. Electrical Capacitance Tomography With Differential Sensor [J]. *IEEE sensors journal*, 2015, 15 , 5087-5094.
- [67] 刘浩然, 赵翠香, 李轩, 等. 一种基于改进遗传算法的神经网络优化算法研究 [J]. *仪器仪表学报*, 2016, 37 , 1573-1580.
- [68] 王同旭, 马鸿雁, 聂沐晗. 电梯用永磁同步电机 BP 神经网络 PID 调速控制方法的研究 [J]. *电工技术学报*, 2015, 30 (S1) : 43-47.
- [69] 李岩, 袁弘宇, 于佳乔, 等. 遗传算法在优化问题中的应用综述 [J]. *山东工业技术*, 2019, 12 , 242-243+180.

- [70] 郭思达, 刘泽, 许思传. 质子交换膜燃料电池过氧比 LQR 最优控制策略 [J]. 同济大学学报 (自然科学版), 2022, 50 , 205-210.
- [71] 雷康, 邵英, 张银锋, 等. LQR 最优控制方法在三相逆变器中的应用 [J]. 电力电子技术, 2022, 56 , 93-96.

攻读学位期间发表的学术成果目录

- [1] J.P Wang, T.S Zhang, Y.P Kan, et al. Model Analysis and Experimental Study of Lower Limb Rehabilitation Training Device Based on Gravity Balance[J]. Machines,2022, 10,514-532.
- [2] Z. Zhang, T.S Zhang, Y.P Kan, et al. Research on lower limb rehabilitation training device based on gravity balance[C]//.2022 12th International Conference on CYBER Technology in Automation, Control, and Intelligent Systems (IEEE-CYBER 2022), Bais-han, China, 2022: 817-820.
- [3] 张太盛, 王建平, 张振等. 气动软体致动器弯曲特性分析与试验 [J]. 安徽工程大学学报. (已录用)
- [4] 阜远远, 王建平, 张太盛等. 基于 YOLOv5s 的车辆实时检测与跟踪研究 [J]. 安徽工程大学学报,2023,38(01):26-32. (已见刊)

致 谢

就像天边的云霞，残阳在其间洒下缕缕明亮一般，意识到学生生涯即将结束也只是一个瞬间。回顾这三年的研究生生活，我心中充满了无限的感慨和感谢。在这里，我想借此机会，向那些在我学习生涯中给予帮助和支持的人表达我的深深感激。

首先，在学术上工作上，我首先得感谢我的导师王建平老师。他以其深厚的学术造诣和严谨的科研态度，为我树立了一个学术研究的榜样。在繁忙的日常里也会来到我身边询问科研上遇到的困难，在我走入困境的时候总能从另一个角度给予指引方向，并且帮助我找到解决问题的方法。

同时也感谢另一位张振导师，从论文题目的选定，思路的创新和实验器材的选型，都是他和我在实验室中的多次谈论中定下的。张老师为人随和、与学生无话不谈，在实验室亲力亲为陪同学们处理问题，当我在课题中遇到困难时总是鼓励我、帮我思考解决问题的办法。两位导师对于我的教导都将是我一生中的宝贵财富，真挚的祝福你们身体健康、阖家幸福。感谢你们的付出！

感谢课题组的阜远远、周晋伟和方祥建和同一个实验室的王文豪和史钊楠。感谢同一个办公室的高传康，张互杰，张文轩以及同一个学院的其他同学们。在这三年的时间里，我们共同学习，共同成长，我们互相帮助，共同度过了无数个难忘的时刻。不论是工位的静默陪伴，夜深时回寝室时那熟悉的小路，还是在球场上挥洒汗水时的喧嚣。感谢你们的陪伴丰富了我的大学生活，让我收获了宝贵的友谊

在这最后的最后，感谢操劳至今的母亲和父亲，感谢你们的养育之恩。你们的无私奉献和辛勤工作，为我提供了追逐学业的机会和条件。每一个努力的日夜，都凝聚着你们的期望和牺牲。也许这段文字你们并不能看到，亦或是这样的感谢太过于苍白和无力。但我想借此机会，向你们表达我最深的感激和爱，感谢你们一直以来的陪伴和支持。我希望，未来无论我取得怎样的成就，都能让你们感到自豪。你们的爱，是我最宝贵的财富，也是我前进的不竭动力。谢谢你们，我亲爱的父母。

三年间像是一台废旧的汽车再次加满油，带着对目的地的憧憬，再次出发。这段珍贵的时光让我开始思考什么是对我真正重要的，什么是我真正想要追求的。也许我选择了一条很奇怪且困难的道路，但我想，人一生总得为自己活一次。学生生涯不是结束，而是一个新的开始。学习这件事应该贯彻人的一生，它代表着进步与改变。除非已经达到了你最满意的状态，否则为什么要让人生定格在一个不变的状态呢？我会对微笑着，怀着对于未来的无限憧憬，勇敢地迈出下一步。

最后，感谢一路走来所有支持与关心我的人们，愿所有你能想到的美好都降临在你的身边！谢谢大家。

张太盛

2024 年 3 月

尚德敏学 唯实惟新

