

参赛学生姓名：蒲新仪

中学：上海市同济黄浦设计创意中学

省份：上海市

国家/地区：中国/上海

指导教师姓名：赵运磊、王金涛

指导教师单位：上海市复旦大学计算与智能创新学院、上海市同济黄浦设计创意中学

论文题目：基于 3D 打印的罕见病手部康复外骨骼辅具

基于 3D 打印的罕见病手部康复外骨骼辅具

摘要:

针对 FSHD 即面肩肱型肌营养不良症、脑卒中、脊髓损伤等导致的手指运动功能障碍患者康复需求,以及传统刚性康复外骨骼存在重量大、适配性差、安全性不足等问题,本文设计了一款基于单腱驱动的可调式柔性康复外骨骼手指。

首先,基于手指生物特性,得到正常成人指骨长度区间、关节扭力和运动耦合特性,作为机构设计方案的生理参考;并在上述基础上设计开口机构分段结构补偿关节旋转中心动态偏移补偿,消弭干涉;设计直圆型柔轴并优化,减小皮肤压力与峰值牵引力;设计单一腱驱结构,以医用聚酯线作传动,配合带可调节锁扣的手掌平台实现牵引力自适应匹配,满足不同康复进程需求。

基于 D-H 理论建立外骨骼运动学模型,通过 MATLAB 仿真验证食指指尖工作空间合理性,确认其运动轨迹符合人体手指生理范围。开展被动训练模式实验,满足预设判定标准。

该柔性康复外骨骼手指结构简单、适配性好、安全舒适、可辅助手指运动功能障碍者进行有效的被动康复训练,为其临床康复应用提供了基础。

关键词: 手指运动功能障碍、牵引力调节、分段式开口执行机构、3D 打印

3D-printed exoskeleton assistive device for hand rehabilitation of rare diseases

Abstract:

To address the rehabilitation needs of patients with finger motor dysfunction caused by conditions such as FSHD (facioscapulohumeral muscular dystrophy), stroke, and spinal cord injury, and to address the issues of heavy weight, poor adaptability, and inadequate safety of traditional rigid rehabilitation exoskeletons, this paper designs an adjustable, flexible rehabilitation exoskeleton finger based on a single tendon drive. First, through an analysis of finger biometrics, the normal adult phalangeal length range, joint torques, and kinematic coupling patterns were determined, providing a physiological basis for structural design. Based on this, a segmented opening actuator was proposed, connecting the finger rests via flexible arc hinges to compensate for dynamic offsets in the joint's center of rotation and avoid motion interference. Straight circular flexible joints were optimized to reduce skin pressure and peak traction. A single-tendon drive architecture was designed, using medical polyester thread as the transmission medium and equipped with a palm platform with adjustable buckles to achieve adaptive traction force adjustment to meet the needs of different rehabilitation stages.

Based on the D-H theory, an exoskeleton kinematic model was established. MATLAB simulations were used to verify the rationality of the index fingertip workspace and confirm that its motion trajectory conformed to the physiological range of the human finger. Passive training experiments were conducted, confirming that the pre-defined criteria were met.

This flexible rehabilitation exoskeleton finger boasts a simple structure, strong adaptability, safety, and comfort. It can effectively assist patients with finger motor dysfunction in passive rehabilitation training, laying the foundation for clinical rehabilitation applications.

Keywords : Finger motor dysfunction, traction force regulation ,segmented opening actuator, 3D printing

目录

1.	引言	1
1.1.	研究背景	1
1.2.	研究现状	3
1.3.	课题意义与创新点	6
1.4.	文章结构	7
2.	柔性康复外骨骼手指结构设计	7
2.1.	手指生物学特性分析	7
2.1.1.	手指结构分析	7
2.1.2.	手指运动规律分析	9
2.2.	柔性康复外骨骼手指执行结构设计	12
2.2.1.	执行机构尺寸分析	12
2.2.2.	执行机构分段式开口机构设计研究	13
2.3.	手指康复机器人柔性关节设计研究	16
2.3.1.	材料选型	17
2.3.2.	柔性关节分析	17
2.3.3.	柔性关节设计优化	18
3.	柔性康复外骨骼手指运动学研究	20
3.1.	柔性康复外骨骼手指正运动学推导	21
3.2.	柔性康复外骨骼手指工作空间	23
4.	柔性康复外骨骼手指腱驱设计	24
4.1.	驱动原理分析	24
4.2.	支撑平台设计	26
4.3.	驱动方案验证	27
4.3.1.	驱动系统集成	27
4.3.2.	验证实验设计	28
4.3.3.	实验结果分析	29
5.	柔性康复外骨骼手指样机制作及测试反馈	29
5.1.	柔性康复外骨骼手指样机制作	29
5.2.	柔性康复外骨骼手指被动训练模式测试反馈	31
5.2.1.	测试准备	31
5.2.2.	测试结果	33
6.	总结与展望	34
6.1.	课题成果	34
6.2.	未来展望	35
7.	参考文献	36

8.	致谢	38
9.	附录	43
9.1.	测试证明	43
9.2.	公益证书	44

2025 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2025丘成桐中学科学奖论文公示

1. 引言

1.1. 研究背景

在高二年级学校特色的 PBL 课程中，我参与并制作了名叫包容性设计的项目，其中老师鼓励我们去发掘社会中的残障人士所面对的生活困难和未解决这些困难的设计。虽然课程最终制作的项目是与视障人士相关，但这让我对社会上的特殊人群有了更多的关注和思考。这让我回想起以前一次面向罕见病群体的公益帮扶活动中，我了解到了 FSHD（面肩肱型肌营养不良症）病症，活动里，患者们的生活困境让我记忆犹新：一位中年患者想拿起桌上的水杯，可上臂肌肉无法控制，手臂不停颤抖，水杯在手中晃来晃去，始终无法稳定；一位年轻患者在低头尝试系衬衫纽扣时，手指在纽扣孔前反复摸索，却怎么也无法将纽扣顺利扣进去。这些日常场景，在他们身上却变得如此艰难。

在初中我就积极参加各类科创项目，已经学习并掌握了 3D 打印、开源硬件等技术知识。所以这次，我想到 FSHD 患者们艰难生活的画面，一个念头冒了出来：我是不是可以利用学到的这些开源技术，为患者设计出康复辅助工具呢？

后来我才了解到，手指运动功能障碍并不是 FSHD 患者的专属困扰。根据世界卫生组织的调查，世界上有超过 10 亿患有不同程度残疾的人群，并且这一数字还在持续增加，其中手指残疾以及运动功能障碍人群所占据的比例很高。在日常生活中，手指运动功能障碍对患者物体的抓取以及工作操作的影响较大，将会导致生活质量严重下降。造成手指运动功能障碍的原因较多，主要有 FSHD、脑卒中、脊髓损伤、神经肌肉疾病和肌肉萎缩硬化症等，这些情况下患者神经会有一定损伤，从而影响其对自身手指的控制。

大部分脑卒中患者会遗留不同程度的肢体功能障碍，其中手指运动障碍最为常见。脑卒中患者发病后，因脑部运动中枢或支配手指的神经通路受损，常出现手指僵硬蜷缩、抓握无力、无法精准控制手指开合等症状。

其中，FSHD 患者在疾病晚期阶段会出现活动能力下降、动作受限，普遍存在上臂肌群的不对称肌无力和肌萎缩，如图 1 所示。除 FSHD 外，肌萎缩侧索硬化症（ALS）也是导致手指功能障碍的重要神经肌肉疾病。ALS 患者早期即出现手指精细动作困难，如扣纽扣、打字时手指反应迟缓、动作不协调；随着病情进展，手指肌肉逐渐无力、萎缩，最终完全丧失抓握能力。研究表明，手指的运动训练有益于手指功能的恢复，这对于患者而言非常重要，因为手指的结构以及神经都比较复杂，能够对整个人体起到刺激的效果，但在实际康复过程中不少患者对于手指运动的训练是有所缺乏的。在手指运动功能障碍的初期，人体手指会逐渐不受控制，一些基本的运动操控可能无法进行，甚至相应的知觉也会受到影

响，如果不积极地进行运动训练，那么容易造成后遗症进一步加剧，对患者正常的手指运动产生不可逆转的后果。因此，对于具有手指运动障碍的人群而言，合适的手指康复训练是必不可少的。



图1： FSHD 患者

研究表明，手指的运动训练有益于手指功能的恢复，这对于脑卒中、脊髓损伤等患者而言非常重要，因为手指的结构以及神经都比较复杂，能够对整个人体起到刺激的效果，但在实际康复过程中不少患者对于手指运动的训练是有所缺乏的。在手指运动功能障碍的初期，人体手指会逐渐不受控制，一些基本的运动操控可能无法进行，甚至相应的知觉也会受到影响，如果不积极地进行运动训练，那么容易造成后遗症进一步加剧，对患者正常的手指运动产生不可逆转的后果。因此，对于具有手指运动障碍的人群而言，合适的手指康复训练是必不可少的。

当下，为了更好地帮助手指运动功能障碍人群进行康复，相关的研究者对于手指的康复已经做了大量的研究了解，其中 Baniqued 等人指出，对于一些神经损伤的人群而言，在产生手指运动功能障碍之后，及时地进行合理有效的康复训练，能够帮助其恢复正常运动。对于一些症状比较严重的患者来说，康复训练对人体正常运动的恢复成效是更为显著的。

人们在需要进行手指康复治疗时，一般选择寻找医生的帮助，或者采购一些高昂的设备。具体过程是由康复医师对患者进行一对一的肢体接触训练，对手指进行长时间的运动康复，起到强化运动效果，对手指进行慢性恢复。这种方式虽然效果不错，但整个社会的医疗资源有限，有相应资质的医生也有限，不能够满足广大患者的需求。因此，开发出一款便宜、适应性强的康复外骨骼手指，既能适应广大群众的需要，也能减少医院的压力。

康复外骨骼手指是目前研究的热点，其作为一种医疗领域的康复器械，可以代替康复医师对患者进行针对、有效的训练，并且由于其智能化的特点，在实际应用中受到越来越多患者及其家人的欢迎。康复器械是保障人民健康的重要领域，其巨大的应用价值以及经济价值也受到各科研机构的愈加重视。近几年，国家陆续颁发了政策文件，以此来鼓励康复机器人行业在医疗领域的发展以及科技攻。

因此，研究康复外骨骼手指，助力广大运动障碍人群恢复手指正常运动，不仅是涉及广大个人的切实健康利益，也是响应国家号召的为民之举。但是现有的

一些康复外骨骼手指还存在一些问题：传统的康复外骨骼手指比较多用的是微型电机驱动，相对控制比较精准，但整体结构与重量较大，而且个性化定制成本太高，大小手适应性差，对于实际的康复目标是不能很好满足的。同时，这些设备零件较多，操作也比较复杂，患者使用起来比较困难，可靠性和安全性有待提高。

针对上述问题，本研究设计了一种可调式柔性康复外骨骼手指，该康复外骨骼能帮助患者对手指进行康复训练，具有较好的适应性。外骨骼通过弹性拉带牵引，采用分指式结构，具有结构简单，人手适应性好的优点，并且不存在传统结构容易对人体造成损伤的缺点。

1.2. 研究现状

国外在手指康复外骨骼领域进行了研究起步较早，并取得了一些值得我们借鉴、参考的研究成果，例如，美国德州大学奥斯汀分校 Agarwal 团队设计的鲍登线驱动手指康复装置图 2，其针对手指运动要求进行设计，每根手指机构设计了 2 个自由度，能实现外骨骼与手指关节间的双向扭矩控制，为康复训练中的力反馈调整与运动精度保证提供了条件。

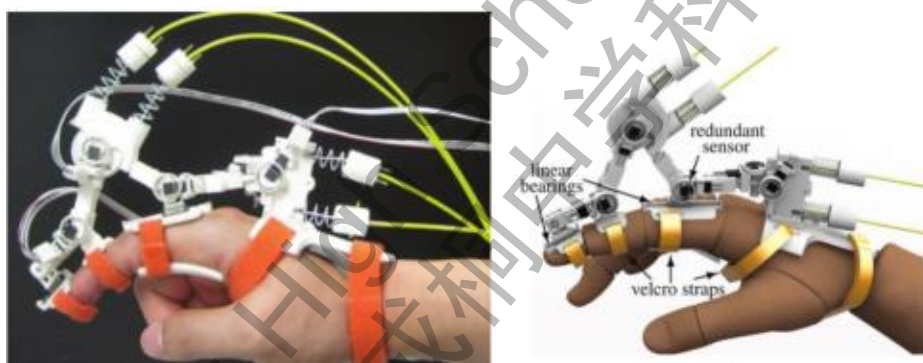


图2： 弹性驱动外骨骼手康复机构图

该外骨骼手指康复机构的特点是重量轻，驱动能力强，能实现外骨骼与手指关节处的双向扭矩控制，与手指兼容度好。其缺点是结构设计较为复杂，体积较大，不够紧凑，同时部分小型关键部件承重能力不够，耐久性有待提高。

墨西哥奥里萨巴技术研究所 Sandoval 等人设计了一款刚性的康复外骨骼手指，显然，这款外骨骼虽然能很好的控制手指的运动，起到康复效果，但与人手贴合性并不好，如图所示。该外骨骼对不同尺寸的手指具有较好的适应性，其机械结构较为复杂，包括：线性位移机构，外展内收机制，用于伸缩运动的齿轮，用于内侧指骨屈曲伸展的直齿轮，用于进行指骨屈曲运动的伸缩机构，用于线性位移的近端、远端的圆柱轴机构等。出于人机工程学和维护目的，设计了一种将传感器放置在指骨顶部的结构，以获得可使用的力传感数据，测量用户在每个指骨中施加的力的大小。在控制系统中，使用了 10 个直流电机，以及用于测量 10 个力、10 个角位置和 4 个线性位置的传感器。在实验中，进行了主动和被动康

复，并与传统康复方法进行了比较，这种新型解决方案较为有效。力反馈机制允许在治疗过程中对施加的力进行更多控制，从而减少因在进行康复训练时过度施加力而造成的非自愿损伤。位置控制有助于治疗师抑制患者的运动，可以避免由于治疗师在正常的日常活动中可能发生的过度屈曲伸展运动，进而引起疼痛。

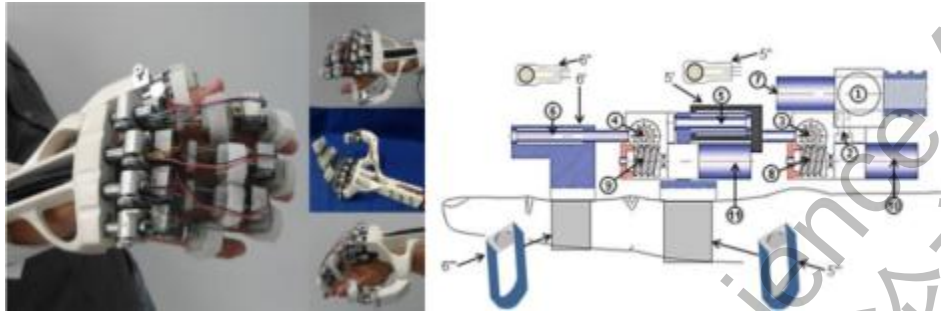


图3： 五自由度主被动结合外康复外骨骼机器人

在国内，中国科学院自动化所设计了一种基于线缆传动手指康复外骨骼，线缆可以对外骨骼进行运动控制，尺寸也是可定制的，外骨骼自由度比较多，如图所示。为了能达到更好的康复效果，在设计时候整个设备的基础结构急硬件做成了可穿戴式，人体可以方便地携带，设备的供电也可以方便进行，但是其实整体重量还是偏大的，对于患者来说显然也造成了一定的负担。该机器人不需要固定支架，用户可以方便地佩戴进行康复训练；整个控制系统放置在背包中或轮椅上，供行动受限的患者使用，这大大减少了患者手臂和手指上额外的重量；通过电缆驱动方法实现远程控制，这也增加了人机交互的交互性；通过电缆驱动方法实现远程控制，这也增加了人机交互的顺应性。因此，它具有便携式、重量轻、人机交互性能好、安全的特点。其中，该外骨骼使用的电缆选用直径为 0.265mm、能承受 95N 力的钢缆，具有强度高、稳定可靠、耐腐蚀等特点。手外骨骼的设计采用模块化结构。每个手指外骨骼由几个标准的“外壳”和“连杆”组件组成，可以轻松更换和维修。但由于其结构简单，用户手指和外骨骼之间的旋转轴对齐问题有待优化。此外，该控制器只能实现手指的位置控制，患者和康复器械之间的适应性不够好，力控制算法有待提高。



图4： 轻量型手部康复器

上海科技大学设计了一种基于人机耦合模型的新型混合驱动柔顺手外骨骼，

如图所示，使用变刚度柔性铰链（VSFH）驱动手指伸展，并使用电缆驱动机构实现手指弯曲的运动。用于支撑手掌和拇指的刚性矫形器由低温热塑性塑料制成，可以根据手的大小快速定制。大量网眼改善了矫形器的透气性，掌侧身体的半包裹设计使其更加通用和舒适。柔性铰链的一端固定在矫形器上，另一端用连接绳和尼龙粘扣带连接到指尖，以延长手指。安装在电机箱内的大扭矩电机固定在矫形器上，以驱动多个肌腱。康复手套中从手指到绞盘的肌腱穿过作为刚性矫形器上锚定点的网格，减少了手套的变形，提高了肌腱驱动的手外骨骼的传输效率。手套中与肌腱连接的绞盘槽与掌侧表面在同一平面内，减少了肌腱拐点的产生，进一步提高了力传递的效率。但该款康复手套自由度低，活动不灵活，康复效果需要改进。

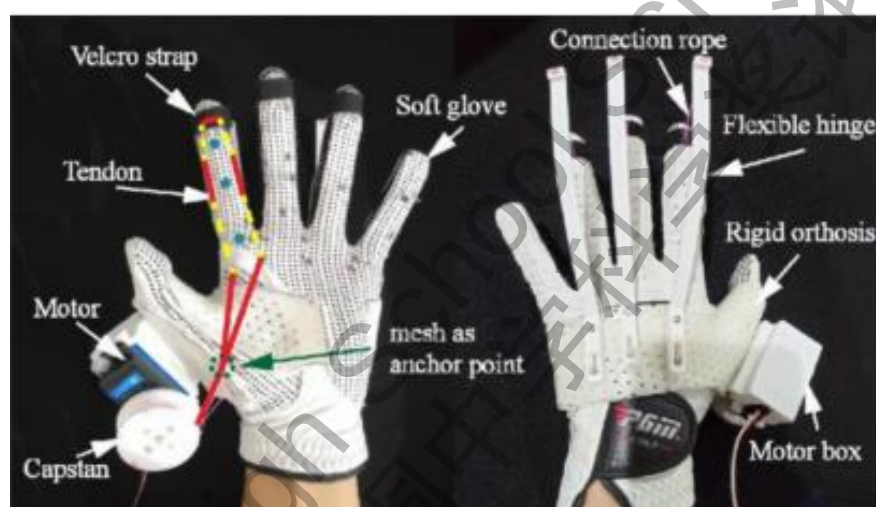


图5： 新型混合驱动柔顺手外骨骼

驱动形式的选择决定了整个系统设计的方向，是控制系统研发流程和方案设计难度与临床适用性保证的核心。

当前，驱动技术大致可以分为机械驱动和智能材料驱动两类，传统的机械驱动利用其成熟、动力输出恒定的特点，其中电机驱动利用程序控制直驱式电机的转速和扭矩来满足不同康复阶段的需求，并通过执行器实时反馈来实现闭环控制，但其常配套使用刚性连杆，与手指生理曲线的契合度差，存在压迫、磨擦伤害手指的隐患，另外，其结构比较复杂，零部件多，成本、故障风险较高。

气动驱动利用压缩空气驱动执行器变形，具有柔性强、维护成本低的优点，缺点是由于需要储气罐、管路等使得系统体积较大、携带不便，且在气体传输和阀门切换时会存在巨大的噪音影响康复体验。液压驱动在理论上虽然具有高扭矩密度、高精度等优势，但体积过大且存在液压油漏液风险，不符合轻量化、卫生性的要求，因此在手指康复领域鲜有实例。

新型智能材料驱动因轻量化和柔性化特性而成为研究热点，其中形状记忆合金丝能够依靠形状记忆效应和超弹性实现动力输出，结构简洁并可直接集成于柔

性载体，大幅提升佩戴舒适性，但存在疲劳失效和相变响应滞后的问题，难以满足长期稳定使用需求。

介电弹性体驱动则依靠电场激发材料形变，具备高能量转换效率与低噪音的优势，能够较好模拟柔性运动，但其需要施加千伏级高压，存在安全隐患，同时形变易受环境干扰，控制精度低，系统集成难度大。

综合上述驱动模式的局限性，弹性线缆驱动被认为是更契合手指康复外骨骼临床需求的优化方向，其技术优势与临床价值主要体现在以下四方面：

(1) 高安全性：契合受损手指保护需求

弹性线缆在患者主动运动偏移或设备突发故障时，可通过自身拉伸缓冲冲击载荷，避免刚性结构直接压迫或撞击手指，从根本上降低二次损伤风险，缓解患者对设备安全性的顾虑。

(2) 优适配性：贴合人手生理运动规律

弹性线缆驱动的外骨骼多搭配低模量柔性载体，可紧密贴合人手掌指、指间关节的生理曲线，不沿非驱动自由度施加额外约束，确保手指运动自然流畅，避免传统刚性结构导致的运动干涉。

(3) 强环境适应性：覆盖多场景康复需求

弹性线缆无需依赖油、气等介质或超高压等特殊工况，可在家庭、康复机构等不同环境中稳定工作，且耐潮湿、抗粉尘能力强，适配长期康复训练的复杂场景需求。

(4) 低成本与易维护：利于临床普及

弹性线缆驱动系统零件数量少、结构简单，不仅降低制造成本，还简化后期装配与维护流程，更易实现技术转化与规模化应用，满足广大手指运动功能障碍患者的康复需求。

1.3. 课题意义与创新点

当前，FSHD 等罕见病患者面临康复困境：

(1) 专业康复器械价格高昂，远超普通病友经济承受能力；

(2) 临时替代方案如攀岩拉力手套存在适配性差、功能单一等缺陷，难以满足长期精准康复需求。

本课题研发的柔性康复外骨骼手指创新点如下：

(1) 以公益利民为核心出发点，解决病友“用得起、用得好”的核心诉求。

通过简化结构设计、优化材料选择，并结合 3D 打印技术的低成本特性，大幅降低设备制作成本，让普通家庭病友在无需承担沉重经济压力的同时，还可以获取专业康复辅助工具；

(2) 针对 FSHD 患者因肌肉萎缩导致的手部尺寸特殊、脑卒中患者因痉挛

引发的关节变形等问题，借助 3D 打印的定制化优势，可根据病友手部扫描数据快速调整尺寸，真正实现一人一版的精准适配，填补罕见病患者与特殊症状病友的康复设备空白，切实保障弱势群体的健康权益，传递医疗科技的人文关怀。

1.4. 文章结构

下面是本文的结构：第一节中，介绍了康复外骨骼手指的研究背景和现状；第二节中，进行了柔性康复外骨骼手指的结构设计，并对手指运动特性进行了分析，并进行相关的运动分析和材料选型；第三节中，通过运动学分析验证结构的合理性，第四节中设计了设备的驱动方式，第五节中，通过整体功能测试和对照测试方法，来验证该柔性康复外骨骼手指的可行性以及科学性；第六节中，对整个文章进行总结。

2. 柔性康复外骨骼手指结构设计

本节系统分析了人手指的生理结构、运动参数。针对传统刚性康复外骨骼手指存在的人机贴合性差、易产生运动约束与损伤风险等问题，本文提出的柔性康复外骨骼手指方案，通过柔性结构设计提升与人手的适配性。

在具体的设计流程上，通过剖析人手手指的生理特点及手指运动过程特点，确定手指各关节的运动角度范围等参数要求，用作后续的具体结构设计参考；在此基础上，根据手指运动的柔顺性和康复训练安全性的要求，提出柔执行器的具体结构方案，完成柔执行器执行件的材料选型以及工艺设计。

2.1. 手指生物学特性分析

2.1.1. 手指结构分析

对于存在手指运动功能障碍的人群，其挑战在于屈曲和伸展活动角度的受限，这使得完成抓握、伸展等基础动作变得困难，进而显著影响穿衣、进食等日常自理能力。

因此，设计出真正符合临床应用手指康复外骨骼的重点在于对健康手指自然生理运动规律的理解。只有确保在外骨骼运动轨迹符合手指自然生理运动轨迹的情况下，才能避免运动不匹配对训练效果造成的损耗，更不能引发二次损伤。

根据解剖学原理，手指正常的运动功能是由手掌侧（指近节指骨、指中节指骨和远节指骨连接的动态单位：掌骨，提供手掌侧的支持）和手指部分（指近节指骨、指中节指骨和远节指骨连接的动态单位：指间关节）通过关节连接组成，其中掌指关节（掌骨与指近节指骨）为手指提供屈伸、外展/内收运动自由度（2

个自由度)；近节指间关节(近节指骨与中节指骨)和远节指间关节(中节指骨与远节指骨)提供手指屈伸运动自由度(1个自由度)。明确解剖结构与运动自由度的对应关系是外骨骼关节结构设计、关节运动范围精确限制的重要基础，以使得研制的外骨骼能够实现手指康复训练所需的全部运动维度。

健康人手的运动功能依赖于骨骼与关节的协同作用，其骨骼关节结构如图6所示：手掌侧主要由掌骨支撑，手指侧则由近节指骨、中节指骨、远节指骨构成，各骨骼通过关节连接形成可活动单元：其中，掌指关节可实现手指的屈曲/伸展、外展/内收运动，具备2个自由度；近节指间关节、远节指间关节主要负责手指的屈曲/伸展运动，各具备1个自由度。通过对该结构及运动自由度的分析，可为外骨骼的关节设计、运动范围设定提供直接依据，确保外骨骼能覆盖手指康复所需的核心理运动维度。

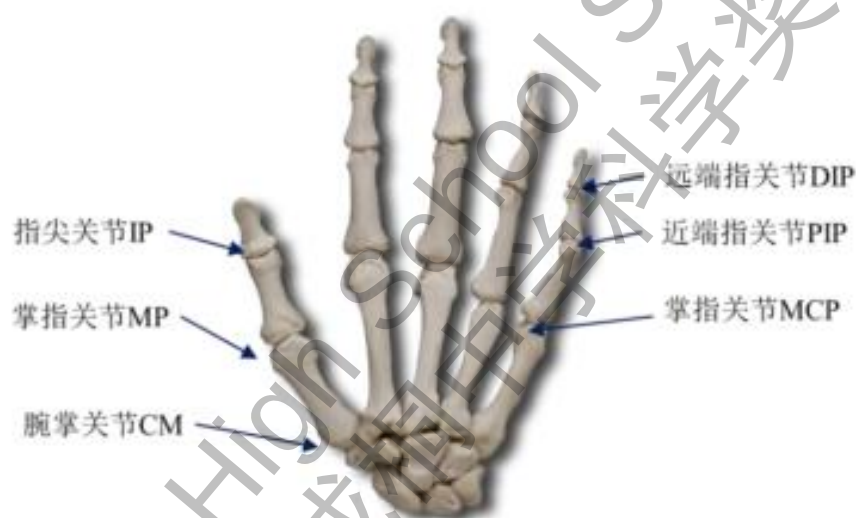


图6： 人手骨骼关节示意图

手具有人体内最为精细复杂的运动系统，在执行动作与技能活动时发挥主要作用，运动功能的协调配合与之息息相关。从解剖结构而言，手的活动依赖于骨骼、关节及肌群共同的驱动，指尖骨由近指节、指中节及远节三个节段构成，拇指只含近节和远节两个节段，各节指节通过掌指关节(MCP)、近节指间关节(PIP)及远节指间关节(DIP)实现相连，其中 PIP 和 DIP 被称为指节间关节(MIP)。

手指关节和远侧间关节(DIP)构成运动节段；肌腱与肌肉相连并附着在手指的指骨上，肌肉的收缩或放松带动关节运动，手指才能发生屈伸、展收及各个方面的活动来满足现实生活对指活动的要求。掌侧的指骨(掌骨)是整副手指的基础，与指骨联合构成人手指的运动结构。

手研究数据表明，正常成年人的各指骨长度存在个体生理差异如表1所示。所示，不同模型之间的差异可为外骨骼手指模块长度范围和模块尺寸档次

规划提供指导，利于满足绝大部分成年人手型范围，避免佩戴不舒服和动作不灵活等现象。

表 1 不同指骨长度

手指	近指骨	中指骨	远指骨
拇指	45-55	20-35	28-33
食指	43-50	24-30	23-26
中指	44-51	25-31	24-27
无名指	43-50	24-30	23-26
小指	27-42	23-26	21-24

从生物学结构与运动规律来看，手指运动并非孤立的关节活动，而是存在显著的约束性与关联性特征：

（1）运动范围限制：各关节均有生理最大活动范围，超出该范围的运动可能导致关节损；

（2）多关节关联运动：除拇指外，其余四指的运动通常处于同一平面，且近端关节与远端关节存在耦合约束：当掌指关节完成屈曲或伸展动作时，近节指间关节与远节指间关节会随之产生协同运动，无法完全独立控制；

障碍患者的运动特殊性：手指功能障碍患者（如脑卒中后遗症患者）常出现手指并拢、无法自主分离的症状，其手指运动的关联性进一步增强，且主动控制能力丧失，需依赖外部驱动力实现关节活动。

手指障碍患者在运动时，手指可能会并拢在一起无法分开。在对患者进行手指康复的时候，需要有一个主动的力来驱动手指运动，达到预期的运动模式。在手指自身阻力的影响下，患者手指的关节处存在关节力矩成年人手指各关节的生理力矩存在特定范围，具体数值如表 2 所示。

表 2 手指关节力矩范围

手指关节力矩范围(Nm)		
关节	男	女
MCP	2.1/1.4	1.2/0.6
PIP	1.0/0.7	0.6/0.5
DIP	0.8/0.4	0.3/0.2

2.1.2. 手指运动规律分析

从人手形态与机能方面研究，手关节的旋转是完成手部多自由度动作的动

力来源，而手的抓握是主要的日常生活灵巧性活动，其明确的协同性特征：该动作主要依赖四指与拇指的屈曲、伸展运动配合完成：四指呈半屈曲状态，拇指呈对掌状态；且在功能分工上，拇指、食指、中指承担主要抓握力与精度控制作用，无名指、小指起辅助协同作用。

在正常生理状态下，手指运动存在两大关键约束，直接影响外骨骼的自由度设计：

(1) 关节活动范围约束：各关节（MCP、PIP、DIP）均存在生理最大屈曲/伸展角度，超出该范围的运动易导致关节损伤，这是外骨骼运动参数设定的基础边界；

(2) 关节运动耦合约束：手指的 MCP、PIP、DIP 三个关节并非完全独立运动，而是存在显著的耦合关联。以食指为例（如图 7 所示，图中圆柱代表转动运动副），其关节运动参数定义如下：以食指为例，图中的圆柱表示转动的运动副， θ_1 表示 MCP 关节做外展/内收运动转动的角度，即相邻手指之间的夹角，记为 MCP2； θ_2 表示 MCP 关节做屈曲/伸展运动转动的角度，即掌骨跟近指节之间的夹角，记为 MCP1； θ_3 表示 PIP 关节做屈曲/伸展运动转动的角度，即近指节跟中指节之间的夹角； θ_4 表示 DIP 关节做屈曲/伸展运动转动的角度，即中指节跟远指节之间的夹角。人的手指在弯曲过程中，其各个关节运动的耦合规律近似为 1:1.5:1。因此在考虑结构设计中，可以利用这一运动规律，舍弃掉部分自由度，综合考虑，舍弃掉手指抓握运动中重要性较低 MCP2 关节自由度，以及考虑结构精巧性，舍弃掉 DIP 关节自由度，单根手指自由度分配如图 2.2 所示，因此拟采用欠耦合形式来实现执行机构的驱动。

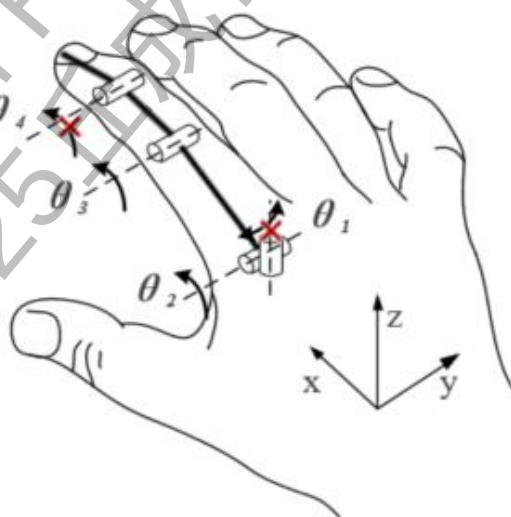


图7： 手指运动规律

进一步研究表明，五指运动的耦合关系呈现非对称特征：当食指或中指单独屈曲时，其余手指并不会跟随产生屈曲动作，二者与相邻手指的运动耦合性较弱，可近似视为相对独立运动；

当小指单独屈曲时，无名指会伴随小指产生协同屈曲，且二者的屈曲角度存在固定关联，无名指的屈曲角度为 θ_3 ，而小指的屈曲角度比无名指多 θ_4 ，即小指屈曲角度为 $\theta_3 + \theta_4$ ，体现出强耦合运动特征。

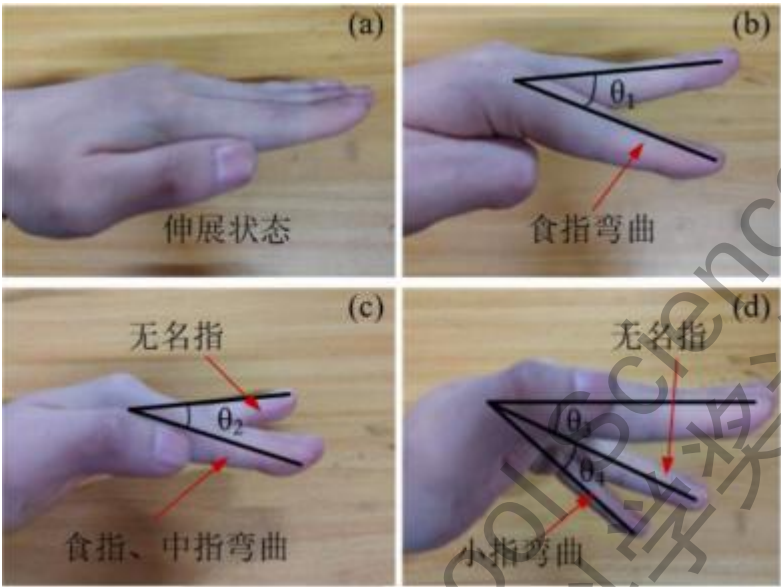


图8： 手指耦合规律分析

据此本文开展研究测试，测量了 5 名患者的手指耦合运动情况，通过将小指掌指关节屈曲到 40° 的角度，测量无名指掌指关节的屈曲角度，得到数据如表 3 所示。

表 3 关节的屈曲角度

测试者	测试次数	无名指掌指关节耦合角度/ $^\circ$	均值
a	1	33	31.33
	2	30	
	3	31	
b	1	28	29.00
	2	30	
	3	29	
c	1	33	31.66
	2	31	
	3	31	
d	1	27	27.33
	2	28	
	3	27	

	1	26	
e	2	27	26.66
	3	27	

2.2. 柔性康复外骨骼手指执行结构设计

2.2.1. 执行机构尺寸分析

人手指关节的运动本质是指骨围绕关节回转中心的转动，为避免康复训练中产生沿手指轴向的额外作用力，核心设计 requirements 是外骨骼执行机构的关节回转中心与人手指关节回转中心重合。

本文使用的弧形式结构方案：弧面结构利于与手指关节转动路径相适应，提高人-机亲和性；能够在运动安全性能可保证的前提下，使其手指具备更大的康复动作训练幅度，更满足康复训练主要使用功能需要。故找出合适的弧面轨迹参数是执行装置设计中的重要组成部分。

首先在三维建模软件中完成第一代执行机构建模，具体模型如图所示。

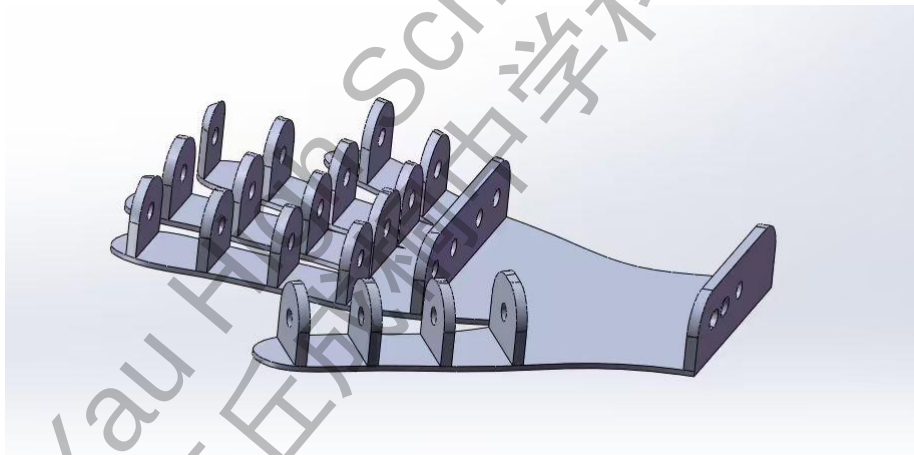


图9： 第一代执行机构模型

为确保外骨骼关节回转中心与人手指关节高度重合，首先以手指生理尺寸为基准定义核心参数：设近节指骨长度为 L_1 ，中节指骨长度为 L_2 ；为通过运动轨迹反求弧形滑轨曲线，在近节指骨与中节指骨上分别布置定位指套，布置原则为：

两个指套均位于距离近节指间关节（PIP） $1/2$ 指骨长度处（即近节指骨上的指套距 PIP 关节距离为 $L_1/2$ ，中节指骨上的指套距 PIP 关节距离为 $L_2/2$ ）；

两指套之间的直线距离，直接作为 PIP 关节处的设计间距，确保外骨骼运动与指骨转动的同步性；

掌指关节（MCP）处的间距，则以近节指骨长度 L_1 为基准确定，适配 MCP

关节带动近节指骨转动的运动幅度。为获取贴合手指自然运动的弧形滑轨曲线，采用运动轨迹反求法，具体步骤为：

在中节指骨的定位指套前端，固定一根长度为 $(L1+L2)/2$ 的刚性连杆，以健康人手为参照，模拟手指从完全伸展到最大屈曲的完整运动过程，实时记录连杆端点的运动轨迹；将该标记点轨迹作为弧形滑轨的参考基准轨迹，因其直接反映手指 PIP 关节转动时中节指骨的运动路径，能最大程度贴合生理运动规律；采用相同方法，通过记录近节指骨运动时的标记点轨迹，获取 MCP 关节处弧形滑轨的参考轨迹，最终完成两关节弧形轨迹的参数化建模。

基于上述反求轨迹，通过病人实验，如图所示。



图10：第一代执行机构病人试戴图

指骨绕 MCP、PIP 关节的转动过程，调整弧形曲率半径与弧度，确保外骨骼的回转中心与人手指关节回转中心重合度 $\geq 95\%$ ，从设计根源上避免外骨骼与手指的运动干涉；同时，在满足关节生理最大活动范围约束的前提下，通过轨迹优化扩大滑轨的有效运动角度，保障康复训练的覆盖度。

最终确定弧形外骨骼的关键尺寸：掌指关节（MCP）处直径为 34mm，近节指间关节（PIP）处直径为 29mm。

2.2.2. 执行机构分段式开口机构设计研究

在第一代驱动装置模型中，根据我的分析，在初版驱动装置的模型中，导致受限、不适的原因是外骨骼关节的转动中心与人体手指关节的转动中心不一致，即存在偏差。两者不一致不仅带来受限以及可使用中干涉力加大、影响康复的柔顺性等问题。

为进一步适配人体手指的多关节运动规律，同时提升穿戴便捷性与长期舒适性，本文对第一代执行机构进行结构迭代，创新性提出分段式开口机构，如下图所示，该优化设计的核心优势在于：

机构解剖拟合度：通过分段式设计，将机构分段分为对应手指近节、中节解剖区域，使其机构外形更贴合手指解剖特征，与前期整体式设计形成差异。

旋转中心补偿：通过开口式结构的柔性调节余量，可自适应补偿外骨骼与人体手指关节旋转中心的微小偏移，解决初代模型中因中心偏差导致的运动卡顿问题，确保手指屈伸时机构与关节运动同步；

便于穿戴：开口式设计便于患者的穿戴，无需整个手完全进入，更适用于伴有手指轻微畸形的患者，较第一代执行装置的全环式设计，更为适用，使用性更广泛，且易于操作。

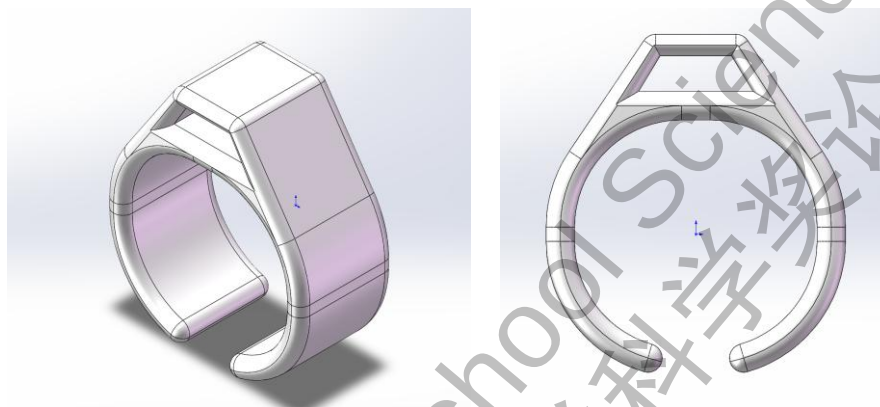


图11： 优化结构

人体手指关节的运动特性具有“动态非固定性”，即近节指间关节（PIP）、远节指间关节（DIP）均拥有独立的旋转中心，并且这个中心会随手指屈伸角度的变化沿关节面弧形轨迹动态移动。这样就对结构的适配性提出了极高要求，而传统整体式刚性的结构因采用单一固定旋转轴导致运动卡顿或牵拉损伤。

针对这一核心问题，本文也提出了一种分段式设计，通过仿生结构匹配实现精准适配：采用“一段指托对应一个指节”的设计逻辑，将外骨骼运动单元与手指解剖单元（近节指骨、中节指骨）一一对应，这样每段指托只需要适配其所属指节对应的单个关节。这种设计从根本上摒弃了“单轴带多关节”的不合理逻辑。

为进一步提升旋转中心的动态适配性，分段式设计中相邻指托的连接采用柔性弧形铰链替代传统刚性金属轴，该柔性连接具备两大关键补偿能力：

（1）动态跟随关节旋转中心偏移

在手指从全伸位置向屈曲方向运动过程中，PIP 关节的实际旋转中心沿着关节面自然弧形运动轨迹（非定点）移动。柔性弧形铰链能够通过自身柔性形变运动实时追随人体关节的旋转中心实时变化，既不会像刚性轴固定关节中心至外骨骼刚性轴，也不会使中心偏心增加多余的约束力，从根本上规避“外骨骼想绕 A 点转，手指实际绕 B 点转”的卡滞风险和牵拉性损伤风险，保证运动的柔顺性。

（2）兼容个体关节形态差异

不同患者的关节指节不完全相同，其手指关节头直径、关节面弧度、指骨宽

度均存在个体差异。柔性弧形铰链具有一定形变冗余度，能自动兼容这种个体差异，针对关节面更凸的患者，柔性铰链发生自适应的外侧形变，以更好地拟合关节；而针对关节面比较平坦的患者，柔性铰链保持更小形变时，也能满足关节运动需求。这样就不必像刚性外骨骼那样需为每位患者定制机械旋转轴，极大地提升了机构的通用性，并降低了机构定制化成本。

训练时患者的手指会伴随水肿消退、肌肉力量恢复等情况产生形态动态变化，而传统的闭环式结构会因为“尺寸固定”而产生卡顿(水肿消退后的紧戴)或压迫(训练开始阶段水肿压迫皮肤)不适的问题。

为此，本文在分段式指托基础上进一步优化，创新设计 C 型开口结构，如下图所示。

该结构采用“非完全包裹”的开口形态，灵感来自戒指的相关设计，这样做的核心优势有以下几点：

1. 降低穿戴难度，患者无需将手指完全套入封闭腔体内，仅需沿开口处将手指贴合指托即可完成固定，尤其适配手指活动能力较弱或存在轻微变形的患者，单人即可轻松操作；

2. 可动态适形的形变：开口设计留有一定尺寸弹余，能够随着患者手指康复过程中的形态改变（例如消肿导致体积缩小）自发地调优贴合程度，相比闭环结构“一穿定终生”局限性适形，能在整个康复过程中提供舒适稳定的效果。

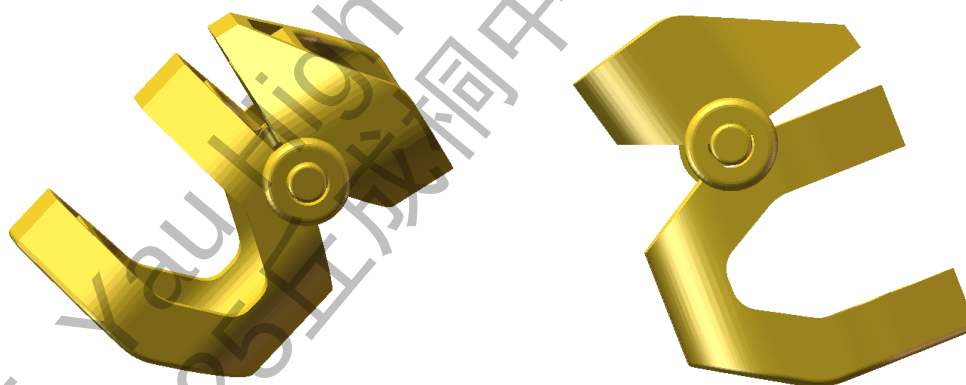


图12： C型开口结构

康复训练的有效性依赖于外骨骼能否模拟人手自然运动模式，而人体手指的运动并非单一的屈伸主运动，在完成抓握、伸展等动作时，手指还会伴随轻微的侧翻（内外侧倾斜）、旋转等辅助运动，这些辅助运动是确保动作自然、避免关节僵硬的关键。传统闭环式外骨骼因结构封闭性，易将手指完全约束在固定运动平面内，锁死侧翻、旋转等辅助运动自由度，导致训练动作机械僵硬，既不符合人体生理运动规律，还可能因强制约束引发关节不适。

本文设计的 C 型开口结构通过“差异化约束”设计，实现了“主运动精准

控制加辅助运动自由释放”的平衡，具体适配逻辑如下：

（1）屈伸主运动的刚性支撑与轨迹精准性：在手指核心康复需求的屈伸方向上，C 型开口结构的两侧支撑壁提供足够刚性，确保外骨骼能按预设康复轨迹带动手指完成屈伸动作，避免因支撑不足导致的运动轨迹偏移，保障训练的规范性与有效性；

（2）辅助运动的自由度释放与自然适配：针对手指侧翻（内外侧倾斜）、轻微旋转等辅助运动，C 型开口结构通过“非完全包裹”的开口形态预留了充足活动空间，在手指内外侧方向不设置刚性约束，允许手指在抓握时随物体轮廓自然侧倾，或在伸展时进行轻微旋转调整，完全释放辅助运动自由度。

上述结构的优势体现在不干扰外骨骼与人体运动的抗阻干涉：在外骨骼助力手指做自然的康复运动时，外骨骼仅在康复手指运动的几个主要的屈伸方向上起引导作用，并不干扰辅助运动的自然发生，从而使在康复训练时手指的动作更接近现实的生活动作。与闭环结构导致的锁住辅助运动的强制训练相比，C 型开口结构可以提供患者训练过程中的自然的手指运动反馈，增加患者训练的舒适感和依从性，并通过训练中的手的活动与日常生活中手的活动更加契合的运动训练方式，帮助神经肌肉更好地记忆自然的手指动作。

2.3. 手指康复机器人柔性关节设计研究

柔性关节的核心特征在于“外力致变形、卸载后复位”的力学特性，其在康复外骨骼中的应用可通过自身形变缓冲意外冲击，避免刚性关节因运动干涉对患者手指造成压迫或剪切损伤，从结构层面显著提升设备运行安全性。此外，结合前文分析的手指运动特性，掌指关节（MCP）、近节指间关节（PIP）、远节指间关节（DIP）的瞬时旋转中心会随手指屈伸角度动态迁移，传统纯刚性同轴铰链因旋转中心固定，难以实时匹配人体关节的动态迁移轨迹，极易在运动过程中产生副约束力（如沿手指径向的额外推力）与皮肤剪切力，导致训练不适甚至二次损伤。基于此，本节围绕手指康复外骨骼的柔性关节展开设计，并通过患者试验优化方案、验证其临床可行性。

在柔性关节设计阶段，首先以“动态适配旋转中心+保障运动安全性”为目标，确定关节的核心设计参数：

（1）材料选型：选用高弹性模量与良好疲劳抗性的复合材料，既确保关节在承受手指康复训练所需的驱动力时不发生永久形变，又能通过材料自身弹性实现轻微形变，适配旋转中心的动态迁移；

（2）结构优化：采用“弧形柔性本体 + 腱驱”的复合结构，弧形本体可贴合关节运动轨迹，为旋转中心迁移提供形变空间；腱驱则在屈伸方向提供定向支撑，避免关节因过度形变导致运动轨迹偏移，平衡“柔性适配”与“运动精度”

需求；

(3) 尺寸匹配：参考正常成年人及患者手指关节尺寸范围，设计多组不同规格的柔性关节模块，确保能适配不同手型患者的关节大小，避免因尺寸不匹配加剧运动干涉。

2.3.1. 材料选型

柔性关节的材料需同时满足弹性形变能力、结构稳定性、生物相容性三大核心需求，结合 3D 打印加工的工艺适配性，最终确定以 TPU95A 为主体材料、PETG 为辅助结构材料的复合方案，具体特性如下：

主体材料：TPU95A，邵氏硬度 95A 的 TPU 兼具适度弹性与支撑性，在外力作用下可产生 20%-25% 的可逆形变，如下图所示，能精准跟随手指关节旋转中心的动态迁移，缓冲运动副约束力；相较于测试过的 TPU for AMS 硬度偏高导致穿戴僵硬，TPU95A 的柔韧性更贴合皮肤触感，长时间穿戴无压迫不适感。该材料符合医用级接触标准，与皮肤长期接触无致敏、刺激风险；同时，材料熔融流动性好，适配 FDM 3D 打印的层积成型工艺，可精准复现柔性关节的弧形切口、渐变厚度等复杂结构细节。



图13： 3D 打印记录

针对柔性关节中需提供刚性支撑的部分，选用 PETG 替代传统 PLA，核心优势在于：

长期使用稳定性：相较于 PLA 紫外线照射易变脆、低温下易断裂的缺陷，PETG 的耐候性更优，在紫外线下暴露 6 个月后仍保持 90% 以上的力学性能，可确保关节结构在数年使用周期内不变形。

加工与清洁便利性：3D 打印成型精度高，材料耐化学性好，可直接用 75% 酒精擦拭消毒，适配日常清洁与复用需求。

2.3.2. 柔性关节分析

改变执行器的几何参数可以影响执行器的作用效果，其中主要的几何参数包

括气腔的壁厚、执行器的长度、截面形状的直径以及纤维缠绕的间距和方向。此外，横截面的形状也会影响执行器的变形，因为面积与作用在执行器远端的压力大小呈正比，同时面积还会影响弹性材料在膨胀时的应力分布。目前，执行器使用较多的形状有矩形（RT）、圆形（FC）和半圆形（HC），但其效率是有差异的。同时，对于手指而言，圆形的执行器可能与人手不相贴合，在弯曲时会产生一定的滑动，有必要对不同截面的软体执行器在一定压强下的变形情况进行分析，确定好最适合用于康复的执行器截面形状。因此，需要对这三种不同的横截面形状进行比较，确定执行器在一定压强下的变形角度，在相同压强下弯曲角度最大的截面形状将是最理想的形状，截面示意图如图所示。

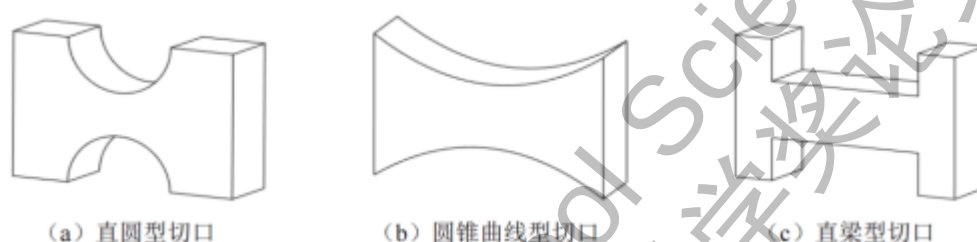


图14： 柔性铰链切口形状

核心选型逻辑如下：

直圆型切口：切口曲线为圆弧段，应力分布均匀，疲劳寿命长，可承受 10 万次以上形变循环；且加工难度低，是目前手指康复设备中应用最广泛的类型；

圆锥曲线型切口：刚度调节范围更广，可通过改变系数适配不同力值需求，但加工精度要求高，且应力集中现象较直圆型明显，适用于对刚度有特殊要求的场景；

直梁型切口：结构简单、体积小，适合空间受限的部位，但工作范围窄，疲劳寿命较短，仅适用于低频次、小角度的康复训练。

2.3.3. 柔性关节设计优化

在柔性铰链的多种切口类型中，直圆型柔性铰链在大变形量、高回弹性、长寿命三大核心维度均优于其他类型，且加工便捷性适配手指康复设备的个性化需求，因此确定以直圆型柔性铰链为基础，开展柔性关节的结构优化设计。



拇指试穿



中指试穿



中指弯曲试验



中指伸直试验

图15： 患者试验

首先我们通过开展患者实验完成柔性机构优化，如上图所示。

患者早期康复阶段的核心诉求为安全防护、穿戴舒适、可回驱，此时患者手指肌力弱、关节活动度小，易因外力冲击受伤，且需频繁穿戴设备进行短时间训练，同时在主动辅助训练中需允许手指轻微回驱，即患者主动发力时，关节可反向形变，避免强制约束。

通过记录指标：角度 ROM、牵引力、压强分布、VAS、红印消退时间、可用性评分得到具体具体改进项与依据，如下表4所示。

表 4 改进项与依据

指标	触发判据	主要原因	具体改进措施
角度 ROM 达成率	< 95% 或末端角误差 > $\pm 5^\circ$	柔性关节等效刚度偏大；末端对准误差导致侧向卡滞	端部做圆角过渡，减小应力集中与卡滞
牵引力峰值	波动大	主动刚度高/摩擦+错位导致有效扭矩需求大	关节做小球窝，适度减小等效半径
压强分布	热区集中在关节附近	几何棱角集中受力	关节处做平面承托，减小局部曲率
VAS 疼痛	大于 2	过度牵拉/峰值冲击；末端剪切	关节表面微抛光
红印消退时间	> 30 min	压强集中/剪切	增大接触面积
可用性评分	有“卡、顶、硬”主诉	回程迟滞、装配敏感	打印方向与纤维连续性优化

通过上述优化，柔性关节显著降低了皮肤压强与峰值牵引力，提高了回驱与角度命中，达成患者安全、舒适、可回驱的核心指标，为后续规模化临床与长期随访奠定基础，优化结果如图所示。

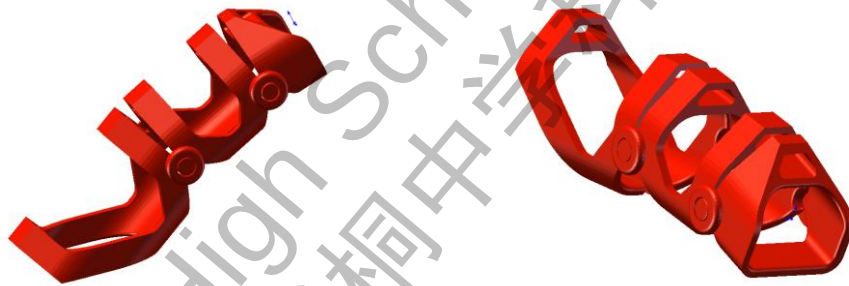


图16： 执行机构分段开口式结构

3. 柔性康复外骨骼手指运动学研究

为验证手指康复机器人执行机构构型设计的合理性，本章围绕执行机构开展运动学分析与受力分析。

3.1. 柔性康复外骨骼手指正运动学推导

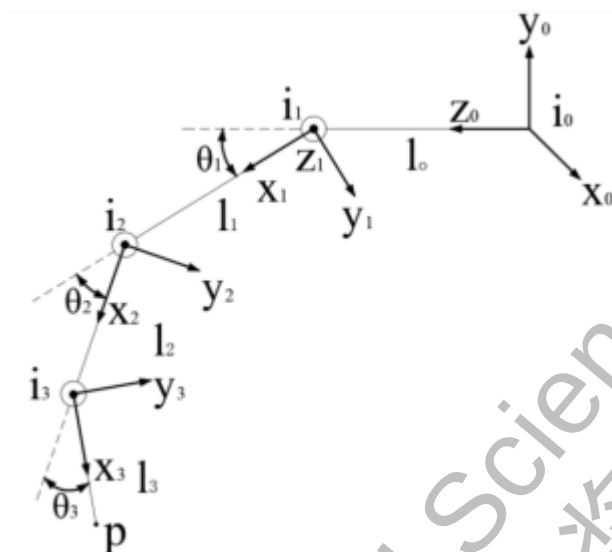


图17： 食指外骨骼模型

在手指生物学特性分析中指出人体手指 MCP 关节具有两个自由度,可实现手指近节的屈曲/伸展动作, PIP、DIP 关节均只有一个自由度,可实现手指中节跟手指末节的屈曲/伸展动作。而手部的握、持、捏、拿等功能是通过四指的曲伸运动配合拇指对掌运动实现的,因此除拇指外,将手指康复训练机器人的四指部分结构均简化为平面开链式的三段连杆,又因为四指的生物学特性类似,故以食指为例开展运动学分析。如图 18 所示,为食指外骨骼模型,包括依次相连的手指近指节、中指节、末指节以及 MCP 关节、PIP 关节和 DIP 关节。将三段连杆之间彼此相邻的转动角速度分别定义为 w_1 、 w_2 、 w_3 ,由第二章中的结构设计原理有: $w_1:w_2:w_3 = 1:1.5:1$,以满足手指运动时关节转动角度的耦合关系。

以上简化后的模型具有三个自由度,即各个关节处具有一个转动副。根据右手法则确定静坐标系 $x_0y_0z_0$, 将其固定在手背上, $x_0y_0z_0$ 坐标系表示静坐标系, l_0 无实际值,设为零。 l_1 、 l_2 、 l_3 分别代表三个连杆的长度, θ_1 表示手指近节相对于手掌转动的角度, θ_2 、 θ_3 分别表示两相邻连杆之间转动的角度,根据结构设计原理有: $\theta_1:\theta_2:\theta_3 = 1:1.5:1$ 、 $x_1y_1z_1$ 、 $x_2y_2z_2$ 、 $x_3y_3z_3$ 等坐标系均是通过静坐标系在空间中做一般变换得到的。一般变换包括旋转及平移变换,根据 D-H 理论,可用齐次矩阵 0_pT 表示指尖在静坐标系下的空间位姿,而定义从一个关节到下一个关节的齐次变换矩阵叫做 A 矩阵,而齐次矩阵 0_pT 可由多个 A 矩阵相乘得到,齐次矩阵 0_pT 构建如下:

根据 D—H 理论，得到各连杆参数如表所示。

表 5 食指外骨路 D—H 参数

关节	α_i	δ_i	l_i	d_i	变量范围
0	$\pi + \theta_1$	90°	0	0	$0^* \sim 90^*$
1	θ_2	0	l_1	0	$0^\circ \sim 110^\circ$
2	θ_3	0	l_2	0	$0^\circ \sim 70^\circ$
3	0	0	l_3	0	0

由于 $l_0 = 0$, $x_1y_1z_1$ 坐标系相对于 $x_0y_0z_0$ 坐标系可看作做了两次旋转变换，旋转变换矩阵定义为 $R_i(\theta)$ ，是 3×3 的矩阵，两次旋转变换先后分别绕 y_0 轴跟 z_0 轴，记作 $R_y(\delta_0)$ ， $R_z(\alpha_0)$ 。

$$R_y(\delta_0) = R_y\left(\frac{\pi}{2}\right) = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$R_z(\alpha_0) = R_z(\pi + \theta_1) = \begin{bmatrix} \cos \alpha_0 & -\sin \alpha_0 & 0 \\ \sin \alpha_0 & \cos \alpha_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\cos \theta_1 & \sin \theta_1 & 0 \\ -\sin \theta_1 & -\cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

齐次变换矩阵 0_1A 表示为：

$${}^0_1A = \begin{bmatrix} R_y(\delta_0)R_z(\alpha_0) & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta_1 & -\cos \theta_1 & 0 & 0 \\ \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^1_2A = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 & l_1 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2_3A = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & -\sin \theta_3 & 0 & l_2 \\ \sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^3_pA = \begin{bmatrix} l_3 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$$

则末端指头在坐标系下的齐次坐标为：

$${}^0_pT = {}^0_1A {}^1_2A {}^2_3A {}^3_pA = \begin{bmatrix} 0 \\ -(l_3 \sin \theta_{1+2+3} + l_2 \sin \theta_{1+2} + l_1 \sin \theta_1) \\ l_3 \cos \theta_{1+2+3} + l_2 \cos \theta_{1+2} + l_1 \cos \theta_1 \\ 1 \end{bmatrix}$$

因此在静坐标系 $x_0y_0z_0$ 下，指尖 p 的工作空间方程为：

$$\begin{cases} Y = -(l_3 \sin \theta_{1+2+3} + l_2 \sin \theta_{1+2} + l_1 \sin \theta_1) \\ Z = l_3 \cos \theta_{1+2+3} + l_2 \cos \theta_{1+2} + l_1 \cos \theta_1 \end{cases}$$

其中：

$$\sin \theta_{1+2+3} = \sin (\theta_1 + \theta_2 + \theta_3), \sin \theta_{1+2} = \sin (\theta_1 + \theta_2), \cos \theta_{1+2+3} = \cos (\theta_1 + \theta_2 + \theta_3), \cos \theta_{1+2} = \cos (\theta_1 + \theta_2)。$$

3.2. 柔性康复外骨骼手指工作空间

在 MATLAB 中求解，得出食指指尖工作空间云图如图 19 所示。

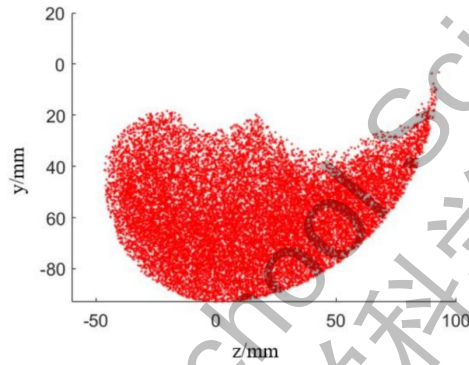


图18： 食指指头工作空间云图

由于由于食指外骨骼机构三段支撑架的角速度关系为 1:1.5:1 ， 故：

$${}^o_pT = \begin{bmatrix} 0 \\ -(l_3 \sin 3.5\theta_1 + l_2 \sin 2.5\theta_1 + l_1 \sin \theta_1) \\ l_3 \cos 3.5\theta_1 + l_2 \cos 2.5\theta_1 + l_1 \cos \theta_1 \\ 1 \end{bmatrix}$$

初始状态时， $\theta_1 = \theta_2 = \theta_3 = 0$ ， 可得：

$${}^o_pT = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ l_3 + l_2 + l_1 \\ 1 \end{bmatrix}$$

满足外骨路初始状态坐标，在 MATLAB 中求解，得到食指指尖空间运动轨迹如图 20 所示。

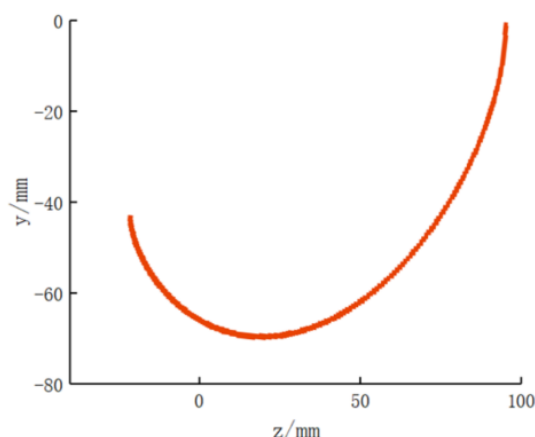


图19： 食指指尖空间运动轨迹

通过对手指康复训练机器人开展运动学分析得到指尖点的位置方程，以食指为例，通过 MATLAB 仿真分析得出指尖点的运动轨迹在合理的工作空间内，表明构型设计符合预期要求。

4. 柔性康复外骨骼手指腱驱设计

传统刚性外骨骼因结构特性存在两大核心局限，难以适配早期手指功能障碍患者的康复需求：一方面，其依赖精密的刚性轴孔配合实现运动传递，对外骨骼关节轴与人体手指关节轴的对准精度极为敏感，微小的对准偏差即会产生额外约束力，导致运动卡顿甚至皮肤剪切损伤；另一方面，刚性结构重量集中于手部，且与皮肤为硬接触，长期穿戴易引发压迫感与疲劳感，显著降低早期患者的使用依从性，进而限制其临床可用性。

相比之下，腱驱方案通过柔性腱绳传递动力、柔性关节适配运动、软接触界面提升舒适，可在保障安全与运动顺从性的前提下，精准覆盖手指康复所需的关节活动范围，成为解决传统刚性外骨骼痛点的最优路径。基于此，本节将从方案选型依据与核心设计要点两大维度展开分析，明确腱驱方案适配早期康复场景的底层逻辑与实现路径。

4.1. 驱动原理分析

理解人体手指关节的自然驱动机制，是设计仿生、高效腱驱康复外骨骼的核心前提。从解剖学角度来看，手指的屈伸运动依赖肌肉、肌腱、指骨构成的协同驱动系统实现，其动力传递路径与运动控制逻辑具有明确的仿生参考价值，具体驱动原理如下：

如图所示，人体手指的驱动核心是肌腱的牵拉力传递，肌腱作为力传递的柔性介质，一端通过附着点与指骨牢固连接，另一端沿手指掌侧/背侧通道延伸，最终附着于前臂或手掌的肌肉表面；而这些驱动肌肉的另一端则固定于掌骨或前臂骨，形成稳定的动力锚点。当人体产生弯曲手指的主观意图时，大脑

通过神经信号控制前臂屈指肌肉收缩，肌肉收缩产生的拉力沿肌腱传递至指骨附着点，使指骨获得绕关节转动的力矩，在该力矩作用下，手指关节从伸展状态向屈曲状态转动，最终完成抓握、按压等动作。

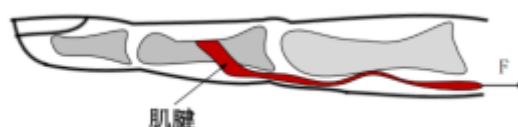


图20： 手指关节运动的驱动原理

为精准复现人体手指肌腱牵引指骨的自然驱动机制，本文采用末端牵引驱动形式作为手指康复外骨骼的动力传递方案，其核心设计思路是通过柔性绳索模拟肌腱功能，以非刚性接触的方式实现手指屈伸运动的驱动，具体结构如图所示。

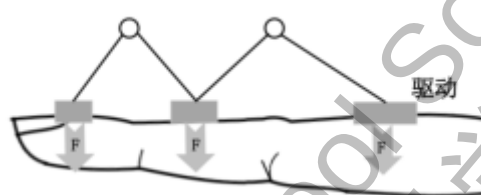


图21： 末端牵引驱动原理

该驱动通过将高强度柔性绳索的一端通过可拆卸式卡扣固定于手指末端指托，绳索主体沿手指贴合布置，另一端沿手背方向延伸，与远置于前臂的驱动单元连接；当驱动单元输出拉力时，拉力通过绳索传递至指尖指托，带动远节指骨绕远节指间关节（DIP）产生屈曲力矩；随着拉力持续施加，近节指骨、中节指骨在关节耦合运动特性作用下同步绕近节指间关节、掌指关节屈曲，最终实现手指从伸展到屈曲的完整运动；当驱动单元释放拉力时，手指在自身肌肉弹性与外骨骼辅助复位结构的共同作用下恢复伸展状态，此时绳索随指尖复位自然松弛，完成屈曲伸展运动循环。

当前腱驱外骨骼的驱动架构主要分为三类，各架构的功能定位与适用场景存在显著差异，具体对比如下：

- （1）单腱：结构最简，适合被动或助力屈伸；
- （2）拮抗双腱：正反向主动控制，可通过双腱预紧实现可变刚度与更好的回驱手感；
- （3）分配/差动：一根腱跨多个关节，通过不同力臂或几何凸轮实现 PIP - DIP 的比例联动。

在临床康复训练中，早期与中期康复以被动/助力屈伸为主，单向主动屈曲加被动回弹伸展即可覆盖大多数训练动作，无需复杂的双向致动。此外，单腱路径与柔性关节配合，更易实现自对准，装配与佩戴误差通过关节顺应和回弹吸收，减少皮肤剪切与顶压。回弹元件让系统呈软弹簧手感，可回驱、不卡顿，更接近治疗师手法，通过回弹刚度、力臂与预紧即可设定最大牵引力，无需复杂力控。

因此，本次设计选择单腱驱动架构。

4.2. 支撑平台设计

单腱驱动架构的核心优势在于通过单一驱动源配合柔性肌腱实现多关节协同运动，而手掌平台作为肌腱路径约束、牵引力传递与患者穿戴支撑的核心载体，其设计直接决定驱动效率、穿戴舒适性与使用安全性。本文设计的支撑平台通过拓扑优化、可调节卡扣集成等创新，实现力传递优化、运动引导、安全防护，三大功能统一，具体设计细节与功能价值如下：



图22： 支撑平台结构

如上图所示，该平台的核心设计亮点体现在两方面：

（1）镂空拓扑设计：优化力传递与运动引导，提升舒适性

针对单腱驱动中牵引反力集中易导致局部压迫的问题，平台采用镂空拓扑优化设计，通过有限元分析模拟手掌受力分布，在非受力区域开设轻量化镂空孔，实现两大核心功能：

牵引反力均匀分散：当肌腱传递牵引力带动手指屈曲时，产生的反作用力可通过镂空结构分散至手背、腕部等大面积支撑区域，避免反力集中于手掌局部导致的压迫感，患者实际佩戴反馈，优化后手掌局部最大接触压强小，穿戴舒适；

几何约束引导运动：平台边缘设计与手指解剖轮廓匹配的弧形导向槽，肌腱可沿导向槽精准传递动力，避免运动过程中肌腱偏移或卡顿；同时，导向槽的角度设计贴合手指 MCP 关节的自然运动轨迹，无需额外驱动源即可引导多关节协同运动，进一步减少对独立驱动模块的需求，简化系统结构。

（2）多档位可调节卡扣：适配康复阶段差异，强化安全防护

考虑到患者在不同康复阶段（早期肌力弱、中期肌力提升）对牵引力的需求差异显著，平台集成多档位可调节卡扣（沿肌腱路径设置 3-5 个卡扣档位），同时具备强度调节与过载防护双重功能：

康复强度自适应调整：卡扣采用按压式锁止结构，患者可根据当天肌力状态，

通过单手操作切换卡扣位置，将肌腱卡入不同档位的卡槽，即可改变肌腱的有效力臂长度，进而调整牵引力大小，无需依赖外部设备调节，适配家庭自主训练场景；

突发状况机械限位防护：卡扣内置可调节锁止机械结构，当患者突发肌肉痉挛或主动用力过大时，肌腱受到的拉力超过卡扣锁止阈值，卡扣会快速触发机械限位，限制肌腱过度拉伸，同时通过轻微形变吸收部分冲击力，为患者提供更可靠的被动安全保障。

综上，手掌平台通过镂空拓扑设计实现力传递优化与运动引导，通过多档位可调节卡扣适配康复阶段差异与安全防护，既保障了单腱驱动架构的驱动效率与运动协同性，又兼顾临床康复的有效性与患者使用的便捷性、安全性，成为单腱驱动外骨骼的核心功能载体。

4.3. 驱动方案验证

4.3.1. 驱动系统集成

将手掌平台与肌腱线集成，配合指套固定肌腱，具体装配与工作模式如下。

如下图所示，在平台边缘与掌心区域开设特定孔径的导向孔洞，这些孔洞按手指解剖位置呈放射状分布，从驱动源连接点延伸至各手指指根，形成预设的肌腱线走向轨迹。



图23： 柔性康复外骨骼手指驱动系统集成

该设计的核心价值在于：

(1) 避免运动干涉：导向孔洞可限制肌腱线在运动过程中的横向偏移，防止多根分支肌腱相互缠绕，同时避免肌腱线直接与皮肤接触摩擦，降低早期康复患者皮肤磨损风险；

(2) 拉力均匀分配：通过优化孔洞的位置与角度，确保单驱动源输出的拉

力经主肌腱传递至白色枢纽后，能均匀分配至各分支肌腱，使拇指、食指、中指等主要抓握手指的牵引力偏差 $\leq 0.2\text{N}$ ，避免因拉力不均导致的手指运动异步；

(3) 简化传动结构：无需为每根手指单独设计驱动源，仅通过平台的腱路约束即可实现单源多驱，大幅减轻手部模块重量，提升穿戴舒适性。

4.3.2. 验证实验设计

基于上述腱路约束设计，手掌平台与肌腱、指套协同实现屈曲、伸展康复训练循环，为验证肌腱驱动运动过程是否完全贴合人体手指自然运动顺序，开展患者测试。



图24： 患者实验

具体工作流程如下：

(1) 抓握屈曲阶段：模拟自然弯曲顺序

当单腱驱动源收缩时，主肌腱沿平台中心孔洞拉动白色枢纽，该枢纽作为力分配节点，将主肌腱的拉力同步传递至 5 根分支肌腱，使多股分支肌腱沿平台边缘导向孔洞同步收紧；

在分支肌腱的牵引下，各手指的分段式指套沿预设轨迹运动，此时指套的分段设计与弹性肌腱的形变特性共同发挥作用：

近节指套首先在肌腱拉力作用下绕 MCP 关节屈曲；随着拉力持续施加，中节指套绕 PIP 关节、远节指套绕 DIP 关节依次屈曲；最终，五指协同完成从伸展到抓握的动作，且各关节屈曲角度符合生理耦合规律，避免出现机械僵硬的抓握姿态。

(2) 伸展复位阶段：弹性肌腱驱动被动复位

当驱动源松开时，前期屈曲过程中被拉伸的弹性肌腱释放储存的弹性势能，产生反向拉力；该拉力沿分支肌腱传递至白色枢纽，带动主肌腱复位，同时分段式指套在弹性肌腱的作用下，从远节指套（DIP 关节）到近节指套（MCP 关节）依次伸直，恢复初始伸展状态；

至此，完成一次屈曲，伸展康复训练循环，实验过程如上图所示。

4.3.3. 实验结果分析

采用视觉模拟评分法与半结构化访谈，收集患者对训练循环的主观体验反馈，结果如下。

评价维度	评价内容	得分	患者反馈
运动自然感	训练过程中手指运动是否僵硬	8.3 分	动作和自己平时想抓东西的感觉很像，没有被强行拉扯的别扭感”
穿戴舒适性	指套、肌腱与皮肤接触是否有摩擦、压迫感	8.1 分	戴久了手指也不疼，不像之前用的设备会磨得发红
训练依从性	是否愿意长期坚持该模式训练	8.5 分	每次训练 15 分钟很快就结束了，动作不费劲，愿意每天练

实验表明，肌腱驱动贴合人体手指的自然运动顺序，无压迫、摩擦损伤风险，可满足早期康复患者长期高频次训练需求，验证了腱路约束设计与训练循环的可行性、安全性与实用性。

5. 柔性康复外骨骼手指样机制作及测试反馈

5.1. 柔性康复外骨骼手指样机制作

柔性康复外骨骼手指包括：分段开口式执行机构、手掌平台、腱驱模块、绑带等结构，以 TPU95A 为主体材料、PETG 为辅助结构材料的复合方案。腱驱材料选择医用聚酯线，其经临床验证具有优异的生物相容性，长期与人体组织接触时无明显过敏反应或炎症风险，医用聚酯线的抗拉强度可达 1 – 1.5GPa，能承受手指康复训练中的反复张力，在动态康复训练中，聚酯线的循环载荷耐久性优

异，不易因反复拉伸而断裂，适合长期使用。

基于柔性关节的复合结构，采用 3D 打印技术实现加工如下图所示。

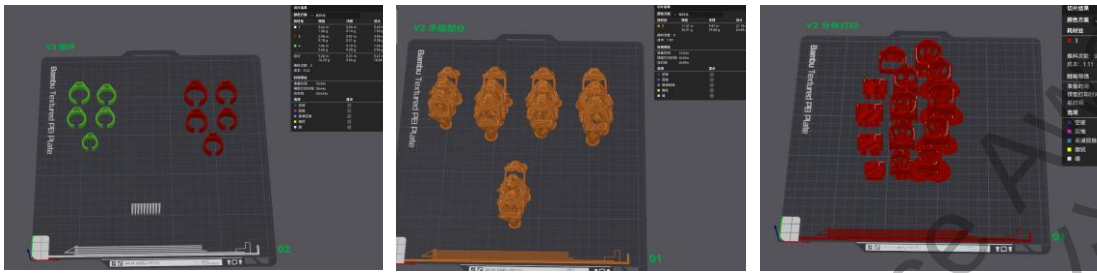


图25： 3D 打印加工柔性关节

具体工艺参数与优势如下：

(1) 用 SolidWorks 完成关节 3D 模型设计后，增加应力过渡区在关节形变集中的部位设计圆角，避免打印后因应力集中导致断裂；将模型导出为 STL 格式（确保三角面片数量 ≥ 1000 ，保证曲面平滑），并导入打印切片软件，设置具体参数。

(2) 通过拓竹的 Bambu studio 进行打印参数的设置，手腕固定部分使用的是 TPU 95A 材料、手指部分使用的是 PETG 材料。打印参数使用软件默认参数，并打开支撑。

(3) 处理细小支撑残留，打磨支撑接触点，确保表面光滑无毛刺；轻轻扩孔，确保后续组装时配合精准。

3D 打印不用模具，可以根据患者手型、康复进度快速调整尺寸和柔软度等实现量身定制康复；

1. 复杂结构一次成型；通过切片参数控制，达到弹性变形和连接精度兼顾而传统加工的精度和柔性不可兼得的目的；

2. 快速迭代调整：适配性问题 24 小时内即可重新打印、成本低、周期短，促进康复方案的及时落地；

3. 低废品率、高一致性：实时监控和材料预处理，废品率 $\leq 5\%$ ，并且每次出货性能都一致，保证康复训练的稳定性。

装配过程如下所示：



(a) 表面处理

(b) 装配执行端



(c) 驱动系统组装

(d) 测试

图26: 柔性康复外骨骼设备装配

集成样机如图所示:



图27: 柔性康复外骨骼手指样机

5.2. 柔性康复外骨骼手指被动训练模式测试反馈

在完成手指康复外骨骼辅具样机搭建后,为了验证其能否带动手指进行较大角度重复性的弯曲/伸展运动,首先设计被动训练模式实验。

本测试由于直接对接的是罕见病患者社区的患者志愿者,在招募过程中,已知晓本次测试的内容与目标。

5.2.1. 测试准备

通过测试样机被动训练方式下驱动手指完成大于 90° ($\geq 90^\circ$)、高重复性(30次以上循环无明显性能衰减)的弯/伸运动,验证运动连贯性和关节活动范围(ROM)达标性。选取2名患者验证样机被动驱动能力。

测试过程:

(1) 测试准备:

- 设备穿戴与固定: 协助测试者将手掌贴合样机手掌平台,手指穿入对

应指套，用魔术贴固定手腕，松紧适中，不影响血液循环；调整肌腱线长度，确保手指自然伸展时，肌腱线无松弛，轻拉指套末端，肌腱线无明显形变。

- 传感器校准：角度传感器校准：让测试者手指完全伸展（记为 0° ）、主动最大弯曲（记为“主动最大角度”），软件同步标定零点与量程；让测试者轻握拳头（主动发力），记录肌电信号基线（发力时信号振幅需 $\geq 0.5\text{mV}$ ，确认有效发力）。



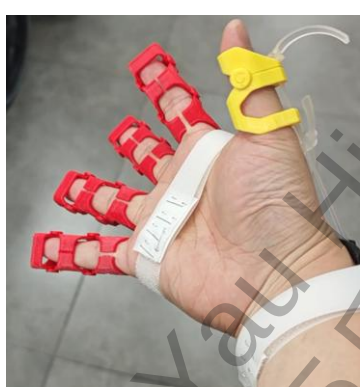
患者 1 准备阶段



患者 1 主动弯曲



患者 1 放松返回



患者 2 准备阶段



患者 2 主动弯曲



患者 2 放松返回

图28： 患者实验过程

（2）正式测试流程：

步骤 1：动作示范与适应

指导测试者：缓慢主动弯曲手指，弯到自己能达到的最大角度后停 2 秒，再完全放松，让设备带手指回到原来的位置；先进行 3 次适应性循环，调整姿势至舒适，避免手臂悬空导致发力不稳。

步骤 2：数据采集

启动数据采集软件，开始正式实验：

- ① 测试者按指导完成 “主动弯曲→保持 2 秒→放松返回” 循环，每组

20 次，软件同步记录：关节角度曲线（弯曲阶段角度变化、返回阶段角度变化）；传感器信号（验证弯曲时是否主动发力，排除“设备被动拖动”）；肌腱线张力（返回阶段的张力峰值与波动）。

② 每组结束后，询问测试者主观感受（如“返回时是否有疼痛感”“指套是否滑动”），记录异常情况（如肌腱线卡顿、指套移位）。

步骤 3：组间恢复与设备检查

测试者休息，同时检查设备：

① 肌腱线是否松弛（用手轻拨，若摆动幅度>5mm，需重新张紧并记录调整量）；

② 弹性元件是否形变（如弹簧是否出现永久弯曲，若有则更换）。

步骤 4：重复性验证（3 组实验后）

完成 3 组共 60 次循环后，再次校准角度传感器，让测试者重复“主动最大弯曲”动作，对比实验前后的主动弯曲角度。

5.2.2. 测试结果

测试结果如下所示：

表 6 柔性康复外骨骼手指测试结果表

指标类别	具体指标	患者 1	患者 2	判定标准
主动弯曲 适配性	弯曲阶段平均阻力 (N)	2.1±0.3	2.5±0.4	≤3N
	主动弯曲角度达标率 (%)	100% (20/20 次)	90% (18/20 次)	≥90%
腱驱返回 有效性	返回角度恢复率 (%)	98.3±1.2	92.5±2.1	≥90%
	返回阶段角度曲线斜率波动 (°/s)	5.2±1.1	8.7±1.5	≤10°/s
系统稳定性	返回阶段张力波动值 (N)	1.2±0.2	1.8±0.3	≤2N
	60 次循环	1 (指套轻微	1 (肌腱线短	≤2 次

	环异常次数 (次)	滑动，调整后正 常)	暂卡顿，自行恢 复)	
	运动舒			
测试者主 观感受	适度 (1-5 分，5 分为 优)	4.8 分	4.2 分	≥4 分

结果分析：

(1) 主动弯曲适配性：

两名测试者弯曲阶段平均阻力均 $\leq 3\text{N}$ （测试者 1 为 2.1N ，测试者 2 为 2.5N ），说明设备未对主动发力产生明显干扰，健康人及患者均能顺畅完成弯曲动作。测试者 1 角度达标率 100%（20 次循环均达 $\geq 80^\circ$ 屈曲角度），测试者 2 因肌力稍弱，2 次循环屈曲角度为 75° （未达标），但整体达标率 90%，符合判定标准。

(2) 腱驱返回有效性：

返回角度恢复率：测试者 1 平均 98.3%（返回后手指与初始伸展位差值 $\leq 1.7^\circ$ ），测试者 2 平均 92.5%（差值 $\leq 7.5^\circ$ ），均 $\geq 90\%$ ，说明腱驱系统能有效带动手指返回初始位。返回流畅性：角度曲线斜率波动测试者 1 为 $5.2^\circ/\text{s}$ ，测试者 2 为 $8.7^\circ/\text{s}$ ，均 $\leq 10^\circ/\text{s}$ ，无明显卡顿，运动平稳性达标。

(3) 系统稳定性：

张力波动值：两测试者波动分别为 1.2N ， 1.8N ，均 $\leq 2\text{N}$ ，腱驱系统(肌腱线、弹性元件)无明显松弛或性能衰减。异常次数：两测试者均出现 1 次轻微异常(指套滑动、肌腱卡顿)，均不影响实验，调整后恢复正常，符合“ ≤ 2 次”规定。

(4) 主观感受：

测试者 1 反馈使用时动作流畅性高，舒适度评 4.8 分；测试者 2 反馈穿戴时“返回时拉力适中，无疼痛感”，评 4.2 分，均达“ ≥ 4 分”的舒适要求。

6. 总结与展望

6.1. 课题成果

本课题完成了可穿戴式手指康复外骨骼辅具的研发和测试样机的制作，具体链路如下：构型设计→柔性关节与腱驱方案→参数化建模与仿真→3D 打印制造→样机集成→被动训练模式实验评估。

本项目有效解决传统刚性康复外骨骼的核心痛点：通过柔性结构与单腱驱动，规避了刚性设备“关节对准敏感、重量大、成本高”的问题；并通过可调卡扣与分段设计，解决了“适配性差、操作复杂”的问题，同时提高了打印生产的

成功率；通过材料与关节优化，提升了设备易用性，避免患者二次损伤，为手指运动功能障碍患者提供了低成本、高适配性的康复解决方案。

6.2. 未来展望

基于本课题已完成的柔性康复外骨骼手指设计、仿真与测试验证成果，结合 FSHD 患者等罕见病与脑卒中手指康复的临床实际需求及康复器械技术发展趋势，未来将从以下方向深化研究，进一步提升设备的实用性、智能化与临床适配性：

（1）结构与材料优化：提升个性化适配与长期穿戴性。结合患者手部三维扫描数据，精准匹配不同患者的手指长度、关节畸形，解决当前分段式结构仍存在的通用尺寸适配偏差问题。

（2）更多实验数据的采集：联合 FSHD 青年路社区的病友们开展更多的试用与反馈意见的收集，为后续结构的升级与量产提供更多的依据，为广大病人提供更方便，更性价比的解决方案。

7. 参考文献

- [1] Du Plessis T, Djouani K, Oosthuizen C. A Review of Active Hand Exoskeletons for Rehabilitation and Assistance [J]. Robotics, 2021, 10(1).
- [2] Zhang F H, Lin L G, Yang L, et al. Design of an Active and Passive Control System of Hand Exoskeleton for Rehabilitation [J]. Applied Sciences-Basel, 2019, 9(11).
- [3] Yang S H, Koh C L, Hsu C H, et al. An Instrumented Glove-Controlled Portable Hand-Exoskeleton for Bilateral Hand Rehabilitation [J]. Biosensors-Basel, 2021, 11(12).
- [4] 陈灵聪. 便携式五指康复训练机器人[D]. 厦门大学, 2018.
- [5] Luo S Y, Xu H N, Zuo Y, et al. A Review of Functional Electrical Stimulation Treatment in Spinal Cord Injury [J]. Neuromolecular Medicine, 2020, 22(4): 447-63.
- [6] Baniqued P D E, Stanyer E C, Awais M, et al. Brain-computer interface robotics for hand rehabilitation after stroke: a systematic review [J]. Journal Of Neuroengineering And Rehabilitation, 2021, 18(1).
- [7] 秦超. 基于气驱动的柔性手部功能康复机器人研究[D]. 哈尔滨工业大学, 2021.
- [8] Sun N, Li G T, Cheng L. Design and Validation of a Self-Aligning Index Finger Exoskeleton for Post-Stroke Rehabilitation [J]. IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, 2021, 29:1513-23.
- [9] Ben-Tzvi P, Ma Z. Sensing and Force-Feedback Exoskeleton (SAFE) Robotic Glove [J]. IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, 2015, 23(6):992-1002.
- [10] Yang S H, Koh C L, Hsu C H, et al. An Instrumented Glove-Controlled Portable Hand-Exoskeleton for Bilateral Hand Rehabilitation [J]. Biosensors-Basel, 2021, 11(12):231-235.
- [11] 李宏伟, 张韬, 冯焱娟, 等. 外骨骼下肢康复机器人在脑卒中康复中的应用进展 [J]. 中国康复理论与实践, 2017, 23(07):788-791.
- [12] 王杰, 韩德民, 卢九星, 等. 康复治疗师教育及从业现状研究 [J]. 医学教育管理, 2017, 3(03):165-168+178.
- [13] Agarwal P, Fox J, Yun Y, et al. An index finger exoskeleton with series elastic actuation for rehabilitation [J]. International Journal of Robotics Research, 2015, 34(14):1747-1772.
- [14] Bianchi M, Cempini M, Conti R, et al. Design of a series elastic transmission for an exoskeleton [J]. Mechatronics, 2018, 51:8-18.

- [15] Bentzvi P, Ma Z. Sensing and force-feedback exoskeleton (SAFE) glove[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2014, 23(6):992-1002.
- [16] Leonardo C, Meyer JT, Galloway K C, et al. Assisting hand function after spinal cord injury with a fabric-based soft robotic glove[J]. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2018, 15(1): 59.
- [17] Nycz C, Butzer T L, O Lambercy, et al. Design and characterization of a lightweight and fully portable remote actuation system for use with a hand exoskeleton[J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2016, 1(2):976-983.
- [18] Sandoval O, Jacinto J, Herrera-Aguilar I, et al. Design and development of a hand exoskeleton robot for active and passive rehabilitation[J]. International Journal of Advanced Robotic Systems, 2016, 13(2):66.
- [19] Cheng L, Chen M, Li Z W. Design and control of a wearable hand rehabilitation robot[J]. IEEE Access, 2018, 6:74039-74050.
- [20] Li M, He B, Liang Z T, et al. An Attention-Controlled Hand Exoskeleton for the Rehabilitation of Finger Extension and Flexion Using a Rigid-Soft Combined Mechanism[J]. Frontiers In Neurorobotics, 2019, 13.
- [21] 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):1016-28.
- [22] Heung K H L, Tang Z Q, Ho L, et al. Design of a 3D Printed Soft Robotic Hand for Stroke Rehabilitation and Daily Activities Assistance[C]. Proceedings of the 6th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR) 2019:24-29.
- [23] Heung K H L, Tong R K Y, Lau A T H, et al. Robotic Glove with Soft-Elastic Composite Actuators for Assisting Activities of Daily Living[J]. Soft Robotics, 2019, 6(2):289-304.
- [24] Wu J, Huang J, K Xing. A wearable rehabilitation robotic hand driven by PMMA actuators[C]. International Conference on Intelligent Robotics and Applications, Heidelberg, Berlin, Germany, 2010:440-450.
- [25] 欧阳云霞. 基于绳索驱动的手指运动功能康复训练系统[D]. 东南大学, 2021.
- [26] Meng Q L, Shen Z J, Nie Z Y, et al. Modeling and Evaluation of a Novel Hybrid-Driven Compliant Hand Exoskeleton Based on Human-Machine Coupling Mode[J]. Applied Sciences-Basel, 2021, 11(22).

8. 致谢

在去年高二学校的一门包容性设计课程中，老师鼓励我们去发掘社会中的残障人士所面对的生活困难和未解决这些困难的设计。这让我回想起以前在一次公益中了解到的 FSHD（面肩肱型肌营养不良症）这种罕见病症。后续我通过自媒体后台联系到了 FSHD 青年路社区的创始人兼患者艾力老师，在和艾力老师的交流中我得知了罕见病患者日常中的种种不便，且因为病情小众，市面上很难找到合适的辅具，且接近的辅具价格也非常昂贵，比如一个脚部的碳纤维支撑板动辄也要高达数千元的价格，而每一个罕见病患者需要用到的辅具远不止一个，这对于他们来说是一笔很大的负担，这让我想到是否可以通过初中就接触过的 3D 打印技术，设计一些简单的辅具来帮助他们提高日常生活的便利度。于是我们便把这个目标定为手部的康复辅具研究，因为这是 FSHD 患者日常生活中最普遍的问题，因为肌肉的萎缩缺乏张开手的能力，难以抓握物品。市面上也没有很好的解决方案，通过查阅文献也发现实验室的方案主要以电驱，气驱为主，笨拙且昂贵，不适合患者的日常使用。纳入参考的攀岩训练的指力训练手套，这个方案是通过向手心的拉力起到训练效果，于是我在想如果在手背上提供一个回弹的力是否就能解决这个问题，并通过三维建模和 3D 打印设计了第一代非常建议的原型进行测试，验证了我的想法。随后在这一年的时间里，在不影响学习的情况下，我一直陆续地推进着这个项目的优化和测试，后续我又请教了在“未来科学家”交流活动中认识的赵云磊教授，以及学校的科技辅导员王金涛老师，对我运用 3D 打印技术解决罕见病患者日常辅具探索研究上给予了关心与指导，我对于如何使用 3D 打印技术比较熟悉，但对于如何按照科学的方法一步步来探究这些问题还缺乏很多的理解，赵教授与王老师给我指出了方向。

现在回看这近一年的研究，其中的挑战历历在目，比如调试模型打印效果反复调试 3D 打印切片参数；再到为了优化手指关节活动查阅文献学习理论知识；与患者代表的远程对接、沟通测试；项目的筹备与论文的撰写等等……我深知这份成果离不开背后给予我大力支持的老师们和家人们。

首先由衷感谢复旦大学的赵云磊教授的无偿指导。我有幸通过“未来科学家”交流活动认识您，您那句“要做有温度的研究，对社会有益，让科技有爱”深深地激励着我，成为了我科研道路上的精神指引。在项目的选题阶段我担心纯建模项目亮点不足，是您指导我用 3D 打印技术与柔性弹力带来作为低成本

的解决方案为创新点，给了我很大的启发，让我对项目的社会价值更重视；到前期理论阶段我在结构设计上遇到了挑战，您指导我手指关节活动范围可以用 D-H 理论结合 Matlab 进行分析的思路；再到实验设计环节，针对志愿者的被动训练模式测试方案的建议；到最后到论文阶段给我提出的多次优化和修改意见，总能在关键的时刻给我指明方向，让我对科研的严谨性有了更深刻的理解。

感谢上海市同济黄浦设计创意中学的科技辅导员王金涛老师的悉心无偿指导。在您的包容性设计课程中，我对于“从用户需求出发”有了更深刻的理解，也正是和您深入交流探讨了特殊人群在日常生活不便利的种种问题，在开题阶段原本我对于选题是否较为简单而担忧，是您让我更加坚定了“用低成本技术解决特殊人群不便”的核心目标。在研究过程中，我遇到了建模技术的瓶颈，是您指导我从建模软件的学习思路到模型的优化过程，以及最后论文框架的搭建与语言润色，让我的项目得以顺利完成。

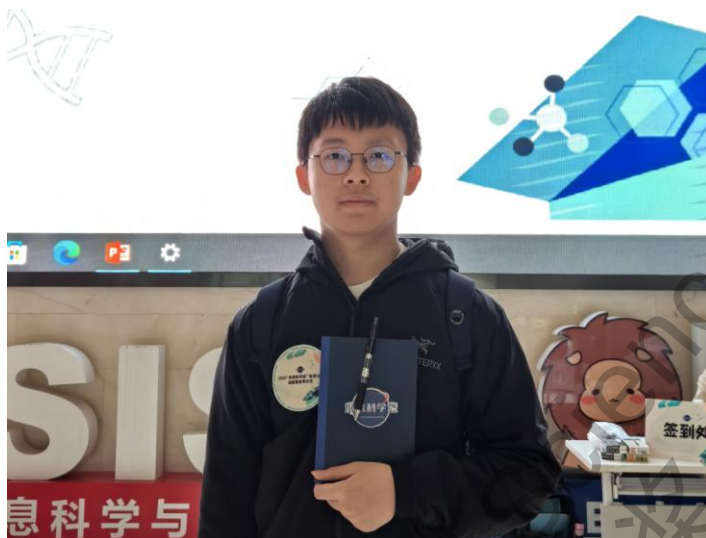
感谢 FSHD 社区的艾力老师。作为患者代表与志愿者，您也毫无保留地无偿分享患者日常生活中的种种不便，从“手指会不自觉蜷缩”到“穿戴辅助器械时的舒适度与病耻感需求”，每一条反馈都成为了我优化设计的关键依据，在背景调研阶段让我对于真实需求有了更深刻的理解，避免闭门造车。正是这些真实的代入感，让我更能贴近患者的实际需求。

最后，我要深深地感谢我的家人。感谢父母对我无条件的支持，为我购置 3D 打印机，从而得以让我的兴趣变成真的能帮助他人与社会的工具。在我因关节结构优化屡次碰壁、模型打印反复失败而在深夜研究软件参数和耗材特性的时候，是你们的陪伴与鼓励给了我前进的动力。是你们对我始终耐心的陪伴和包容，为我分担学习和课题研究之外的生活琐事，为我提供了自由专注的环境。这些都将成为我未来人生之路上最宝贵的财富。

从初识 3D 打印的好奇，到未来持续优化模型并通过开源社区分享模型助力公益，这段课题研究经历让我更加深刻明白：工程创新不仅是技术的具现，更是传递温度的载体。未来我会继续在“科技向善”的道路上前行，为需要帮助的人带去便利。

参赛学员：蒲新仪

上海市同济黄浦设计创意中学 高三在读学生 历任班长、团支书、学生会部长



在校期间学业成绩优异，成绩名列前茅。

在平衡学业生活的同时，积极参加各类科学活动，8年科创探索经历，初中阶段获得 2021 KSEF 韩国国际科技与工程大奖赛铜奖、2021 上海市青少年科技创新大赛一等奖、2021 宋庆龄少年儿童发明奖一等奖、2021 年上海市明日科技之星三等奖、2022 年世界青少年英才奥林匹克竞赛（GENIUS Olympiad）上海赛区 二等奖、2022 第五届中国（上海）国际发明创新展览会银奖等奖项、项目受邀刊登于 2022 年《中学科技》“少年爱迪生”板块；高中阶段获得 2025 KSEF 韩国国际科技与工程大奖赛铜奖、2025 上海市青少年科技创新大赛优胜奖、上海青少年科学社高级会员选拔三等奖、5 年上海市级小研究员探索经历并入选上海市教委与世界顶尖科学家大会主办的“未来科学家” 培养计划（全市仅一百名）。

除科创领域以外，综合素养也同时全面发展：体育领域，获校乒乓球比赛单打、双打冠军；艺术方面，参与“与乐同行音乐会”双簧管演奏，书法十级，多次作品入展获奖并参与书法公益活动，积极参与开展校级 PBL 项目（如《何以为诗——诗歌戏剧编创与表演》《PBL 包容性设计：以创意赋能多元社会》，并荣获 2024 黄浦区新时代好少年、多次荣获校级三好学生、2025 上海市外滩历史纪念馆优秀志愿者等。

指导老师 1：赵云磊

复旦大学特聘教授、博导，密码学实验室负责人



2004 年获得复旦大学软件与理论专业博士学位。国家级人才称号获得者，国家重大项目首席科学家。担任中国密码学会理事、信息保障国家重点实验室学术委员会委员、《密码学报》编委、教育部中学生英才计划导师。

在密码理论和密码应用技术领域取得了系统性的积累。在密码学术研究领域，在国际密码学会旗舰期刊 *Journal of Cryptology*、ACMCCS、EUROCRYPT 等发表系列学术论文。在密码应用领域多项研究成果作为国家标准已得到大规模实际应用，产生了重大的应用价值。目前在密码应用和工程化领域和多家企业进行密切合作。指导的学生获得密码学领域顶级会议 ACNS (Applied Cryptography and Network Security) 最佳学生论文奖。带领研究生参与全国密码算法竞赛，有 4 套算法获奖。指导学生获得全国密码技术竞赛特等奖。

注：以上资料摘自复旦大学官网。

指导老师 2：王金涛

上海市同济黄浦设计创意中学 校科技辅导员 地理老师 硕士



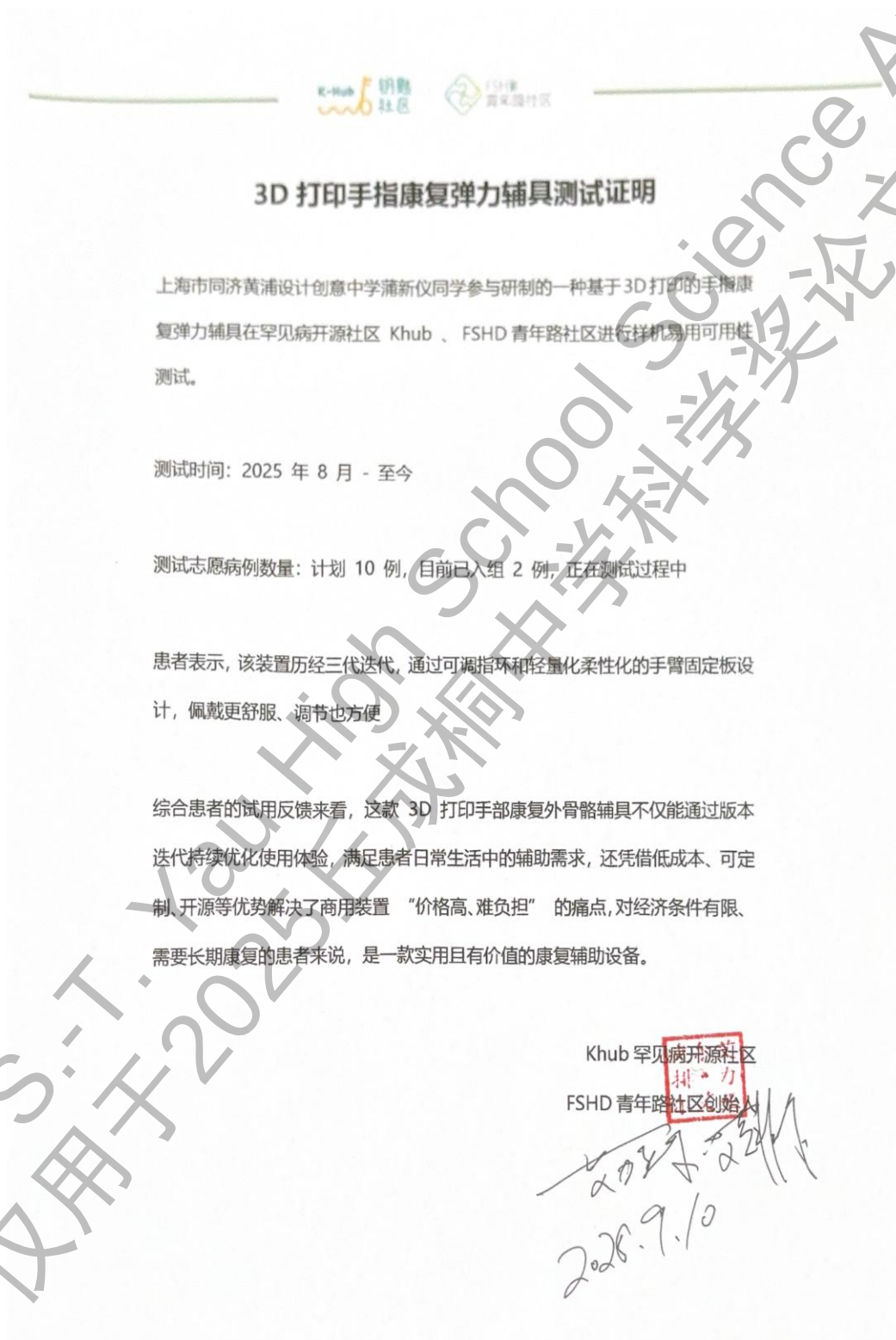
黄浦区中小学教师教学评选活动中 中学综合（研究型 / 探究型课程）学科一等奖、中学地理学科三等奖；《何以为诗》戏剧项目 指导教师。

从 2020 年秋季学期开始，带领学生开展多种校级跨学科 PBL 项目，包括垂直绿化、雨林生态、都市农业、包容性设计等研学项目。

注：以上资料整合自上海市同济黄浦设计创意中学官网。

9. 附录

9.1. 测试证明



9.2. 公益证书

