

电子科技大学

UNIVERSITY OF ELECTRONIC SCIENCE AND TECHNOLOGY OF CHINA

# 学士学位论文

BACHELOR THESIS



论文题目 刚柔耦合套索驱动可穿戴仿生  
上肢外骨骼的设计与分析

学 院 机械与电气工程学院

专 业 机械设计制造及其自动化

学 号 2018040705023

作者姓名 徐小豪

指导教师 高涛



## 摘 要

外骨骼作为一种能够提供身体帮助或者增强生理能力的装置，主要从助力或者康复两个方面对穿戴者提供帮助，现已被广泛应用于军事、工业和医疗保健等场景，其相关研究在世界范围内日趋火热。现有外骨骼助力或康复装置虽然能够在满足人体运动特点的条件下达到较好的助力效果，但是可穿戴性难以满足要求；产品化外骨骼虽然轻巧便携但是多为无源系统且不能够满足人体运动的所有自由度，难以满足外骨骼功能的不同需求。为了探究外骨骼装置与人体运动的模型关系，使外骨骼能够兼顾有源助力和轻巧便携的特点，本文提出了一种刚柔耦合套索驱动可穿戴仿生上肢外骨骼的机械结构设计与分析方法：

基于仿生学，对上臂及肩关节的生理运动特点进行了理论分析，使外骨骼能够适配人体肩部运动自由度，避免其给人体带来的不适或疼痛感；采用了冗余机构、绳索驱动机构和柔性连接方式，避免外骨骼与人体产生干涉，保证了外骨骼与人体运动的协调；制作实物并进行穿戴实验，证明了外骨骼结构理论的可行性与适用性；从理论上分析了驱动电机与外骨骼上臂结构之间的运动关系，并设计控制实验进行了验证。实验结果表明该装置能够满足人体肩部运动的所有自由度要求，并为上臂提供助力功能，对于现有实验条件下，外骨骼上臂转动角度与驱动电机之间的运动关系得到了验证。

**关键词：**上肢外骨骼，绳索驱动，仿生学，刚柔耦合



## ABSTRACT

As a device that can provide physical help or enhance physiological ability, exoskeleton mainly provides help to the wearer from two aspects of power assistance or rehabilitation. Now it has been widely used in military, industrial and medical care, and its related research is becoming more and more popular all over the world. Although the existing exoskeleton assistance or rehabilitation devices can achieve good assistance effect under the condition of meeting the characteristics of human movement, the wearability is difficult to meet the requirements; Although the product exoskeleton is light and portable, it is mostly passive system and can not meet all degrees of freedom of human movement, so it is difficult to meet the different needs of exoskeleton function. In order to explore the model relationship between exoskeleton device and human motion, so that the exoskeleton can take into account the characteristics of active power assistance and lightness and portability, a mechanical structure design and analysis method of wearable bionic upper limb exoskeleton driven by rigid flexible coupling Lasso is proposed in this thesis:

Based on bionics, the physiological movement characteristics of the upper arm and shoulder joint are theoretically analyzed, so that the exoskeleton can adapt to the motion freedom of the human shoulder and avoid the discomfort or pain to the human body; Redundant mechanism, rope driving mechanism and flexible connection mode are adopted to avoid the interference between exoskeleton and human body and ensure the coordination of exoskeleton and human body movement; The feasibility and applicability of exoskeleton structure theory are proved by making objects and wearing experiments; The motion relationship between the driving motor and the exoskeleton upper arm structure is analyzed theoretically, and the control experiment is designed to verify it. The experimental results show that the device can meet the requirements of all degrees of freedom of human shoulder movement and provide power assistance for the upper arm. Under the existing experimental conditions, the motion relationship between the rotation angle of the upper arm of the exoskeleton and the driving motor has been verified.

**Keywords:** Upper limb exoskeleton, rope drive, bionics, rigid flexible coupling



# 目 录

<b>第一章 绪论</b> .....	1
1.1 研究工作的背景与意义 .....	1
1.2 上肢外骨骼的国内外研究历史与现状 .....	1
1.3 本文的主要贡献 .....	2
1.4 论文的结构安排 .....	2
<b>第二章 基于仿生学的上肢外骨骼运动理论分析</b> .....	3
2.1 基于仿生学的肱骨及肩部运动分析 .....	3
2.1.1 肩关节仿生学分析依据 .....	3
2.1.2 肩关节生理结构 .....	3
2.1.3 肩关节运动分析 .....	5
2.1.4 自由度适配方法构思 .....	6
2.2 本章小结 .....	7
<b>第三章 上肢外骨骼机械结构设计</b> .....	9
3.1 设计指标 .....	9
3.2 外骨骼附肢结构设计 .....	9
3.2.1 垂直轴上的旋内旋外 .....	9
3.2.2 矢状轴上的收和展 .....	11
3.2.3 冠状轴上的屈和伸 .....	11
3.2.4 环转 .....	13
3.3 绳索及电机驱动部分设计 .....	14
3.3.1 静力学理论分析及驱动电机选型 .....	14
3.3.2 支撑滑轮机械结构设计与分析 .....	17
3.3.3 电机安装部分结构设计 .....	22
3.4 背、腰部支撑连接结构设计 .....	25
3.4.1 背部调节结构设计 .....	25
3.4.2 腰部支撑设计 .....	27
3.5 本章小结 .....	28
<b>第四章 上肢外骨骼控制系统设计</b> .....	30
4.1 硬件选择及控制思路 .....	30
4.2 运动关系分析 .....	30

4.3 位姿控制实验 .....	32
4.3.1 电机转动角度与给定计数器值关系实验 .....	32
4.3.2 位置控制及实验数据分析 .....	33
4.4 实验结果及分析 .....	36
4.5 本章小结 .....	37
<b>第五章 原理样机制作与试验研究 .....</b>	<b>38</b>
5.1 外骨骼样机结构 .....	38
5.1.1 附肢结构 .....	38
5.1.2 电机绳索驱动结构 .....	38
5.1.3 背部支撑调节结构 .....	39
5.2 理论运动效果实验 .....	39
5.3 本章小结 .....	40
<b>第六章 结论 .....</b>	<b>42</b>
6.1 全文总结 .....	42
6.2 未来展望 .....	42
<b>致 谢 .....</b>	<b>44</b>
<b>参考文献 .....</b>	<b>45</b>



## 第一章 绪论

### 1.1 研究工作的背景与意义

外骨骼是一种结合仿生、机械、计算机、控制等交叉学科技术的人工系统，提供身体帮助或增强力量，以增强人类的生理能力。全世界对外骨骼技术的兴趣正在飞速增长，外骨骼机器人已被用于广泛的应用领域，包括军事、工业工人和医疗保健等应用，主要从助力或者康复两个方面对穿戴者提供帮助。

虽然外骨骼类的辅助设备对人的能力有着深远的影响，但是根据 Marcia Scherer 的研究，此类设备的弃用率高达 29.3%，主要因素是使用者的可用性方面的限制了此类设备在日常生活中的广泛应用<sup>[1]</sup>。

### 1.2 上肢外骨骼的国内外研究历史与现状

美国加州伯克利大学所制作的 BLEEX 液压驱动下肢外骨骼通过增加带宽、建立更好的系统动态模型解决了控制算法的相关问题，现其已经被证明可支持高达 75kg 的负载，并以 1.3m/s 的速度行走<sup>[2]</sup>；伯克利的 eLEGS 通过传感器测量人体特征（如髋关节和膝关节角度等）来控制人机界面，驱动四个自由度，对穿戴者进行后即可辅助穿戴者行走<sup>[3]</sup>；日本筑波大学的 HAL-5 则可以检测 sEMG 肌电信号，通过算法来对穿戴者的意图进行识别预测，从而对穿戴者进行输出力的辅助<sup>[4]</sup>。

国内牛迪发展科技有限公司研发的无源外骨骼，通过机构将负载传递至腿部和地面，现已批量生产应用于单兵负重、医疗康复、应急救援、消防救援等各个方面<sup>[5]</sup>；哈尔滨工业大学机器人研究所研发的上肢康复外骨骼包含了上肢运动的多个自由度，检测 sEMG 肌电信号，并通过 BP 算法来驱动电机，从而达到辅助运动的作用<sup>[6]</sup>；北京航空航天大学设计了一款刚柔耦合绳索驱动的上肢外骨骼，欠驱动设计保证灵活包覆上肢，并联构型设计来进行运动学反解控制<sup>[7]</sup>。

尽管外骨骼相关研究越来越成熟，但是仍然存在许多问题。大多数结构使用传统的机械结构导致结构复杂，设备庞大且成本高昂，只能在固定位置进行工作<sup>[8-11]</sup>；有些设备不能够满足人体关节的运动，产生寄生力和扭矩，导致穿戴者的不适或疼痛，长期、频繁使用甚至可能导致损伤或关节脱位<sup>[12]</sup>；许多产品化的外骨骼都是无源系统，只能在特定场合助力而不能医用进行康复训练<sup>[5,13]</sup>。要解决以上问题，而现在对外骨骼的研究越来越多的采用了同步带、扭绳传动的方式，使用柔性的材料或者传动方式会使得结构更加轻巧并适合于穿戴<sup>[5,7,13,14]</sup>。

### 1.3 本文的主要贡献

为了解决前述问题，本次论文将进行基于仿生学的生理分析来避免外骨骼与肩部运动自由度的运动不适配，并通过刚柔耦合、冗余自由度等结构，来使得外骨骼更加轻巧便携、适合人体穿戴，并通过绳索长距离驱动进行指定位姿控制，达到助力上臂运动的目的。

在实物机械结构的设计与制作中，较少借鉴网上现有上肢外骨骼结构，大多数结构属于自己构思设计，为上肢外骨骼的机械结构设计及运动控制提供了一种新的思路和可以借鉴的方法。

### 1.4 论文的结构安排

本次论文将首先对肩部的生理运动进行分析，可得出肩部运动特点和自由度，从而为后续外骨骼的机械结构设计作为理论基础。对肩部的所有运动自由度提出适配方法并设计整体机械结构，通过静力学理论分析选定驱动电机；从理论上分析、推导上臂摆动角度与电机输出轴之间关系，最后通过控制实验来验证，证明其基于仿生学原理的机械结构的可行性并且能够达到上臂运动助力的效果，以及上述关系的正确性。

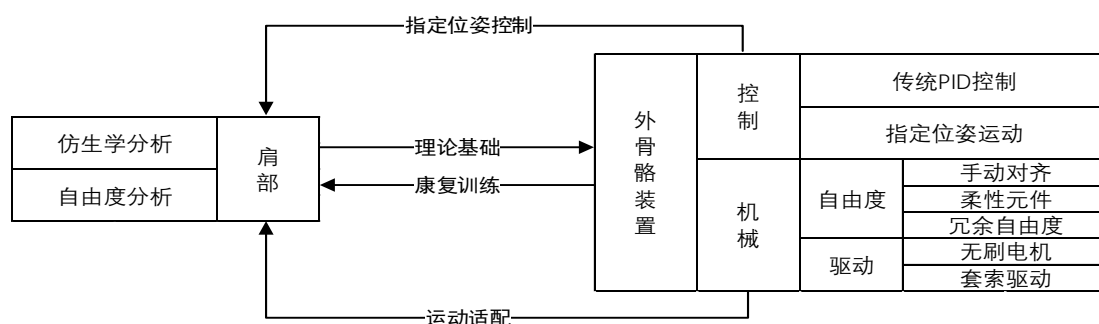


图 1-1 理论、方案及实施路线

## 第二章 基于仿生学的上肢外骨骼运动理论分析

### 2.1 基于仿生学的肱骨及肩部运动分析

#### 2.1.1 肩关节仿生学分析依据

本次上肢外骨骼结构设计的主要目的为上臂提供助力，因此需要从仿生学的角度对上臂进行分析，了解其基本的生理结构以及运动特点。上臂即肱骨，肱骨除自身的运动以外，其主要依赖于肩关节的运动，因此本章节主要对肩部的生理学运动进行分析。

例如在设计初期，上臂外骨骼被简单构思为一个依附于肩膀的球铰装置，其它部位也构思为单一杆件和转动副的结合搭架在人体之外。然而这样的结构会使外骨骼和人体之间的球铰中心和旋转副中心不重合，在实际运动过程中由于人体的干涉，这就导致外骨骼在运动过程中会产生额外的寄生力从而给人体带来不适甚至疼痛感<sup>[15]</sup>。在实际中也无法使结构嵌入人体使其所有运动中心完全与人体重合，因此需要有额外的办法来解决这一问题譬如柔性结构、冗余自由度等。这就需要基于仿生学对肩部的生理结构运动进行分析，作为后续外骨骼机械结构设计和分析的理论基础。

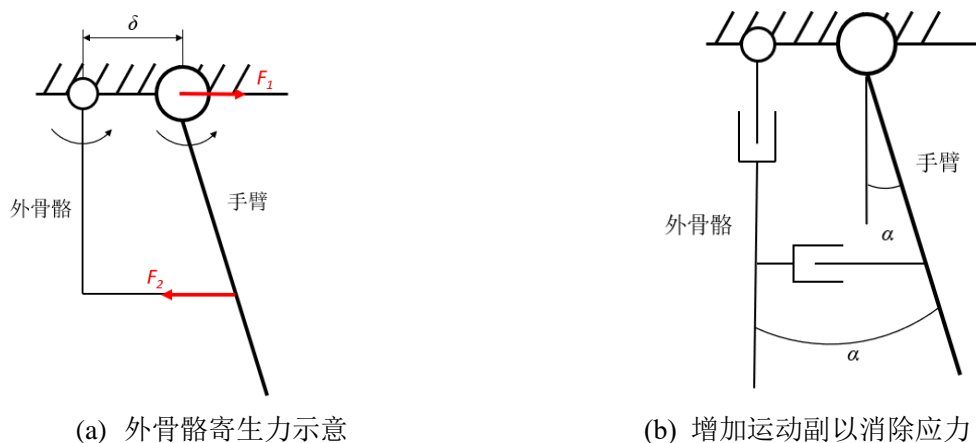


图 2-1 外骨骼与人体的运动适配

#### 2.1.2 肩关节生理结构

在解剖学中，肩关节属于自由上肢骨连结的部份。而与自由上肢骨连结相关的生理构造中还包含了上肢带连结，两者都同属于上肢骨的连结。因此想要了解肩关节的生理特点以及其运动方向，首先就需要了解上肢带连结，它又分为胸锁关节、手臂锁关节和喙肩韧带<sup>[16]</sup>。

胸锁关节是由锁骨、胸骨，以及第一肋软骨共同组成的，而它同时又是上肢骨

与躯干骨唯一的连接关节。其中与本次研究内容相关的主要是锁骨，其能够起支撑作用，将上肢撑离主体躯干，增大人体上肢的活动范围并提高上肢的运动能力，并且作为与躯干相连的唯一上肢骨，它能够将上肢的应力传递给躯干。远侧有小关节面，称为肩峰端，与肩胛骨连结；锁骨近侧比较粗壮，被称为胸骨端，与胸骨柄连结<sup>[16]</sup>。锁骨的这种连结结构，使得它具有一定的灵活性，本身就能够作小幅度的环转运动。尽管其运动范围较小，但是作为上肢的连接点，能够进一步扩大整个上肢的运动范围。



图 2-2 锁骨

肩胛骨和锁骨共同构成了肩锁关节，其属于平面关节，可以做各个方向的小幅运动。肩胛骨的肩峰关节面与锁骨的外侧端相连结<sup>[16]</sup>，虽然其以肩锁关节作为活动支撑点，具有一定的运动能力，但由于上方具有肩锁韧带作为加强连接能够维持其前后方向的稳定性，下方又有喙锁韧带，能够维持其垂直方向的稳定性，因此关节的活动范围较小。

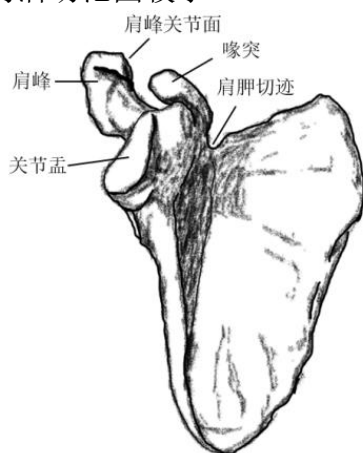


图 2-3 肩胛骨

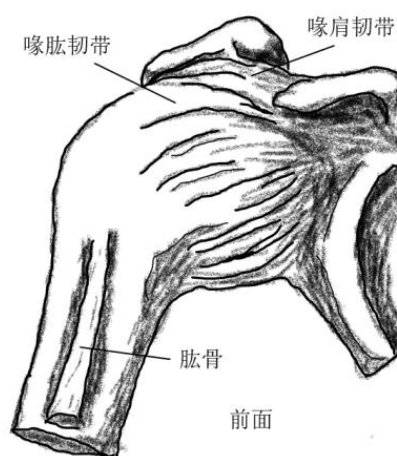


图 2-4 喙肩韧带

喙肩韧带呈三角形，连接于肩峰与肩胛骨的喙突之间，构成“喙肩弓”<sup>[16]</sup>。在生活中常发现手臂脱臼多为向下，这正是因为喙肩弓位于肱骨头的上方，能防止肱骨朝上脱位。

由肱骨和肩胛骨的关节盂共同构成肩关节，属于多轴球窝关节，也称盂肱关节。肱骨头与关节盂的连接类似于机械结构中的球铰，其生理结构的特点表现为稳固性较差，具有较大的运动范围。与简单的球铰不同的是，关节盂的尺寸相对肱骨头而言较小，尽管能够通过关节盂周围的盂唇来加强连接，其也只能够包覆关节头的

25%~33%，这样的生理结构使得其稳定性进一步减弱<sup>[16]</sup>。也正因如此，在外骨骼的机械结构设计中，不仅要保证其运动灵活，更关键的是要避免或减少运动干涉，以免器械的力量对肩关节造成损伤。

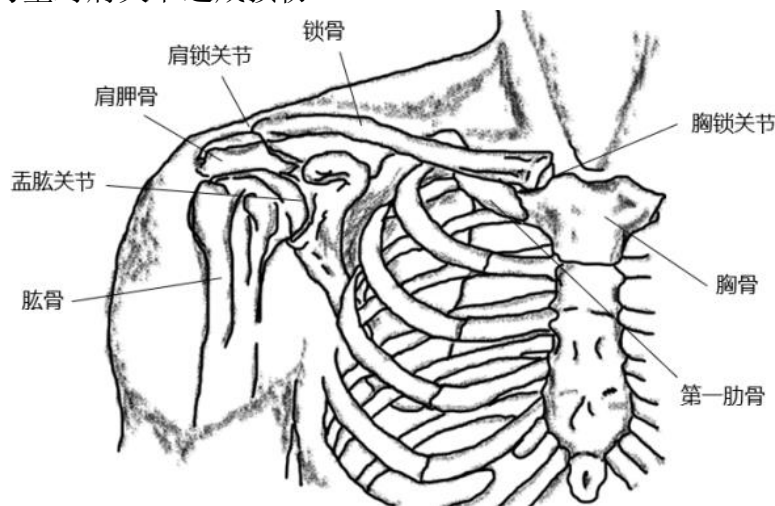


图 2-5 上肢骨连结

### 2.1.3 肩关节运动分析

根据前文肩关节生理结构的总结，由于孟肱关节类似于球铰机械结构的特点，肱骨头作为与球体相连的杆件，并且由于关节盂对肱骨头的包覆较小，肱骨的运动范围进一步扩大。其本身可以作三轴方向的转动：即矢状轴上的收展、冠状轴上的屈伸以及垂直轴上旋内旋外运动。其中沿冠状轴的屈伸运动可以归结为肱骨的前后摆动，其范围约为  $240^\circ$ ；矢状轴上的收展运动可以归结为肱骨的上下平动，由于前述喙肩韧带的存在限制了肱骨头向上的运动，其自身在矢状轴上的运动范围仅约为  $60^\circ$ 。但是由于作为肩关节运动支撑的肩胛骨及锁骨本身具有一定的运动范围，它们能够跟随着手臂的上摆而运动，使肱骨外展的范围能够达到约  $180^\circ$ ；而沿垂直轴的旋内、旋外运动可以归结为其绕肱骨自身轴线的旋转运动，运动范围约为  $90^\circ$ 。

而胸锁关节作为上肢骨中唯一与躯干骨相连的关节，胸锁骨的胸骨端的几何位置相对于上半躯体相对固定，而其与肩锁关节相连的肩峰端的几何位置则相对不固定，从几何运动结构角度来看，锁骨同样相当于一端为球铰的杆件。胸锁关节的肩峰端很大程度上决定了肩关节的运动范围，虽然其本身运动范围较小，但肱骨的运动却是以此其关节末端为中心，进一步增加了上肢的运动范围。因此，由于肱骨运动的支点本身可以做小幅度的环转，在几何运动中可以归结为肩部向前后、上下的两个平动自由度，其向前后运动约为  $20^\circ\sim 30^\circ$ ，上下运动范围约为  $60^\circ$ <sup>[16]</sup>。

根据前文总结肩关节共具有 5 个空间运动自由度，是全身最灵活的关节，因

此其也更容易受到损伤。随着现代医疗技术的发展,越来越多的医工结合技术如人工台替代物、康复外骨骼被应用到肩关节损伤的外科修复中。

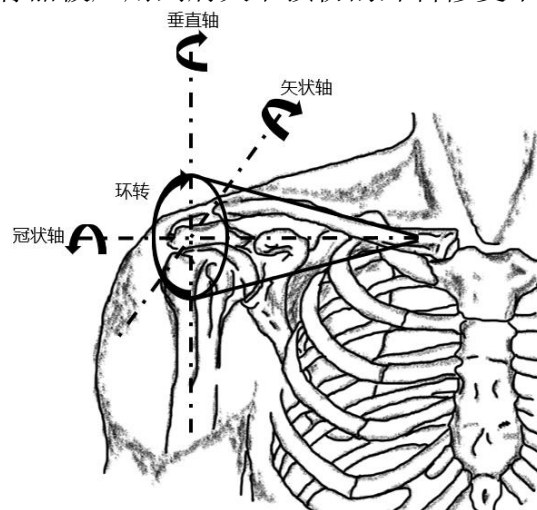


图 2-6 肩部运动自由度示意

#### 2.1.4 自由度适配方法构思

在外骨骼结构的设计中,人体关节的运动常被转动副和移动副代替,例如三轴转动可以被球铰结构替代,而上下、前后的平动则可以使用滑轨滑块结构。但如 2.1.1 小节所述,若仅用相等的自由度进行结构设计会产生运动的干涉,若长期使用,刚性结构的干涉对于易受损的肩关节来则较为危险,因此在肩关节的运动自由度分析基础上,现基于前述肩关节生理运动原理对上肢外骨骼的运动自由度适配方案进行初步的构思:

三轴可旋转的球铰结构为刚性连接于肩部,由于运动中心的不重合,无法完成与肩部的随动运动,因此需要进行修改。对于上臂的旋内旋外运动,其在运动时皮肤表面位移较小,且皮肤自身具有柔性,因此初步考虑采用柔性的连接作为缓冲,不为旋内旋外运动设计转动副结构;对于收展运动及屈伸运动,由于其运动幅度较大且主要伴随整个肱骨的运动,只能够通过两个转动副进行适配;对于环转运动,较为简单可被替代的结构可以是两个转动副或两个平动副相结合,或一个转动副与一个平动副相结合。需要注意的是肩关节前后运动摆动时幅度较大,在实际中会伴随着背部尺寸的大幅变化,如果仅用单自由度运动副进行适配,在运动过程中势必会导致外骨骼与人体产生干涉。因此对于环转运动的前后平动,需要用到冗余自由度的结构进行设计,初步构思使用冗余转动副结构;而对于环转运动的上下平动,由于其运动时尺寸变化较小、运动需求较少,且本次研究希望可以使外骨骼具有一定的垂直方向的承载能力,因此初步构思不设计上下平动的自由度(上下平动的自

由度会对承载能力有一定影响), 较小幅度的运动初步构思可以有柔性连接和皮肤自身柔性作为缓冲, 由于人体尺寸带来的穿戴差异可以设计调节结构作为补偿。

以上为结构的初步构思设想, 后续将通过机械结构的设计、实物的制作以及实际穿戴实验来验证初步构思的可行性, 对机械结构及时进行改进。

### 2.2 本章小结

本章主要通过对上肢骨连结和带连接进行生理学的结构和运动分析, 得出上臂(即肱骨)在空间中拥有五个运动自由度, 即前后、上下的平动以及绕关节盂的三轴转动。初步对自由度的适配方案进行了构思, 作为后续机械结构的理论基础。





## 第三章 上肢外骨骼机械结构设计

### 3.1 设计指标

目标人群：肩关节、中风受损等原因导致的上臂不能运动或者运动有缺陷人群。

功能指标：在手臂运动时外骨骼能够满足肱骨运动的 5 个自由度，无不适感或疼痛感；在托举重物时，外骨骼设备能够给予上身躯体支撑力量。

性能指标：能够给体重范围在 45kg~80kg 的人在进行上臂抬升运动时，无论手臂呈现任何姿态，均能在自身不施力的情况下将上臂驱动到与躯体呈  $90^\circ$  的位置，并能够在任意位置悬停；能够确定上臂摆动的角度与电机轴输出角度之间的数学关系。

### 3.2 外骨骼附肢结构设计

外骨骼附肢结构主要指除了连接在背部以外、并主要与人体上肢部分连接的外骨骼部分，在设计时考虑到首先要保证与肩关节的自由度匹配，以防止运动过程中自由度不适配导致外骨骼对人体产生额外的应力，从而造成不适或者伤害。其次要考虑在运动过程中外骨骼是否会与人体产生干涉。

#### 3.2.1 垂直轴上的旋内旋外

如前文所述，垂直轴上的旋内旋外可以理解为上臂绕肱骨自身的旋转运动。

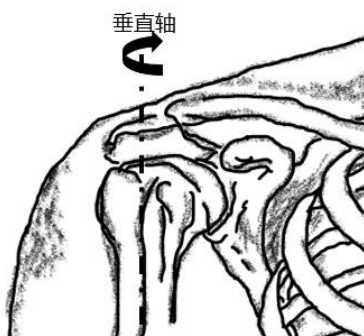


图 3-1 垂直轴旋内旋外运动示意图

在设计外骨骼与人体在上臂的连接时，考虑到手臂在运动时的肌肉收缩为避免给人体带来不适感，无法完全使用刚性连接，于是柔性连接的部分采用弹性绑带；如 2.1.4 小节所述，在实际运动中，上臂绕肱骨的旋内旋外运动时上臂皮肤运动幅度较小，因此可以尝试使用只柔性绑带连接而不使用转动副作为适配运动

的方法。

在初版实验中，将三根弹性绑带与一碳纤维板连接，碳纤维板与后续外骨骼装置刚性连接，在穿戴时将碳纤维板贴合上臂，然后拉紧绑带固定。在实物制作完成并进行穿戴实验后，绕肱骨旋转时外骨骼仍然能够紧贴上臂并且无不适感，采用柔性连接来适配垂直轴的旋内旋外这一运动自由度的方案被证实可行。然而在实验过程中发现，由于人体与外骨骼之间仅由柔性绑带进行连接，在使用外力驱动外骨骼带动上臂进行抬举运动时，外骨骼的碳纤维板部分会与上臂之间产生极大的相对位移，进而导致电机力的传递失败，因此需要进一步更改结构。

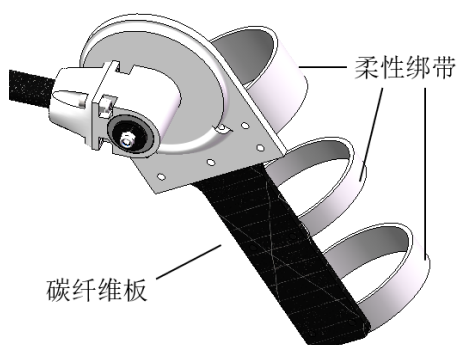


图 3-2 初版上臂连接结构

改版后将原来的三柔性绑带更换为两刚性环和一柔性绑带连接，均通过 3D 打印件与碳纤维管连接。在穿戴时柔性绑带尽可能紧的连接（由于绑带弹性足够，并不会造成伤害），其主要作用是用于上臂与碳纤维管之间的连接，并使外骨骼与上臂的相对位置固定，同时提供的柔性连接可以满足垂直轴旋内旋外时的小范围变化要求；而刚性环略粗于手臂，采用卡扣的设计方便穿戴，主要作用是提供绳索驱动所需要的刚性连接和支撑，便于将电机的助力效果传递到手臂。在制作实物并简单完成穿戴、施力实验后，证实此方案既能够满足垂直轴旋内旋外运动适配的要求，又能够成功完成力的传递。

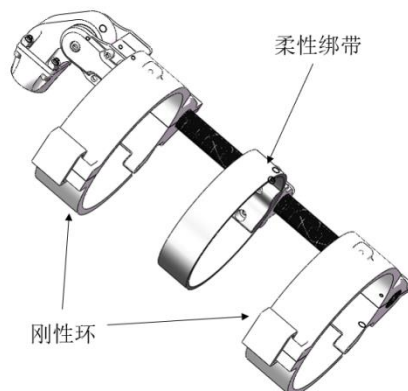


图 3-3 最终版上臂连接机构

### 3.2.2 矢状轴上的收和展

如前文所述，矢状轴上的收和展运动可以归结为上臂的上下摆动。



图 3-4 矢状轴收展运动示意图

此处运动可以初步使用一个旋转副作为运动的适配，在进行结构设计时，观察运动副的受力情况，易知此旋转副受到轴向力较小，而会受到来自上臂运动变形时带来的径向力，因此无需采用推力球轴承，采用两深沟球轴承使转动顺畅。若此处配合的轴采用加工件，则需要设计轴肩来安装轴承，考虑到加工件的时间以及成本，采用碳纤维管和 ABS 材料 3D 打印件相粘合的方式作为替代，抵住轴承内圈使轴承正确安装发挥作用。在实物制作完成及进行穿戴实验后效果较好，能够满足此部分运动要求。

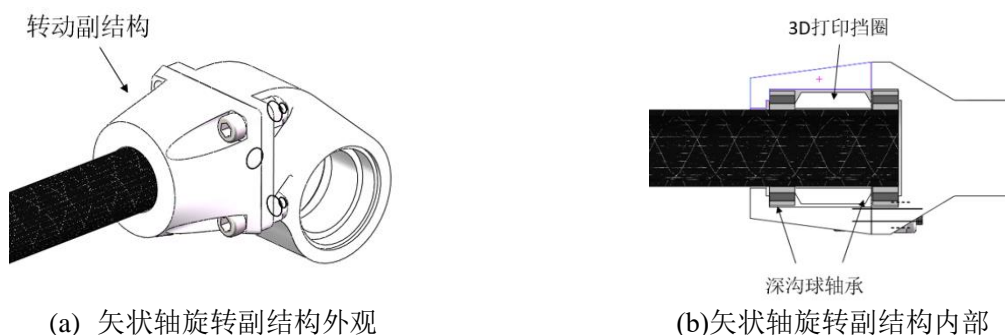


图 3-5 矢状轴收展适配结构三维模型

### 3.2.3 冠状轴上的屈和伸

如前文所述，冠状轴上的屈和伸可以理解为上臂绕肩关节的前后摆动，如 2.1.4 小节所述，初步考虑使用一个转动副进行适配。此转动副结构涉及到后续测量手臂上摆角度。对于手臂上摆角度的测量有两种方法，一是在此处结构的转动轴上安装编码器，实时测量手臂转过的角度；二是通过在侧面拍摄人体，通过图片测量手臂上摆角度。二者各有优劣，编码器相对于图片测量更为准确，但不如后者便捷，且对控制要求较高。考虑到在后续的实验过程中，有许多关键的人体参数无法通过测量直接而准确的获得，只能通过拍摄图片，与给定长度物品等比的方式测量，因此

整个实验过程中的几何尺寸只采通过拍摄图片、等比测量获得，这一部分会在控制实验中详细说明。



图 3-6 冠状轴屈伸运动示意图

值得注意的是，由生理解剖图 2-5 可以看出，关节盂处的孟唇类似于半个球窝，而半球窝中心线并非严格沿冠状轴，而是稍微向前侧偏移，导致肩部绕冠状轴的旋转轴线与冠状轴轴线有一定的偏差，因此该部分的旋转副在进行实际穿戴时，不能安装在冠状轴轴线上而是稍微靠前。

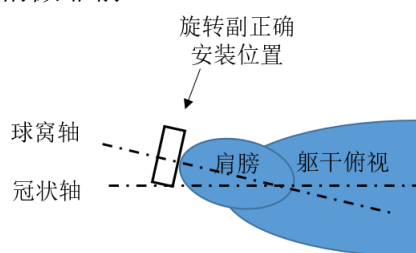
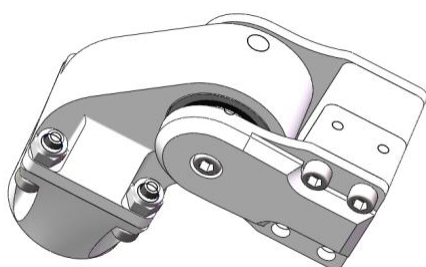
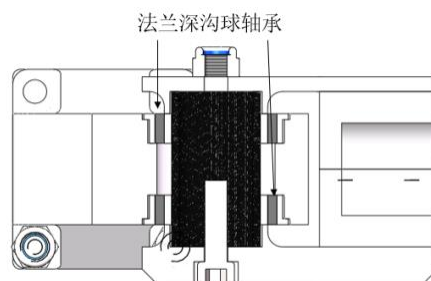


图 3-7 旋转副穿戴位置示意图

此处旋转副的结构设计如图 3-8 所示，对称使用两个法兰深沟球轴承，两侧使用螺栓和紧固螺母压紧内圈以保证结构不会在轴向产生相对位移；前一小节的旋转副结构与此处法兰深沟球外圈配合，此处的旋转副则通过碳纤维管和 3D 打印件与轴承内圈配合，保证其不会产生径向相对位移。二者共同构成一个类似于球铰的结构。



(a) 冠状轴旋转副结构外观



(b) 冠状轴旋转副内部结构

图 3-8 矢状轴收展适配结构三维模型

### 3.2.4 环转

如前文所述，环转运动可以分解为肩部的上下和前后平动。



图 3-9 肩部环转运动示意

如 2.1.4 小节所述，由于肩部前后平动时的尺寸变化较大，需要使用冗余结构来避免与人体的干涉。理论上使用两个旋转自由度可以初步解决干涉问题，但是肩部向前运动到达极限位置时，胸部呈现凹陷样式，如图 3-10 所示，其会导致冠状轴屈伸运动的轴线发生偏移，由于外骨骼的冠状旋转中心安装肩部靠前侧，在运动中由于前述的偏差和肩膀自身的厚度会进一步产生干涉；同样在肩部向后运动时，极限位置时背部呈现凹陷，在要求上臂外骨骼穿戴位置正确的条件下，若只采用两个旋转副进行适配必然会出现干涉，因此需要采用具有三个旋转自由度的冗余结构来即解决肩关节干涉的问题，经实物制作并进行初步穿戴验证以后证明此方案效果较好。



图 3-10 肩部运动干涉及旋转副示意图

如 2.1.4 小节所述，在构思设计时想为其添加承受一定垂直方向载荷的能力，因而不设计上下平动的运动自由度。因此在肩关节前后摆动所需的旋转副结构中，不仅需要深沟球轴承，以保证其能够在肩部前后摆动时产生径向力的情况下平滑转动，更需要推力球轴承来保证转动副的承载能力。如图 3-12 所示，底部挡片及螺栓使推力球轴承的相对位置固定；上部外壳与深沟球轴承外圈配合，内部挡圈的轴肩与深沟球内圈配合以确定深沟球轴承位置并保证运动功能。与 3.1.2 小节中相同，考虑到成本问题以及本次论文重点并非承载能力设计，将轴和轴肩的设计改为碳纤维管和 ABS3D 打印件用 502 胶水粘合，以满足论文中基本承载能力的要求。



图 3-11 三旋转副冗余机构

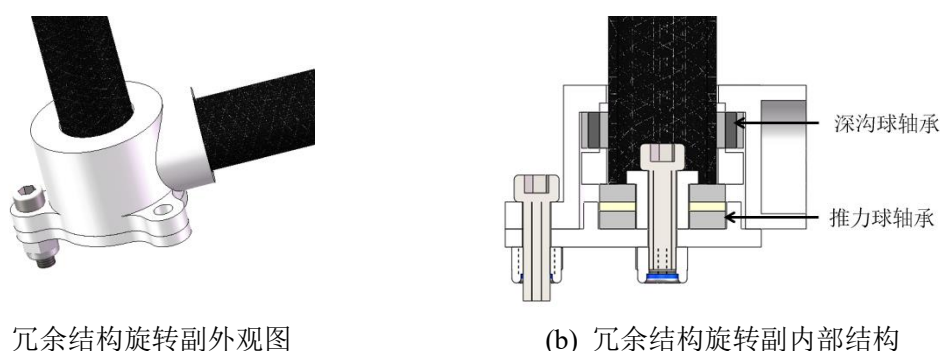


图 3-12 冗余结构的旋转副三维模型

### 3.3 绳索及电机驱动部分设计

#### 3.3.1 静力学理论分析及驱动电机选型

在设计中的身体尺寸仅以作者自身体型作为设计依据，由于实际生活中人体关节尺寸、上肢具体重量均无法准确测量，因此在此基础上添加安全系数以防止计算带来的误差并使其具有一定的泛用性。

成年人一条手臂约占体重的10%，按照设计目标，体重最大为70kg，于是单支手臂的质量和重力分别为：

$$\begin{cases} m=80 \times 10\%=8\text{kg} \\ G=m \times g=78.4\text{ N} \end{cases} \quad (3-1)$$

绳索一端位于上臂靠近肘部来带动上臂运动，若要满足手臂以任何位置均能将其驱动至 90°，先考虑到手臂在自然摆平时，质心距离肩关节处转动中心最远，即力臂最长，此时需要的电机所需要提供的驱动力也最大，即若满足此条件下力矩要求即可满足手臂任意姿势的运动要求。

绳索的一端位于肩关节的支撑滑轮处，另一端位于上臂肘部的刚性环上，设悬



停时上臂与垂直轴线角度为  $\theta$ ，现需探究所需电机力与位置关系的变化。如图 3-13 所示，对手臂进行受力分析，手臂的自重为  $G$ ，电机的输出力为  $F$ ，设外骨骼和人体对手臂的支撑力合力为  $F_0$ ，设此时绳索与垂直轴的角度为  $\alpha$ ，由三力平衡条件易知：

$$F = \frac{G}{\cos \alpha} \quad (3-2)$$

在手臂上摆过程中， $\alpha$  角度不断变大且一直为锐角，因此电机所需输出力为  $F$ 。因此当手臂上摆到  $90^\circ$ ，即  $\theta=90^\circ$  时，电机所需输出力达到最大值，在电机的选型过程中，若绞盘电机结构能够输出的最大力大于此，则表示能够驱动手臂以任意姿态驱动整个上升过程。

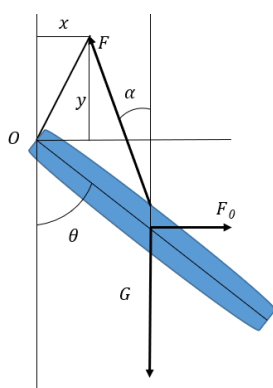


图 3-13 上臂静力学分析

拍摄侧面图片测量  $x$  和  $y$  的值：如图 3-14 所示， $d_0$  长度在 SolidWorks 中测得实际长度为 187mm，将侧面的拍摄图片导入 SolidWorks 中，图片经过了一定比例的缩放，缩放后使用测量功能测得  $d_0$  为 420.59mm，即放大比例为：

$$K=420.59 \div 187=2.25 \quad (3-3)$$

图片测得  $x$  长度为 167.79mm， $y$  长度为 169.41mm，因此在实际中  $x$ 、 $y$  的长度分别为：

$$\begin{cases} x=167.79 \div 2.25=74.57\text{mm} \\ y=169.41 \div 2.25=75.29\text{mm} \end{cases} \quad (3-4)$$

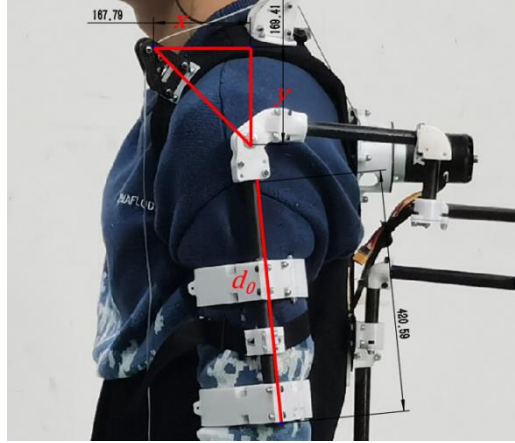


图 3-14 侧面图片测量

当手臂上摆至  $90^\circ$  时示意如图 3-15，绳索的一段位于手臂上的  $Q$  点，另一端位于支撑滑轮处  $M$  点，过  $Q$  点作垂线，垂足为  $P$ 。外骨骼转动中心到手臂重点在 SolidWorks 测量得实际长度为  $194\text{mm}$ ， $Q$  点距离手臂中心轴线实际距离测得为  $45\text{mm}$ ，因此计算得：

$$\begin{cases} MP=75.29-45=30.29\text{mm} \\ PQ=194-74.57=119.43\text{mm} \end{cases} \quad (3-5)$$

因此计算  $\alpha$  得：

$$\alpha = \arctan \frac{PQ}{MP} = \arctan 3.94 = 75.7^\circ \quad (3-6)$$

此时电机所需最大力为：

$$F = \frac{G}{\cos \alpha} = \frac{78.4}{\cos 75.7^\circ} = 317.4\text{N} \quad (3-7)$$

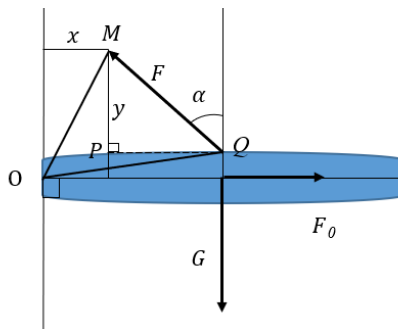


图 3-15 手臂最高位置静力学分析

绳索的一端位于  $Q$  点，另一端位于背部的电机轴的绞盘上。对于绞盘电机结构来说，绞盘能够输出的力  $F$  等于电机的力矩  $T$  除以绞盘的半径，因此绞盘的半径越小，能够输出绳索的力就越大。由于机械结构的关系初步设置电机绞盘半径为



11mm，现计算电机在手臂处于 90°悬停时电机所需力矩：

$$T=F \times r=317.4 \times 0.011=3.5 \text{N} \quad (3-8)$$

即驱动电机所需最大力矩为 4.3N，从实验室现有电机选型，选用带有减速比为 19:1 减速箱的 RoboMaster M3508 直流无刷电机，由官方数据得知，该减速电机套装的最大功率为 200W，最大扭矩可达到 5N\*m；最大持续功率可达到 150W，持续扭矩可达到 3N\*m。由此验证得此电机符合本次研究实验要求，可以开始进行机械结构设计。

### 3.3.2 支撑滑轮机械结构设计与分析

#### 3.3.2.1 支撑滑轮的机械结构设计

支撑滑轮有主要有两个作用，一是使外骨骼带动上臂进行运动时，绳索的几何位置能够相对固定；二是避免在施力过程中绳索与人体产生干涉。由 3.3.1 中的尺寸和计算过程，绳索驱动的滑轮中心位置距离肩部表面初步设为 18mm，肩部手臂直径约为 100mm，滑轮半径 6mm；电机轴处的绞盘半径为 11mm。在电机通过绳索驱动手臂运动的过程中，绳索上的所有力均通过滑轮传递到支撑结构上。在设计时考虑到此处需要注意强度问题，因此先使用 2mm 碳纤维板作为支撑件，之后使用有限元分析做进一步分析验证。

滑轮初期使用购买的标准小型滑轮，但是经实际穿戴实验后发现，由于从上臂前侧到背部这一段皮肤表面起伏差距过大，导致绳索的力作用在滑轮上时并非施加在滑轮正中间，标准滑轮虽然承载能力较强但是其中间部分曲面相对来说较为平滑，在运动过程中绳索很容易滑出。随后改为采用 ABS 作为材料使用 3D 打印制作而不使用购买的钢结构滑轮，对滑轮上的曲面进行适当的调整，增加其斜度，并增加尼龙柱，可以有效的解决这一问题，ABS 材料滑轮的强度在后面一小节进行有限元强度校核。

具体机械结构如图 3-16 所示在滑轮中对称嵌入两深沟球轴承，两端使用支撑的碳纤维板和垫片来使其轴向固定。上端尼龙柱的作用一方面是作为两碳纤维板的支撑，另一方面是其在不妨碍滑轮运动的情况下可以阻碍绳索滑出的情况。

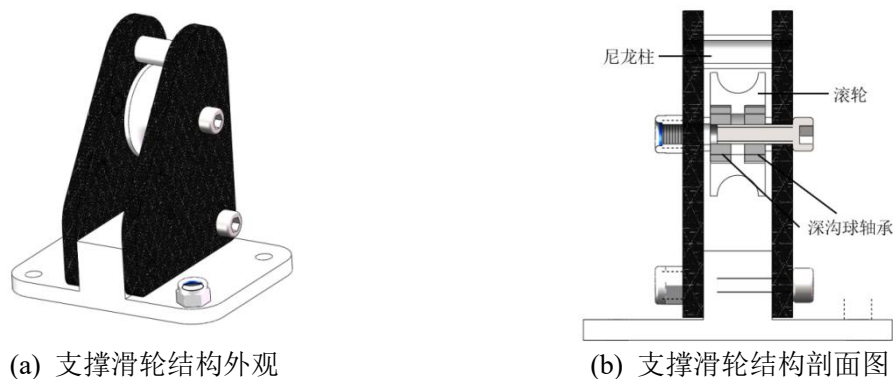


图 3-16 支撑滑轮结构

经人体穿戴初步实验后，间隔使用两个此类的滑轮支撑结构即可使其完成相对固定绳索以及避免人体干涉的作用。

在初步进行电机绳索实验过程中，发现在绳索拉动的过程中会发现虽然支撑滑轮结构本身没有变形，但是由于其是固定在背带上的，在拉动过程中由于拉力的作用，会发生严重的位移，两支撑结构会呈靠近趋势。这种位移不仅会使绳索收缩时不带动手臂上摆，而是使支撑滑轮收缩，使绳索驱动控制实验失败，并且后续绳索收缩长度变化较大，也有一定危险性容易对肩部造成损伤。出现这种问题的原因主要是由于在设计时没有考虑到肩部背带的柔性，因此在改进时考虑在此根据肩部形状设计一个能够包覆肩部的 3D 打印件，作为支撑滑轮的刚性基座。经试验尝试以后该结构效果较好。

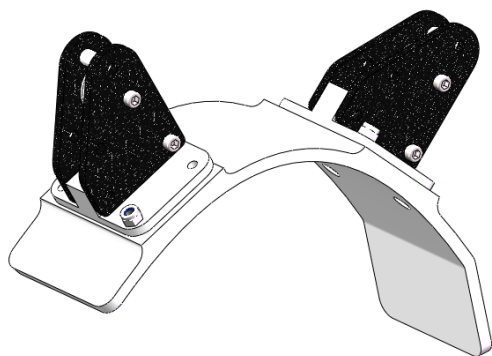


图 3-17 双支撑滑轮结构及刚性肩部基座

### 3.3.2.2 支撑滑轮结构的有限元分析

现在主要的有限元分析软件主要包括 ABAQUS、ANSYS 等，以及 CAD 软件自带的插件，例如 SOLIDWORKS 自带的 simulation 或 CATIA 自带的分析与模拟模块。虽然 ABAQUS、ANSYS 功能更加更加强大适用性更广，但是本次实验对静应力分析的要求较低，结构也相对简单，因此使用 SolidWorks 自带的 simulation 模

块进行有限元分析。

不同于前述适配自由度的几何结构，有关绳索驱动部分的几何结构因为其受到绳索的作用力较大，比较薄弱的地方都做强度校核，防止实验过程中零件破坏导致受伤。

#### 1) 支撑碳纤维板的有限元分析：

为使分析在各种条件不变的情况下尽可能简便，现对碳纤维板受力进行分析，由图 3-16 装配关系以及整个滑轮受绳索力关系可知，当手臂抬升至最大角度时绳索所受力最大。在此位置时，经穿戴实验测得经过滑轮的绳索段约呈  $157.95^\circ$  夹角，绳索的一边距离碳纤维板直角边约为  $27.33^\circ$ 。

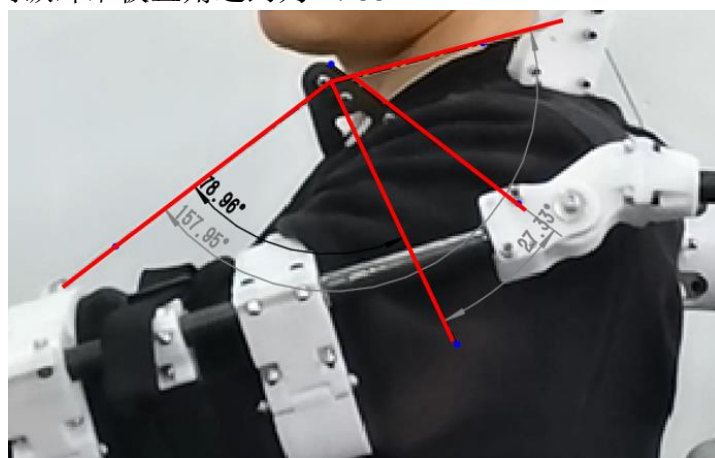


图 3-18 滑轮受力方向测量

材料设置：材料为碳纤维 hexcel as4c(3000 丝)，SolidWorks 自带的材料库中此材料无弹性模量和泊松比，经查询后其弹性模量为  $2.31 \times 10^5 \text{Mpa}$ ，弹性模量为 0.28，质量密度为  $1.78 \times 10^{-3} \text{g/mm}^3$ ，应用到模型中。

夹具设置：即约束条件，在有限元分析中十分重要，主要包括对几何体边界条件的设置如固定、铰链、轴承夹具等，需要根据不同的条件正确选择约束条件。由装配关系可知，碳纤维板与底部基座的连接仅为底部两个孔，上部的安装尼龙柱的孔由于是两碳纤维板对称安装，并不固定。因此夹具设置仅固定底部两圆孔。

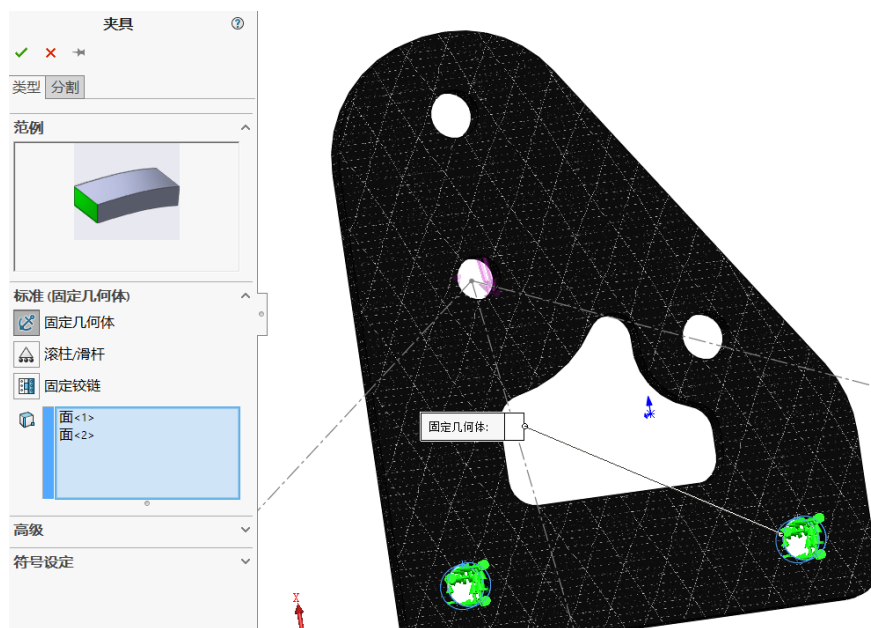


图 3-19 碳纤维板的固定设置

外部载荷：如前文所述，经穿戴实验测得经过滑轮的绳索段约呈  $157.95^\circ$  夹角，其合力大小为

$$F=2\times 317.4\times \cos 78.96^\circ=121.56\text{N} \quad (3-9)$$

方向如图 3-20 所示。

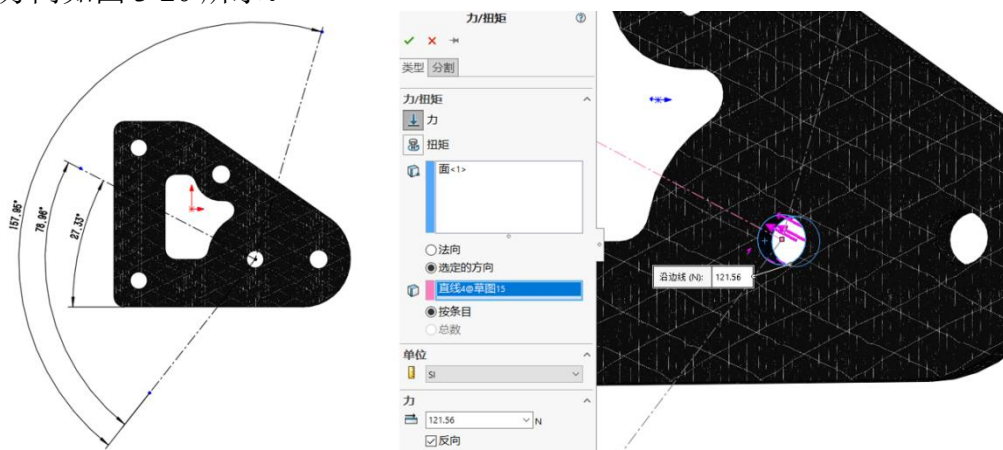


图 3-20 碳纤维板受力方向及载荷施加

网格划分：网格划分就是把模型分成很多小的单元，作为有限元分析前处理的重中之重，网格划分与计算目标的匹配程度、网格的质量好坏，决定了后期有限元计算的质量。网格类型为实体四面体网格，雅克比点为 4 点，单元大小设置为 1.5mm，公差 0.075mm。网格划分后单元总数为 5583，网格品质高，结果如图 3-21 所示。

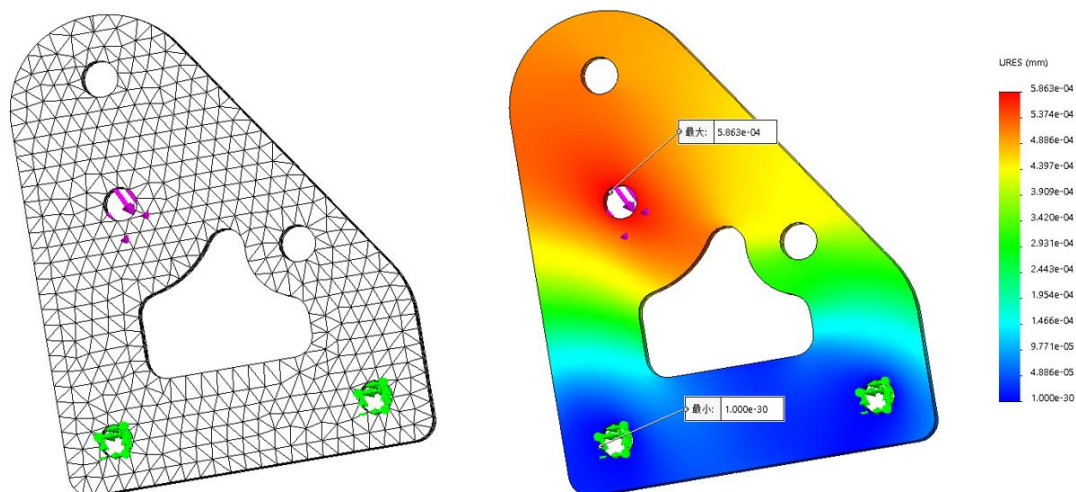


图 3-21 碳纤维板网格及位移云图

运行结果：运行结果如图 3-21 所示，观察形变位移，位移最大处位于滑轮固定圆孔，位移为  $5.863 \times 10^{-4} \text{mm}$ ，满足实验要求，此处支撑碳纤维板结构可行。

#### 1) 滑轮的有限元分析：

由于前述碳纤维板的力是通过滑轮受力传递而来，因此碳纤维板受力与滑轮受力情况相同。

材料设置：材料为 ABS，其弹性模量为  $2 \times 10^3 \text{Mpa}$ ，弹性模量为 0.394，质量密度为  $1.02 \times 10^{-3} \text{g/mm}^3$ ，应用到模型中。

夹具设置：由装配关系可知，在极限位置时滑轮运动静止，受力平衡，滑轮中安装轴承的位置都相对固定，固定此位置。

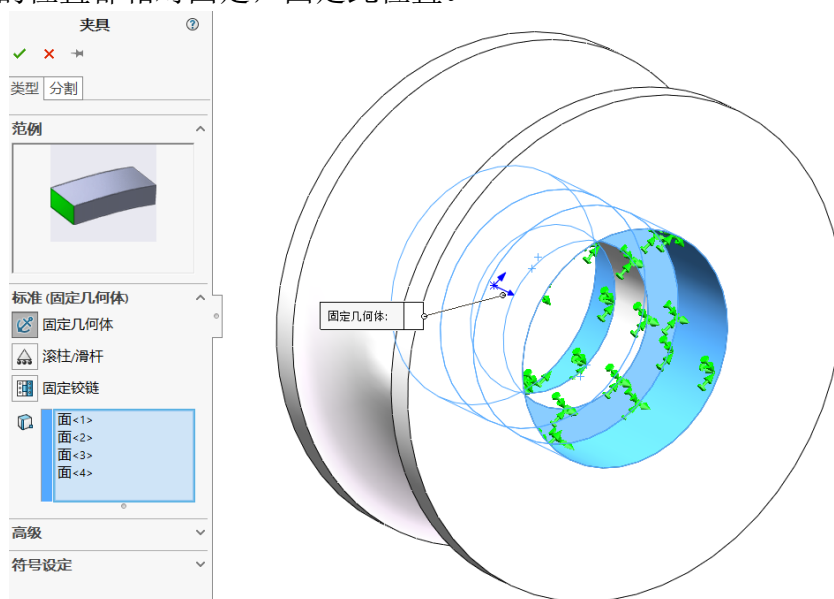


图 3-22 滑轮的夹具设置



外部载荷：滑轮受力大小和前述碳纤维板受力大小相同，均为 121.56N，实际情况中，受力仅为滑轮曲面上绳索与其相接触的部分，使用分隔线在滑轮曲面上创造应力面，投影圆面直径等于绳直径，为 3mm，并施加载荷。

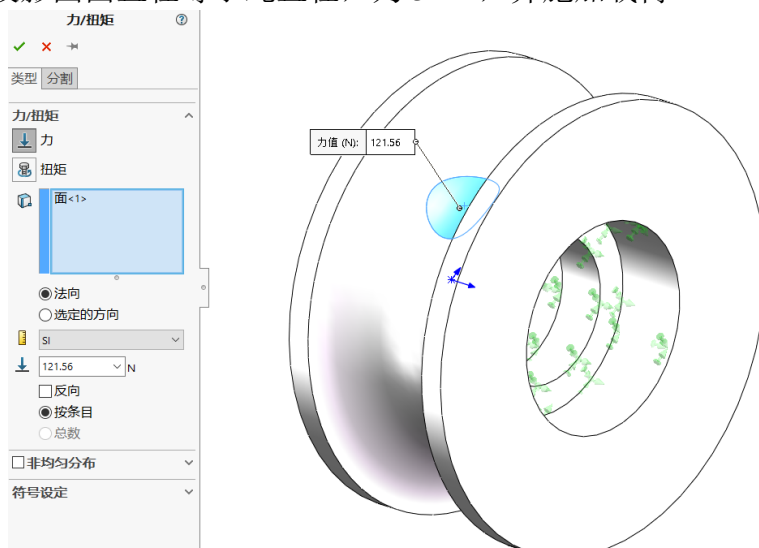


图 3-23 滑轮外部载荷

网格划分：网格类型为实体四面体网格，雅克比点为 4 点，单元大小设置为 1 mm，公差 0.05mm。网格划分后单元总数为 7112，网格品质高，结果如图 3-24 所示。

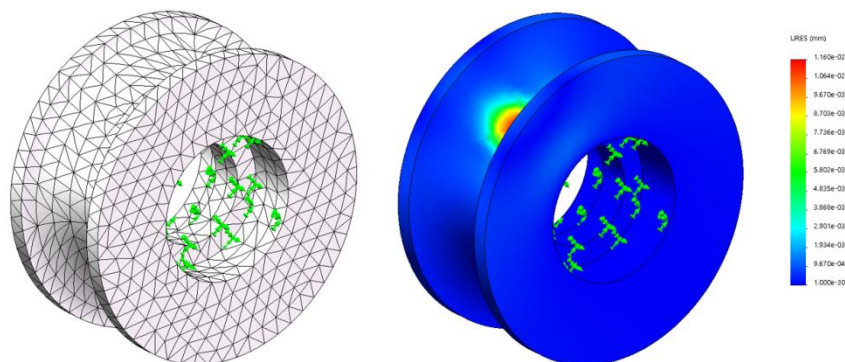


图 3-24 滑轮网格划分结果及位移云图

运行结果：运行结果如图 3-24 所示，观察形变位移，位移最大处位于滑轮固定圆孔，位移为  $1.16 \times 10^{-2}$  mm，满足实验要求，此处支撑碳纤维板结构可行。

### 3.3.3 电机安装部分结构设计

绳索驱动的另一端固定在电机轴的绞盘上，驱动电机选用大疆 Robomaster M3508 直流无刷电机，如前文 3.3.1 静力学分析及驱动电机选型中提到绞盘半径初

设为 11mm，这是在根据电机轴设计的几乎最小半径：3508 电机直径 10mm，径向定位平面距离圆心 4mm，绞盘最薄处距离电机轴表面 3mm。定位孔为 M3 螺纹孔，使用杯头 M3 螺栓以及紧固螺母使绞盘与电机轴相对固定。为了使绳索在运动过程中所不被紧固螺母干扰，必须使绞盘能够包覆紧固螺母，由此设计出的最小尺寸半径为 11mm，绞盘上与电机相连定位孔的位置，需要设计通孔并使其与螺栓的杯头相连以连接绳索。

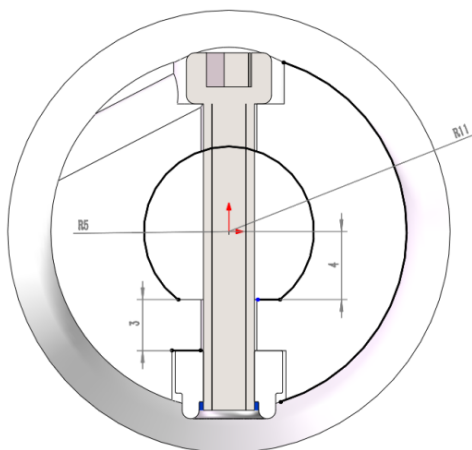


图 3-25 绞盘尺寸设计示意

外骨骼的电机驱动结构同样需要像肩部外骨骼一样相对于人体固定。因此购买了背带,在需要安装零件的位置先使用较大的两片相同碳纤维板夹住背带,通过碳纤维板的孔位在背带上加工出相同孔位,使用螺栓和胶水固定并加固,这样就能够在这背带这种柔性结构上制作出一个刚性的基座,以便后续安装其他零件使用,经实验测试效果较好。



图 3-26 使用碳纤维板夹住背带作为连接基座

整个模块的具体机械结构：先将碳纤维板与电机的定位孔连接，在与 3D 打印的电机支撑壳相连，此时将绞盘中的 D 型孔与 M3508 电机的 D 型轴相连接，将绳一端穿入绞盘的通孔中，并通过轴上的定位孔将绞盘与电机轴向、径向均相对固定，此处的螺栓同时起到固定绳索的作用，最后将电机支撑壳成体连接于背部的支撑

底座即完成。

在第一次安装完成进行穿戴实验时，出现两个较为严重的问题：

1) 第一次设计绞盘时，绞盘底面与背部碳纤维板的距离较大，在绞盘转动使绳索收缩时会出现线脱离绞盘进入下方空间，被下方螺栓缠绕而导致运动实验失败的情况。针对这种情况，对绞盘进行了如图 3-27 所示的改进，缩短其与背部碳纤维板的距离，使绳索无法穿过该距离进入下方空间；并使绞盘能够包覆碳纤维板的螺栓，在改进的部分注意与螺栓的干涉。这种设计改进经过实物制作穿戴实验后被验证可以成功解决该问题。

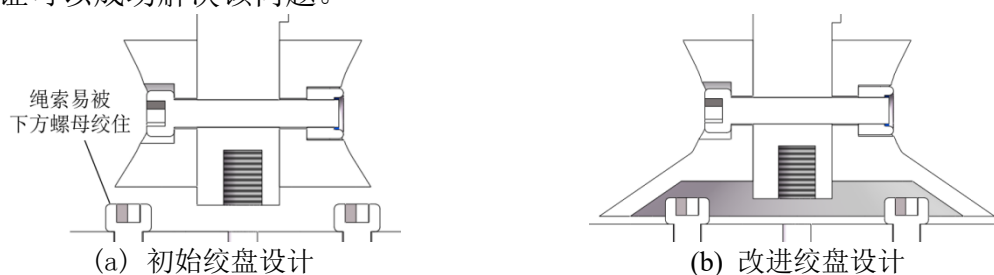


图 3-27 电机绞盘的设计与改良

2) 在驱动电机的安装时，在未上电驱动之前，整个电机模块安装于背带的碳纤维板上，背带拉紧时穿戴效果良好。但是在使用电机驱动时整个碳纤维板出现了下部向外翻的情况，这是由于在实验初期装置的贴合效果较好，没有考虑到其背部整个模块所受到的反向力：在电机驱动上臂向上运动的同时绳索会给予电机模块整体反向的作用力，方向沿绳索向上；同时碳纤维板是与背带相连接，背带柔性太大，两种原因导致整个电机驱动装置发生了极大的位移，造成实验失败，若不及时停止还可能会导致结构的破坏甚至对人体造成损伤。经过结构的修改，电机底板与下方的背部支撑结构相连，大大增加了此处的强度，同时不会对人体造成额外的不适感。在改进后的实验中，当绳索的反作用力达到最大（即手臂处于  $90^\circ$  位置时），电机底板并未产生较大位移，证明效果较好。

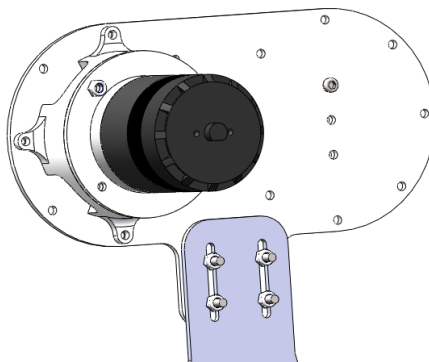


图 3-28 电机基座与背部碳板的连接



## 3.4 背、腰部支撑连接结构设计

### 3.4.1 背部调节结构设计

在肩部自由度适配结构设计中的 3.2.4 环转部分，提到了在构思外骨骼结构时，希望其有一定的承载能力，能够在人体举托重物时给予上身支持力，考虑到肩部垂直上下运动范围和需求较小，因此在机械结构设计时不提供垂直方向运动的自由度。然而由于关节尺寸距离无法精确测量，在三维软件上的设计尺寸无法准确应用到柔性背带以及人体穿戴上。作为上下运动自由度的替代，为防止外骨骼肩关节部分结构与人体肩关节位置差距过大，需要使外骨骼附肢结构部分能够在垂直方向进行调整并固定。

根据以上要求，并同时考虑到背带自身的加工连接问题，设计背带背部区域内侧使用碳纤维板和杯头螺栓，在背带外部区域使用 ABS 材料 3D 打印件和紧固螺母，碳纤维板和 3D 打印件贴合固定于背带上。注意此打印件要使用沉头孔的结构，且沉头孔为六边形，在 3D 打印误差范围内，沉头孔要正好和紧固螺母相贴合。使用一较长螺栓从另一侧穿过，并通过螺纹与紧固螺母配合时，由于六边形的沉头孔限制了紧固螺母的旋转，便达到了类似于在 3D 打印件攻丝的效果（使用此方法一是因为铝件加工成本高，且外包加工周期较长，而是因为 3D 打印件与螺纹套的配合效果并不好）。这样可以使螺栓更好的固定在背带上，并且紧固螺母的使用可以让后续调节、拆卸过程中螺栓不易松动。长螺栓多出来的部分用于设计上下调节结构。

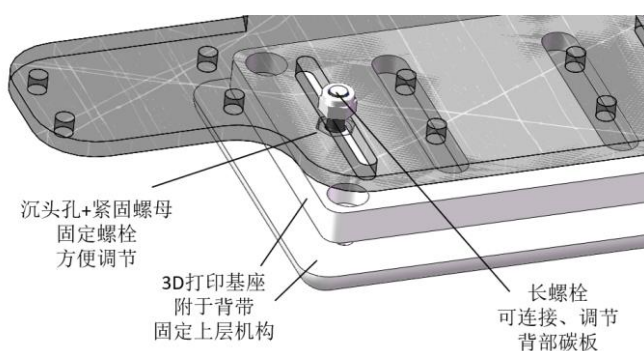


图 3-29 背部调节基座的设计

背部调节结构的基座完成，上下调节的结构由对称两滑槽实现，背部大碳板上滑槽的位置与基座中伸出两长螺栓相配合，外骨骼附肢结构固定于背部大碳板两侧。若滑槽设计过长，则会导致滑槽两侧碳纤维板结构较为薄弱，从而导致在两边收到垂直于板面的力时容易损坏，这就需要在设计时需要先大致量出背部调节基座与人体肩部的距离，使得在初始安装时外骨骼附肢结构中冠状轴屈伸结构的旋

转副中心尽量靠近手臂摆动圆心，再通过滑槽上下微调使得外骨骼能够恰当安装，以肩部做三轴运动及前后运动无不适感为准。

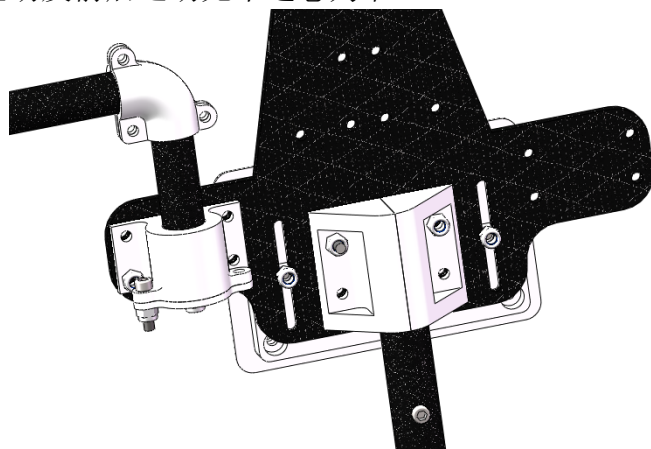


图 3-30 背部上下调节机构

调节至合适位置时使用垫片和紧固螺母固定，注意此处支撑外骨骼上下位置相对固定的力并非只依靠紧固螺母的预紧力产生摩擦，还由于在人体上躯收到力发生弯曲，或者为了方便施力主动弯曲背部时，会导致与电机相连的基座碳板、背部大碳板之间并不处于同一平面，二者在垂直方向上会产生变形，而其由相互连接，则会导致背部大碳板的变形，使得滑槽螺母连接处的正压力增大，使得摩擦力大大增加，进一步保证了在安装紧固螺母，调节好高度并穿戴以后，外骨骼附肢结构的垂直高度不会发生改变。

如前文 3.3.3 电机安装部分结构中提到，其电机底座碳板连接与此处的大碳板相连接。为了后续指定位姿控制实验的进行，电机相对于人体的位置不能改变，因此电机固定基座的碳板与背部大碳板仍需要使用滑槽结构进行连接，以保证背部大碳板调节时电机位置不变。

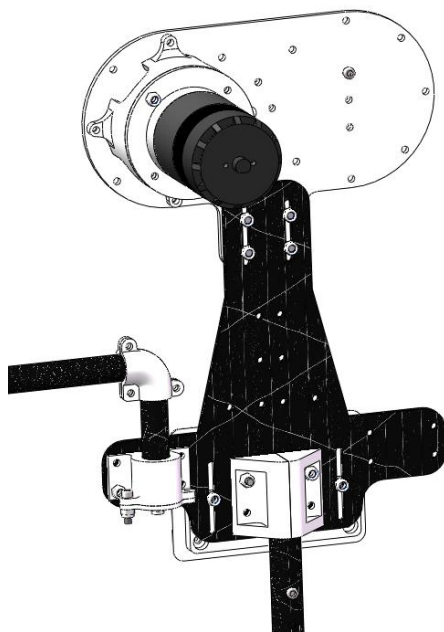


图 3-31 背部整体结构

### 3.4.2 腰部支撑设计

#### 3.4.2.1 下肢骨连结支撑的生理学依据

下肢骨的主要功能是提供运动能力和支撑体重，并能够维持身体直立。由于运动功能的需要，下肢骨的形态结构也变得更加粗大强壮，相比于上肢骨更适合于支撑和抵抗机械力。

在下肢带连结中，髋髌关节拥有相当大的稳定性，以此来实现支撑体重的功能，其髋髌关节髌骨和髌骨的耳状面构成，彼此对合十分紧密。其关节囊紧贴于关节面，并且周围的韧带相对来说更加强韧。与上肢带比较，其关节腔狭小，因此髋髌关节活动性较小，此种结构更利于人体进行体重支撑、传递重力，并且使关节不易受到损伤。

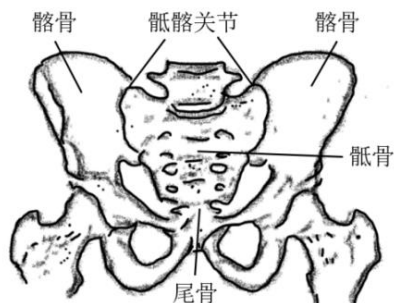


图 3-32 髋髌关节示意图

对本次外骨骼设计而言，外骨骼的附肢结构固定在刚性结构并依附于柔性背

带上,若想外骨骼能够在运行时为整个人体上躯提供支撑,仅依靠柔性背带对人体的弹性连接是不够的,因此需要其它部位来提供额外支撑。根据髋髂关节的生理结构可以得出其活动范围小、承载能力强的特点:活动范围小可以使外骨骼固定在此关节时能够较为稳定,不会像上肢一样发生较大的位移,使其位置相对与人体较为固定;承载能力强并且不易造成损伤,符合外骨骼设计为上躯体提供支撑的要求,且较为安全不易对人体造成伤害。

#### 3.4.2.2 支撑结构设计

支撑结构的基座附于腰部,将皮质腰带固定于腰部髌骨上,为了方便穿戴,将支撑结构的 3D 打印件作为可拆卸部分,可以连接到皮带上。在支撑基座与背部大碳板之间使用两直径不同的碳纤维管相连,其中较粗碳纤维管内径等于较细碳纤维管外径。

支撑碳纤维管结构同样需要做成可调节的结构,原因如下:(1)由于背带位置和腰带位置在每次穿戴时都会有略微的区别且均为柔性结构,在 CAD 软件中的尺寸设计无法准确应用到外骨骼结构上;(2)预定的碳管尺寸虽然是根据身体尺寸测量,但人体背部运到变化尺寸较大,实际支撑效果无法从软件中得知;(3)在调节外骨骼的附肢结构位置时,背部碳纤维管也会随之移动,支撑结构相关尺寸也会发生改变。综上所述,为达到良好的支撑效果,在两根碳纤维管相交的地方,每隔 150mm 打通孔,以便使用螺栓调节高度。



图 3-33 碳纤维管调节结构剖面图

### 3.5 本章小结

本章主要内容为机械结构的设计,结构大多为自主独立构思设计,在加工装配及改进也花了较长时间,也是本次研究的主要内容。由于柔性结构的存在使得初次试验中会发生许多刚性结构无需考虑的问题,需要根据情况不断改进。

外骨骼附肢结构的设计,针对上臂不同的运动自由度设计了不同的结构来满

足运动的自由度需求；对几何尺寸以及受力情况进行了分析，选定了驱动电机并设计了电机绳索驱动结构；设计了背部调节机构，调节外骨骼附肢结构的高度可以使外骨骼更好的进行穿戴；腰部支撑结构的设计可以为人体上躯以及整个外骨骼提供更加稳定的支撑力。

## 第四章 上肢外骨骼控制系统设计

### 4.1 硬件选择及控制思路

驱动方案：DJIM3508 电机搭配。官方 C620 电调，通过 CAN 通信协议驱动。

控制方案：使用 STM32F429IGT6 芯片作为主控，通过 CAN 芯片传输信号驱动电机。

控制思路：内层控制：设定一个周期为 5ms 的定时器，作为发送控制指令的循环触发器。每个控制周期中调用一次“位置-速度”串级 PID 算法，算法结果为驱动电调电压模拟值，最后发送到电调。外层控制：每 5s 作为一个周期，修改电机的目标位置，共四个周期依次循环，内层控制驱动电机达到目标位置。

### 4.2 运动关系分析

使用电机驱动带动绞盘转动，收缩绳索进而带动上臂转动，现在要根据几何尺寸之间的关系确定电机转动角度与手臂上升角度之间的关系。实际运动空间为三维空间，绳索的位置并非完全位于垂直面上而是略有倾斜，从计算角度考虑，先从侧面对几何结构进行分析平面中绳索变化长度与手臂上摆角度之间的关系，再转到三维空间从正面分析绳索的变化，最后通过绞盘与绳索的关系解算出电机所需转动角度。

从侧面观察，上臂结构与绳索变化之间的几何关系如图 4-1 所示，其中位于上方的转动副是支撑滑轮的位置，下方的转动副是肩部的转动中心。 $d_1$  是二者在侧面平面上的几何距离，由于人体尺寸无法精准测量，且背带自身柔性，穿戴在身上时会产生变化， $d_1$  的长度无法从软件中测量，只能通过拍照按照比例确定长度； $d_2$  是在侧面平面上绳索绑定位置与肩部转动中心的距离（在结构设计时，绳索固定位置并非位于上臂轴线，而是固定在包覆于手臂的刚性 3D 打印环上，且刚性环直径大于手臂，因此在垂直于上臂轴线的方向上二者会有一段距离）， $d_2$  的长度可以通过软件直接测量得到； $\alpha$  为  $d_1$  与垂直轴之间的角度，同样由于结构原因无法直接测量，因此使用拍照测量； $\beta$  为外骨骼上臂部分，绳索固定位置与上臂轴线形成的正切角，由三维软件可直接测量； $\theta$  为手臂上摆角度，考虑到由于  $\alpha$  角使用拍照测量，二者角的一边位于同一直线上，且关节转动副处没有安装陀螺仪或者绝对值编码器等测量角度的器件，于是同样使用拍摄测量； $L_1$  为侧面平面上绳索的长度，先探究  $L_1$  与  $\theta$  之间的关系：

如前文所述  $d_1$ 、 $d_2$ 、 $\alpha$ 、 $\beta$  都是已知量，其中

$$\gamma = \pi - (\alpha + \beta + \theta) \quad (4-1)$$

由余弦定理知：

$$l_1^2 = d_1^2 + d_2^2 - 2d_1d_2 \cos [\pi - (\alpha + \beta + \theta)] \quad (4-2)$$

易知  $\gamma \in (0, \pi)$ ，所以当  $\theta$  增大时， $\cos [\pi - (\alpha + \beta + \theta)]$  增大， $l_1$  减小。

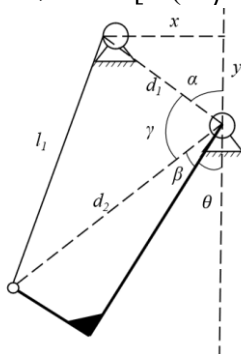


图 4-1 上臂侧面几何关系图

再从侧面平面的变化转换到正面，如图 4-2 所示，两矩形分别为肩部支撑滑轮转动副和肩部转动中心， $l_2$  为两转动副从正面观察的水平距离，此时三维空间中绳索长度  $L$  为：

$$L^2 = l_1^2 + l_2^2 \quad (4-3)$$

图 4-2 上臂正面几何关系图

将公式(4-2)带入公式(4-3)，即得手臂处绳索长度  $L$  与手臂角度  $\theta$  之间的关系：

$$L^2 = l_2^2 + d_1^2 + d_2^2 - 2d_1d_2 \cos [\pi - (\alpha + \beta + \theta)] \quad (4-4)$$

当手臂的角度  $\theta$  从  $\theta_1$  变为  $\theta_2$  时，绳索收缩的距离即为：

$$\Delta L = L_1 - L_2 \quad (4-5)$$

接下来将设计实验验证本次研究所推导的绳索长度与手臂角度的关系式，由

于 M3508 电机内部计算角度变化为增量式，所以同样需要通过绳索长度变化来验证，分析验证公式(4-5)得到的绳索理论变化长度和实际测量变化长度的关系。

### 4.3 位姿控制实验

#### 4.3.1 电机转动角度与给定计数器值关系实验

M3508 电机的位置控制模式是通过计数器 CNT 值来控制的。在 M3508 自带的库函数中包含了 CNT 值与电机转动圈数关系（不包含减速箱，电机自带减速箱减速比为 19:1）：即 CNT 值每增加 8192，电机轴转动一圈，再加上减速箱即可计算理论上 CNT 值与电机输出轴转动角度关系：即每当电机输出轴转过  $2\pi$  时，电机 CNT 值需增加：

$$N_0 = 8192 \times 19 = 155648 \quad (4-5)$$

即电机输出轴角度  $\delta$  与给定 CNT 值  $N$  之间的关系为：

$$\delta = \frac{\pi}{77824} N \quad (4-6)$$

已知电机绞盘半径  $r=11\text{mm}$ ，所以绳索收缩的长度  $\Delta L$  与给定电机 CNT 差值  $\Delta N$  的关系为：

$$\Delta L = \delta \times r \approx \frac{\Delta N}{2252.08} \text{mm} \quad (4-7)$$

在实际的电机绞盘安装模块由于可能存在装配误差等，现通过实验换算出实际给予电机 CNT 值与电机轴转动角度的关系。

已知 M3508 电机的位置模式转动的角度与给定其的 CNT 值呈线性关系，给定任意一电机 CNT 值的变化，测量绳索收缩长度，计算得到二者关系，重复三组实验取平均值：

当  $N=0$  时，拉紧绳索使其位于刻度尺上 100mm 的位置

给予  $N_1=-30000$ ，绳索位于刻度尺 86mm 处， $\Delta L_1=14\text{mm}$ ，得：

$$\Delta L = \frac{\Delta N_1}{2142.86} \text{mm} \quad (4-8)$$

给予  $N_2=-90000$ ，绳索位于刻度尺 58mm 处， $\Delta L_2=28\text{mm}$ ，得：

$$\Delta L = \frac{\Delta N_2}{2142.86} \text{mm} \quad (4-9)$$

给予  $N_3=-150000$ ，绳索位于刻度尺 29mm 处， $\Delta L_3=29\text{mm}$ ，得：

$$\Delta L = \frac{\Delta N_3}{2068.97} \text{mm} \quad (4-10)$$



取平均值值得：

$$\Delta L = \frac{\Delta N}{2118.23} \text{ mm} \quad (4-11)$$

与理论计算相近，说明理论与实际计算结果都正确，在后续计算中采用实际测量值，即公式(4-11)。

### 4.3.2 位置控制及实验数据分析

在实际穿戴过程中，若想要上臂能够完全自由运动，则需要绳索拥有较长的余量，这是因为若仅以手臂垂直时位置的绳索长度来运动，由于 M3508 电机的减速比为 19:1，减速比较大，以手臂难以驱动电机使绳索放长，手臂无法向后运动。

在本次实验中，绳索实际收缩的长度由给定电机数据 CNT 值换算而来，手臂转过的角度  $\theta$  由照片拍摄得到，并以此通过理论计算绳索理论变化长度，与实际变化长度进行对比，即验证公式(4-5)。

实验过程如下：以手臂垂直时绳索紧绷状态为绳索的初始状态，然后绳索放长以达到能够手臂能够自由运动的目的，驱动电机使绞盘收缩，拉动手臂上升。使用 M3508 电机的位置控制模式，发送给电机合适的 CNT 值，使其能够在指定的 4 个合适位置悬停，拍摄记录对应的  $\theta$  角，计算理论上绳索收缩的长度，与实际测量绳索长度作对比，验证几何关系推导的正确性。

在三维软件中测得：

$$\begin{cases} d_2 = \sqrt{194^2 + 45^2} \approx 199.15 \text{ mm} \\ \beta = \arctan(45 \div 194) \approx \arctan 0.232 \approx 13.1^\circ \end{cases} \quad (4-12)$$

如图 4-3 所示，在转动实验中以初始位置作为参考，在 SolidWorks 中打开外骨骼穿戴式的初始位置图片，以肩部转动中心为原点作为参考，图片经过缩放以后，原长在 194mm 的上臂碳纤维管在图中测得 222.86mm，因此侧面图片的放大比例  $k_l$ 、 $\alpha$  角、 $d_l$  分别为：

$$\begin{cases} k_l = 222.86 \div 194 \approx 1.15 \\ \alpha = \arctan(97.18 \div 65.51) \approx 56.0^\circ \\ d_l = \frac{117.20}{k_l} \approx 101.9 \text{ mm} \end{cases} \quad (4-13)$$

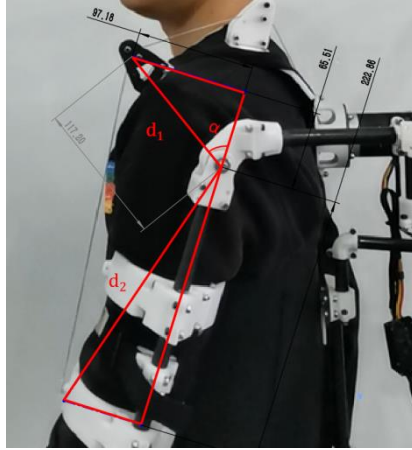


图 4-3 初始位置侧面几何尺寸图片测量

在正面图片 4-4 中，原长为 194mm 的上臂碳纤维管在图中测得 782.54mm，所以放大比例  $k_2$  和  $l_2$  分别为：

$$\begin{cases} k_2=782.54/194\approx 4.03 \\ l_2=244.38/4.03\approx 60.64\text{mm} \end{cases} \quad (4-14)$$

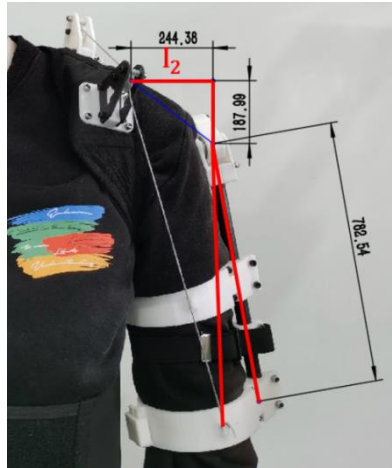


图 4-4 初始位置正面几何尺寸图片测量

(1)在位置 1 中计算绳初始长度， $\theta=0^\circ$ ，CNT 值  $N_0=0$ 。则  $l_1$  和  $L_0$  分别为：

$$\begin{cases} l_1=\sqrt{d_1^2+d_2^2-2d_1d_2\cos[\pi-(\alpha+\beta+\theta)]}=254.3\text{mm} \\ L_0=\sqrt{l_1^2+l_2^2}=261.4\text{mm} \end{cases} \quad (4-15)$$

(2) 在位置 2 中同样建立坐标系，根据图测量角度，得  $\theta=27.57^\circ$ ， $\Delta N_1=-100000$ ，则  $l_1$ 、 $L_1$  和  $\Delta L_1$  分别为：

$$\begin{cases} l_1 = \sqrt{d_1^2 + d_2^2 - 2d_1d_2 \cos [\pi - (\alpha + \beta + \theta)]} = 212.9\text{mm} \\ L_1 = \sqrt{l_1^2 + l_2^2} = 221.4\text{mm} \\ \Delta L_1 = L_0 - L_1 = 40\text{mm} \end{cases} \quad (4-16)$$

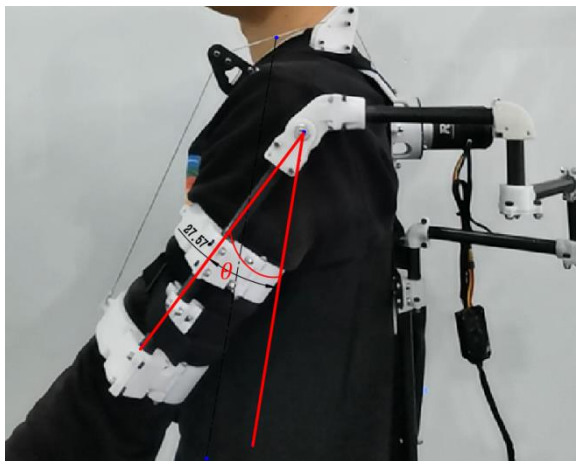


图 4-5 位置 2 侧面几何尺寸图片测量

通过公式(4-11)计算得到实际绳索长度变化  $\Delta L_1'$  与误差  $E_1$  分别为：

$$\begin{cases} \Delta L_1' = \frac{\Delta N_1}{2118.23} = 47.2\text{mm} \\ E_1 = \frac{\Delta L_1 - \Delta L_1'}{\Delta L_1'} \times 100\% = -15.3\% \end{cases} \quad (4-17)$$

(3) 在位置 3 中同样建立坐标系，根据图测量角度，得  $\theta = 50.46^\circ$ ， $\Delta N_2 = -200000$ 。则  $l_1$ 、 $L_2$  和  $\Delta L_2$  分别为：

$$\begin{cases} l_1 = \sqrt{d_1^2 + d_2^2 - 2d_1d_2 \cos [\pi - (\alpha + \beta + \theta)]} = 173.3\text{mm} \\ L_2 = \sqrt{l_1^2 + l_2^2} = 183.6\text{mm} \\ \Delta L_2 = L_0 - L_2 = 77.8\text{mm} \end{cases} \quad (4-18)$$

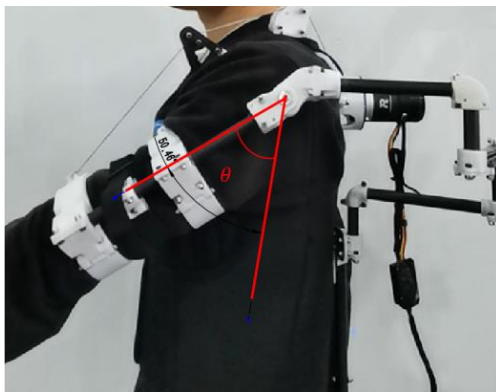


图 4-6 位置 3 侧面几何尺寸图片测量

通过公式(4-11)计算得到实际绳索长度变化  $\Delta L_2'$  与误差  $E_2$  分别为：

$$\begin{cases} \Delta L_2' = \frac{\Delta N_2}{2118.23} = 94.4\text{mm} \\ E_2 = \frac{\Delta L_2 - \Delta L_2'}{\Delta L_2'} \times 100\% = -17.5\% \end{cases} \quad (4-19)$$

(4)在位置 4 中同样建立坐标系，根据图测量角度，得  $\theta = 66.10^\circ$ ， $\Delta N_3 = -260000$ 。则  $l_1$ 、 $L_3$  和  $\Delta L_3$  分别为：

$$\begin{cases} l_1 = \sqrt{d_1^2 + d_2^2 - 2d_1d_2 \cos [\pi - (\alpha + \beta + \theta)]} = 145.7\text{mm} \\ L_3 = \sqrt{l_1^2 + l_2^2} = 157.8\text{mm} \\ \Delta L_3 = L_0 - L_3 = 103.6\text{mm} \end{cases} \quad (4-20)$$

通过公式(4-11)计算得到实际绳索长度变化  $\Delta L_3'$  与误差  $E_3$  分别为：

$$\begin{cases} \Delta L_3' = \frac{\Delta N_3}{2118.23} = 122.7\text{mm} \\ E_3 = \frac{\Delta L_3 - \Delta L_3'}{\Delta L_3'} \times 100\% = -15.6\% \end{cases} \quad (4-21)$$

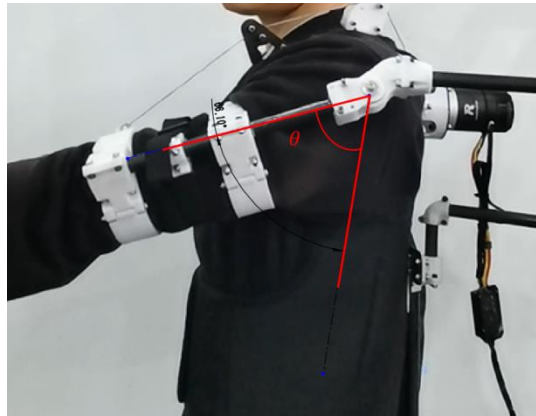


图 4-7 位置 4 侧面几何尺寸图片测量

#### 4.4 实验结果及分析

如上一小节试验所示，理论计算得到的绳索收缩长度始终比实际测量收缩长度短约 15%~17%，虽然验证了理论计算公式在一定程度能够符合实际上绳索收缩长度变化，但误差较大，考虑到有以下因素可能会导致过大的误差：

(1) 背带与人体均具有较大的柔性。由于背带以及人体自身的柔性，外骨骼在背带上的固定基座在运动过程中不可能保证相对于人体固定。例如在绳索拉动的过程中，固定于肩部的外骨骼附肢由于绳索的拉力会沿着手臂方向略微向上移动；由于受到绳索拉力的作用和衣物、皮肤的柔性，固定绳索的手臂刚性环会发生向内

的旋转；等等，这些都将导致实际上绳索收缩的长度比理论模型计算收缩长度更长。

(3) 测量不够精确。例如在实验过程中没有使用编码器来测量关节旋转角度而是通过拍摄图片量取获得；对于  $d_1$ 、 $d_2$ 、 $\alpha$ 、 $\beta$  等量，虽然理论上为已知量，但却由于人体的复杂性无法直接且准确测量，只能够通过拍摄照片进行等比例计算获得；对于实验中任何通过拍摄照片获得的数据例如尺寸、变量角度等，均会较大程度上受到拍摄角度的影响；等等。测量方式会一定程度的影响实验数据的准确性。

对于本次毕业设计，外骨骼的结构设计为重点，且极少参考论文，主要均为作者独立设计，在构思、设计、加工、装配、改进、控制实验上花费了较长时间，因此对于以上存在的数据问题在短时间内难以得到解决，所以综合考虑，认为本次实验较为成功地拟合了理论上手臂上摆角度与给定电机 CNT 值之间的关系。

## 4.5 本章小结

本章通过对外骨骼附肢结构进行模型的理论分析，得到绳索收缩长度与给定电机 CNT 值，并进行了实验：给定电机任意 CNT 值变化，使手臂悬停在较为适合测量的角度，测量几何尺寸以及变量角  $\theta$ ，计算出理论绳索长度变化，并以电机 CNT 值换算角度作为实际绳索长度变化，进行对比分析，误差约为 15%~17%。通过分析可能造成误差的主要原因有材料自身的柔性、计算模型不够拟合、数据难以准确测量，对于现有实验条件、时间等因素，短时间内难以对结构及实验进一步改进，因此认为在本次实验条件下，误差在可以接受的范围内，本次实验较好的拟合了给定电机轴转动角度与手臂上摆角度之间的关系，上肢外骨骼的控制原理可行。

## 第五章 原理样机制作与试验研究

在实物的制作过程中，由于 3D 打印件误差较大且导致打印时间较长，碳纤维圆管成型工艺主要为模压成型，相比于机械加工也有较大误差，此种误差会导致碳纤维管与 3D 打印件之间孔和轴的配合比较难，不磨合容易导致过盈配合，稍微磨合又容易导致间隙配合，过渡配合在实验修改更换零件时较为困难。因此在设计 3D 打印时常将零件沿孔对称面分割在使用螺栓螺母进行配合，既能够满足强度要求，又方便安装修改。

实物与三维模型最大的差别就在于背带的柔性会造成种种问题。这些问题在前文中已经叙述过，主要问题就是在绳索驱动时，与其相关的、连接于背带上的结构均会产生严重的形变，这种形变在电机驱动时较为危险，需要将其支撑结构换为刚性材料，刚性材料与人体之间，可以添加海绵、衣物等作为缓冲。**5.1 外骨骼样机结构**

### 5.1.1 附肢结构

在穿戴时首先将柔性绑带根据肩部关节调整至合适位置后绑紧（由于弹性足够不会对人体造成伤害），其次将刚性 3D 打印环使用滑扣扣住。



图 5-1 外骨骼附肢结构实物

### 5.1.2 电机绳索驱动结构

此部分在穿戴时需要注意电机的零点位置，M3508 内自带编码器属于增量式编码器，无绝对零点。在后续指定位姿实验时，以手臂自然下垂，绞盘收紧时电机轴角度为零点。

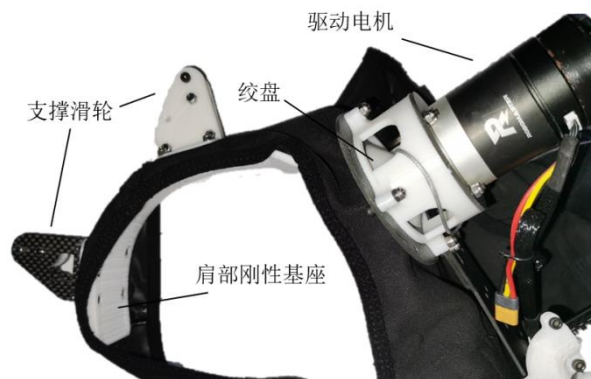


图 5-2 电机绳索驱动结构实物

### 5.1.3 背部支撑调节结构

此部分在穿戴时需要将调节支撑碳纤维管使其达到较好的支撑效果。调节背部大碳板的螺栓结构，将外骨骼附肢结构上下调节，使冠状轴收和展旋转副与肩关节的摆动中心相重合。

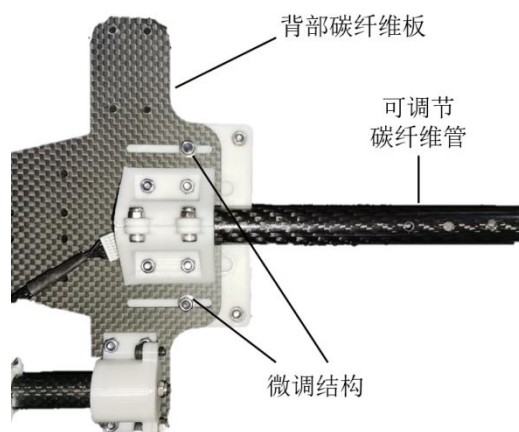


图 5-3 背部支撑调节结构实物

## 5.2 理论运动效果实验

理论运动效果的实验主要验证前文运动自由度与外骨骼适配结构的可行性。实际穿戴外骨骼，手臂分别进行冠状轴的屈伸、矢状轴收展、垂直轴旋内旋外以及手臂的前屈（在前文中，环转运动被代替为手臂的前后平动，垂直平动自由度因支撑需要被取消）运动实验，感受有无额外应力作用于人体，无明显外力作用证明外骨骼运动适配效果较好。

矢状轴收展即为手臂上下摆动。由于喙肩韧带的阻挡，肱骨依靠肩关节自身旋转只能上抬到约如图 5-4 位置，若再往上运动会伴随着肩胛骨的旋转上抬，此运动由于运动范围较小，可以由背带以及人体自身的柔性适应，无明显阻力。



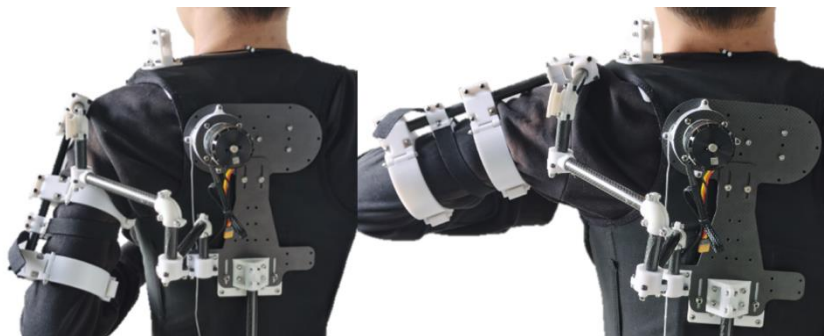


图 5-4 穿戴矢状轴收展运动

冠状轴屈伸即为手臂前后摆动。如图 5-5 所示，外骨骼附肢能够随着手臂自由前后摆动，范围较大且无明显不适感。



图 5-5 穿戴冠状轴屈伸运动

上臂的环转运动被分解为肩部的前后平动，在前后平动的过程中背部的尺寸形状会发生较大变化，如图 5-6 所示，在穿戴实验中，外骨骼的冗余结构很好的避免了这一运动过程中外骨骼与人体的干涉。



图 5-6 穿戴前后平动

### 5.3 本章小结

本章主要原理样机的制作展示，对部分结构进行了实物的展示、说明。并进行



了穿戴的运动试验，通过人体肩部各个方向的运动来感受外骨骼是否对人体产生了明显的应力。经过穿戴试验验证，外骨骼实物能够满足前文所述运动自由度的需求，并且对人体无明显不适感。

## 第六章 结论

### 6.1 全文总结

本次研究针对现有上肢外骨骼助力效果与便携性难以兼顾的现象，提出了一种刚柔耦合套索驱动可穿戴仿生上肢外骨骼的机械结构设计与分析方法，本次研究主要完成了以下工作内容：

(1) 基于仿生学分析了肱骨和肩部的生理运动，总结了人体上臂共有 5 个运动自由度，分别为冠状轴上的屈伸运动、矢状轴上的收展运动、垂直轴的旋内旋外运动以及环转运动。并以此为原理对外骨骼与人体运动自由度进行了适配，分别设计了单一旋转副结构来适配冠状轴上的屈伸和矢状轴上的收展运动；设计了刚柔耦合的连接结构来缓冲垂直轴的旋内旋外运动；设计冗余自由度结构避免了环转运动中外骨骼与人体背部的干涉。

(2) 通过对几何尺寸及受力进行理论分析，确定了驱动电机选型；并以此设计了电机绳索驱动结构，优化了结构布局的同时能够长距离传动，避免绳索与人体产生干涉；设计了腰部支撑结构，使得外骨骼能够给予上躯体支撑；设计了背部整体的调节结构与连接方式，使得外骨骼附肢结构的高度能够针对不同人体尺寸进行调节。

(3) 对上臂转动的角度与驱动电机给定转动角度（本次研究中为给定电机 CNT 值）之间的关系进行了理论分析，得出公式(4-4)和公式(4-11)；设计了控制实验，将理论分析与实验测得绳索长度变化进行对比，得出误差约为 15~17%；分析了可能对实验结果造成误差的因素，综合考虑认为在本次实验条件下公式(4-4)和公式(4-11)的正确性得到了验证。

(4) 制作原理样机实物并进行了穿戴试验。使上肢沿前述各个运动自由度进行运动，外骨骼附肢结构并未对人体造成明显不适感；电机绳索驱动结构能够成功驱动手臂运动，并避免了与人体的干涉；在运动中背部后仰，可以明显感受到背部支撑结构给予人体上躯的支撑力；针对穿戴的误差，由调节结构成功地使外骨骼附肢结构的高度符合要求。经以上实验验证了本次外骨骼机械机构设计的目标均达到了较好的效果。

### 6.2 未来展望

本次毕业设计在初期构思时，综合考虑到现有的研究、产品以及现有条件等因素，大部分结构方案都是在自己和老师的帮助下进行独立构思、设计、加工、装配、

改进，最终完成了较为合适的上肢外骨骼机械结构，并通过简单的实验验证了其功能性。在毕业设计有限的时间内，作为一个初步探索的结构设计及分析，其达到了较好的效果，为上肢外骨骼的设计及理论分析提供了不同的思路。

本次研究的主要内容即为机械结构的设计及外骨骼的整体制作，在这方面花费了大量的时间和精力，因而导致后续的实验控制环节不够严密，根据前文总结，提出了以下问题或可改进的地方，可以在以后的研究工作中起到帮助：

(1) 在手臂前后摆动的转动副上加上编码器以准确测量手臂上摆角度。考虑到时间和测量方法等因素本次研究未使用编码器，若能够使用绝对值编码器能够使测量更加精准，能够确定零点位置也会使实验的一致性更加可靠。

(2) 对于几何结构尺寸的测量方法需要改进、理论的运动关系需要进一步优化。这需要对理论分析的模型进行更加详细的优化和计算，以能够更好的对上肢外骨骼进行运动控制。

(3) 完成完整的控制流程。由于时间等因素本次研究主要为样机的机械结构设计和原理分析，后续实验可以通过手臂与驱动电机运动关系的理论分析，可以做到输入手臂需要上摆的角度，输出电机轴转动角度。

## 致 谢

本论文的工作是在我的指导老师们的悉心指导下完成的，感谢老师对于我结构方案上的帮助、指导和督促，能够在我无从下手时提出建设性的意见，并对于不合适的地方及时指出并给出改善的建议，定期检查毕业设计进度以督促我按质按量完成毕设内容。同时还要感谢医学院同学对于生理学分析的帮助提醒，以及实验室的同学给予我的建议。毕业设计是一个漫长且具有挑战性的过程，是未来进行科研项目的一个缩影，没有他们的帮助我将无法顺利完成本次毕业设计的研究，在此致以最真诚的感谢！

## 参考文献

- [1] Marcia J. Scherer. Outcomes of assistive technology use on quality of life[J]. Disability and Rehabilitation, 2009, 18(9):439-448
- [2] Zoss A B, Kazerooni H, Chu A. Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)[J]. 2006, 11(2):128-138
- [3] Strausser K A, Kazerooni H. The development and testing of a human machine interface for a mobile medical exoskeleton[C]. IEEE/RSJ International Conference On Intelligent Robots & Systems. IEEE, 2011
- [4] Sankai Y . HAL: Hybrid Assistive Limb Based on Cybernetics[C]. Robotics Research - The 13th International Symposium, ISRR 2007, November 26-29, 2007 in Hiroshima, Japan. DBLP, 2010
- [5] 重庆市牛迪科技发展有限公司. 产品及方案[EB/OL]. <http://www.niudi.tech/>.
- [6] 李庆玲. 基于 sEMG 信号的外骨骼式机器人上肢康复系统研究[D]. 哈尔滨工业大学, 2009
- [7] 徐晨阳, 张建斌, 陈伟海, 等. 绳驱动上肢外骨骼康复机器人穿戴机构设计[J]. 机器人, 2021, 43(04): 463-472
- [8] 张雷雨, 李剑锋, 刘钧辉, 侯增广, 彭亮, 王卫群. 上肢康复外骨骼的设计与人机相容性分析[J]. 机械工程学报, 2018, 54(05): 19-28
- [9] Tobias Nef, Marco Guidali, Robert Riener. ARMin III - arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation[J]. Applied Bionics and Biomechanics, 2009, 6(2):127-142
- [10] Xin Wang, Qiuzhi Song, Shitong Zhou, Jing Tang, Kezhong Chen, Heng Cao. Multi-connection load compensation and load information calculation for an upper-limb exoskeleton based on a six-axis force/torque sensor[J]. International Journal of Advanced Robotic Systems, 2019, 16(4):1-13
- [11] Stienen A , Hekman E , Van D , et al. Self-Aligning Exoskeleton Axes Through Decoupling of Joint Rotations and Translations[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2009, 25(3):628-633.
- [12] Kwakkel G . Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review [J]. Neurorehabil Neural Repair, 2008, 22(2):111-121
- [13] 赤源动力(大连)科技有限责任公司. Exoskeleton|Crimson Dynamics[EB/OL]. <https://www.c-dyn.com/product>
- [14] Stienen A H A , Hekman E E G , Prange G B , et al. Dampace: Design of an Exoskeleton for Force-Coordination Training in Upper-Extremity Rehabilitation[J]. Journal of Medical Devices, 2009, 3(3):1-10

- [15] M Näf, Junius K , Rossini M , et al. Misalignment compensation as a way to ensure full human-exoskeleton kinematic compatibility: state of the art and evaluation[J]. Applied Mechanics Reviews, 2019, 70: 1-19.
- [16] 柏树令, 丁文龙. 系统解剖学[M]. 北京: 人民卫生出版, 2018: 28-47