

# 上海交通大学

SHANGHAI JIAO TONG UNIVERSITY

## 学士学位论文

BACHELOR' S THESIS



论文题目： OpenSim 仿真指导下的柔性外骨骼设计与实现

学生姓名： 杨逸初

学生学号： 5140209083

专    业： 新能源科学与工程

指导教师： 费燕琼

学院(系)： 机械与动力工程

# OpenSim 仿真指导下的柔性外骨骼设计与实现

## 摘要

外骨骼是一种可穿戴装置，其主要目的是为了增强人体机能和减轻人体运动时的负担。柔性外骨骼是近年来的研究热点，它相比于传统刚性外骨骼更加贴合人体，且不会干涉人体的正常运动，因此穿戴体验更加舒适。

本项目在 OpenSim 仿真指导下自主开发了一款柔性外骨骼，通过仿真计算得到了外骨骼的设计参数和最佳控制方法，并自主设计了机械结构、电气结构、传感器系统以及控制算法。本装置的设计原则是轻量，舒适，易穿戴。

结构上，外骨骼使用电机带动线轴，使用线驱动对脚踝进行助力。应用有限元方法对机械结构的设计进行分析，并加以改进以减少不必要的材料来减少外骨骼装置的重量。同时对柔性外骨骼结构进行了受力分析，并提出利用拉力带中的应力对脚踝和膝盖同时进行助力，改善外骨骼的性能。设计制作了驱动装置的外壳，利用轴流风扇对电机进行散热，通过分电板满足系统不同电压的需求，穿戴驱动装置固定在自主制作的特殊背心上。驱动线使用尼龙线，为了便于穿戴在脚踝处设置了快拆。

传感器系统使用 stm32f407 作为主控，在 Altium Designer 中设计并制作了传感器的连接电路板，传感器包括 7 个姿态传感器和 8 个足底压力传感器，传感器采用模块化设计，可增加或移除传感器模块。应用一阶互补滤波对加速度计进行数据降维，应用重心法对足底压力传感器进行数据降维。针对数据噪音问题提出了一种使用 4 阶、截止频率 6Hz 巴特沃斯低通滤波器和 Sigmoid 函数的滤波方法对传感器数据进行足底压力数据的滤波。控制算法在 FreeRTOS 操作系统中实现，提出了一种使用基于加速度计的固定延迟算法对外骨骼进行控制，使用三个线程分别进行步态识别，电机控制和数据的反馈。在 Unity 中实现了传感器数据的可视化。

本项目开发的外骨骼整机重量 1.05kg（其锂电池 600g，电压 25.2V，容量 5000mAh），理论续航时间 1.5 小时，可供使用者连续不断步行 6.5km，并减少约 0.75% 的代谢（电机力矩 1Nm 时），理想情况下可以减少至少 3.26% 的代谢（电机力矩 4Nm）。并且仿真结果指出，在只对脚踝单关节助力时选用力矩更大的电机可以获得更好的代谢减少，最高可以减少 4.73%。

**关键词：**柔性外骨骼，OpenSim，生物力学仿真，姿态传感器，足底压力传感器，线驱动

# OPENSIM SIMULATION-GUIDED SOFT EXOSUIT DESIGN AND ENGINEERING

## ABSTRACT

The exoskeleton is a wearable device whose main purpose is to enhance the function of the human body and reduce the burden on the human body during exercise. The flexible exoskeleton is a research hotspot in recent years. Compared with the traditional rigid exoskeleton, it is more fitting to the human body and does not interfere with the normal movement of the human body, so the wear experience is more comfortable.

In this project, a flexible exoskeleton was independently developed under the guidance of OpenSim simulation. The exoskeleton design parameters and the best control method were obtained through simulation calculation, and the mechanical structure, electrical structure, sensor system, and control algorithm were independently designed. The design principle of this device is lightweight, comfortable and easy to wear.

Structurally, the exoskeleton uses a motor to drive the spool and uses a wire drive to assist the ankle. The design of the mechanical structure was analyzed using the finite element method and modified to reduce unnecessary material to reduce the weight of the exoskeleton device. At the same time, the flexible exoskeleton structure is subjected to force analysis, and it is proposed that the stress in the tension band is used to assist the ankle and the knee at the same time to improve the performance of the exoskeleton. The casing of the drive device was designed and manufactured. The axial fan was used to dissipate the motor. The distributor board satisfies the different voltage requirements of the system. The wearable drive device was fixed on a special vest. Nylon thread is used for the driving line, and a quick release is provided at the ankle for ease of wearing.

The sensor system uses the stm32f40, and the sensor's connection board is designed and manufactured in Altium Designer. The sensor includes 7 IMUs and 8 plantar pressure sensors. The sensor adopts a modular design and can add or remove sensor modules. The first-order complementary filter is used to reduce the dimension of the accelerometer, and the center-of-gravity method is used to reduce the dimension of the plantar pressure sensor. A data filtering method is proposed for the sensory data of the plantar pressure using a fourth-order, cut-off frequency 6 Hz Butterworth low-pass filter and Sigmoid function for data noise. The control algorithm is implemented in the FreeRTOS operating system. An accelerometer-based fixed-delay algorithm is proposed to control the external skeleton. Three threads are used for gait recognition, motor control, and data feedback. Visualization of sensor data is implemented in Unity.

The exoskeleton machine developed in this project weighs 1.05kg (its lithium battery 600g, voltage 25.2V, capacity 5000mAh), theoretical life time 1.5 hours, allowing users to continuously

walk 6.5km, and reduce the metabolism of about %0.75 (motor At a torque of 1 Nm), it is ideally possible to reduce metabolism by at least 3.26% (motor torque 4 Nm). And the simulation results show that the use of a motor with a larger moment can only achieve a better metabolic reduction when the sole is used for single-joint boosting, and can be reduced by up to 4.73%.and is active only when it detects walking.

**Key words:** soft exoskeleton, exosuit, OpenSim, biomechanical simulation, attitude sensors, plantar pressure sensors, wire drive

## 目录

目录 .....	5
第一章 绪论.....	7
1.1. 外骨骼机器人研究现状.....	7
1.2. 柔性外骨骼的技术难点分析 .....	10
1.3. 本文研究内容.....	10
1.4. 本章小结.....	11
第二章 外骨骼设计原则.....	12
2.1. 需求背景概述.....	12
2.2. 外骨骼定位.....	12
2.3. 驱动方式选择.....	12
2.3.1. 动力方案的选择.....	12
2.3.2. 驱动方式的确定：线驱动.....	12
2.3.3. 助力关节的确定.....	13
2.4. 本章小结.....	13
第三章 外骨骼生物力学仿真.....	14
3.1. OpenSim 软件简介.....	14
3.2. 正常行走的生物力学分析.....	14
3.2.1. 使用模型介绍.....	14
3.2.2. 步态周期简介.....	16
3.2.3. CMC 计算简介 .....	16
3.2.4. 外骨骼仿真模型的建立.....	17
3.3. 外骨骼模型生物力学仿真.....	18
3.3.1. 激活信号.....	18
3.3.2. CMC 仿真结论 .....	18
3.3.3. 驱动器参数结果.....	21
3.4. 本章小结.....	23
第四章 外骨骼设计.....	24
4.1. 外骨骼驱动结构设计.....	24
4.1.1. 力的传导路径.....	24
4.1.2. 电机的选择.....	27
4.1.3. 驱动线轴的设计.....	27
4.1.4. 驱动装置外壳设计.....	31
4.2. 本章小结.....	33
第五章 外骨骼传感器系统.....	34
5.1. 传感器系统硬件设计.....	34
5.1.1. 姿态传感器.....	35
5.1.2. 压力传感器.....	36
5.1.3. 通讯模块.....	36
5.1.4. 数据保存.....	36

5.1.5. 传感器的固定.....	37
5.2. 本章小结.....	38
第六章 传感器数据处理.....	39
6.1. 数据预处理.....	39
6.2. 姿态传感器解算.....	41
6.3. 传感器的可视化.....	42
6.4. 本章小结.....	44
第七章 外骨骼控制系统算法设计.....	45
7.1. 使用加速度计的控制点检测.....	45
7.2. 电机控制.....	49
7.3. 算法实现.....	50
7.3.1. 操作系统.....	50
7.4. 本章小结.....	53
第八章 总结与展望.....	54
致谢 .....	57
附录 1 外骨骼模型添加驱动器代码.....	1

## 第一章 绪论

亘古至今，人类对于力量，速度，耐力的追求就从未停止。外骨骼机器人（Exoskeleton）是一类可穿戴的机器人（Wearable Robots），而人本身也是这个系统中的一环。

外骨骼机器人更像是一种折中或是一种过渡期的产物，在完全独立自主的智能机器人和可以完全取代人体肢体的义体出现之前，外骨骼机器人的引入给传统的机器人注入了更多灵活性（人的自主意识），又赋予了人类个体机能上的某种程度的增强。

### 1.1. 外骨骼机器人研究现状

加州大学伯克利分校的机器人与人体工程实验室（Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory）是经典外骨骼研究的先驱，开发了一系列外骨骼样机：BLEEX™，ExoHiker™，eLEGST™，ExoClimber™，HULC™，Austin。



(a) BLEEX™(b) eLEGST™ (c) ExoClimber™ (d) HULC™ (e) Austin

图1 Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory 开发的系列外骨骼

Fig1 Exoskeleton developed by Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory

加州大学外骨骼的成功研制让人们看到了商机，就是从加州大学孵化的创业公司，其开发的 Phoenix 外骨骼更注重商业化。

传统的外骨骼结构刚性大，质量大，因此必须精确控制才能确保其正确追踪人的动作，而不会产生干涉和移位，影响使用体验和穿戴舒适性，为了克服外骨骼穿戴的舒适性问题，近年来，国外各高校将目光转向柔性外骨骼（Exosuit）的研制。





图2 哈佛大学气动软体外骨骼

Fig2Harvard Pneumatic soft exoskeleton

这是一款气动的柔性外骨骼[1]，由哈佛大学怀斯学院研制，总重为 7.14kg，通过在下肢选择数个锚点（anchor），并在之间安装气动肌腱，在行走时为人提供助力而不会干扰人的正常运动，该研究指出未穿着该外骨骼时人体行走代谢功率为 381.8W，穿上未启动助力的外骨骼时代谢功率为 430.6W，而开启外骨骼助力后行走代谢功率为 386.7W，与正常行走时相当。

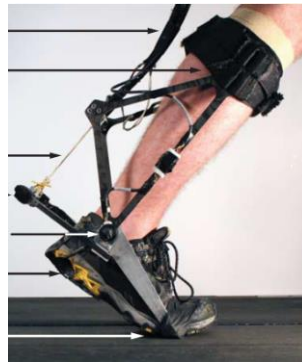


图3 卡耐基梅隆大学线驱动踝关节助力外骨骼

Fig3CMU cable-driven ankle-assist exoskeleton

卡耐基梅隆大学研制的踝关节助力外骨骼[2]该外骨骼使用线驱动，通过在行走时向踝关节施加额外力矩来实现助力。该装置包括一组外置的电机，通过驱动线连接到一个轻量化的脚踝支架，从而在踝关节产生一个力矩。在控制方法的优化上，该研究提出使用人类在环优化方法（Human-in-the-loop optimization），将人体的实时代谢值信息导入计算机模型进行预测并优化下一周期电机的控制曲线，成功获得了  $24.2 \pm 7.4\%$  的代谢减少。



图4 哈佛大学柔性外骨骼

Fig4Havard exosuit



这是哈佛大学开发的大腿助力柔性外骨骼 Autonomous Soft Exosuit[3], 使用电机线驱动的方法对大腿进行助力, 峰值力 300N。整机重量 4.9kg (驱动装置 3.1kg, 柔性外骨骼 0.4kg, 电池 1.4kg), 使用电机为 Maxon EC 减速电机, 减速比为 51:1, 电池容量 5200mAh (6 芯锂电池) 可供使用者助力行走约 6 英里。该研究指出在 200N 助力力量下, 在臀部助力可以提供 5.7 至 8.5 之间的代谢减少量。

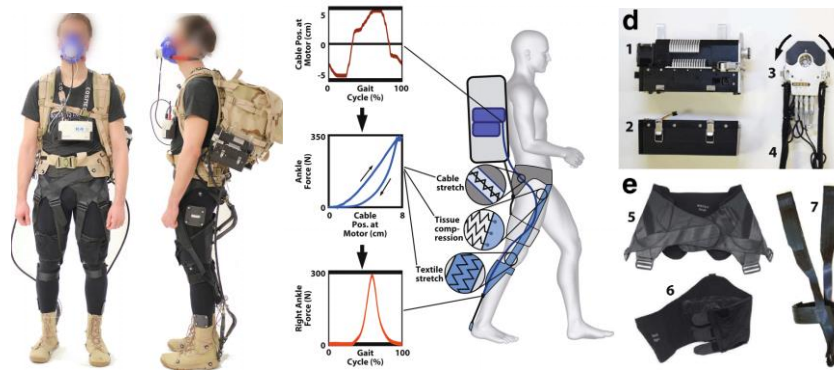


图5 哈佛大学多关节助力柔性外骨骼

Fig5Harvard multi-joint soft exosuit

哈佛大学研制的这一款柔性外骨骼[4]在大腿和脚踝两个关节施加辅助力矩来帮助负重行走的士兵减少代谢, 他们的研究指出负重行走会改变正常步态, 从而增加人体关节的力矩负担, 使人体付出额外的能量消耗。该柔性外骨骼全重 6.6kg, 使用两个减速电机控制四个自由度, 在踝关节助力的时, 拉力经由特殊设计的尼龙带经大腿传递到腰部, 可以在踝关节助力的同时对大腿前展进行助力。该研究包括了 7 名参与者, 年龄为  $29.3 \pm 6.2$  岁, 身高  $1.80 \pm 0.07$  米, 体重为  $77.9 \pm 8.3$  kg, 测试了三种情况, 无辅助负重行走, 外骨骼辅助负重行走以及外骨骼辅助负重行走 (减去 6.6kg 装置等效重量) 对照组, 在这三种情况下, 相比于无辅助负重行走, 后两种情况分别减少了  $7.3 \pm 5.0\%$  和  $14.2 \pm 6.1\%$  的人体总代谢净值。

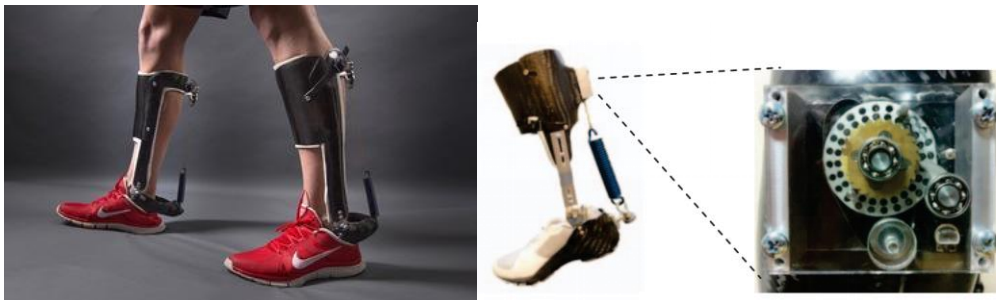


图6 北卡罗来纳州立大学无动力外骨骼

Fig6NCSU passive elastic ankle exoskeleton

这是北卡罗来纳州立大学研制的一款无动力外骨骼[5,6], 利用一个弹簧和一个离合装置将人体运动时的剩余能量储存起来, 在行走时交替储存和释放, 降低人体行走时的代谢。整个装置没有动力系统, 使用弹簧的弹性系数为 23.4N/mm, 弹簧中可储存的能量为 20.7J, 装置力臂 126mm, 能提供的最大力矩为 109Nm。该研究发现使用弹簧刚度在 110Nm/rad 时可以减少 10% 的代谢值, 但并不是使用弹簧刚度越大减少的代谢越多, 弹簧刚度大于 275Nm/rad 会影响正常的行走。

## 1.2. 柔性外骨骼的技术难点分析

首先, 柔性外骨骼作为一种新型的外骨骼, 其初衷就是为了解决传统刚性外骨骼的舒适性问题, 但刚性结构的缺失造成柔性外骨骼的重量无法通过刚性结构传导至地面, 则整个装置的重量必须非常轻(10kg 以内) 否则将对人体产生一定的负担, 同时大大削弱外骨骼的作用。因此在驱动方式的选择上也必须加以斟酌, 例如液压驱动由于起其重量也必定不适合用于柔性外骨骼的设计。现在主流的方法主要有电动、气动和无动力三种, 电动外骨骼主要通过线驱动电机实现, 可以实现在指定位置产生一个作用力, 电动方式优点是体积小、结构紧凑、无噪音, 但价格更高; 气动主要通过气动肌腱实现, 气动肌腱重量轻、柔性好, 可以沿肌肉方向布置, 为特定方向的肌肉、肌肉群提供辅助拉力, 但气动存在功率、体积和噪音上的缺点; 无动力外骨骼通过弹簧、离合器等机械部件组成, 主要作用是利用人体行走中的剩余能量, 在人体做负功时储能, 在作正功时释放能量, 在新兴材料科技的帮助下其体积可以做到很小、也不存在噪音同时造价极低, 但其结构决定了这类外骨骼能提供的能量, 在负重行走等需要更大功率的场合能提供的帮助十分有限。

其次, 柔性外骨骼的控制方法的优化还存在较大难度。Sangjun Lee, Simona Crea, Philippe Malcolm 等人利用陀螺仪和拉力传感器传感器实现了线驱动柔性外骨骼的控制[8], 通过陀螺仪识别步态周期, 并在特定时机指定驱动线的拉伸长度实现控制。卡耐基梅隆大学的 Juanjuan Zhang, Pieter Fiers, Kirby A. Witte 等人则利用代谢传感器将人体的实时代谢值信息导入计算机模型进行预测并用以优化下一周期电机的控制曲线[2]。哈佛大学的 Nikos Karavas, Jinsoo Kim, Ignacio Galiana, Ye Ding 等人使用固定在大腿的姿态传感器和力传感器来识别步态周期[3], 并在固定的阶段(步态周期  $16.4 \pm 0.8\%$  和  $28.2 \pm 0.8\%$ ) 控制电机产生助力, 电机的预紧力和拉力是通过控制器优化产生。更多新型的外骨骼传感器也在逐渐被开发出来并用于柔性外骨骼的控制, 如哈佛大学开发了自己柔性传感器, 可以准确获得肌肉的拉伸情况。

最后, 外骨骼效能的评价方法较为单一, 目前对代谢值的研究主要集中于使用耗氧量传感器测量运动中的氧耗量, 再通过公式计算得到人体的代谢量, 在没有耗氧量传感器的情况下评价外骨骼较为困难。

## 1.3. 本文研究内容

本文将主要从以下几个方面展开:

首先, 探讨柔性外骨骼设计的一些设计原则, 如动力方案的确定、驱动方式的确定、助力关节的选择等。

然后, 使用 OpenSim 对外骨骼进行生物力学仿真, 得到可用于后续设计的外骨骼驱动装置参数和外骨骼控制信息, 为柔性外骨骼的设计提供理论背景和技术支持。

其次, 介绍外骨骼结构和驱动装置进行设计和制造过程。外骨骼的结构影响驱动力的传递路径, 驱动装置是整个外骨骼的核心, 提供外骨骼的动力, 驱动装置设计的好坏直接影响整个外骨骼的性能; 同时驱动装置的设计也影响整个外骨骼的重量。

再次, 介绍外骨骼传感器装置的设计和数据处理过程, 包括控制板的电路设计, 传感器的选型, 传感器数据的预处理和传感器数据的可视化。

最后, 介绍外骨骼的控制算法, 包括步态周期的识别和驱动装置的控制, 以及算法的实现。

## 1.4. 本章小结

本章首先介绍了外骨骼的研究现状和该领域研究上已经取得的一些成果,总结了传统外骨骼优劣,指出目前的研究热点在于柔性外骨骼。

然后总结了一些柔性外骨骼设计时的难点,主要集中在驱动结构设计和控制方法上。

最后介绍了本文的展开方式,共 5 部分:设计原则,生物力学仿真,驱动结构设计,传感器设计和控制算法设计。

## 第二章 外骨骼设计原则

### 2.1. 需求背景概述

上汽大众是国内最大规模的汽车生产企业之一，但即使在其最新最现代化的生产线，仍然需要工人为机器人进行上下料。工人在上下料工作时需要徒手搬运 0.5 至 10kg 的工件，一次负重需要来回行走 5 至 15 米不等，虽然单次行走距离较短，工件重量也不大，但一天工作累积行走距离可以达到 10km 至 20km，对于一个普通人来说仍然是具有极大体力消耗的工作。

### 2.2. 外骨骼定位

为了减少工人频繁短距离行走时的负担，本项目决定设计一款下肢外骨骼。生产线上部分区域间距狭小，这要求所设计的外骨骼体积不能过大，否则将影响工人的自由行动，同时要考虑外骨骼的舒适性，因为需要长时间穿戴，同时必须方便穿戴。因此柔性外骨骼更符合上述要求。

### 2.3. 驱动方式选择

#### 2.3.1. 动力方案的选择

如之前所提到，柔性外骨骼的驱动方式可以选择气动或电动两种方式。气动的优势在于只需要一个气泵电机和一个稳压罐，当需要驱动的关节数量较多时，可以大大减少电机数量带来的重量激增。但是，当关节数量较少时，如本项目中，只需要对踝关节进行助力，只需要一个电机的情况下，气动方案显得过于复杂和臃肿。本来电动方案的优点在于噪音，但是在工厂中安静并不能作为一个优势，尤其是在装配车间本身噪音就非常大，但同时电动方案在装置体积和连接的便捷性上也更为突出，连接的便捷体现在只需连接柔软的电线而不是气管，电线的连接比起供气管路更方便，也更不易出现问题，即使出现问题排查也更方便。在电机数量较少时，电动和气动的电机成本较为接近。综合考虑多方因素，本方案选择电动作为动力来源。

#### 2.3.2. 驱动方式的确定：线驱动

电动机的旋转运动转化为对人体的助力也有多种方法。刚性外骨骼中常用的方法为直接法，直接由电机向关节提供扭矩，或使用直线电机在关节一侧提供一个力。在柔性外骨骼中，更常用的方式是线驱动，线驱动的优点在于末端质量非常小，即使不处于工作状态，也不会增加人体下肢的转动惯量，相比之下，如果刚性外骨骼发生故障，则基本无法正常行动。柔性外骨骼最重要的一点是舒适性，驱动线十分柔软，这意味着线的布置可以非常贴合人体，

相比于传统的直线电机、气缸要更舒适，而同样柔软的气动肌腱在固定上更复杂，两端都需要固定在不动点。

由于柔性外骨骼的设计初衷还有减少装置重量这一点，因此在驱动方案上可以排除使用质量极大的滚珠丝杠或曲轴连杆机构来将电机运动转化为驱动线的长度变化，转而使用最轻便简洁的线轴法。

### 2.3.3. 助力关节的确定

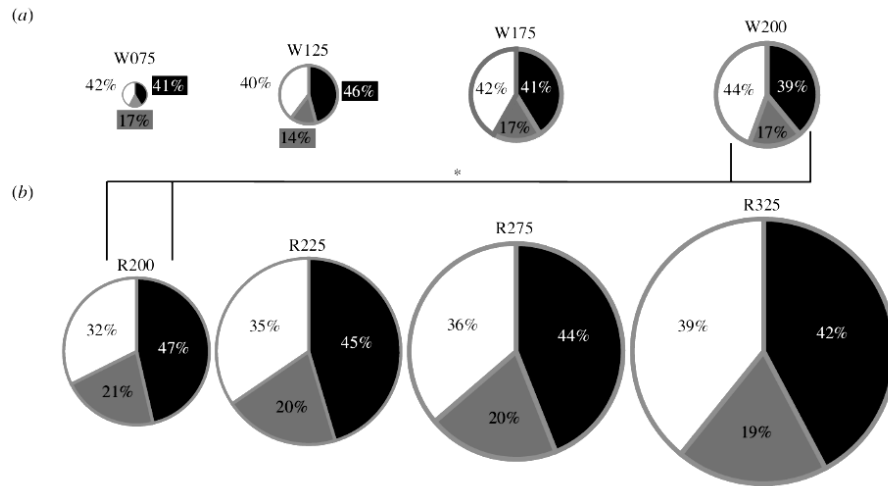


图7 不同速度下的人体下肢关节功率

Fig7 Human lower-extremity joints power under various speeds

如文献[7]中研究指出，不同速度下臀部膝关节和踝关节的功率如图所示，踝关节的功率在不同速度的行走中均较大，在 0.75m/s 行走时踝关节（黑）功率占总功率的 41%，在 1.25m/s 行走时踝关节功率占总功率的 46%，在 1.75m/s 行走时踝关节功率占总功率的 41%，在 2m/s 行走时踝关节功率占总功率的 39%。而踝关节和臀部（白）两者的功率总占比不论在走路还是跑步情况下，在不同速度条件下都占到了 80% 以上，因此选择臀部或者踝关节或两者同时进行助力是最好的选择。再考虑到项目成本的情况下，最终只能选择一个关节进行助力，选择设计难度较低的踝关节进行助力。

本项目在设计时以哈佛大学的柔性外骨骼专利[8,9]为参考，这一专利在美国申请，国内无类似专利，可以作为参考。

## 2.4. 本章小结

本章首先首先讨论了本项目的企业需求，确定了本项目为下肢外骨骼项目，以减轻工人在重复行走过程中的能量消耗。

然后讨论了不同动力和驱动方式的优劣，选择电动方案和线驱动方式作为本项目的主要目标。

最后从理论上解释了选择脚踝作为助力关节的主要原因。



## 第三章 外骨骼生物力学仿真

为了指导外骨骼的开发、评估外骨骼的效果，人体运动时的姿态、肌肉力、肌肉代谢值信息等都必不可少。通过实验可以测量得到上述信息，但是需要大量昂贵的专业设备辅助，而通过开源仿真软件 OpenSim 进行生物力学的仿真，可以在短时间内获得开发外骨骼必要的的数据，降低开发成本，并指导后续的开发工作。

进行生物力学仿真目标：

- 获得正常行走条件下下肢主要肌群的肌肉力、代谢值及人体总代谢值
- 获得外骨骼辅助行走条件下下肢主要肌群的肌肉力及代谢值及人体总代谢值
- 获得外骨骼装置的必要的开发参数如：长度、速度、力量等
- 研究外骨骼装置的控制方法

### 3.1. OpenSim 软件简介

OpenSim 由斯坦福大学开发，是一款可用于建立、分享、分析骨骼肌肉模型以及动态仿真的免费开源软件。

OpenSim 具有十分丰富的功能，研究中常用的功能有：

- 对骨骼模型建立动画并导出成影片或照片
- 对结果进行绘图
- 按真实比例缩放模型尺寸
- 逆向动力学计算 (Inverse Kinematics)
- 逆向运动学计算 (Inverse Dynamics)
- 正向动力学计算 (Forward Dynamics)
- 运动仿真分析

目前 OpenSim 已被用于世界各地生物力学实验室和研究机构的人员所采用，应用于生物力学研究、医疗装置的开发、矫正与康复科学、神经科学、人体工程学分析、运动科学、机器人学、生物学和教育学等各种方面。同时 OpenSim 拥有一个活跃的开发社区，来自世界各地的研究人员可以分享他们的项目、模型以及使用中的问题。<sup>1</sup>

### 3.2. 正常行走的生物力学分析

#### 3.2.1. 使用模型介绍

生物力学仿真使用的模型为 gait10dof18musc 和 gait2392 下肢骨骼肌肉模型，由 Ajay Seth, Darryl Thelen, Frank C. Anderson, Scott L. Delp 创建。这两个原始模型均为 1.8 高，75 千克

<sup>1</sup> OpenSim 软件介绍信息摘取、翻译自斯坦福大学 OpenSim 项目网站  
<https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/OpenSim+Documentation>

重。

Gait10dof18musc（如图 8a 所示）简化模型使用 18 条肌肉来模拟人体下肢的 76 条肌肉，只保留了 10 个矢状面内的自由度，删除了大量不必要的肌肉来提高仿真速度。图 8c、2d、2e 是右小腿解剖图<sup>2</sup>、Gait10dof18musc 和 Gait2392 模型的对比图，从中可以看到小腿仅保留了对于脚踝伸展具有重要作用的胫前肌、腓肠肌和比目鱼肌，其他控制脚踝内翻外翻内旋外旋自由的肌肉全部省略，但由于肌肉止点没有改变也必须对模型增加自由度上的约束。

Gait2392（如图 8b 所示）模型使用了 92 条肌腱，该模型共具有 23 个自由度。由于模型的肌肉更多，位置更精确，因此仿真结果更接近实际，但是相应的比起其他简化模型，冗余的肌肉也更多，进行相同时间间隔的仿真时间将大大延长。

仿真使用的实验数据从 Opensim 数据库中下载得到，是一个成年男子以 1.2 米/秒的速度在跑步机上行走时测得。仿真使用两种模型原因主要是基于仿真时间考虑，首先前期在简化模型上进行概念的验证和参数调整，得到初步结果，随后在精确模型上进行耗时极长的精确仿真。

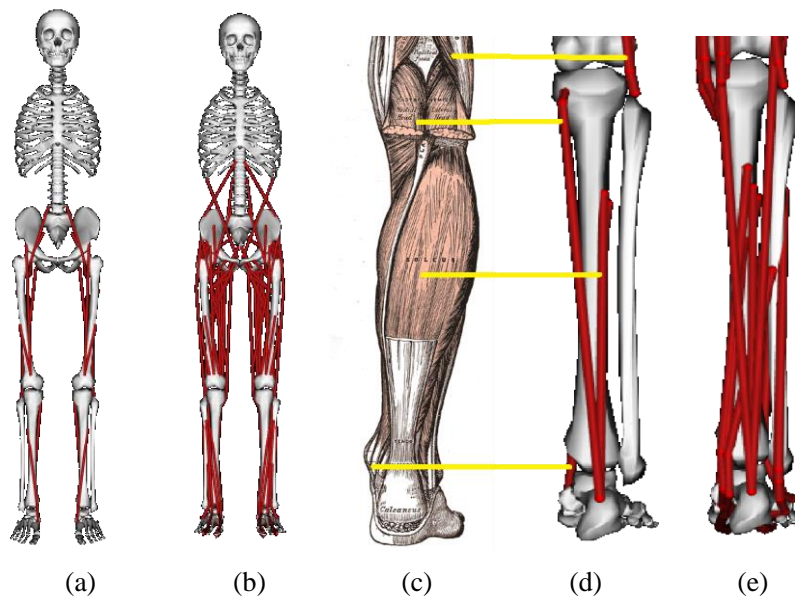


图8 Gait10dof18musc 模型和 Gait2392 模型  
Fig8Gait10dof18musc model and Gait2392 model

<sup>2</sup> 解剖图来自 *Anatomy of the Human Body*, Henry Gray (1918), Bartleby.com: Gray's Anatomy, Plate 438



### 3.2.2. 步态周期简介

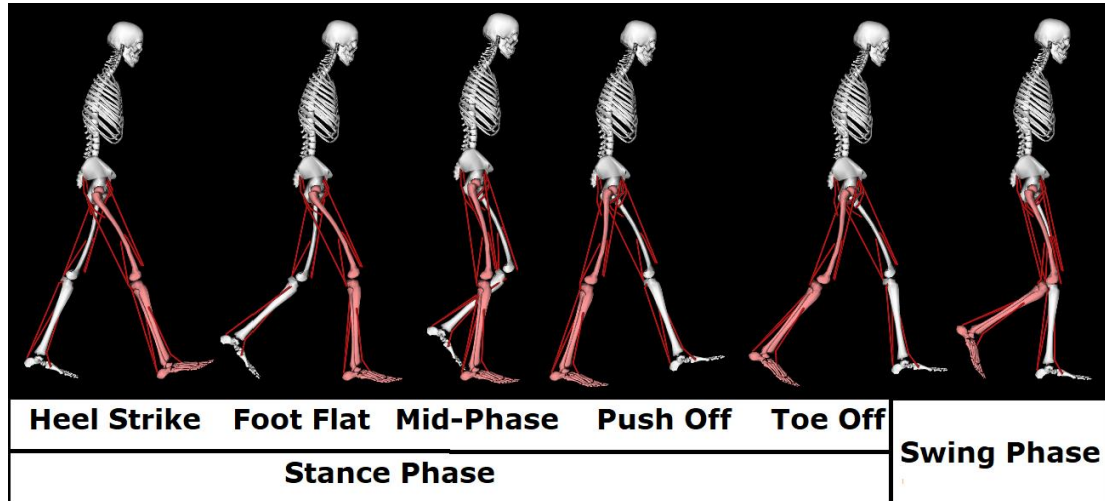


图9 一个典型的步态周期

Fig9Standard gait cycle

人类步行的速度一般在 2~4Hz 左右，如图 9 所示，一个典型的步态周期可以划分为两个阶段，即支撑相（Stance Phase）与摆动相（Swing Phase）。一般来说人的体重在走路时交替分布在两只脚，支撑相做正功，摆动相做负功，因此人的行走事实上是一种非常节省体力的运动。

其中支撑相又可划分为 5 个典型部分：足跟着地（Heel Strike），足底着地（Foot Flat），中间相（Mid Phase），用力前推（Push Off）和脚尖离地（Toe Off）。

### 3.2.3. CMC 计算简介

CMC（Computed Muscle Control）是 OpenSim 提供的一个计算模组，通过在给定时刻计算肌肉激活信号，经过静态最优化算法和正向动力学计算，尝试给出符合模型运动学的一组肌肉力组合。

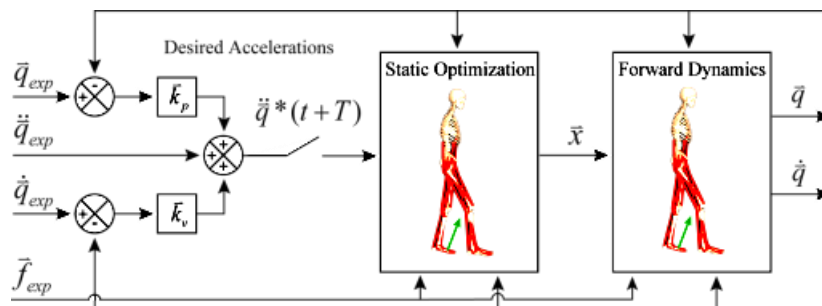


图10CMC 原理示意图

Fig10 CMC computing process

CMC 中静态优化的目标是如式 3-1 所示的代价函数  $J_1$ ，当模型中引入模仿外骨骼的路径驱动器后，该代价函数转变为了如式 3-2 所示的  $J_2$ 。

$$J_1 = \sum_{i=1}^{nx} x_i^2 + \sum_{i=1}^{nx} w_j (\ddot{q}_j^* - \ddot{q}_j)^2 \quad (\text{式 3-1})$$

$$J_2 = \sum_{i=1}^{nx} (x_i - x_{act})^2 + \sum_{i=1}^{nx} w_j (\ddot{q}_j^* - \ddot{q}_j)^2 \quad (\text{式 3-2})$$

式中,  $x_i$  为第  $i$  条肌肉的激活信号,  $x_{act}$  是路径驱动器的激活信号,  $q^*$  为需要追踪的动力学目标,  $q$  为当前的正向动力学计算结果。

在 CMC 计算后,  $x_i$  这一项得到了最小化, 这意味达到所需运动目标所需要的肌肉的激活的最小水平, 也就是人体代谢的最小值。所以可以理解为, CMC 的原理就是去寻找如何用最小的能耗来拟合当前的运动学目标。

但引入路径驱动器后, 代价函数发生了改变, 多出了  $(x_i - x_{act})^2$  这一项, 为了仍然使 CMC 的仿真结果得到所有肌肉激活水平的最小值, 就必须尽可能减少  $x_{act}$  这一项的引入带来的影响。由于肌肉力的计算公式为式 3-3 所示:

$$F_{muscle} = F_{musclemax} \cdot x_{muscle} \quad (\text{式 3-3})$$

可知肌肉的激活水平与肌肉所能达到的最大力量成反比, 因此如果设定驱动器力量最大值为一个远大于普通肌肉力量最大值的数, 就可以使得  $x_{act}$  比  $x_i$  小 1 到 2 个数量级, 用这样的方法可以尽可能减少引入路径驱动器对 CMC 最优化过程带来的影响。

因此在设置驱动器最大力为一个很大的数之后, 可以认为 CMC 优化计算得到的结果仍然是存在路径驱动器下的肌肉激活值的最小值, 而激活水平的最小值意味着肌肉代谢水平的最小值, 因此 CMC 仿真得到的驱动器控制结果实际就是驱动器的最优控制方法。

#### 3.2.4. 外骨骼仿真模型的建立

为了评估外骨骼图 8 装置的生物力学性能, 需要在现有模型的基础上增加外骨骼装置。

仿真使用的外骨骼模型在 gait10dof18muscle.osim 基础上修改得到。OSIM 模型文件使用 XML 语言编写, 修改部分的具体代码如附录 1 所示。

首先在<ForceSet>项目下加入两个路径驱动器(path actuator), 驱动器的作用是在给定激活信号下沿路径输出肌肉力, 在仿真中使用这样两个驱动器来模拟外骨骼对人体的助力。驱动器的下端固定在根骨(Calcaneus)上, 上端固定在胫骨近端(Tibia), 如图 11 所示。然后将激活信号的幅值限定为 0~1, 与其他肌肉模型相同。

最后给驱动器加入 Optimal force 属性, 该项属性表示在激活信号强度为 1 时(在此控制模型中 1 即为最大值)的最大可输出力(N), 在前一小节的讨论中, 根据 CMC 计算的原理推导出驱动器的最大力不能设置太小, 至少要比其他肌肉力的最大值大 1 至 2 个数量级, 只有这样才能抵消引入驱动器对系统最优化过程造成的影响, 因此将此项设置为 10000N 甚至更大。

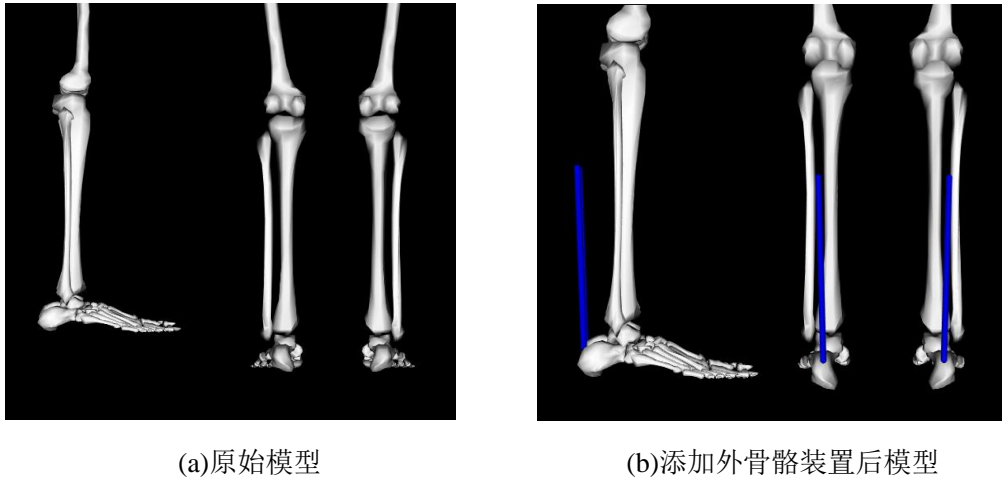


图11向模型中添加外骨骼

Fig11 Adding path-actuators to the musculoskeletal model

### 3.3. 外骨骼模型生物力学仿真

#### 3.3.1. 激活信号

将运动模型与作用力数据关联，如 **Error! Reference source not found.**上编号 3 所示，可以发现在 Push-Off Phase 阶段，人对地面的作用力迅速增加，使人体获得向前的加速度，因此尝试选取步态周期中的 Push-Off Phase 进行助力并分析。

仿真之前需要设置驱动器的激活信号范围，此处首先规定无任何限制条件，完全由 CMC 生成最佳的驱动器激活曲线，因此激活信号最小值为 0，最大值为 1，无预设取值。

#### 3.3.2. CMC 仿真结论

如图 12 左上图所示，这是不做限制时由 CMC 优化产生的最佳外骨骼助力曲线，可以看到最大助力力量在 1600N 左右，这远远超过了实际驱动器可以产生的力，也远大于驱动线和人体能承受的极限，实际驱动器如文献[2]中驱动器力最大值为 300N，文献[8]中驱动器力最大值为 400N。而本项目由于经费限制没有使用大扭矩的电机，最终装置助力最佳值在 50N 左右。因此限制驱动器最大饱和力为 400N 和 50N，重新进行仿真，结果如图 12 右上图所示。其中左右脚存在一定差异，这是由于原始数据的差异导致，在实际控制时选择较平稳较易实现的波形进行控制。在 50N 助力的情况下，可以看到最佳助力曲线接近一个方波，这将会大大简化电机的控制。

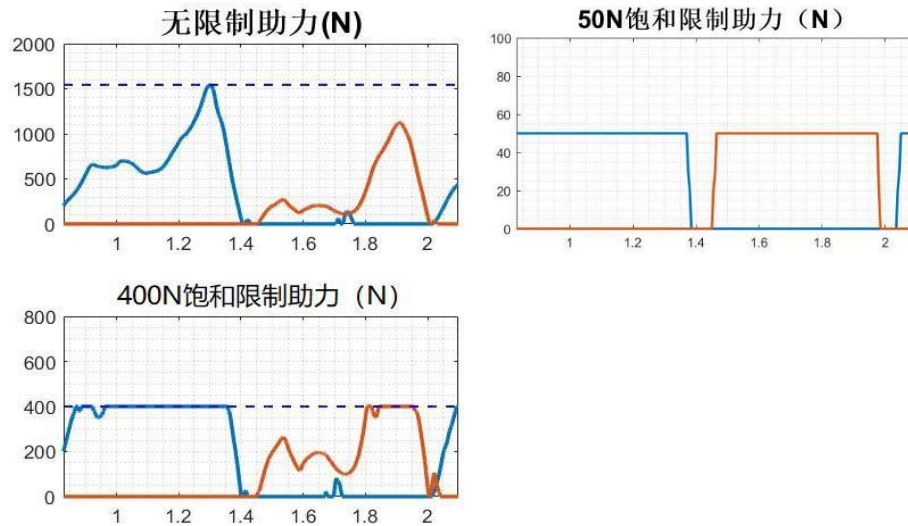


图12外骨骼驱动器参数（力）

Fig12 Simulation Results of Actuators (Force)

代谢探针可以记录每一条肌肉的实时代谢值信息，求和得到步行时人体的实时总代谢值，代谢值仿真结果如图 13、图 14 所示，其中实时代谢功率平均值和第 2.5 秒累积代谢功率值如表 1 所示。

仿真从 0.83 秒至 2.1 秒，模型在这段时间内向前走了 2 步，从结果可以看到实时代谢功率平均值在 377W，积分后得到 2.41s 累积代谢量为 932.6J，换算后约每小时 324.23 千卡，正常步行 1.2m/s 的代谢在每小时 270 千卡左右，因此仿真结果比真实值偏大约 20%。

从代谢功率的平均值来看无限制助力和 400N 饱和限制的情况下人体代谢功率较为接近，两者均在 360W 左右。不限制助力力量的情况下人体实时总代谢功率减少了 4.73%，有 400N 限制助力力量的情况下人体实时总代谢功率减少了 3.26%，而在 50N 限制助力力量的情况下人体实时总代谢功率减少最少，只有 0.75%。

将每个仿真时间间隔内的实时代谢值积分，得到 2.41s 内的代谢值累积曲线，从结果看，不限制助力力量的情况下人体累积代谢能量减少了 4.41%，有 400N 限制助力力量的情况下人体累积代谢能量减少了 2.71%，而在 50N 限制助力力量的情况下人体累积代谢能量减少最少，只有 0.41%。这是仿真区间内的人体累积代谢能量曲线，随着人体运动的持续，这种差异将会被放大，根据代谢平均值实际也可推得如果连续不断行走 1 小时，最终不限制助力

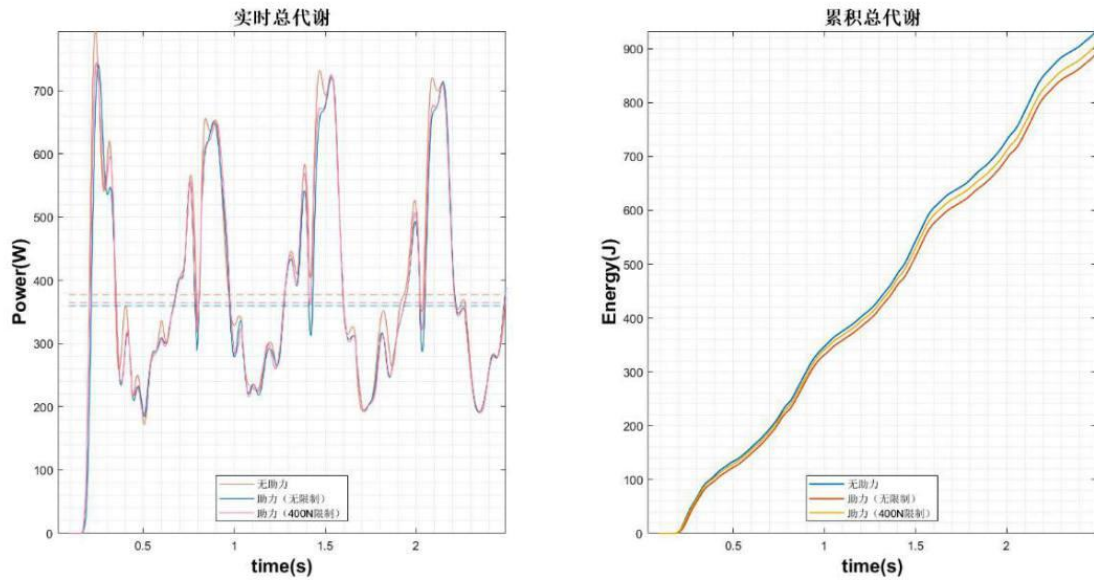


图13无助力、无限制助力、400N 限制助力代谢对比图

Fig13 Metabolic cost under 3 conditions: actuator-off, actuator-on and actuator-on with 400N saturation

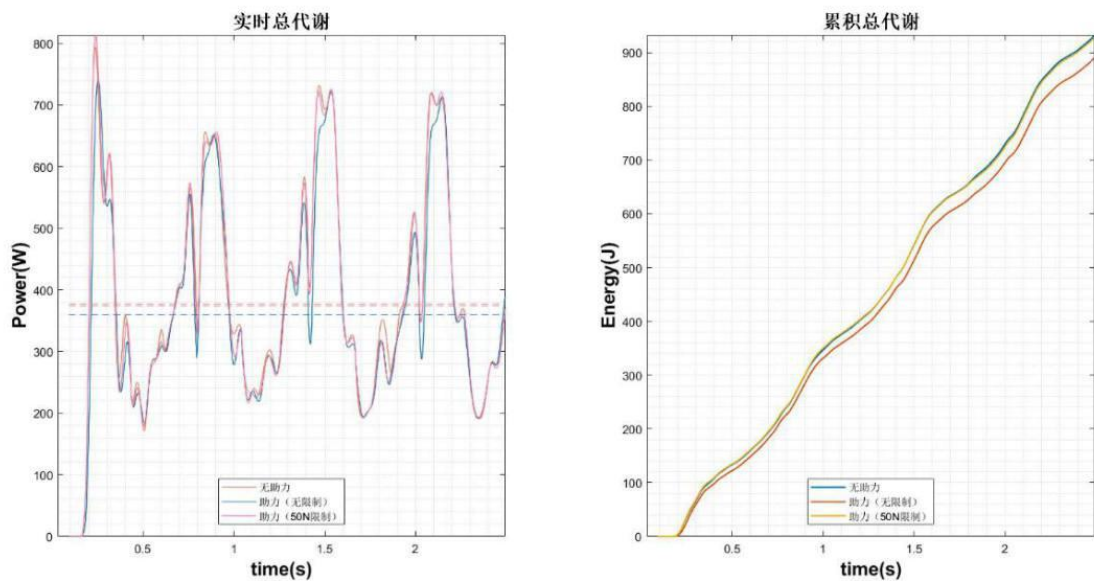


图14无助力、无限制助力、50N 限制助力代谢对比图

Fig14 Metabolic cost under 3 conditions: actuator-off, actuator-on and actuator-on with 50N saturation

表1 不同情况下人体代谢功率和累积代谢值表

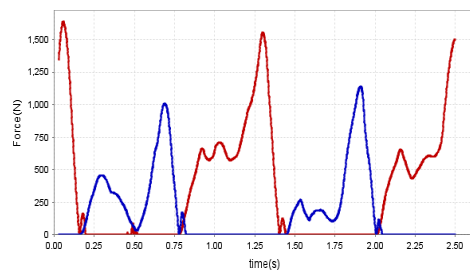
情况	实时代谢功率平均值	相对无助力情况差值百分比	累积代谢值 (0.09~2.5s)	相对无助力情况差值百分比
无助力	377.3306	0	932.585	0
无限制助力	359.4948	-4.73%	891.4940	-4.41%
400N 限制助力	365.0192	-3.26%	907.2916	-2.71%
50N 限制助力	374.4957	-0.75%	928.7366	-0.41%



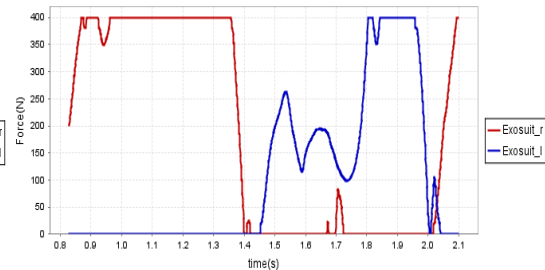
力量的情况下每小时可以为人体节约 15.3 千卡的能量，有 400N 限制助力力量的情况下每小时可以为人体节约 10.5 千卡的能量，而在 50N 限制助力力量的情况下每小时可以为人体节约 2.4 千卡的能量。

虽然在 50N 的助力情况下能够节约的能量较少，但仿真结论也告诉我们如果电机力量足够，实际可以为我们节约更多的能量。

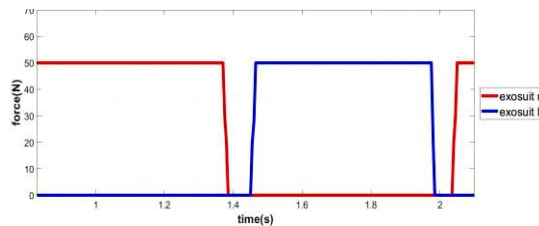
### 3.3.3. 驱动器参数结果



(a)未限制外骨骼助力

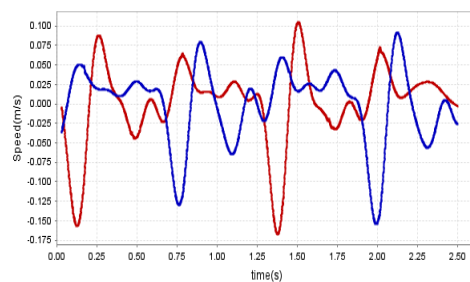


(b) 400N 限制外骨骼助力

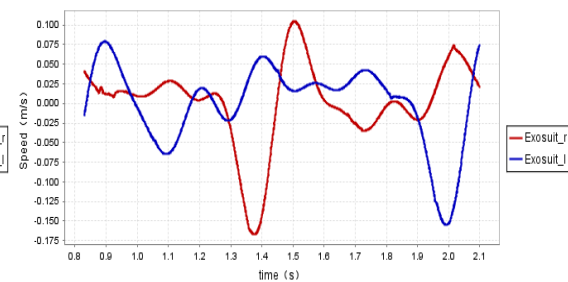


(c)50N 限制外骨骼助力

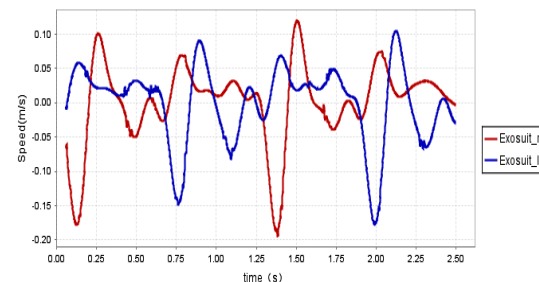
图15外骨骼驱动器仿真参数（力）  
Fig15 Simulation Results of Actuators (Force)



(a)未限制外骨骼助力



(b) 400N 限制外骨骼助力



(c)50N 限制外骨骼助力

图16外骨骼驱动器仿真参数（速度）

Fig16 Simulation Results of Actuators (Speed)

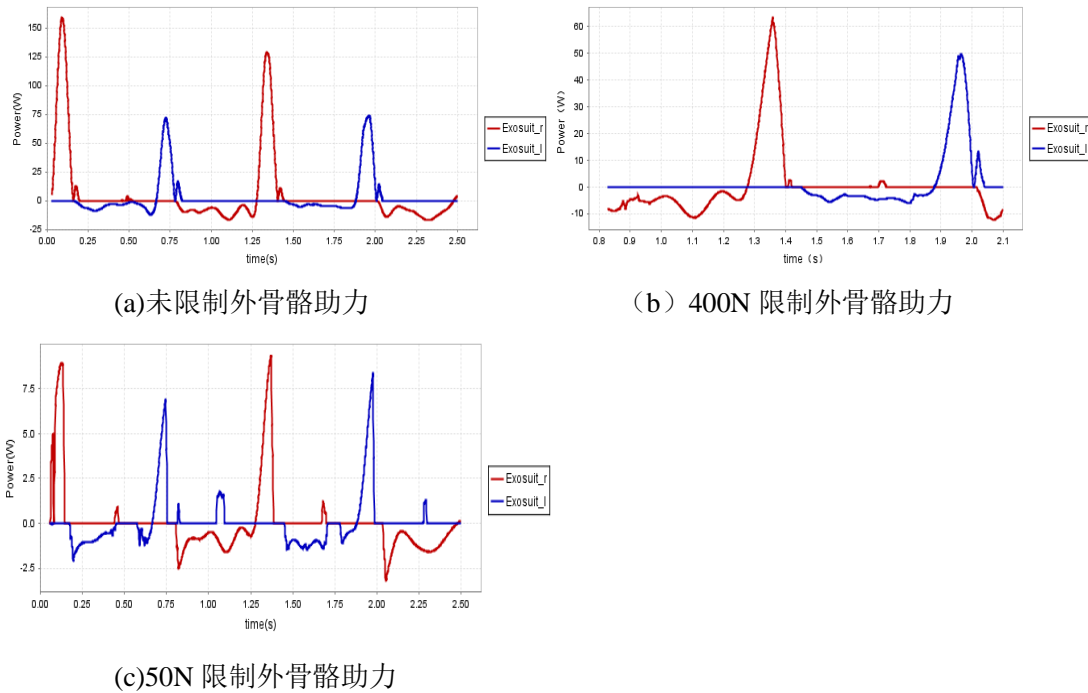


图17外骨骼驱动器仿真参数（功率）

Fig17 Simulation Results of Actuators (Power)

未做限制时，外骨骼驱动器峰值力为 1500N，功率达到 150W；存在 400N 最大力限制外骨骼驱动器峰值力 400N，峰值功率 60W。如果考虑电机效率，一般在 0.7 左右，则电机功率取为 100W 至 250W 为佳。不论是否做最大力限制，外骨骼驱动器的速度均不变，空载时最大正向线速度约 100mm/s，空载时最大负向线速度约 160mm/s，最大力矩输出时线速度约 25mm/s。驱动器的仿真参数对于电机选型和驱动装置设计具有指导意义。



### 3.4. 本章小结

利用开源软件 Opensim 进行了生物力学仿真，建立了脚踝助力外骨骼的 Opensim 模型，利用 CMC 追踪运动学目标，得到静态最优化后的肌肉激活水平。由于外骨骼的引入会在一定程度上影响最优化过程，为了得到最优的外骨骼控制参数，即使人体总代谢最小的控制曲线，通过增加外骨骼驱动器的最大输出力至远大于人体肌肉力量，来使外骨骼驱动器的激活水平远低于人体肌肉的激活水平，以抵消引入外骨骼造成的最优化目标函数的变化。

然后应用这一方法进行了仿真，对比了驱动器在 50N 饱和力限制、400N 饱和力限制、无饱和力限制限制情况下的人体总代谢值，从仿真结果来看，在脚踝处添加助力装置确实可能起到省力的作用，在脚踝处使用助力装置，不限制助力力量的情况下人体实时总代谢功率减少了 4.73%，有 400N 限制助力力量的情况下人体实时总代谢功率减少了 3.26%，而在 50N 限制助力力量的情况下人体实时总代谢功率减少最少，只有 0.75%。

虽然模型中设置的助力条件可能与最终实际外骨骼装置的功率和助力大小有所不同，从理论角度证明了踝关节助力柔性外骨骼装置的效果，为制造这样的外骨骼提供了理论基础。

同时仿真还得到了具有指导意义的电机参数、控制曲线，为之后电机的选型、驱动装置的设计、控制算法的设计都提供了理论上的指导。

虽然得到的结论很有价值，但不得不指出该仿真仍然存在较多缺陷，希望在未来可以加以改进：

第一，使用的数据集来自 OpenSim 数据库，只使用了一个实验者身高 1.80m，体重 75kg，行走速度 1.2m/s 的数据，不够典型，且存在锁死的自由度。仿真中也发现存在一定的缺陷，与国外报道的数据略有差异，究其原因也应该是数据集的差异所导致。

第二，CMC 所追踪的数据均为正常步态下的数据，也就是说假设增加了外骨骼助力对步态不存在影响。

第三，所使用的数据是未负重情况下的，没有考虑装置重量的影响。也就是说该结论相当于移除了装置等效重量的结论。

第四，仿真只关心了下肢肌肉的代谢情况，实际情况下手拿重物为了保持直立背部肌肉也需参与，但这将大大增加仿真难度。因而下肢肌肉的代谢减少可能不能反映人体全身总代谢的情况，外骨骼助力的作用也有可能降低背部和腹部肌肉的代谢水平，但未在仿真中体现。

## 第四章 外骨骼设计

### 4.1. 外骨骼驱动结构设计

#### 4.1.1. 力的传导路径

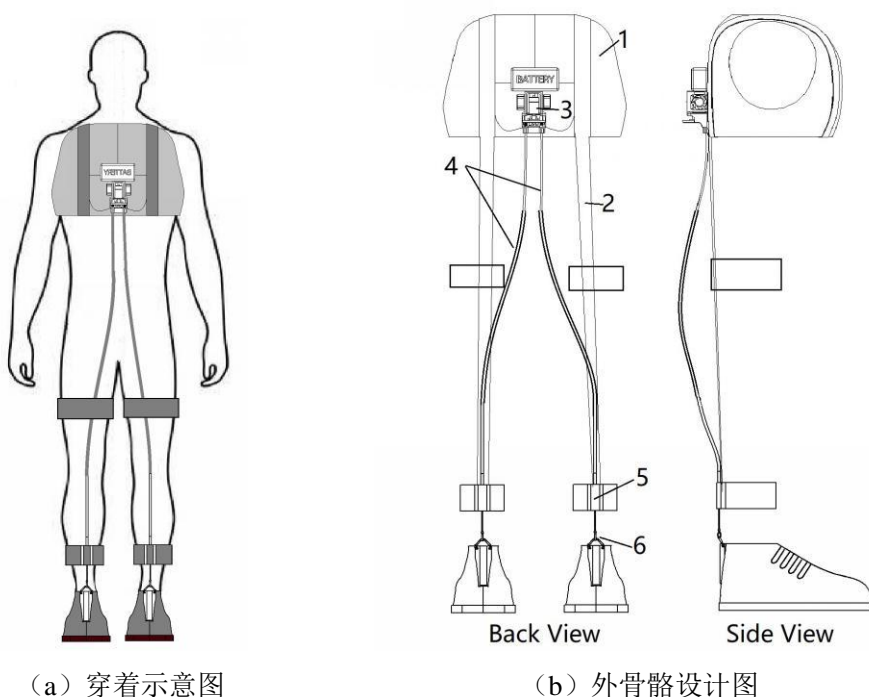


图18柔性外骨骼结构设计简图

Fig18 Structure drawing of exosuit

外骨骼动力系统采用线轴将电机的旋转转化为驱动线（Bowden Cable）的伸缩，驱动线将力传递至脚踝，帮助使用者更加轻松地行走。外骨骼主要由背心和鞋组成，主体共有 6 大组件，如图 18(b)所示，其中 1 为背心主体，2 为抗拉伸尼龙编制带，3 为驱动部分，4 为驱动线，5 为绑带，用于将驱动线末端固定于小腿，避免甩动，6 为驱动线快拆扣。

背心主体如图 19（a）（b）所示，背心内沿拉力传导路径缝制了尼龙增强布料，使得拉力可以顺着尼龙带向上传导，并增加背心的强度，确保在电机拉力及装置本身重力影响下不会拉伸和下坠，背心上的增强编织带将力分散至人体的肩部。

制作的鞋如图 20 所示，在鞋跟处缝制了两个固定扣用于固定驱动线的末端，同时，为了便于穿戴和拆卸，驱动线末端安装了一个快拆扣。



图19缝制了增强编织带的背心

Fig19 Vest with enhanced textile structure



图20鞋跟固定与驱动线快拆固定扣

Fig20 Shoe attachments and cable quick release

柔性外骨骼力传递路径如图 21 所示， $F_1$  为电机、电池及其他装置自身重力，该部分力直接作用于背心。 $F_3$  为驱动线对脚踝拉力，该拉力由电机提供作用在鞋跟处，具有提升脚踝的作用，反映在脚踝处即为力矩  $M_1$ ，但同时该拉力的反作用力作用于滑轮系统和电机本身，并转化为了系统内力，并不真正传导至人体，仅会导致系统轻微震动。 $F_4$  为驱动线线管的回复力，如图 22 所示，驱动线线管实际由三层构成，最外侧的胶管，中间的钢制弹性卷管，最内层的特氟龙润滑管（图中省略），该回复力实际由 2 部分组成，第一部分为线管本身的弹性力，第二部分为拉线过程中弯曲的线管对尼龙线的支持力分解产生，如图 22 所示，这一部分力与驱动线拉力相等。由于 B 点位置固定，由于  $F_4$  的存在，A 点在运动中会被逐渐推离原来位置，直到线管伸直，而为了保证 AC 点之间有相对的收缩给脚踝提供拉力，则必须需要保证 A 点和 B 点之间的相对距离不会改变，因此必须要使用不可拉伸的布料制成抗拉带来限制 AB 点之间的相对距离， $F_2$  即为抗拉带上抵抗回复力  $F_4$  产生的力，大小与助力力量相当。 $F_2$  的存在使得拉力带处于紧绷，本装置将其固定在了大腿和小腿上，因此在产生脚踝助力的同时，拉力带实际上对膝盖的伸展也起到了帮助，反映在膝盖处即为力矩  $M_2$ 。故理论上，本装置对人体代谢的减少可以高于%5。

最终,  $F_1$ 、 $F_2$  全部传递至一件特制的背心上, 背心内沿拉力传导路径缝制了尼龙增强布料, 使得拉力可以顺着尼龙带向上传导, 背心上的增强编织带将力分散至人体的肩部, 从而产生对人体的直接作用力  $F_5$ 。

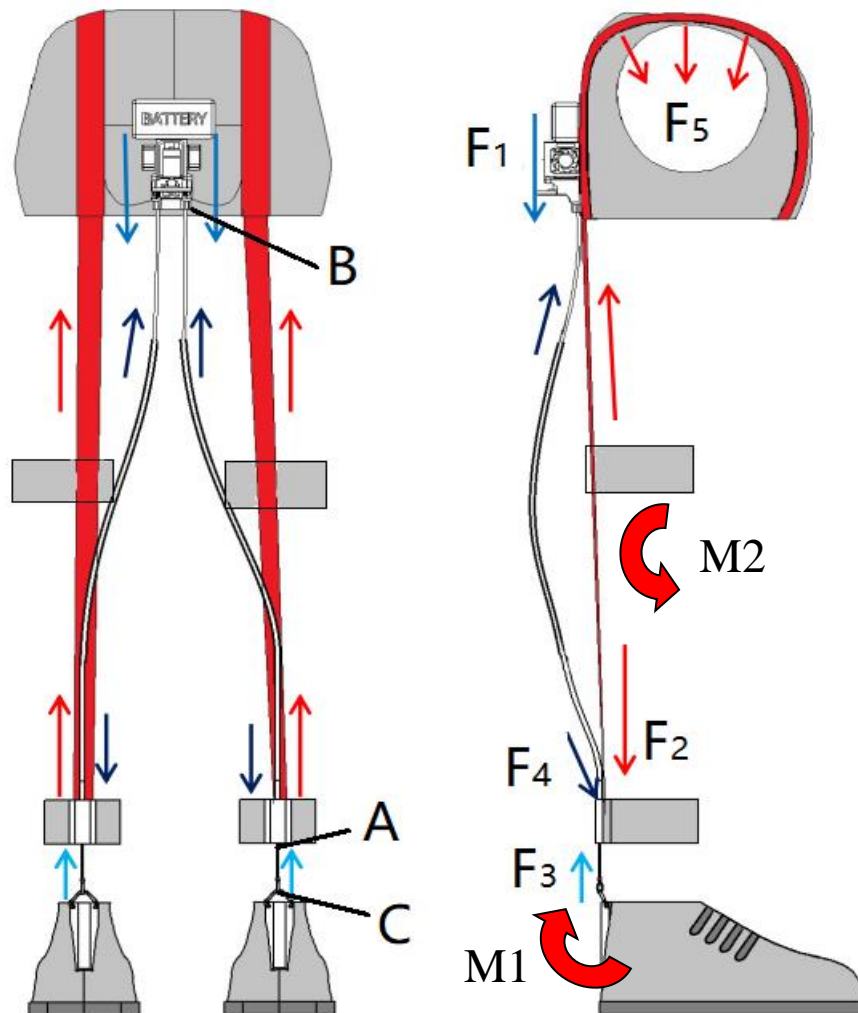


图21柔性外骨骼受力分析图

Fig21 Stress transferring path in exosuit

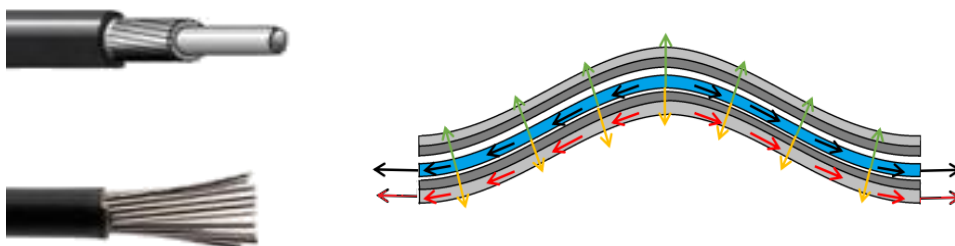


图22线管作用力示意图

Fig22 Stress transferring path in cable

#### 4.1.2. 电机的选择

限于成本，电机选用 M2006 无刷减速电机，各项参数如表 2 所示，其中扭矩和功率略有不足，但质量轻尺寸小，具有可穿戴性方面的优势。

表2 电机性能参数表

电机参数	值
重量	90g
减速比	36:1
最大径向动载荷	496N
额定转速	416rpm
额定转矩（连续）	1N·m
堵转转矩（使用 Z650 电调）	7N·m
堵转电流	27.3A

#### 4.1.3. 驱动线轴的设计

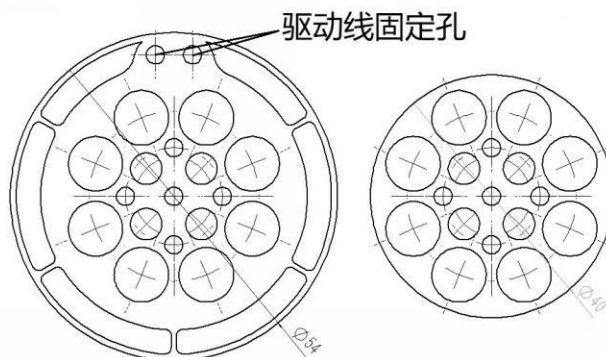


图23线轴设计图纸

Fig23 Drawings of pulley

驱动部分的核心部件是所示的线轴，驱动线轴分两片，内片外径 40mm；外片 54mm，外圈有驱动线防脱设计，实验发现在根骨处安装驱动线的方式需要驱动线的长度变化在 50mm 左右，换算可知，40mm 的线轴周长 125.6mm，因此线轴转动  $143^\circ$  即可满足拉动距离的要求。对于转动速度，无刷电机经过减速后额定转速 416rpm，换算得后转速为 43.54rad/s，因此转轴额定线速度为 870.8mm/s，满足转速要求。力矩方面，电机的连续转矩为 1Nm，经过线轴转化为驱动线拉力，换算可知此时线轴拉力约为 50N，在目标转速下，即使在堵转扭矩 7Nm 情况下产生拉力为 350N，实际工作时电机输出在两者之间，仍然存在严重缺口，如能增加减速比或选用更大功率的电机，如 Maxon RE40 等型号的电机，此项将能大大改善。



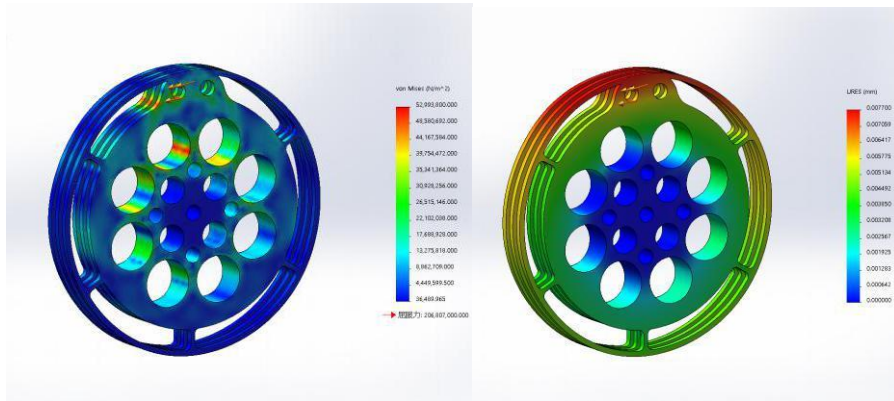


图24线轴静力学仿真

Fig24 Static structural simulation of pulley

利用有限元法（FEM）分析线轴部分的受力情况，线轴的静力学仿真结果如所示，以 10Nm 作为最大力矩施加在固定处，在不同板厚试验后，发现采用 1.2mm 厚 304 不锈钢板时，最大应力为 52MPa，在屈服应力的四分之一左右，符合要求。故最终决定选用 1.2mm 厚 304 号不锈钢板作为线轴的加工材料，利用激光切割得到。

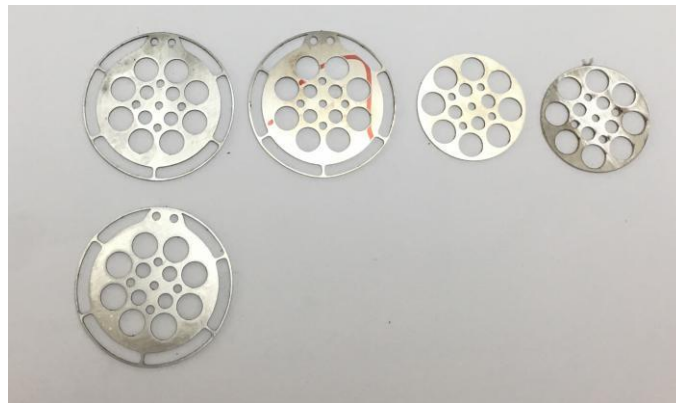


图25激光切割得到的驱动线轴，驱动线轴共有 5 片组成：2 片内片，3 片外片。

Fig25 Picture of laser-cut steel pulley parts

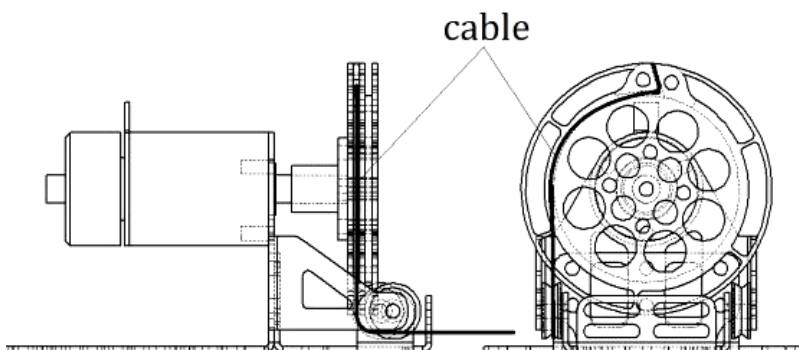


图26 驱动线固定方式

Fig26 The wiring of pulley

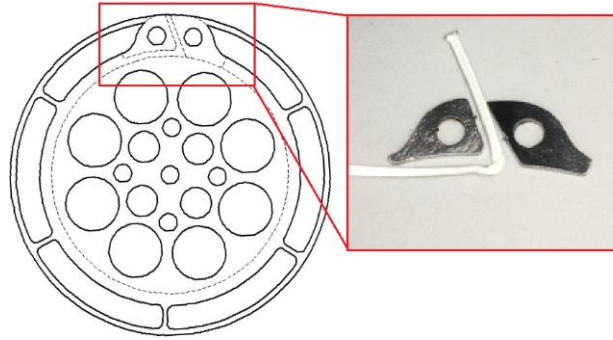
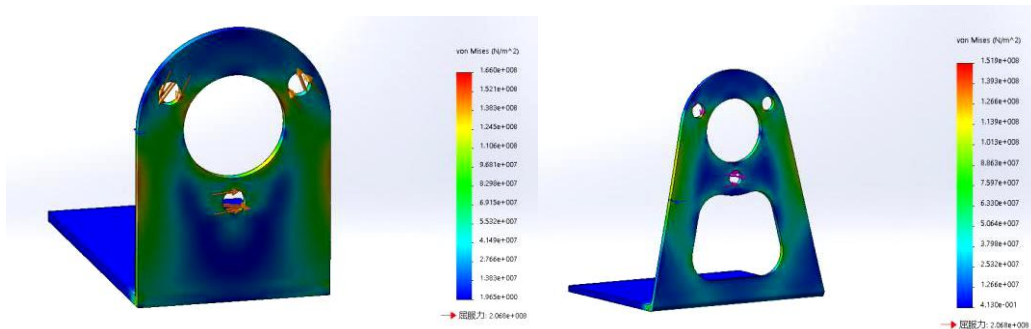


图27 驱动线固定片

Fig27 Wire-fixing parts

驱动线通过两块固定片夹紧固定在线轴上，驱动线的绕制方向如图 26 所示，为了便于穿戴，增加一对滑轮，使驱动线的引出角度可变。如图 27 所示，固定片以锐角的方式夹紧驱动线，接触部分采用了圆角设计，最大限度避免损伤驱动线，避免受拉后断裂。

利用有限元法分析不同设计、厚度、材质下电机座的质量和静力学特性，调整得到最佳的线轴几何参数，并有目的的增强应力集中部位的材料、剪除低应力部分以减轻重量。如图 28 所示电机座的静力学仿真结果，可以看到电机座下方存在一块低应力区域，尝试去除该区域后重新仿真，发现电机座的仿真结果仍然符合要求。



原始电机座应力图

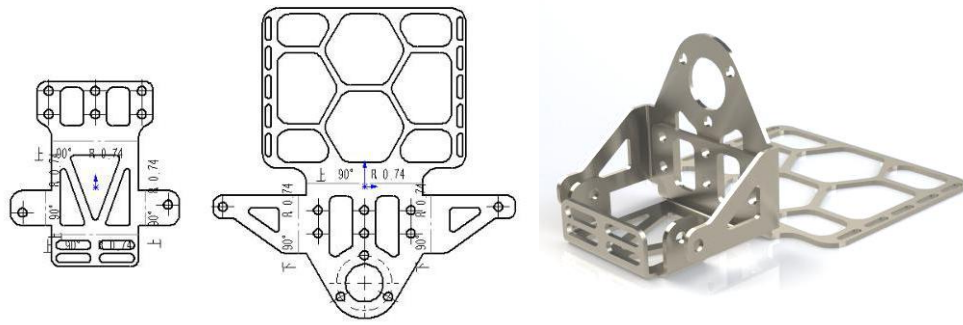
改进后电机座应力图

图28电机座静力学分析

Fig28 Static mechanical analysis of motor frame

电机座采用钣金方式加工，展开图如图 29 所示。底板部分作镂空处理，以求最大限度减轻重量。采用选用和线轴相同的 1.2mm304 不锈钢制作而成。电机座的主要作用是固定电机，锁定线轴和滑轮之间的相对位置，同时作为底板将驱动装置和背心连接。实际分别切割组装后线轴和电机座如图 30 (a)所示，最后装配完成的电机座和线轴如图 30 (b)所示。



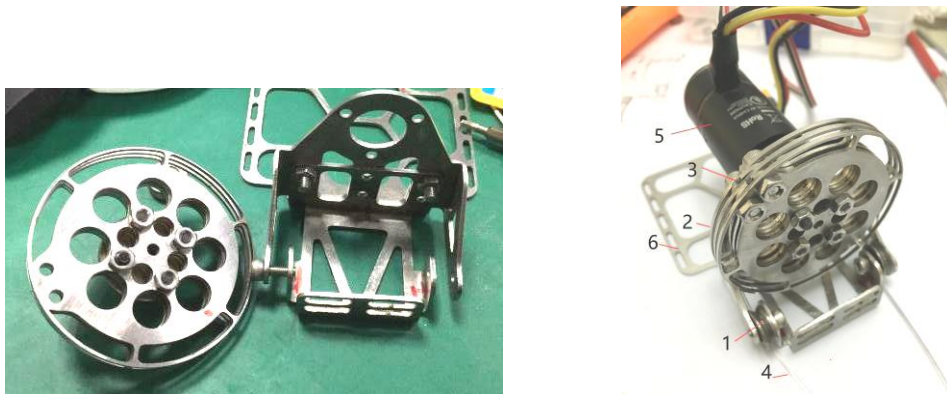


(a)电机座钣金展开图

(b)电机座装配效果图

图29电机座设计图和效果图

Fig29 Drawing and rendering of motor frame

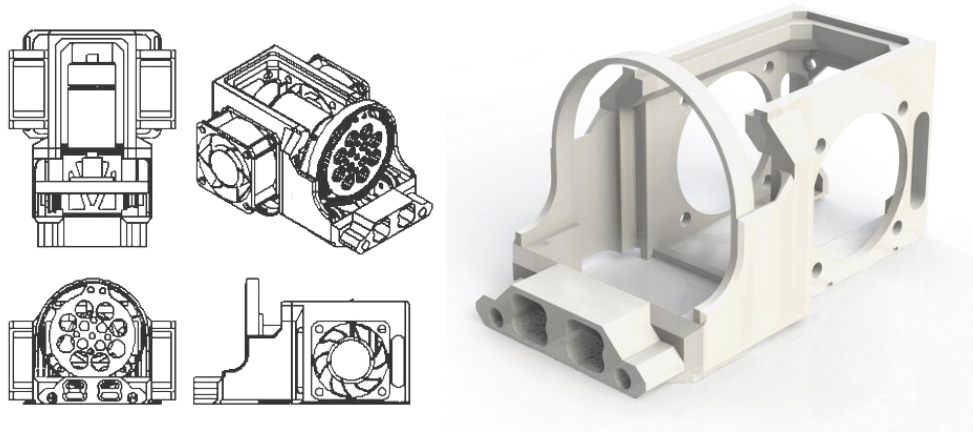


(a) 切割拼装完成的电机座（右）和线轴（左） (b) 装配完成后的电机座和线轴，  
其中：1-滑轮，  
2-线轴，3-驱动线固定片，4-尼  
龙驱动线，5-M2006  
电机，6-电机座。

图30线轴与电机座实物图

Fig30 Picture of Pulley and Assembled Motor Frame

#### 4.1.4. 驱动装置外壳设计



(a) 外壳装配图纸

(b) 外壳效果图

图31驱动装置外壳

Fig31 Actuator unit case

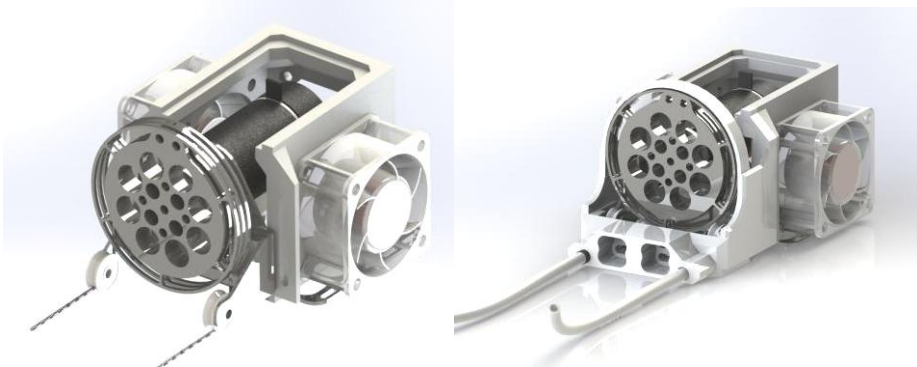


图32驱动装置整体最终效果图

Fig32 Rendering of Actuation Unit

驱动线采用 1mm 实心尼龙线，表面光滑，可以减少与线轴的摩擦，最大安全拉力 490N。

由于驱动线具有一定的韧性，不像普通编织线一样柔软，在松弛时有跳出线轴的可能，因此在线轴增加一圈外框后还设计了一款外壳，用于防止驱动线脱出。

由于摩擦力的存在，驱动线的运动会带动线套一起运动，为了限制线套的滑动，将线套和驱动装置外壳完全固定。由于电机工作在较大电流情况下，存在发热问题，因此外壳两侧安装了两个静音轴流风扇，对电机进行风冷散热。

外壳使用光敏树脂快速成型而成，精度高，重量轻。但存在不耐高温和强光的缺点，在实际量产中需要考虑使用更高强度和耐高温的材料。

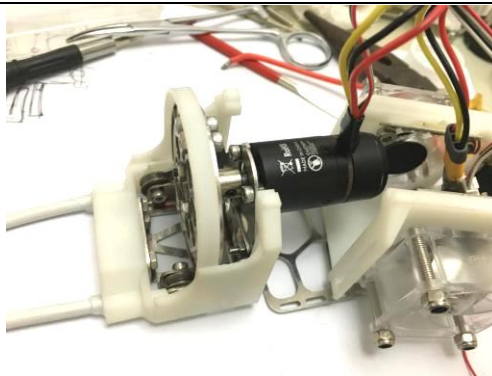


图33安装中的驱动装置外壳

Fig33 Actuator unit case in assembling

电源部分使用电压 24V、容量 5000mAh 的 18650 锂电池组，实际放电电压在 25.2V 至 16.2V，按式计算可知电池组可供整个装置全负荷连续使用约 1.5 小时，换算得到步行距离为 6480m。电源模块最大可提供约 15A 的瞬时电流，重量约 600g。

由于电源额定电压 24V，风扇额定供电 12V，控制系统需求电压 5V，LED 照明需求电压 5V，电机电调额定电压 24V，因此需要分电板和 DC-DC 降压模块进行电源的分配和电压的调整。分电板选用 Matec Systems 公司的 Mini Power Hub 分电板，该分电板原本是供四旋翼无人机使用，板载调压芯片，可输出 5V、12V 调制电压和四路 24V 电源电压，最大持续电流 20A，满足使用需求。

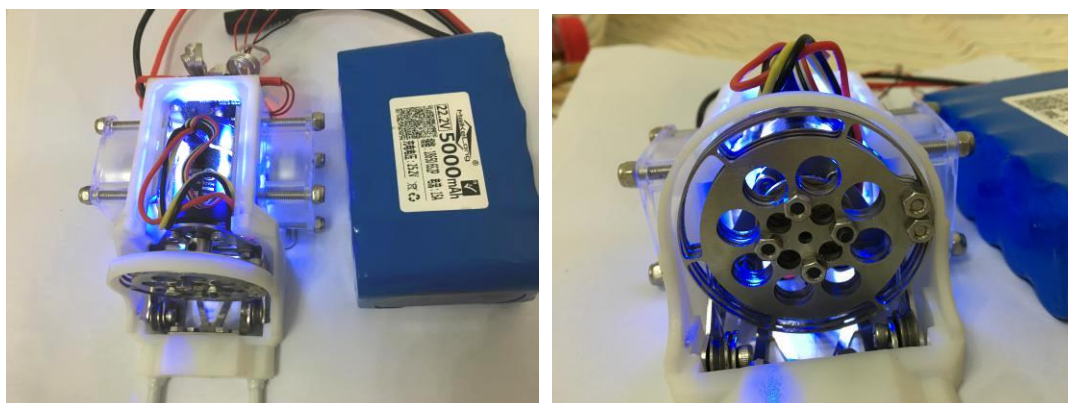


图34驱动装置最终实物图

Fig34 Picture of Actuation Unit

最终，组装好的外骨骼驱动系统使用尼龙编织线与背心缝制在一起，成为一个整体，背心重量约 150g，电池重量约 600g，驱动装置重量 300g（电机重量 90g），总重 1050g。远远小于其他的柔性外骨骼，因此也是本项目的一大优点。

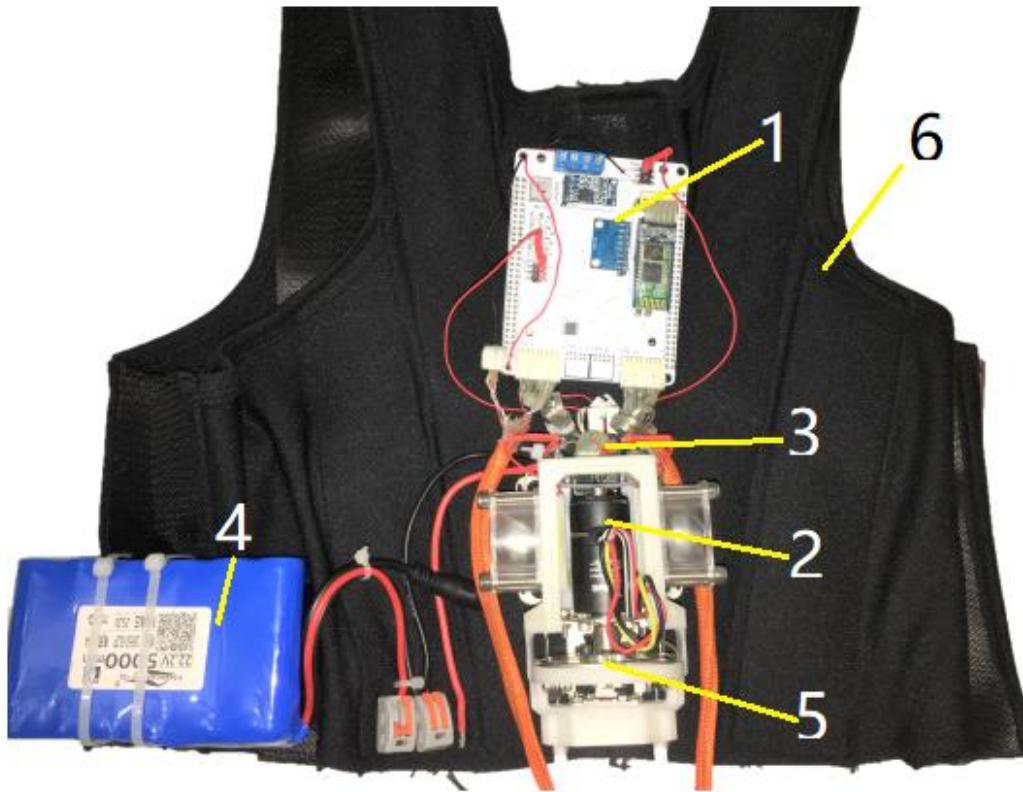


图35 最终实物图，其中 1—系统主控，2—电机，3—分电板，4—电池，5—线轴，6—背心

Fig35 Picture of final product

## 4.2. 本章小结

本章首先首先介绍了外骨骼的结构设计方案，主体由背心，拉力带，驱动线，驱动装置和鞋组成。从受力分析的角度，讨论了这样设计的原因和优点。并在结构上对拉力带中的应力重新加以利用，使装置一定程度上成为了双关节助力的柔性外骨骼，对代谢减少的贡献更大。

其次，详细说明了线轴，电机座和驱动装置外壳的设计方案，结合仿真给出了设计的原因和优点，并介绍了系统电力系统的构成。

最后，制造了外骨骼驱动部分样机，介绍了各部分选型的结果。最终整机重量在 1050g 左右，电池容量 5000mAh，理论上可供使用者连续不断行走 1.5 小时，相当于 6.5km 的距离。

当然还是存在诸多不足之处，例如电机的扭矩仍然过小，且电机效率太低（最高 0.66），导致驱动装置助力有限，同时影响装置使用时长。



## 第五章 外骨骼传感器系统

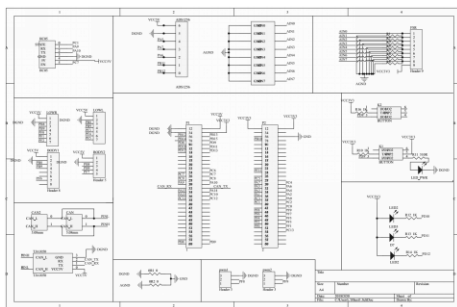
传感器系统主要采集与人体相关的生物力学数据，如各个关节的角度、足底压力等等，为之后的外骨骼控制系统和可视化提供实时数据。

### 5.1. 传感器系统硬件设计

传感器系统核心采用 STM32F407 芯片，主频 168MHz。

考虑到传感器较多，布线复杂，采用杜邦线连接将产生大量的噪音和不可预知的错误，因此在传感器调试阶段绘制了印刷电路板（如图 36（c））来连接，使用自己绘制的印制电路板的优点有：

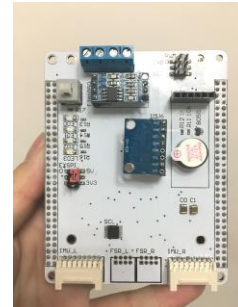
- 与下肢传感器部分使用锁扣插件连接，牢固可靠，便于穿戴；
- 电路板使用了直插式的设计，便于更换传感器模块；
- 对高速时钟线和信号进行了处理，避免不同高速线间的干扰；
- 对模拟地和数字地进行了隔离，以减少干扰；
- 模拟地采用单点接地，来减少不同通道的串扰；



（a）连接板原理图



（b）第二版连接板



（c）第三版连接板

图36传感器连接板设计

Fig36 Customized Control Board

设计的电路板最终布线如图 37 所示，最终使用 2 层板方案，降低成本。布线完成后对剩余部分进行铺铜，以提高电路板的电磁性能。

电路板上搭载了各种传感器模块实现不同的功能，下面分模块介绍系统搭载的各类传感器。

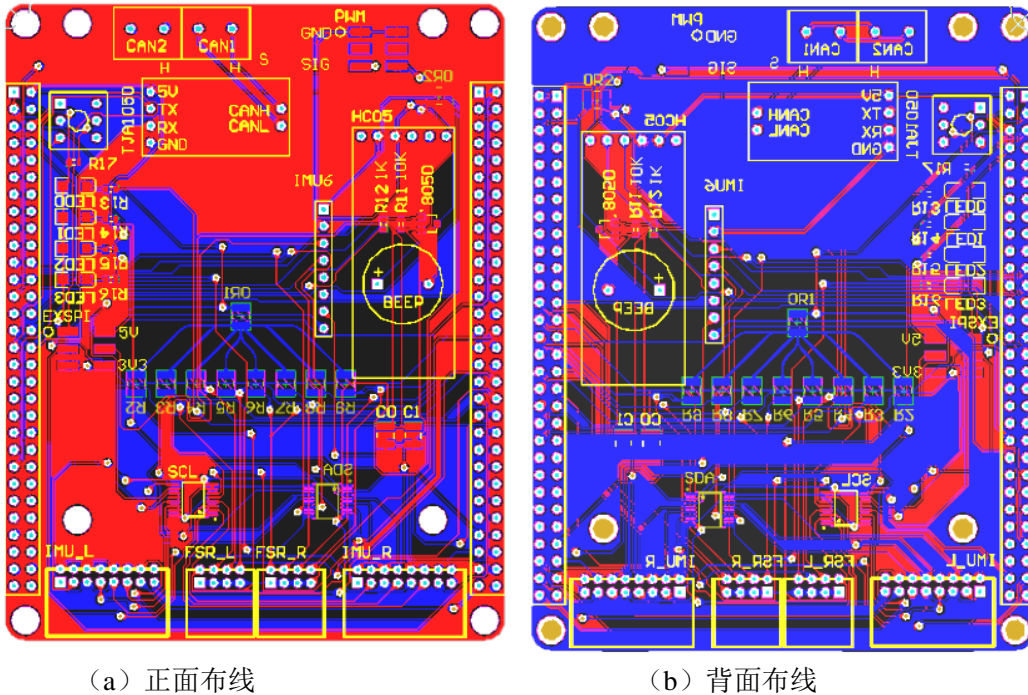


图37 最终电路板布线图（2层板）

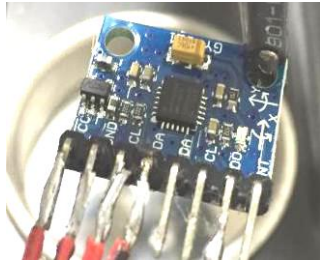
Fig37 Final Pcb layout (2-layer board)

#### 5.1.1. 姿态传感器

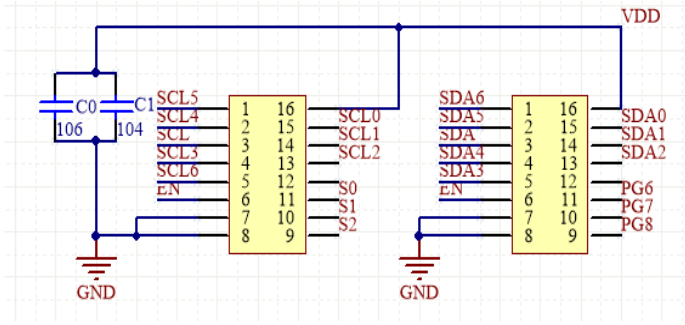
姿态传感器选用 MPU6050，如图 38（a）所示，该传感器板载三轴加速度计与三轴陀螺仪，并搭载 DMP 运动处理器，使用 IIC 协议与主控通讯。由于 MPU6050 并没有片选接口，因此有两种连接方式：

- 使用地址接口作为片选的替代
- 使用双向高速模拟开关作为时钟和信号线的切换

实际调试时，两种方案都进行了测试，最开始使用地址线方案，根据地址线输入电平的高低，模块 7 位地址在 0x68 与 0x69 之间变动，优点是电路简单没有外部芯片，但是很快发现，由于所有模块的时钟线和信号线仍然连接在控制板上，主控实际上是处于广播的模式，如果其中某一个模块出现问题，将会影响剩余所有模块的通信。实际的调试中即发生了由于干扰导致某一个模块 ACK 应答信号丢失或其他原因造成整个系统通讯异常。因此后续采用了 CD4051 模拟开关芯片作为 IIC 总线的总线复用器，如图 38（b）所示，从物理上将各个传感器隔离开。



(a) MPU6050 实物



(b) CD4051 实现 IIC 总线复用

图38姿态传感器

Fig38 Inertial measurement units

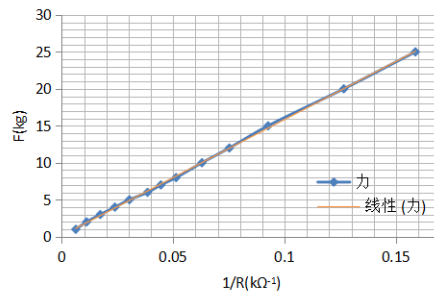
### 5.1.2. 压力传感器

压力传感器选用柔希科技 D2027 压阻式薄膜压力传感器，如图 39 (a) 所示，量程 25-50kg。其阻值压力曲线如图 39 (b) 所示，压力传感器的阻值的倒数与压力成正比。计算公式为：

$$F(\text{kg}) = 156.97 \frac{1}{R} + 0.1552 \quad (\text{式 4-1})$$



(a) 压力传感器实物



(b) 压力阻值曲线

图39 薄膜压力传感器

Fig39 Film pressure sensors

### 5.1.3. 通讯模块

考虑前期数据采集及调试时的便利性，采用 HC-05 蓝牙串口透传模块与电脑进行通讯。同时后期可视化开发时，需要使用无线通讯反馈用户状态。

### 5.1.4. 数据保存

采集得到的数据一方面可以通过无线传输到电脑端进行保存，另一方面可以直接通过 SDIO 接口保存在 TF 卡中。



### 5.1.5. 传感器的固定

传感器与主控采用屏蔽线连接，单端接地，减少干扰。

足底压力传感器使用去除了鞋钉的简易冰爪作为固定，传感器通过一片硅胶片作为保护，直接粘合在内层鞋面。此设计优点有：

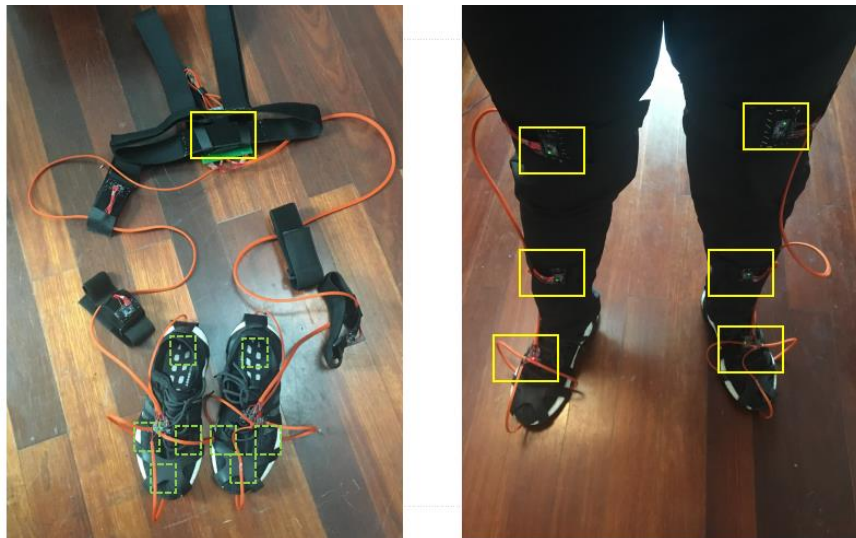
- 较于鞋垫式和鞋式, 传感器能够适应不同鞋码的大小, 通用性好
- 便于穿脱, 不必依附于外骨骼, 可以独立使用



图40足底压力传感器连接图

Fig40 Wiring and fixing of plantar pressure sensors

姿态传感器缝合在绑带上，两者使用魔术贴绑带固定在下肢。各个传感器的位置如图 41 所示，虚线框为压力传感器，实线框为姿态传感器。



(a) 传感器系统

(a) 传感器系统佩戴后

图41 传感器系统实物

Fig41 Picture of finished sensor system

## 5.2. 本章小结

本章依次介绍了传感器系统的主要组成: 系统主控, 姿态测量系统和足底压力测量系统, 主要工作首先是主控电路板的设计, 利用 Altium16 对主控电路进行了绘制并打样, 该设计的优点有: 与下肢传感器部分使用锁扣插件连接便于穿戴、电路板使用了直插式的设计便于更换传感器模块、对高速时钟线和信号进行了处理避免不同高速线间的干扰、对模拟地和数字地进行了隔离以减少干扰、模拟地采用单点接地来减少不同通道的串扰等等。

制作了传感器系统的实物, 传感器的连线距离超过 1m, 因此通信线全部使用屏蔽线单端接地减少电磁干扰。实现了传感器与人体的可靠固定, 并能很好适应不同体型的使用者, 做到了通用性和舒适性两大原则。

同时可插式设计使传感器具有模块化的优点, 姿态传感器和足底压力传感器可以分离, 在某一类传感器出现故障时可以直接移除, 这两类传感器均能获得人体步态信息, 因此系统存在冗余, 确保了系统的可靠性。

## 第六章 传感器数据处理

### 6.1. 数据预处理

#### (1) 加速度数据预处理

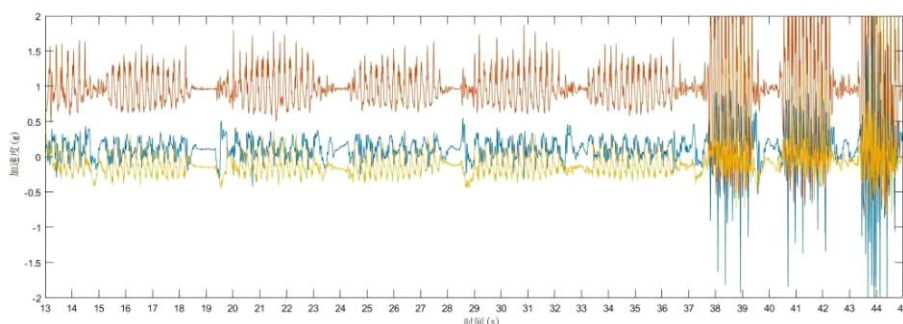


图42 原始加速度数据

Fig42 Raw acceleration data

加速度计得到的数据如图所示，38 秒前为来回步行 10 米，38 秒后为来回奔跑 10 米，图中可以看出虽然三轴加速度都带有周期性，但是重力方向（红色）的变化最为剧烈，因此只保留重力方向的加速度数据。

#### (2) 压力传感器数据预处理

压力传感器原始数据如图所示：

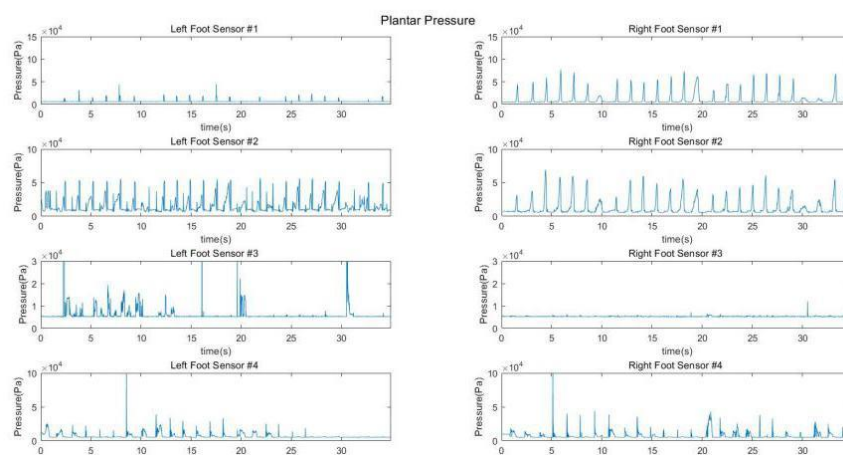


图43 足底压力原始数据图

Fig43 Raw pressure data of participant No.1

从原始数据可以看出，由于每个传感器布置的位置差异，最大压力差异较大，同时带有明显的周期性。另外由于个人行走习惯，以及传感器与鞋底的接触差异，导致了同一个测试者左右脚的足底压力差异，这对于之后的步态分析有一定的意义。

由于传感器较多，必须进行融合来对数据进行降维。降维的过程为先求重心分布，再对数据进行筛选。由于传感器在脚底的位置固定，只需选取一个中心点，即可求得重心相对于中心点的位置。重心计算公式如式 5-1 所示：

$$\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{Mg} \sum x_i f_i \\ \frac{1}{Mg} \sum y_i f_i \end{bmatrix} \quad (\text{式 5-1})$$

经过重心计算后的数据如图 44 所示：

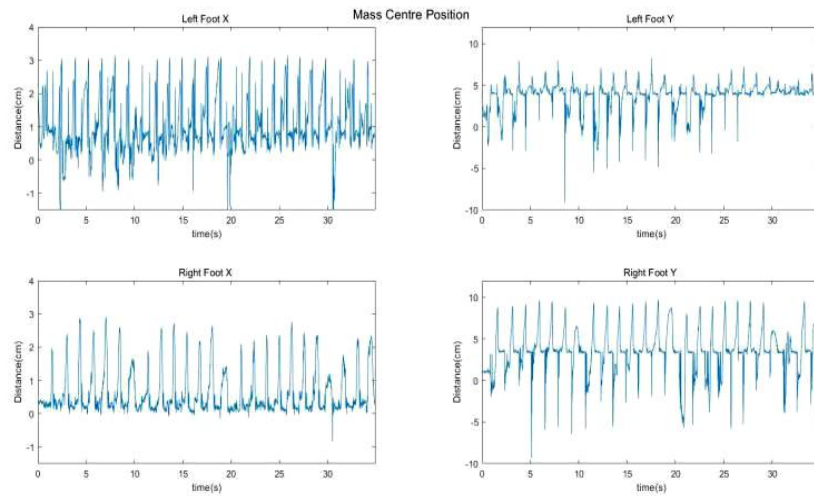


图44 重心坐标变化图

Fig44 Mass centre position of participant No.1

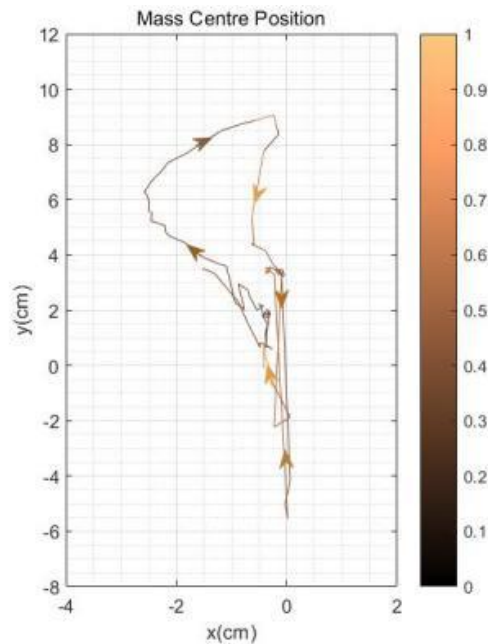


图45 典型步态周期中重心移动图

Fig45 Mass centre position during gait cycle

## 6.2. 姿态传感器解算

姿态传感器的引入，如要是为了获得关节角度的变化，但是由于距离较长且未做屏蔽，采用 IIC 总线传输不够稳定，采用差分信号可以有效解决问题，但是将大大增加成本。

传感器数据的降维过程如下：

$$\begin{aligned}
 & \begin{bmatrix} \text{Accl}_{1x} & \dots & \text{Gyro}_{1z} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \text{Accl}_{7x} & \dots & \text{Gyro}_{7z} \end{bmatrix}_{\text{Quad}} \xrightarrow{\text{BalanceFilter}} \begin{bmatrix} \theta_0 & \phi_0 & \psi_0 \\ \theta_1 & \phi_1 & \psi_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \theta_7 & \phi_7 & \psi_7 \end{bmatrix}_{\text{EulerAngle}} \xrightarrow{\substack{\text{pick meaningful} \\ \text{params} \\ \rightarrow \\ \text{depend on sensor} \\ \text{orientation}}} \begin{bmatrix} \theta_0 \\ \theta_1 \\ \phi_3 \\ \vdots \\ \theta_7 \end{bmatrix}_{\text{EulerAngle}_{7 \times 1}} \\
 & \text{Cal Difference} \rightarrow \Theta = \begin{bmatrix} \theta_{\text{Left\_ankle}} \\ \theta_{\text{Left\_knee}} \\ \vdots \\ \theta_{\text{right\_thigh}} \end{bmatrix}_{\text{sagittal}} \quad (6 \times 1)
 \end{aligned} \quad \text{式 (5-2)}$$

在降维后相当于只需要做单轴方向的角度解算，大大降低了计算量。通常角度解算算法有很多种，如卡尔曼算法，扩展卡尔曼算法，四元数法等，由于传感器较多，实时解算角度数据对处理器的性能提出了要求，因此在解算时没有使用动态性能更好的上述算法，而是对比了直接解算法和一阶互补滤波（balance filter）算法。

一阶互补滤波核心公式如式 5-3 所示：

$$\text{Angle}_t = \alpha \cdot (\text{Angle}_{t-1} + \text{gyro}_t \cdot dt) + (1 - \alpha) \cdot \text{Angle}_{\text{accl}_t} \quad \text{(式 5-3)}$$

其中时间常数  $\alpha$  的取值与系统采样率有关，在此取为 0.98。

对比验证装置如图 46 所示，验证装置由一个高精度电位器（0° ~ 330°），MPU6050，摇臂和底座构成。电位计用于输出原始角度信息，与解算后的姿态信息进行对比验证。

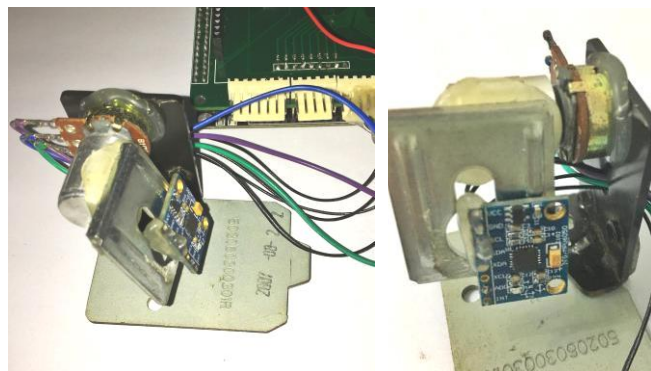


图46 姿态传感器验证装置

Fig46 attitude algorithm evaluation device



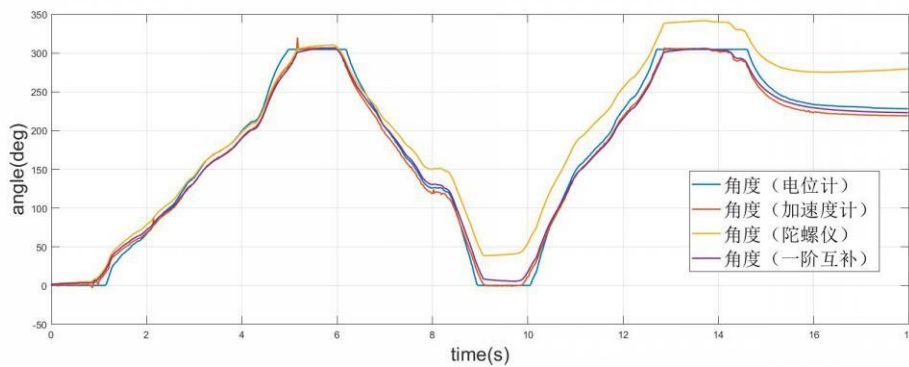


图47 直接解算和一阶滤波算法解算得到的角度数据

Fig47 Comparison of different attitude algorithms

不同解算方法的效果如图 47 所示，直接解算法（红色）只使用了加速度计的数据，对震动敏感，如行走中产生的突然震动等，图中可以看到在角度由正向转向负向时，加速度计产生了较大波动，存在尖峰。而角速度积分算法使用陀螺仪，对震动不敏感，但由于累计误差的原因很快就出现漂移而使数据失真，如黄色曲线所示，仅仅在 18 秒后就出了超过 10 度的漂移，当然这也和传感器的性能及采样率有关，图中采样率在 1000Hz 左右，采样率越高，出现漂移越快。一阶互补滤波将两者结合，如紫色曲线所示，消除了加速度计的震动毛刺，同时将漂移控制在容忍范围内。

### 6.3. 传感器的可视化

为了完善人机交互交互界面，使用 Unity3D 对传感器数据进行可视化。

可视化模型来自 Asset Store 中 Adam Character Pack。该模型由 Unity Demo 团队开发，用于展示并测试 Unity 引擎的图形渲染能力。<sup>3</sup>

可视化可以通过读取保存有所有数据的 txt 进行动作回放，也可以通过蓝牙透传实时读取来自串口的传感器数据。传感器数据存放在静态 Datable 类型变量中，避免频繁的内存分配导致碎片产生，分别通过各自的静态函数从文本文件或者串口进行数据的读取。

可视化程序运行之前需要初始化，在初始化程序 void Start (void) 中需要确定模型需要运动的部分，使用 GameObject 的 find ( ) 方法来实现特定部位的定位。

由于只需要对下肢的传感器数据进行可视化，因此新建 6 个 GameObject 变量存放模型的左右大腿，小腿和脚。如程序所示：

1. RightFoot = GameObject.Find("/Adam/Adam\_Reference/Bip01/Bip01 Pelvis/Bip01 R Thigh/Bip01 R Calf/Bip01 R Foot");
2. RightLeg = GameObject.Find("/Adam/Adam\_Reference/Bip01/Bip01 Pelvis/Bip01 R Thigh/Bip01 R Calf");
3. RightUpLeg = GameObject.Find("/Adam/Adam\_Reference/Bip01/Bip01 Pelvis/Bip01 R Thigh");
4. LeftFoot = GameObject.Find("/Adam/Adam\_Reference/Bip01/Bip01 Pelvis/Bip01 L Thigh/Bip01 L Calf/Bip01 L Foot");

<sup>3</sup> Adam 模型信息来自 <https://unity3d.com/cn/pages/adam>

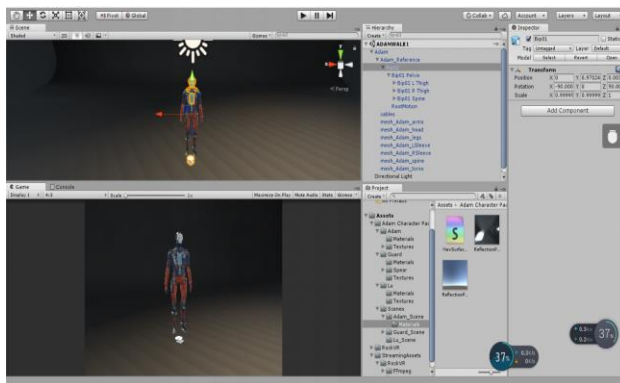
5. LeftLeg = GameObject.Find("/Adam/Adam\_Reference/Bip01/Bip01 Pelvis/Bip01 L Thigh/Bip01 L Calf");
6. LeftUpLeg = GameObject.Find("/Adam/Adam\_Reference/Bip01/Bip01 Pelvis/Bip01 L Thigh");

通过 txt 读取，则姿态解算由 unity 承担，txt 文件中记录的是每个姿态传感器原始的 6 轴传感器信息。由蓝牙读取则姿态解算程序可以由 unity 完成，也可由 stm32F4 单片机完成。当前使用的蓝牙串口透传模块最高波特率为 115200bit/s。如果由 unity 完成，每个传感器 3 轴的加速度信息和 3 轴的陀螺仪信息，共 6 个 short 类型变量，共 7 个传感器，则可以推得共需 672bit 的数据，因此数据在空时间 6ms 左右，轮询 7 个传感器并进行数据记录和传输，程序最小周期在 27ms 左右，因此不经过压缩、实时传输情况下，理论上可以达到 30 帧，如需更流畅运行，则一要提高传感器采样频率，二需要对数据进行取舍，一阶滤波需要每个传感器最少需要 2 轴的加速度信息和 1 轴的陀螺仪信息，由此传输数据量可以减少到 336bit。

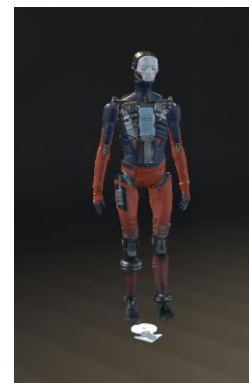
解算完成后可以获得传感器的空间姿态角，使模型随传感器数据变化需要调用模型的 transform 方法，修改模型各部件的自身欧拉角。由于传感器安装位置的差异，每个传感器都有不同程度的固定偏置，因此在更新时需要考虑这部分的偏置造成的动作变形。

1. LeftUpLeg.transform.localEulerAngles = initialangle[0] + new Vector3(0, 0, (angle[0] + 80));
2. LeftLeg.transform.localEulerAngles = initialangle[1] + new Vector3(0, 0, (angle[1] + 108));
3. LeftFoot.transform.localEulerAngles = initialangle[2] - new Vector3(0, 0, (angle[2] + 15));
4. RightUpLeg.transform.localEulerAngles = initialangle[3] + new Vector3(0, 0, (angle[3] + 90));
5. RightLeg.transform.localEulerAngles = initialangle[4] + new Vector3(0, 0, (angle[4] + 110));
6. RightFoot.transform.localEulerAngles = initialangle[5] - new Vector3(0, 0, (angle[5] + 20));

最终软件可视化界面如图所示，光源设置如，最终效果如图 48 所示，可以实现下肢动作在模型上的复现。



(a) unity3d 环境及灯光设置



(b) 传感器可视化界面

图48 Unity3D 中实现的姿态传感器可视化界面

Fig48 IMU Sensor Data Visualization using Unity3D engine

## 6.4. 本章小结

本章主要介绍了分传感器类型介绍了各自的降维方法,并在 Unity3D 上对传感器数据进行了可视化。

对于姿态传感器采用一阶滤波融合加速度计和陀螺仪进行姿态解算取得了令人满意的结果,同时也对姿态数据进行了降维。进一步的降维通过对非矢状面的信息进行丢弃实现。

对于压力传感器主要使用了求重心的方法来降维,同时实现了重心数据的可视化。

最后对于捕获的姿态数据进行了可视化,利用 unity 引擎实时渲染,实现了初步的人机交互界面。

也存在一些不足之处,例如足底压力布置的数量较少,导致重心数据变化剧烈,传感器的精度问题导致姿态和压力信息的抖动,这些问题在之后的算法设计中使用软件进行滤波加以解决。

## 第七章 外骨骼控制系统算法设计

### 7.1. 使用加速度计的控制点检测

首先进行运动分析，确定是否处于稳定的行走过程。

对加速度计数据进行滤波，同时减去重力偏置，设定好最小时间间隔进行波峰抓取，就能获得行走时的步数、步频。一般来说连续出现 7 个加速度峰值可以认为人已经处于稳定的行走状态。由于加速度计位于背部，没有大量的外部高频噪声，因此滤波器选用简单的平滑滤波滤波器，对当前时刻及前 3 个数据进行取均值运算。在低速步行时，平均每秒行走两步，因此波峰抓取的最小间隔设置为 0.4s。

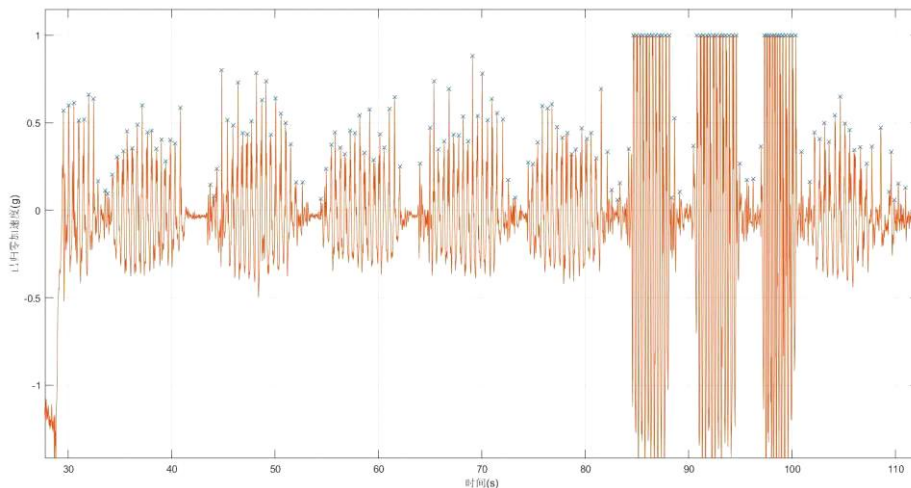


图49经过滤波波峰抓取后的加速度数据

Fig49 Filtered acceleration data

通过波峰抓取后，就可以知道每个加速度峰值出现的时间，对应于地面反作用力的第一峰值。如所示，这是 OpenSim 仿真得到的最佳助力曲线与相应时刻重力方向加速度值的对比，可以看到，在 1.2m/s 的步行速度下，人体重力方向加速度的峰值出现于最佳助力时刻开始之前，两者之间存在一个延迟，如果只使用加速度计进行步态的判断，需要进行大量的实验和仿真来确定这个延时时刻的最佳长度，在本项目中取为 100ms。

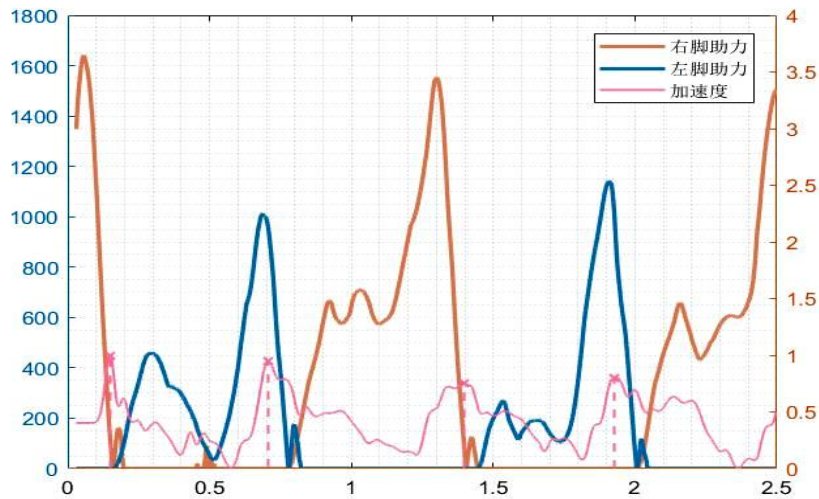


图50单个步态周期中关键参数的变化曲线

Fig50 Force and acceleration change during gait cycles

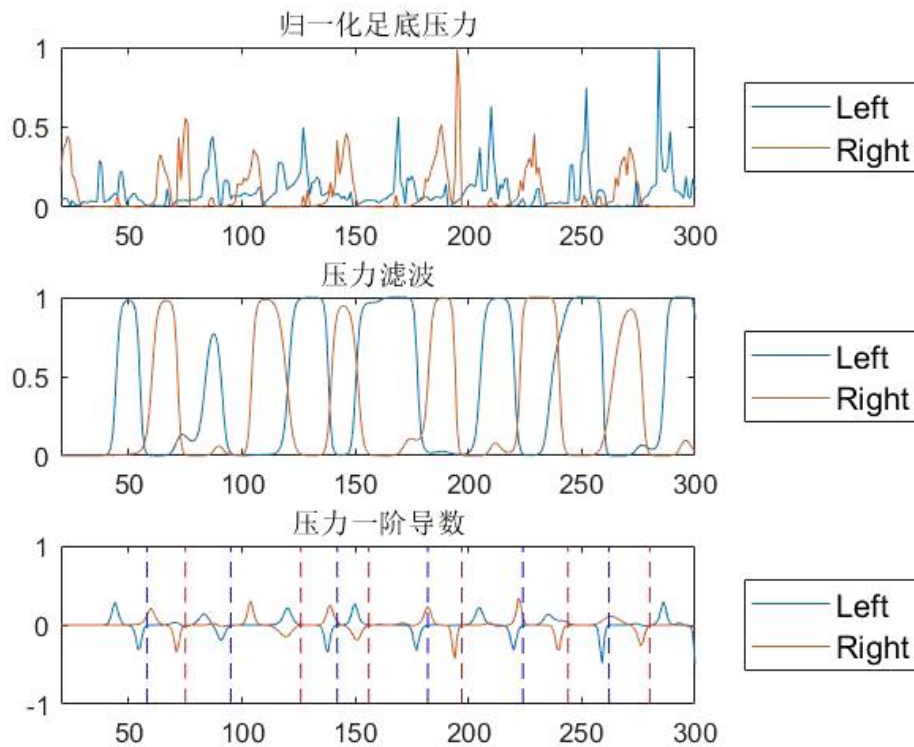


图51使用足底压力传感器进行步态判断

Fig51 Detection of special moments in gait cycles using plantar pressure sensors

足底压力传感器和加速度传感器的值实际存在相关,因为可以真实反映出人体两腿足底与地面的接触力,如果知道地面对人体的真实作用力,根据牛顿第二定律即可推出人体的重力方向加速度,但实际情况下,压力数据只是足底几个典型位置压力的反应,只能反映出相应的趋势,但归一化后用于步态判断仍是可行的。

足底压力传感器更大的优点是可以得到两脚的地面压力,即使在重力方向身体重心变化



不明显（如老人慢速走路）的情况下亦可进行步态的判断。但是在实验中发现，前期搭建的足底压力测量装置存在诸多问题。首先由于足底压力传感器位于鞋底，而不是鞋垫中，因此传感器的接触面积因鞋底花纹而异，从而导致每一传感器之间力的差异，这一点可以通过算法在后期进行弥补。由于地面平整性问题和鞋底花纹的原因，导致传感器的接触面并不平整，而薄膜压力传感器是一种面接触传感器，对于弯折受力和平面压力无法区分，这导致在不平整路面上使用足底压力传感器效果不佳。且位于鞋底导致传感器实际面临的工作环境比鞋垫中更加恶劣，传感器的耐用性不佳，在反复的弯折下，焊点易发生疲劳断裂。

实际测试中，利用本项目搭建的足底压力传感器系统进行测量，对所有足底压力传感器进行求和后得到的真实步态压力曲线如所示，存在明显的周期性，但是波形不清晰，存在杂波和尖峰，与文献中使用专业设备测量的足底压力数据存在一定差距。因此来自足底压力传感器的压力数据是无法直接使用的。

由于改动硬件部分将造成成本大幅增加，因此尝试从软件上对压力曲线进行滤波、缩放以期能优化足底压力传感器的效果。首先进行压力曲线的滤波，由于步态判断对于实时性的要求很高，使用的滤波器的相位延迟不可太大，否则就失去了使用价值，同时使用的滤波器要在系统计算能力允许范围之内，否则同样无法实际使用。

将采集得到的步态压力的原始数据导入 Matlab 并调用滤波器设计器，分析不同情况下滤波器的效果。在多次尝试后，最终使用的滤波器为 4 阶巴特沃斯（Butterworth）低通滤波器，截止频率为 6Hz，该滤波器的相频响应和幅频响应曲线如所示。

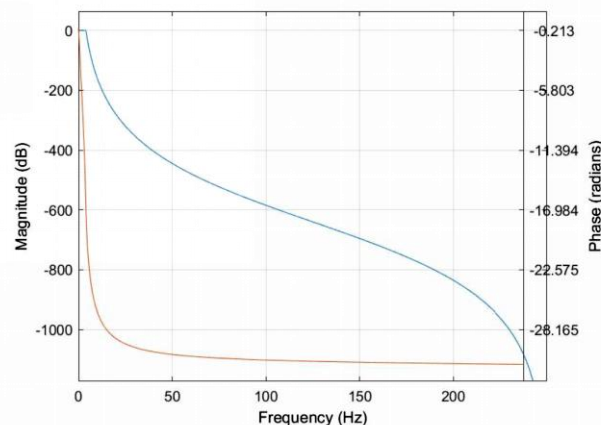


图52 滤波器伯德图

Fig52 Bode figure of filter

由于左脚和右脚的压力差异，在进行滤波后需要对传感器数据进行缩放，由于传感器本身的物理特性及安装方法时的弯曲，会导致传感器在没有受力时也存在较小的读数，因此为了更好地区分受力和不受力的状态，引入神经网络中常用的 Sigmoid 函数，这是一个经典的 S 型函数，可以较好地分离较大值和较小值。

Sigmoid 函数公式如：

$$f(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}} \quad (\text{式 6-1})$$

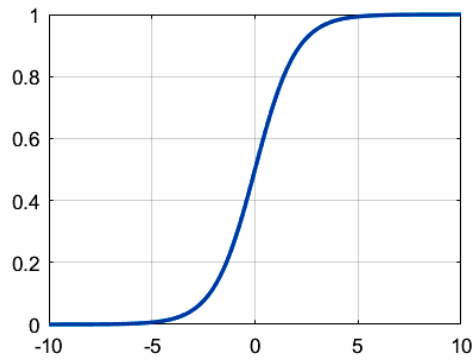


图53 Sigmoid 函数曲线

Fig53 Sigmoid curve

进行滤波和数据范围内的一次 Sigmoid 缩放之后，曲线如所示，可以看到相比于原波形更加平滑，且最大值接近 1，最小值接近 0。

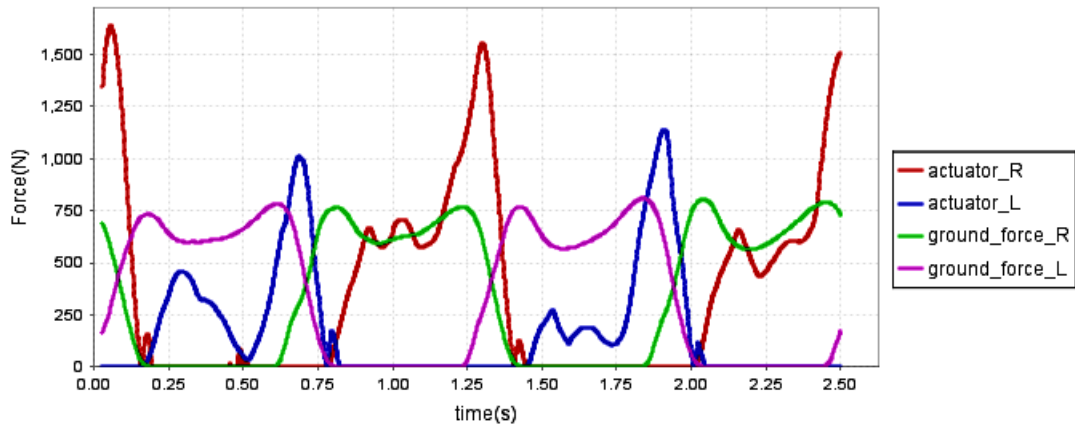


图54足底压力与最佳控制曲线

Fig54 Optimum control curve along with plantar pressure information

由可知，以右腿为例，最佳助力曲线开始于相同侧足底压力曲线的第一个峰值，同时也对应于异侧足底压力消失的时刻，这就意味着异侧腿即将离地处于 **Swing Phase**，而同侧腿将开始 **Push-Off Phase**。图中为由专业设备测量且标准化后的足底压力曲线，可以清晰地看到两个波峰，而在本项目制作的足底压力传感器系统采集得到的数据中并不明显，以至于滤波缩放后完全消失，因此采用和加速度传感器相同的波峰抓取策略并不可行。虽然本项目制作的足底压力传感器系统在精度方面有所欠缺，但是仍可以用于判断是否存在地面接触力，即判断足底压力数据从有到无消失的时刻。

实验中尝试直接由压力数据进行判断，但是效果不好，因此对足底压力信息进行一次求导，如式所示。结果如所示，可以清晰地看到足底压力的变化趋势，因此从有到无消失即意味着导数从负至零的时刻，对这一时刻进行抓取，同时设置最小时间间隔，便可以很好地由足底压力传感器数据判断出外骨骼助力时机。

## 7.2. 电机控制

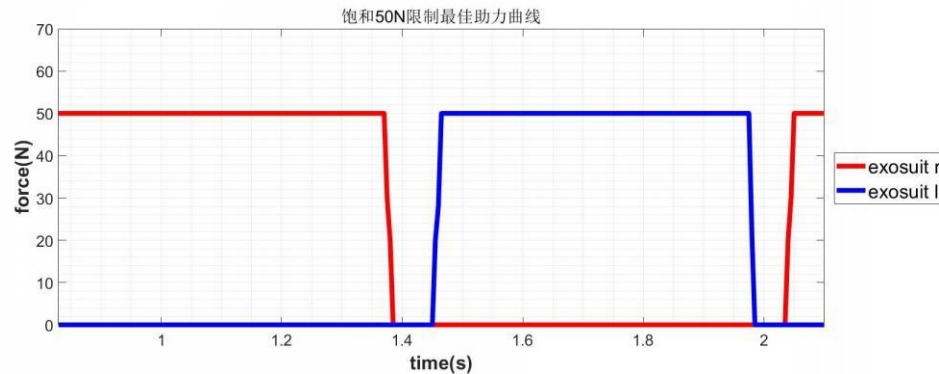


图55期望的电动力输出曲线

Fig55 Desired motor force output curve

期望的电动力输出曲线如图 49 所示，该曲线近似方波，因此实际上大大简化了对电机的控制。M2006 无刷减速电机配合 C610 电调使用，单片机与 C610 电调通过 CAN 协议通讯。C610 电调接收标准帧，报文接收地址为 0x200，数据帧为 8 个字节，帧定义如下表所示，8 个数据帧每两个构成一个电调的电流控制信号，由于总线上只存在一个电调，设定电调固定 ID 为 1，因此只需关心报文数据帧前两个字节即可：

数据域	帧内容	电调 ID
DATA[0]	控制电流高八位	1
DATA[1]	控制电流低八位	1

电调控制中定义电机控制电流为-10A 至 10A，对应控制量大小为-10000 至 10000，因此在程序中添加如下代码：

```

1.  if (CONTROL_FLAG==1){
2.      current.c16=10000;
3.      canbuf[0]=current.c8[1];
4.      canbuf[1]=current.c8[0];
5.      res=CAN1_Send_Msg(canbuf,8);}
6.  else if (CONTROL_FLAG==-1){
7.      current.c16=-10000;
8.      canbuf[0]=current.c8[1];
9.      canbuf[1]=current.c8[0];
10.     res=CAN1_Send_Msg(canbuf,8);}
11. else {
12.     current.c16=0;
13.     canbuf[0]=current.c8[1];
14.     canbuf[1]=current.c8[0];
15.     res=CAN1_Send_Msg(canbuf,8);}

```

其中 current 是一个 union 变量，成员有一个 16 位的变量 c16 和一个 8 位的无符号字符数据，通过内存共享来拆分高低字节，定义如下：

```

1.  union{short c16;unsigned char c8[2];} current;

```

## 7.3. 算法实现

### 7.3.1. 操作系统

考虑到数据采集和控制的实时性要求，以及后阶段算法开发及添加控制程序的便捷性，在程序设计时使用了实时操作系统 FreeRTOS。FreeRTOS 是目前使用最为广泛的实时嵌入式操作系统，广泛用于无人机、机器人等平台的开发。

由于主控需要同时进行步态的监控和电机的控制，为了保证采样间隔的一致性和实时性，交由操作系统进行任务的调度，同时在开发后续的控制系统时，只需增加任务即可，不必修改其他程序，提高了开发速度。

因而在移植好 FreeRTOS 的工程中新建三个任务：第一个任务 `gait_dtc` 负责加速度计的读取和判断；第二个任务 `motor_ctr` 负责电机的控制；第三个任务 `data_rpt` 负责数据的记录和发送。代码如下所示：

```
1. taskENTER_CRITICAL();
2. xTaskCreate((TaskFunction_t)gait_dtc,
3.             (const char* )"gait_dtc",
4.             (uint16_t )STK_SIZE_1,
5.             (void* )NULL,
6.             (UBaseType_t )TASK_PRIO_2,
7.             (TaskHandle_t* )&gait_dtc_tskhdl);
8. xTaskCreate((TaskFunction_t)motor_ctr,
9.             (const char* )"motor_ctr",
10.            (uint16_t )STK_SIZE_1,
11.            (void* )NULL,
12.            (UBaseType_t )TASK_PRIO_3,
13.            (TaskHandle_t* )&pmotor_ctr_tskhdl);
14. xTaskCreate((TaskFunction_t)data_rpt,
15.             (const char* )"data_rpt",
16.             (uint16_t )STK_SIZE_1,
17.             (void* )NULL,
18.             (UBaseType_t )TASK_PRIO_3,
19.             (TaskHandle_t* )&data_rpt_tskhdl);
20. vTaskDelete(Start_tskhdl);
21. taskEXIT_CRITICAL();
```

为了保证进程之间共享变量不会被意外篡改，将共享变量用二值量进行保护，在一个进程读取时变量将被锁定，读写完毕才被释放。

```

1.  xSemaphoreTake( xSemaphore, portMAX_DELAY );
2.  for(i=0;i<7;i++){
3.      imu_select(i);
4.      MPU_Get_Accelerometer(&accx[i],&accy[i],&accz[i]);
5.      MPU_Get_Gyroscope(&gyrox[i],&gyroz[i],&gyroz[i]);
6.  }
7.  PEAK_FLAG=find_peak(accy[6]);
8.  angle[0]=1st_order_balancefilter(accz,accx,gyroy);
9.  angle[1]=1st_order_balancefilter(accz,accx,gyroy);
10. if(angle[0]<0 and angle[1]>0 and PEAK_FLAG)
11.     CONTROL_FLAG=-1;
12. else if(angle[0]>0 and angle[1]<0 and PEAK_FLAG)
13.     CONTROL_FLAG=1;
14.  walktime=new_walktime;
15.  xSemaphoreGive(xSemaphore);
    
```

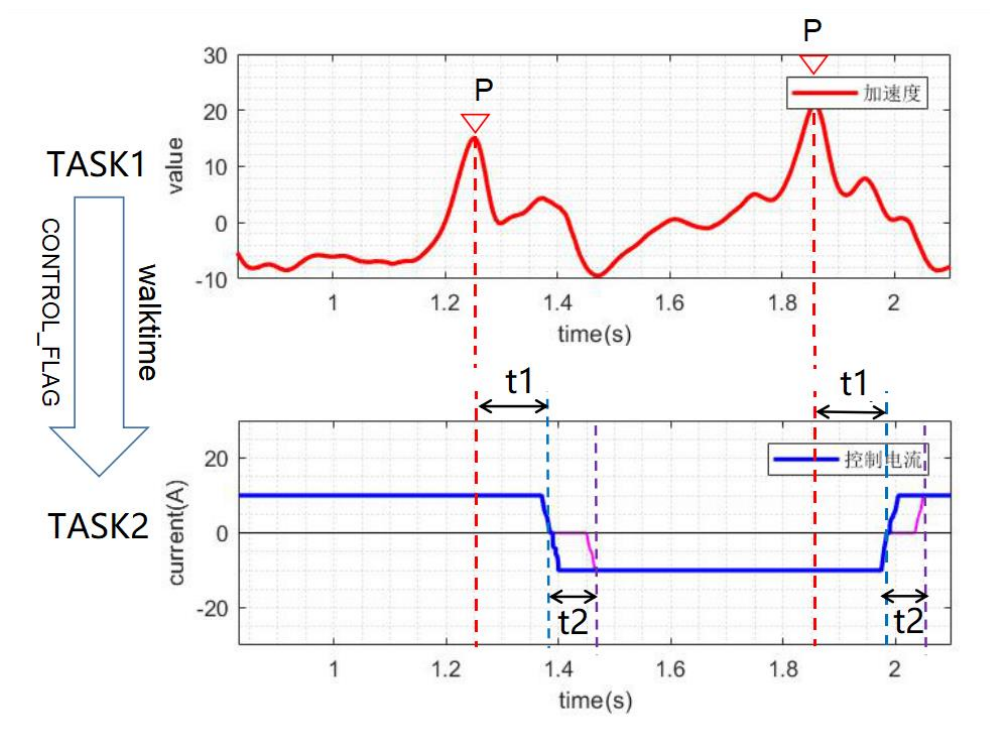


图56基于加速度计的固定延迟法控制示意图

Fig56 Fixed-delay Control method base on acceleration sensors

表3 变量含义表

名称	含义	值
t1	固定控制延迟	25%步态周期
t2	预紧提前量	0.1s



本项目最终选择了基于加速度计的控制算法实现，主要考虑了加速度计的稳定性，不选用足底压力方案的原因是由于本项目制作工艺较为一般，足底压力传感器在长期使用后存在接触不良的问题。如图 56 所示，第一个进程负责读取位于背部的主加速度计数据，并不断滤波并寻找峰值，一旦捕获一个峰值，即处于图 56 上图 P 点时刻，此时知道出现了峰值需要进行延迟助力，但是不能知道需要助力的是哪一条腿，因此立刻读取腿部加速度计，判断两条腿的位置，如果判定左腿在前，则下一周期需要助力的就是左腿，反之亦然。随后进程一立刻开始更新所有变量值以及电机控制标志，所有变量的更新都是处于二值量保护下进行，多个进程将会共享这些变量。

与之同时，第二个进程也在实时输出电机控制的 CAN 信号，CAN 信号丢失会导致电机停转。电机的控制信号如图 56 下图所示，程序在探测到控制标志改变后会延迟 0.25 倍步态周期的时间进行控制量的翻转。在电机控制时并不存在间隔，而是全速正转和全速反转连续进行，这与理想的驱动器输出曲线有所差异，原因是实际驱动器使用一个电机控制两个关节，在正向旋转到最后后需要一个回正的时间，重新旋转回到可以反向助力的位置，在此称之为电机的“预紧”。电机运转过程示例图 57 所示，预紧过程紧接着全速正转过程的结束，即开始于峰值后 0.25 倍步态周期的延时后，并期望在 A 点（原最佳助力控制开始时刻）时能达到助力位置，实际中可能稍有延后。

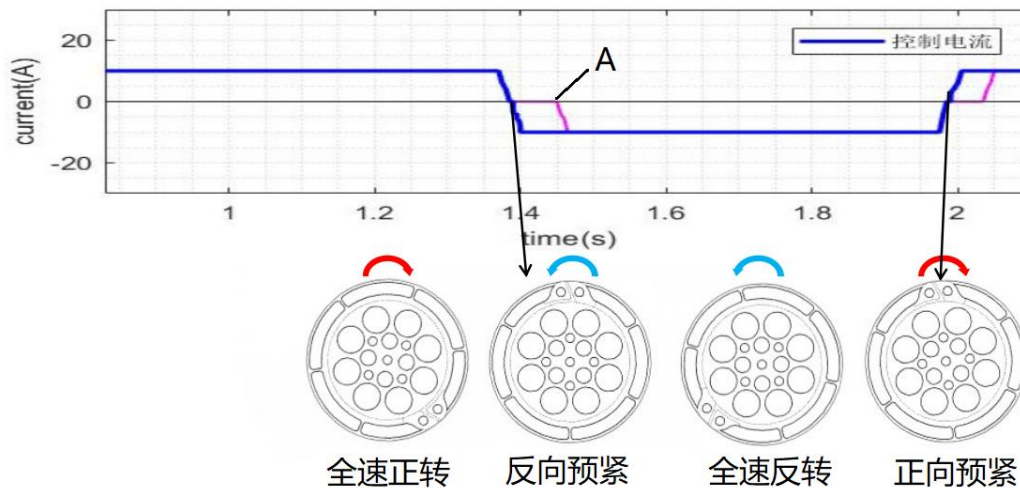


图57电机控制示例

Fig57 Motor control example

## 7.4. 本章小结

本章首先介绍了基于加速度计的步态识别算法的实现,经过滤波和波峰抓取可以很好实现普通步行状态下的控制点检测和步态周期测量。

然后介绍了基于足底压力传感器的步态识别算法实现,利用滤波法很好地修正了足底压力数据,通过求导计算对控制时机进行了提取。

其次介绍了电机控制方法的实现,利用 CAN 协议对电机进行控制。

最后介绍了本项目中利用加速度计的基于固定延迟法的整体控制算法的实现,并对控制过程进行了图解,在 STM32F4 开发板上移植了 FreeRTOS 操作系统,并使用 FreeRTOS 操作系统进行了控制算法的实现。

存在的不足之处仍有很多,例如没有很好实现姿态传感器和足底压力传感器的融合,固定延迟法控制精度较低,没有对更多运动模式下的控制算法加以研究等等。

## 第八章 总结与展望

本项目主要设计了一款轻便（1kg）、长续航（可供步行 6.5km）的柔性外骨骼，对外骨骼的结构、驱动系统、传感器系统、控制算法进行了设计和初步的验证。

总的来说本项目设计的外骨骼比较成功，不论在机械结构设计上，还是电气系统设计上和软件算法开发上，都有可圈可点之处。当然，不足之处也非常多，因为本项目开发的是一款原型机平台，各方面的工作都是从 0 开始，在 3 个月内自主设计完成，希望这款平台在未来能进行继续开发和完善。

主要可供改进之处首先是穿戴结构上可以更加优化，现在的结构已经做到非常轻量化了，舒适性目标也基本达到，但是仍有很多固定方式上的瑕疵和不足，可能导致运动时的移位。同时在未来希望能定制专用的穿戴背心或背带，现在使用的是普通运动背心改装得到的增强背心，虽然强度足够但是长时间穿戴仍然会感觉闷热和不适，同时在衣物的通用性上做的不够好，尤其是鞋子，必须确定穿戴的尺码，希望在未来可以制造可变尺码的固定装置，类似足底压力传感器的改装冰爪。

其次是电机需要重大改进，由于预算比较少，使用的电机在 1000 元以内，因此电机的力矩和效率都成了系统的短板。参考国外文献，多数都使用了 Maxon 电机，效率高，体积紧凑，功率密度高，输出力矩大，这都是国内低端电机无法媲美的优点。

在传感器上，因为使用中不可避免会有损耗，为了控制成本，使用的传感器价格都极为低廉，足底压力传感器的布置数量不足，同时测量精度不够，这都导致了传感器系统性能的降低。同时传感器的连线都是手工焊接，使用的屏蔽线内径较小，在用力拉扯的情况下会发生断线，因此在未来可以加入类似数据线中的尼龙线束，是用尼龙线承担拉力而不是信号线，这样会大大改善运动中损伤传感器系统的几率。当然，如果可以不用连线是最好的，利用更高级的带蓝牙功能的传感器会更加灵活方便。Unity 的可视化也存在可供优化之处，目前的可视化动作略显僵硬，由于传感器的原因还会出现抖动，在今后可以尝试增加上肢动作和人体质心的位置变化，来使动作更自然。

同时在外骨骼的评价上也较为不足，仅仅从仿真角度给出了具有一定参考意义的值，但是仿真也只对脚踝助力进行了模拟，对于柔性拉力带对膝盖的力矩助力并未考虑，也未考虑负重增加带来的影响，好在本项目的最终实物重量很小，负重增加对步态的影响比较小。仿真最大的问题在于使用的是别人的数据，没有自己的实验数据，测量 Opensim 所需的实验数据需要三维力测量的跑步机和视觉动作捕捉系统，这些都是需要在实验室基础上长时间积累搭建起来的。同时仿真只做了 CMC 计算，OpenSim 软件还是非常强大的，希望能在进一步学习后能够更加细致、精确地对外骨骼助力过程进行建模和仿真。

最后是控制算法上存在大量可供优化之处，一个时可以在之后加入 FreeRTOS 的消息队列机制，对传感器读数缺失和报错的情况进行完善。控制算法不足之处如没有很好实现姿态传感器和足底压力传感器的融合，没有对更多运动模式下的控制算法加以研究等。控制算法最大的缺点在于固定延迟法的低精度，本项目由于时间紧张没有在控制算法上有更多的建树，但事实上，控制算法才是提升外骨骼效率的最快方式，控制算法做得好，外骨骼给人的助力就越精准，在仿真中也发现，如果使用不当的控制信号，反而会增加人体的负担，因此这也给今后控制算法的完善作出了要求。事实上，可供选择的方法实在太多，例如时间序列法、神经网络法、模糊控制方法等等，乃至更多智能算法的引入，利用深度学习时序模型例

如 RNN, LSTM, GRU 等等, 更好的控制算法在今后一定会出现并用于外骨骼的控制。

今后一定会有大量的设计更优秀的柔性外骨骼出现, 柔性外骨骼更节能, 更隐蔽, 它的出现一定会大大改善我们的生活, 减少劳动带来的肌肉损伤, 并且大大增加人的运动机能, 同时智能算法的引入将使外骨骼更智能, 更人性化。

## 参考文献

- [1] Wehner M, Quinlivan B, Aubin P M, et al. A lightweight soft exosuit for gait assistance[C]// IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE, 2013:3362-3369.
- [2] Gopinath D, Jain S, Argall B D. Human-in-the-Loop Optimization of Shared Autonomy in Assistive Robotics[J]. IEEE Robotics & Automation Letters, 2016, 2(1):247-254.
- [3] Karavas N, Kim J, Galiana I, et al. Autonomous Soft Exosuit for Hip Extension Assistance[M]// Wearable Robotics: Challenges and Trends. Springer International Publishing, 2017.
- [4] Panizzolo F A, Galiana I, Asbeck A T, et al. A biologically-inspired multi-joint soft exosuit that can reduce the energy cost of loaded walking[J]. Journal of Neuroengineering & Rehabilitation, 2016, 13(1):43.
- [5] Wiggin M B, Sawicki G S, Collins S H. An exoskeleton using controlled energy storage and release to aid ankle propulsion.[C]// IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. IEEE, 2011:5975342.
- [6] Wiggin B, Collins S H, Sawicki G S. A PASSIVE-ELASTIC ANKLE EXOSKELETON USING CONTROLLED ENERGY STORAGE AND RELEASE[C]// 2012.
- [7] Farris D J, Sawicki G S. The mechanics and energetics of human walking and running: a joint level perspective[J]. Journal of the Royal Society Interface, 2012, 9(66):110-118.
- [8] Lee S, Crea S, Malcolm P, et al. Controlling negative and positive power at the ankle with a soft exosuit[C]// IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE, 2016:3509-3515.
- [9] De Rossi S M M, O'Donnell K E, Bae J, et al. ASSISTIVE FLEXIBLE SUITS, FLEXIBLE SUIT SYSTEMS, AND METHODS FOR MAKING AND CONTROL THEREOF TO ASSIST HUMAN MOBILITY:, EP 3079581 A2[P]. 2016.
- [10] ASBECK, Alan, Thomas, BUJANDA, Ignacio, Galiana, Ding Y, et al. SOFT EXOSUIT FOR ASSISTANCE WITH HUMAN MOTION:, WO/2014/109799[P]. 2014.



## 致谢

感谢我的父母和我的朋友在毕设期间对我的支持。

感谢克里斯蒂亚诺·罗纳尔多，齐内丁·齐达内，卡里姆·本泽马，加雷斯·贝尔，卢卡斯·巴斯克斯，托尼·克罗斯，卢卡·莫德里奇，马塞洛，卡塞米罗，马尔科·阿森西奥，拉斐尔·瓦拉内，塞尔吉奥·拉莫斯，凯洛尔·纳瓦斯等人对我的支持。

感谢 Richard Hendricks, Erlich Bachman, Bertram Gilfoyle, Dinesh Chugtai, Monica Hall, 还有 Bobby Axelrod, Chuck Rhoades, Wendy Rhoades, Bryan Connerty 以及 Kusanagi Motoko, Batou, Tachikoma, Daisuke Aramaki, Hideo Kuze 等人对我的鼓励和帮助。

# OPENSIM SIMULATION-GUIDED SOFT EXOSUIT DESIGN AND ENGINEERING

The exoskeleton is a wearable device whose main purpose is to enhance the function of the human body and reduce the burden on the human body during exercise. The flexible exoskeleton is a research hotspot in recent years. Compared with the traditional rigid exoskeleton, it is more fitting to the human body and does not interfere with the normal movement of the human body, so the wear experience is more comfortable. The flexible exoskeleton assists by applying extra moments at the joints of the human body, thereby enhancing the body's motor function or reducing the body's energy consumption.

In this project, a flexible exoskeleton was independently developed under the guidance of OpenSim simulation. The exoskeleton design parameters and the best control method were obtained through simulation calculation, and the mechanical structure, electrical structure, sensor system, and control algorithm were independently designed. The design principle of this device is lightweight, comfortable and easy to wear. In order to determine the power assisted joints and compare the power of the various human joints at different speeds, the power of the ankle joints at low speeds is 40%, and finally the assisted force is determined at the ankle joints.

In order to guide the design process, the open-source software Opensim was used for biomechanical simulation, and the Opensim model of the ankle-assisted exoskeleton was established. The CMC was used to track the kinematics goals and the statically optimized muscle activation level was obtained. Since the introduction of the exoskeleton will affect the optimization process to a certain extent, in order to obtain the optimal exoskeleton control parameters, ie, the control curve that can minimize the total body metabolism, the maximum output force of the exoskeleton driver is increased by far more than the human muscle. The power to make the activation level of the exoskeleton driver far below the activation level of the human muscle to offset the change of the optimization objective function caused by the introduction of the exoskeleton. The simulations were performed on the gait10dof18musc and gait2392 models. They were divided into three groups of unrestrained outputs, 400N saturated output and 50N saturated output, corresponding to the actual output power of different drivers, without limiting the total real-time human metabolism in the case of assisting force. The power was reduced by 4.73%, and the total real-time metabolic power of the human body decreased by 3.26% when the power of 400N was limited, while the total real-time metabolic power of the human body was reduced by only 0.75% when the power of 50N limited the power. Simultaneously the simulation also obtained the power speed and power parameters of the driver, which can be used for the selection of the motor and the design of the drive device.

Structurally, the exoskeleton uses a motor to drive the bobbin, and uses a wire drive to assist the ankle. The use of a wire drive is due to the requirement of flexibility. At the same time, the drive device can be placed on the back to reduce the increase in the inertia of the lower extremity caused by the increase in the mass of the distal end. Extra energy consumption during exercise.

The motor uses DJI M2006 brushless gear motor, continuous torque 1Nm, spool diameter 40mm, the maximum continuous output force of the drive device is 50N. The drive device uses 1.2mm304 stainless steel plate made by laser cutting and sheet metal processing. In order to reduce the weight of the device, the finite element method is used to analyze the design of the mechanical structure, and purposely reduce unnecessary materials in the low stress area to reduce the exoskeleton The weight of the device. The flexible main body is composed of a vest, a tension belt, a driving line, a driving device and a shoe. The nylon reinforcing fabric is sewn along the tension transmission path in the vest so that the pulling force can be transmitted upwards along the nylon belt and the strength of the vest is increased to ensure the pulling force of the motor. And the device itself will not stretch and fall under the influence of gravity, and the reinforced braid on the vest spreads the force to the shoulder of the human body. The drive line is used to transmit the force of the motor to the ankle, and the main function of the tension band is to resist the reaction force generated by the drive line sleeve tending to straighten under the action of the drive line, so as to prevent the force from acting on the strap and causing it to move. The flexible exoskeleton structure was subjected to force analysis, and it was proposed that stress in the tension band was used to assist the ankle and knee at the same time to improve the performance of the exoskeleton. The casing of the drive device was designed and manufactured. The axial fan was used to dissipate the motor. The distributor board satisfies the different voltage requirements of the system. The wearable drive device was fixed on a special vest. Nylon thread is used for the driving line, and a quick release is provided at the ankle for ease of wearing.

The sensor system uses the stm32f407 as the master, and the sensor's connection board is designed and manufactured in Altium Designer. The sensor includes 7 posture sensors and 8 plantar pressure sensors. The sensor adopts a modular design and can add or remove sensor modules. . The first-order complementary filter is used to reduce the dimension of the accelerometer, and the center-of-gravity method is used to reduce the dimension of the foot pressure sensor. Sensor data enables the visualization of sensor data in Unity. A data filtering method is proposed for the sensory data of the plantar pressure using a fourth-order, cut-off frequency 6 Hz Butterworth low-pass filter and Sigmoid function for data noise. The control algorithm is implemented in the FreeRTOS operating system. An accelerometer-based fixed-delay algorithm is proposed to control the external skeleton. Three threads are used for gait recognition, motor control, and data feedback. Analyze the gait judgment using the plantar pressure and acceleration information separately. The final gait recognition thread mainly judges by the acceleration information.

The final result: The overall exoskeleton weight of this project is 1.05kg (its lithium battery 600g, voltage 25.2V, capacity 5000mAh), and the theoretical life time is 1.5 hours, allowing users to continuously walk 6.5km, and reduce about %0.75 Metabolism (at a motor torque of 1 Nm) can ideally reduce metabolism by at least 3.26% (motor torque 4 Nm). And the simulation results show that the use of a motor with a larger moment can only achieve a better metabolic reduction when the sole is used for single-joint boosting, and can be reduced by up to 4.73%.

## 附录 1 外骨骼模型添加驱动器代码

```
1 <PathActuator name="Exosuit_1">
2   <isDisabled>false</isDisabled>
3   <min_control>0.0</min_control>
4   <max_control>1.0</max_control>
5   <GeometryPath>
6     <PathPointSet>
7       <objects>
8         <PathPoint name="exo_1-P1">
9           <location> -0.004 -0.1 -0.01</location>
10          <body>tibia_1</body>
11        </PathPoint>
12        <PathPoint name="exo_1-P2">
13          <location> 0 0.0318395 0.00544352</location>
14          <body>calc_n_1</body>
15        </PathPoint>
16      </objects>
17      <groups />
18    </PathPointSet>
19    <PathWrapSet>
20      <objects />
21      <groups />
22    </PathWrapSet>
23    <VisibleObject name="display">
24      <GeometrySet>
25        <objects />
26        <groups />
27      </GeometrySet>
28      <scale_factors> 0.1 0.1 0.1</scale_factors>
29      <transform> -0 0 -0 0 0 0</transform>
30      <show_axes>false</show_axes>
31      <display_preference>1</display_preference>
32    </VisibleObject>
33  </GeometryPath>
34  <!--The maximum force this actuator can produce.-->
35  <optimal_force>1000.0</optimal_force>
36</PathActuator>
```