

分类号_____

编 号_____

U D C_____

密 级_____



南方科技大学
SOUTHERN UNIVERSITY OF SCIENCE AND TECHNOLOGY

本科生毕业设计（论文）

题 目： 面向儿童的下肢床旁康复机器人-

设计与实现

姓 名： 林 毅

学 号： 11911931

系 别： 机械与能源工程系

专 业： 机器人工程

指导教师： 胡程志

2023 年 6 月 15 日

诚信承诺书

1. 本人郑重承诺所呈交的毕业设计（论文），是在导师的指导下，独立进行研究工作所取得的成果，所有数据、图片资料均真实可靠。

2. 除文中已经注明引用的内容外，本论文不包含任何其他人或集体已经发表或撰写过的作品或成果。对本论文的研究作出重要贡献的个人和集体，均已在文中以明确的方式标明。

3. 本人承诺在毕业论文（设计）选题和研究内容过程中没有抄袭他人研究成果和伪造相关数据等行为。

4. 在毕业论文（设计）中对侵犯任何方面知识产权的行为，由本人承担相应的法律责任。

作者签名：

_____年____月____日

面向儿童的下肢床旁康复机器人的设计与实现

林毅

(机械与能源工程系 指导教师：胡程志)

[摘要]：对于痉挛型儿童脑瘫的治疗方式之一是使用医疗机器人对儿童的上肢或下肢进行康复训练，因此针对市面上缺少儿童康复机器人产品的情况，本文提出了一款面向儿童的下肢床旁康复机器人，该机器人可以实现髋、膝和踝关节的屈伸运动，并提出了一种新的髋关节内外展运动结构。使用了 D-H 方法建立了康复机器人的运动学模型，分析了关节角度与足、腿部位姿的关系。同时建立了康复机器人的动力学模型，使用拉格朗日法对康复机器人的关节力矩进行分析。在康复机器人的控制中，通过 PC 端上位机和 STM32 共同完成了对康复训练的闭环控制。最后搭建了康复机器人的实验平台，完成了对康复机器人的样机测试。本研究通过使用医疗机器人进行康复训练，为痉挛儿童脑瘫的治疗提供了一个有效的解决方案，从而显著改善患病儿童生活质量。

[关键词]：康复机器人；机械设计；动力学；控制策略

[ABSTRACT]: To achieve this, a novel hip joint internal and external extension motion structure was proposed. The kinematics model of the rehabilitation robot was established using the D-H method. This allowed for analysis of the relationship between joint angles and foot and leg postures. Additionally, the dynamics model of the rehabilitation robot was developed, and the Lagrange method was used to analyze the joint torque of the rehabilitation robot. In terms of control, the closed-loop control of rehabilitation training was achieved through joint efforts between the PC host computer and STM32. Finally, an experimental platform was built, and the prototype test of the rehabilitation robot was completed. Overall, this research provides a promising solution for the treatment of spastic children's cerebral palsy through the use of medical robots for rehabilitation training. The proposed lower limb bedside rehabilitation robot has the potential to significantly improve the quality of life for affected children.

[Keywords]: Rehabilitation robot; Mechanical design; Dynamics; Control strategy

目录

1. 绪论.....	1
1.1 儿童脑瘫背景介绍.....	1
1.1.1 儿童脑瘫的现状分析.....	1
1.1.2 儿童脑瘫的治疗方法.....	1
1.2 国内外康复机器人现状.....	1
1.2.1 儿童康复机器人研究现状.....	1
1.2.2 成人康复机器人研究现状.....	2
1.3 项目研究内容.....	2
2. 儿童下肢床旁康复机器人机械设计.....	4
2.1 下肢床旁康复机器人设计理念.....	4
2.1.1 目标人群分析.....	4
2.1.2 儿童下肢床旁康复机器人设计要求.....	5
2.2 儿童下肢床旁康复机器人机械结构.....	6
2.2.1 下肢康复机械腿机械结构.....	6
2.2.2 底座模块机械结构.....	8
2.3 本章小结.....	10
3. 儿童下肢床旁康复机器人运动学与动力学分析.....	11
3.1 儿童下肢床旁康复机器人运动学分析.....	11
3.1.1 机械腿的位姿描述.....	11
3.1.2 机械腿的齐次矩阵计算.....	12
3.1.3 机械腿的正运动学仿真.....	13

3.1.4 儿童下肢康复机器人运动空间的计算.....	14
3.1.5 儿童下肢康复机器人运动轨迹规划.....	16
3.2 儿童下肢床旁康复机器人动力学分析.....	18
3.3 儿童下肢床旁康复机器人关节力矩计算.....	20
3.3.1 各连杆质量估计.....	20
3.3.2 各连杆转动惯量计算.....	20
3.4 本章小结.....	23
4. 儿童下肢床旁康复机器人控制系统分析.....	24
4.1 引言.....	24
4.2 控制模式选择.....	24
4.2.1 位置模式.....	24
4.2.2 扭矩模式.....	24
4.3 控制系统总体设计方案.....	25
4.3.1 电源模块.....	25
4.3.2 伺服电机模块.....	25
4.3.2 电动推杆模块.....	26
4.4 本章小结.....	26
5. 儿童下肢康复机器人样机搭建.....	27
5.1 引言.....	27
5.2 电动推杆的选型.....	27
5.3 伺服电机的选型.....	28

5.4 样机的搭建.....	29
5.5 本章小结.....	29
6. 结论.....	30
参考文献.....	31
致谢.....	35

1. 绪论

1.1 儿童脑瘫背景介绍

1.1.1 儿童脑瘫的现状分析

世界范围内，儿童脑瘫的发病率为 1.5% – 5%，同时还呈现逐年上涨的趋势，脑性瘫痪已经成为危害当代儿童最严重的运动障碍问题^[1]。儿童脑性瘫痪同时会患有伴随性肌肉挛缩，骨骼畸形以及关节错位的问题，对儿童的成长乃至他们整个人生都有着严重的危害^[2]。与同龄人相比，患有脑性瘫痪的儿童行走所消耗的能量是其他人的三倍^[3]。

脑性瘫痪可以根据脑瘫的临床表现和病变位置进行分类，第一种是痉挛型，第二种是不随意运动型，第三种是强直型，第四种是共济失调型，第五种是肌张力低下型，第六种是混合型^[4]。

1.1.2 儿童脑瘫的治疗方法

常规的医疗护理，例如如手术^[5]、物理治疗^[6]和肌肉注射^[7]，可以提升脑瘫患儿的行走能力，但治疗后膝关节的伸展问题通常持续或复发。主要治疗方法是活动髋关节，膝关节和踝关节，疏通腿部的屈肌群，改善肌肉粘连的问题。则需要按摩和针灸等静养的方式改善脑瘫的肌肉问题^[8]。

1.2 国内外康复机器人现状

对于痉挛型儿童脑瘫的治疗方式之一是使用医疗机器人对儿童的上肢或下肢进行重复性康复训练，避免脑瘫儿童不合理使用肌肉与骨骼导致的健康问题，同时能锻炼脑瘫儿童大脑运动区域的发育^[9]。

1.2.1 儿童康复机器人研究现状

在儿童康复机器人的临床使用上，主要集中于下肢外骨骼机器人。例如美国国立卫生研究院（National Institutes of Health）研发的用于矫正脑瘫儿童蹲伏步态的膝关节外骨骼系统^[10]，马德里西班牙国家研究委员会（CSIC）研发的世界第一个基于儿童的适应性外骨骼^[11]。同时，国内也有不少高校组织对儿童康复训练机器人开展探索和研究，北京大学开发的一款踝关节康复训练机器人系统 RARS-II（robotic ankle-foot rehabilitation system），致力于脑瘫儿童的踝部康复训练^[12]。中国科学院设计的一款以 Kinect 为交互模式的脑瘫康复系统，也实现了更智能化的脑瘫康复治疗^[13]。

但是在康复机器人领域，大多数研究和研发都集中与成人康复机器人，而对于儿童

康复机器人的研发依旧处于空白阶段。同时，市场上绝大部分的成人康复机器人都无法与儿童的康复训练进行适配，主要体现在康复机器人的腿部长度的不同，训练方式，安全保护以及训练乐趣的不同。

1.2.2 成人康复机器人研究现状

相比于儿童康复机器人，国内外成人康复机器人的相关资料更多，技术也相对成熟。近年来，面向成年人的康复训练机器人的研制总量呈现增长态势，而儿童康复训练机器人理论在相当程度上也基于成人康复训练机器人的理论。如美国 HEALTHSOUTH 公司研发的 AutoAmbulator 下肢运动康复器，通过牵引的方式带动患者腿部进行康复训练^[14]。傅利叶智能技术公司的 ExoMotus M4 型下肢外骨骼康复机器人专注于机器人的轻量化与小型化，并已成功推广到五十六个国家和地区^[15]。瑞士 Swortec 公司自主研发的 MotionMaker 坐卧式运动康复机器人将功能性电刺激（FES）加入到康复训练当中^[16]。燕山大学也研发了一款能够调节座椅以及机械腿的坐卧式下肢康复机器人，而且能通过表面肌电信号（sEMG）进行康复治疗^[17]。

1.3 项目研究内容与章节安排

上文介绍了儿童脑性瘫痪的现状分析与治疗方法，同时研究了国内外具有代表性的儿童康复机器人及成人康复机器人，并对其中的关键技术进行分析。当前康复机器人研究的机械设计、驱动方式以及运动规划都有所不同。

基于对市场上多家公司产品以及科研机构的专利的调查和研究，我们拟定了本项目的设计目标为一款面向儿童的床旁康复机器人，能够完成对患儿髋、膝和踝关节各自由度的康复训练，同时基于康复机器人运动学、动力学，进行康复机器人的机械设计及驱动设计，最后通过拖动示教完成机器人的路径规划。

本项目主要研究内容及章节安排如下所示：

第一章，脑性瘫痪现状分析及下肢康复机器人研究现状 介绍了儿童脑性瘫痪的现状，以及几款具有代表性的国内外的儿童康复机器人及成人康复机器人，并分析了其中的关键技术。

第二章，儿童下肢康复机器人的机械设计 此款机器人的设计需要基于儿童的生理结构与运动方式，设计出一款可以贴合并带动儿童患者腿部进行运动的康复机器人。同时设计上应尽可能简单与轻便，而且需要照顾到儿童使用的安全性和舒适度等多种因素。

第三章，儿童下肢康复机器人的运动学与动力学研究 在儿童下肢康复机器人的机电控制上，需要根据所规定的髋、膝和踝关节的角度，还有基座连杆、大腿连杆和小腿连杆的尺寸，计算得到小腿支撑以及足部支撑的物理位置。同时为了保证各个关节电机的正常运作，需要对康复机器人的动力学进行分析，计算各个关节所对应的力矩。

第四章，儿童下肢康复机器人控制系统设计 此款机器人采用 STM32 作为伺服电机和电动推杆的控制系统，采用传统的 PID 控制进行儿童患者的被动训练。电脑作为上位机通过 USB 转 RS485 与伺服电机编码器相连，两种通讯方式完成伺服电机的闭环控制。

第五章，儿童下肢康复机器人的样机搭建 对康复机器人所使用的伺服电机以及电动推杆进行选型分析，结合控制系统设计中的硬件和软件，实现康复机器人平台的搭建与实验测试。

第六章，儿童下肢康复机器人的研究结论 在结论部分简要总结了研究的主要成果和发现，并对未来的研究提出建议和展望，包括技术改进、研究方法优化等方面，同时从更广阔的角度来探讨康复机器人在未来可能发挥的作用和出现的新机遇。

2. 儿童下肢床旁康复机器人机械设计

2.1 儿童下肢床旁康复机器人设计理念

此款儿童下肢床旁康复机器人的使用者是需要进行康复训练的儿童患者，因此明确机器人的设计理念对整个设计过程至关重要。我们首先要分析人体下肢的生理结构以及运动方式，其次是在设计上应照顾到患者使用的便利性，舒适度以及安全性。本文基于对目标人群的分析，提出了对应的设计需求以及设计方案。

2.1.1 目标人群分析

儿童床旁康复机器人的目标人群是脑性瘫痪的儿童患者，而最有效的治疗方式是进行下肢关节进行主动、被动的屈伸，预防关节僵硬，并且有助于肌肉恢复。同时，对下肢进行康复训练有助于脑瘫儿童大脑中运动区域的发育。

如图 2-1 所示，人体分为垂直轴、矢状轴和额状轴三个基本轴，以及正中面、水平面以及冠状面三个基本面。根据康复科学中的下肢运动恢复原理^[18]，儿童下肢包括髋、膝与踝关节这三个主要关节，本次项目重点围绕这三个关节的运动进行。

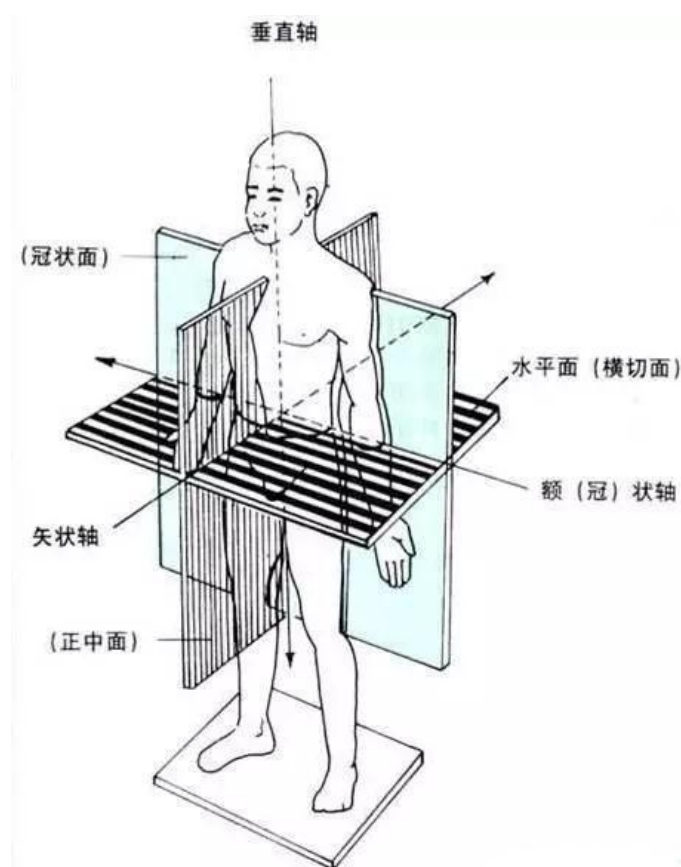


图 2-1 标准解剖姿势的三个基本面及基本轴^[19]

其中，髋关节为球形关节，具有三个自由度，可以完成平行于正中面的屈伸运动，

平行于冠状面的收展运动，以及平行于垂直轴的旋转运动。

膝关节的结构较为复杂，但除了平行于正中面的屈伸运动之外，其他运动方式的幅度较小，因此可以近似于具有一个自由度。

踝关节可以完成屈伸以及收展两种运动，踝关节的屈伸包括在矢状轴上的跖屈以及背屈运动，冠状轴上的内收以及外展运动。

2.1.2 儿童下肢床旁康复机器人设计要求

脑瘫儿童通常具有运动障碍，应采用卧姿进行康复运动训练，此时髋关节连同背部与床面贴合，即上半身在运动中处于不变位置，下肢的主要运动方向在矢状面内。为了满足有效、舒适、安全且便捷的使用需求，所设计的机器人应该满足如下要求。

(1) **所设计的机器人需要保证其左右腿的对称设计** 此款机器人应满足一台设备可通用于左右腿的训练，这里可以尝试设计单腿的康复机器人，而不是类似与多种同类型产品一样的双腿康复机器人。

(2) **所设计的机器人需要保证其整体高度以及腿部可调节** 由于儿童时期的身高和体重变化较大，10岁以下的儿童平均每年身高变化为6-7厘米，体重变化为3-3.5千克^[20]，因此需要设计一款能够调整腿部长度的机器人，以适应患儿腿部的长度。同时患者以坐卧姿势使用机器人时，床的高度应考虑在内，因此需要设计一个能够调整高度的基座。所有高度以及长度调节都需要使用电机进行驱动。

(3) **所设计的机器人要有反馈过程** 所有关节可以通过电机编码器实时反馈关节处扭矩，可实现主被动康复训练，并记录关节扭矩、速度、角度左右康复评估参数；同时可以在关节处添加角度传感器，可以满足在限定角度和长度内进行训练。

(4) **所设计的机器人要有支护具等配件** 在用户的大腿，小腿及脚部安装上可快速拆卸的固定支具，可以将使用者的下肢稳定地放置在设备上，同时使用魔术贴绑带进行固定。

(5) **所设计的机器人要体现其智能化** 例如手动无级调节训练模式、速度、阻力，预定训练时间等。还可以通过数据库对训练数据进行采集与整理，通过数据收发模块，实时查看训练数据并进行记录分析，通过阶段性康复效果评估与长期的数据情况分析训练效果。

(6) **所设计的机器人应考虑安全性问题** 因为脑性瘫痪及其他神经系统疾病的治疗最佳时期是五岁至十岁^[21]，且是机械与人体直接接触^[22]，因此必须保证机器人的安全性。在机器人基座连杆、大腿连杆和小腿连杆上需要有机机械的长度限位，在髋关节、

膝关节和踝关节上有机械的角度限位，同时在控制系统的设计中也要考虑系统的安全性。

2.2 儿童下肢床旁康复机器人机械结构

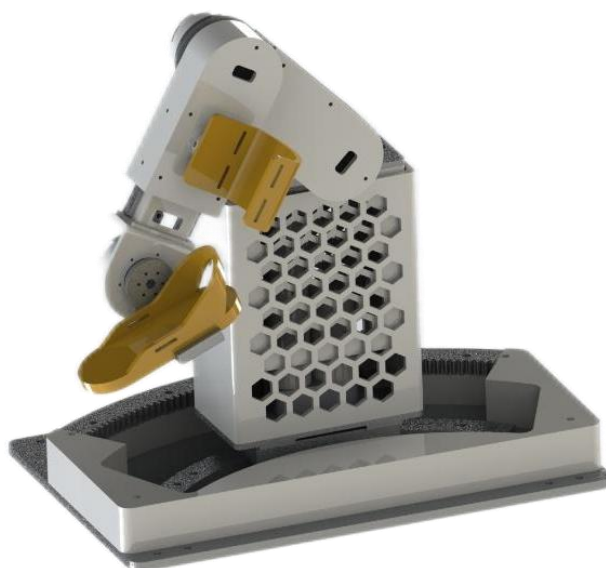


图 2-2 床旁康复机器人整体模型展示

通过 SOLIDWORKS 三维建模，最终床旁康复机器人模型效果如图 2-2 所示，整体机器人由下肢康复机械腿模块和底座模块两个模块组成。

2.2.1 下肢康复机械腿机械结构

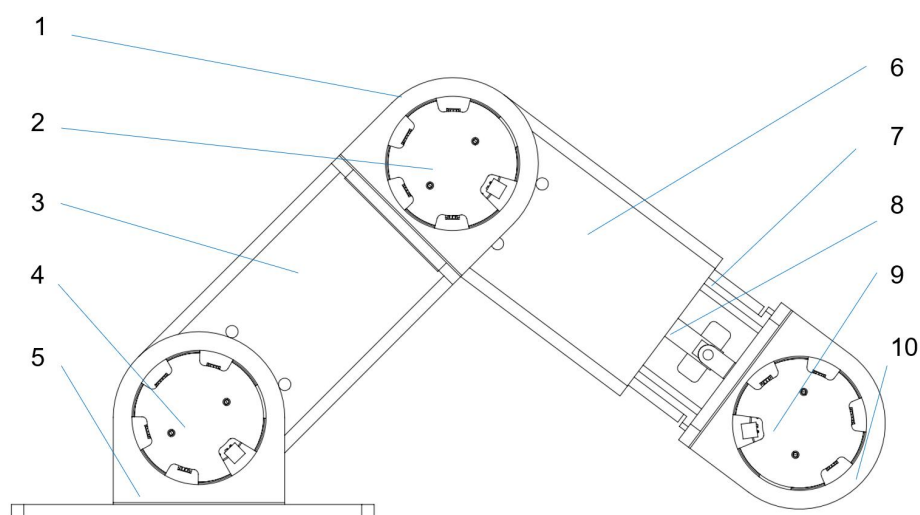


图 2-3 下肢康复机械腿模块模型展示

1. 小腿连接件 2. 膝关节电机 3. 大腿外壳 4. 髋关节电机 5. 大腿连接件
6. 小腿外壳 7. 小腿内壳 8. 电动推杆 9. 髋关节电机 10. 足部连接件

下肢康复机械腿机械结构如图 2-3 所示，其构成为大腿连接件、髋关节电机、小腿连接件、膝关节电机、足部连接件、踝关节电机、大小腿内外壳和两个电动推杆组成。其中腿部各个连接件的作用是充当结构的杆件，各关节电机都安装在人体各关节对应位置上，大腿内外壳之间安装有滑块防止电动推杆的横向受力。

为了在患者平躺的姿势下，实现机械腿带动患者大小腿以及踝部关节的运动康复，因此机构需要在髋部、膝部以及踝部三处关节各设置一个自由度。设置了三个伺服电机，通过电机带动关节进行运动。

此结构可以实现对髋部、膝部及踝部三处关节的屈伸运动。下肢康复机械腿整体主要通过机械腿连接件和电动推杆连接，由伸长组件和大小腿组件组成。大小腿伸长组件可以通过电动推杆控制机械腿的大小腿长度，以适应不同患者的腿部长度，同时在腿部内壳和外壳间添加滑轨，避免电动推杆的横向受力。

其中三个伺服电机分别对应着患者的三处关节，可以实现在患者接受程度内的屈伸，实现效果如图 2-4 所示。

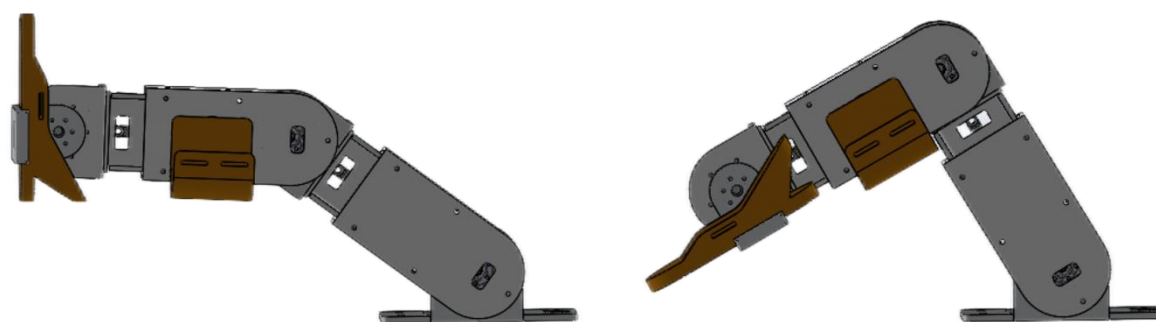


图 2-4 大小腿及踝部屈伸运动展示

同时，为实现患者使用下肢康复机器人时能够进行左右腿互换，髋关节电机、膝关节电机和踝关节电机的旋转角度都为 180 度，将整体机械臂进行翻转完成左右腿互换。

小腿支撑模块安装在小腿组件的支撑限位框内，使用魔术贴子母带进行小腿的固定，可以根据腿部粗细进行绑带固定位置的调节。小腿支撑和支撑移动装置由手拧螺栓固定，需要更换小腿支撑方向时只需拧下螺栓，旋转 180 度后对齐孔位拧入螺栓。

同时，根据《骨关节功能解剖学》上对人体下肢关节极限角度的研究^[23]，为了防止机器腿关节的旋转角度超过人体下肢关节的极限角度而造成损伤，在机械腿的设计上对关节的旋转角度进行机械限位，使得电机的旋转角度在安全范围内。

表 2-1 床旁康复机器人关节角度范围（单位：度）

关节名称	θ 最大角度	θ 最小角度	θ 角度差值
髋关节（屈伸）	90	30	60
髋关节（收展）	40	0	40
膝关节	130	0	130
踝关节	30	20	10

2.2.2 底座模块机械结构

为了保证患者能够在床上完成髋关节的收展训练，需要满足如下要求

- （1）下肢康复机器人在底座有一个水平方向的自由度，且旋转轴为人体髋关节的垂线，运动角度应大于 25 度且小于 40 度
- （2）为了适用于市面上大部分的床，在康复过程中，机器人的底座不应超过床沿的垂线，避免床的下沿阻挡机器人的放置
- （3）底座的重量与水平面积应尽可能大，保证机器人在康复过程中不会产生侧翻的事故
- （4）底座应设置固定装置，在患者完成重复性康复动作时机器人不会产生位移

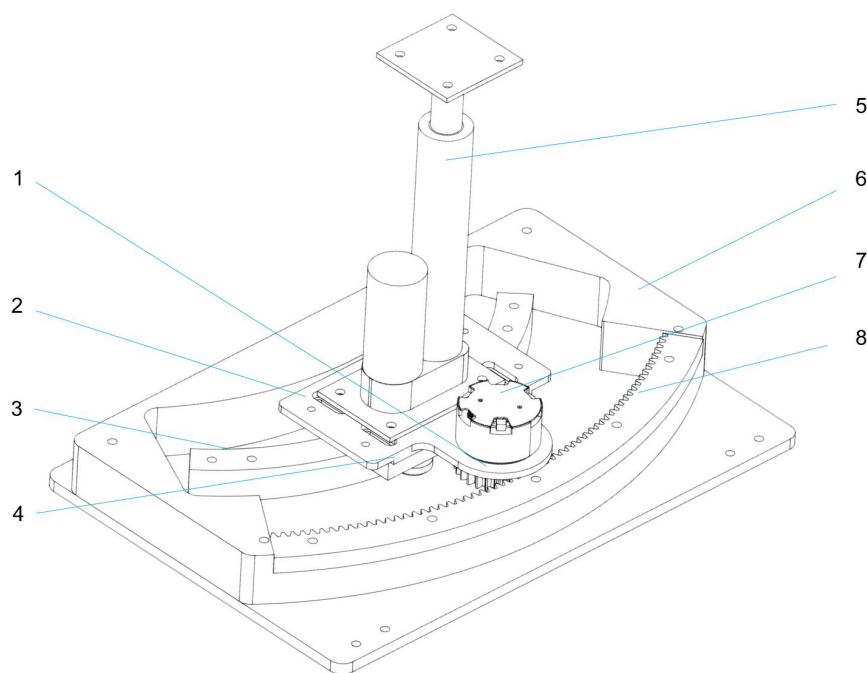


图 2-5 底座模块模型展示

1. 内齿轮 2. 基座连接件 3. 环形导轨 4. 环形滑块 5. 基座电动推杆
6. 总底座 7. 基座电机 8. 环形齿条

按照上述要求，设计的底座模块如图 2-5 所示，底座模块由总底座、内齿轮、基座连接件、环形导轨滑块和齿条、基座电机和基座电动推杆组成。

总底座的作用是作为环形导轨的机械限位，避免环形滑块滑出滑轨。同时设置了基座的电动推杆，可以实现整体机器人的高度变化，以适应不同高度的医疗床。底座模块主要实现的功能是保证机械腿围绕髋关节进行旋转，在底座上设置环形导轨以实现机械腿模块的水平运动，同时确定环形导轨半径以满足机械臂旋转的圆心为患者的髋关节中心。设置伺服电机，伺服电机带动齿轮进行旋转，齿轮与环形齿条相啮合，以此完成机械腿围绕固定圆心进行运动，实现效果如图 2-6 所示。

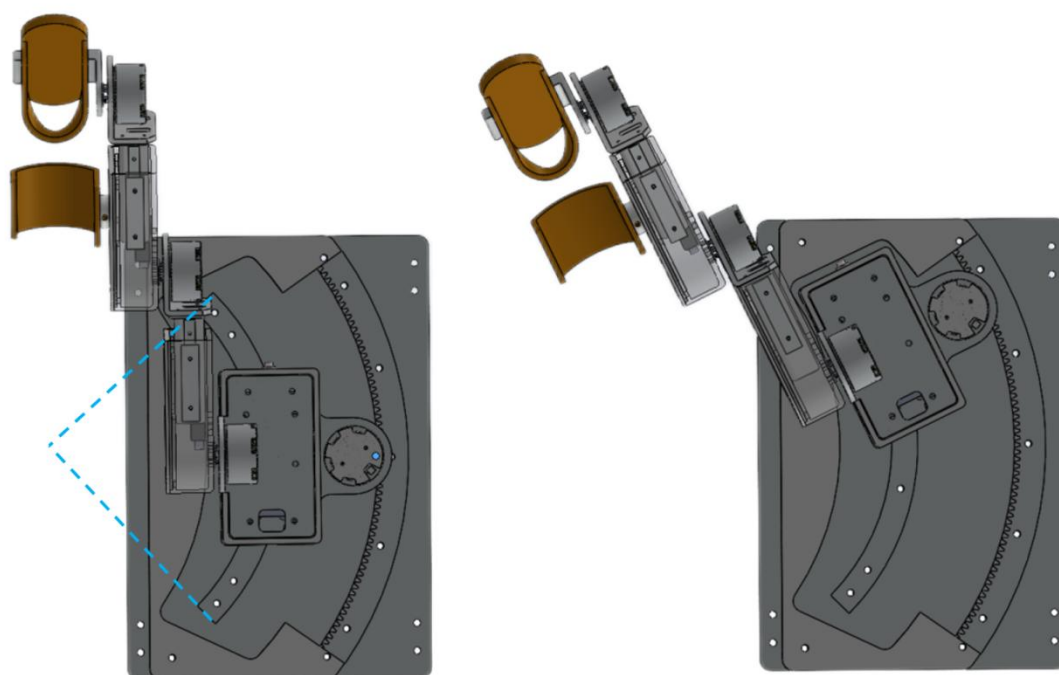


图 2-6 髋关节外展运动展示

在环形齿条和齿轮的设计上，由于机器人需要实现左右腿互换，因此在两侧都设置齿轮和环形滑轨。同时，若环形齿条直径过小，则会导致伺服电机输出扭矩增大，伺服电机的控制成本也会上升；若环形齿条直径过大，则会增加环形齿条的制作成本，影响实际样机的搭建。

因此最终选择环形齿条模数为 2 模，齿数为 300 齿，分度圆直径为 600mm，截取角度为 70 度；普通圆柱齿轮模数为 2 模，齿数为 25 齿，分度圆直径为 50mm，因此传动比为 1/12。

2.3 本章小结

本章主要对人体各关节的运动规律加以分析，在此基础上提出了儿童康复机器人的设计理念，根据设计理念在 Solidworks 设计出了儿童康复机器人的整体模型，提出了一种通过环形齿条和齿轮配合的髋关节收展运动方式，并对模型的运动方式以及主要结构进行了详细的介绍。

3. 儿童下肢床旁康复机器人运动学与动力学分析

使用床旁康复机器人进行腿部康复训练时，需要人体的运动规律和运动意图与机械必须完全一致^[24-25]，因此对康复机器人的运动学分析至关重要。同时，人体步态的动力学具有较弱的鲁棒性，即使输入有一点微小的扰动，机械和人体的协调和模拟就会产生较大的变化^[26-27]，因此也需要对康复机器人的动力学进行分析。

3.1 儿童下肢床旁康复机器人运动学分析

儿童下肢康复机器人的使用需要患者将腿部固定到机械腿上，通过机械腿带动患者的腿部进行康复治疗，如果机械腿的运动幅度超过正常人的腿部运动幅度，则会造成严重的安全问题。因此，需要对下肢床旁康复机器人进行运动学分析，验证机器人是否满足安全范围。

3.1.1 机械腿的位姿描述

此款机器人的机械腿是由多个连杆通过运动副串联而成，同时基座、大腿和小腿的连杆上分别有多个可伸缩的推杆机构，这里采用 D-H 参数法进行机械腿运动学的分析从而确定机械腿各个关节的位姿。

如图 3.2.1 所示，绘制出机械腿的模型并建立坐标系，使用 Craig 方法^[28]在表 3.2.2 中画出机械腿的 D-H 参数表，其中 θ_1 ， d_2 ， θ_3 ， a_3 ， θ_5 ， a_5 ， θ_7 分别为驱动关节。

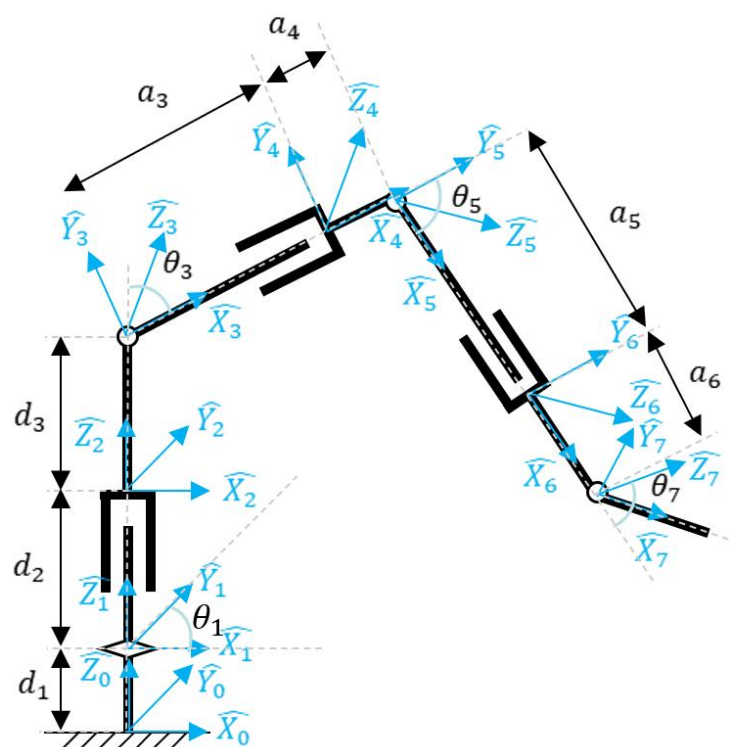


图 3-1 儿童下肢床旁康复机器人腿部模型坐标系

表 3-1 儿童下肢床旁康复机器人腿部模型 D-H 参数表

连杆 <i>i</i>	a_{i-1}	α_{i-1}	d_i	θ_i
1	0	0	d_1	θ_1
2	0	0	d_2	0
3	0	90°	d_3	θ_3
4	a_3	0	0	0
5	a_4	0	0	θ_5
6	a_5	0	0	0
7	a_6	0	0	θ_7

3.1.2 机械腿的齐次矩阵计算

根据齐次矩阵 T 的特性，通过连续左乘 T 矩阵我们可以得到各个连杆所对应的变换矩阵 ${}^{i-1}_iT$ 的表达式，如式（3-1）所示。

$${}^{i-1}_iT = T_{\widehat{X}_{i-1}}(\alpha_{i-1})T_{\widehat{X}_R}(\alpha_{i-1})T_{\widehat{Z}_Q}(d_i) \quad (3-1)$$

展开上式可得

$${}^{i-1}_iT = \begin{bmatrix} c\theta_i & -s\theta_i & 0 & a_{i-1} \\ s\theta_i c\alpha_{i-1} & c\theta_i c\alpha_{i-1} & -s\alpha_{i-1} & -s\alpha_{i-1}d_i \\ s\theta_i s\alpha_{i-1} & c\theta_i s\alpha_{i-1} & c\alpha_{i-1} & c\alpha_{i-1}d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3-2)$$

其中，为了便于表示，这里 $c\theta_i = \cos\theta_i$ ， $s\theta_i = \sin\theta_i$ ，下文均采用这种表述。

根据 3-2 的公式，我们可以得到各个关节的齐次矩阵 ${}^{i-1}_iT$ 的表达式，本次项目主要关注小腿关节（即 0_6T ）和足部关节（即 0_7T ）的表达式，因此通过连续左乘 T 矩阵我们可以得到 0_6T 和 0_7T 的表达式分别为式（3-3）和式（3-5）。

小腿支撑部分相对于基坐标系的位姿变化如下

$${}^0_6T = {}^0_1T {}^1_2T {}^2_3T {}^3_4T {}^4_5T {}^5_6T = \begin{bmatrix} {}^0_6n_x & {}^0_6o_x & {}^0_6a_x & {}^0_6n_x \\ {}^0_6n_y & {}^0_6o_y & {}^0_6a_y & {}^0_6p_y \\ {}^0_6n_z & {}^0_6o_z & {}^0_6a_z & {}^0_6p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3-3)$$

将表 3-1 中的连杆参数代入式 3-3 的变换矩阵方程可得

$$\left\{ \begin{array}{l} {}^0n_x = c(\theta_3 + \theta_5)c\theta_1 \\ {}^0n_y = c(\theta_3 + \theta_5)s\theta_1 \\ {}^0n_z = s(\theta_3 + \theta_5) \\ {}^0o_x = -s(\theta_3 + \theta_5)c\theta_1 \\ {}^0o_y = -s(\theta_3 + \theta_5)s\theta_1 \\ {}^0o_z = c(\theta_3 + \theta_5) \\ {}^0a_x = s\theta_1 \\ {}^0a_y = -c\theta_1 \\ {}^0a_z = 0 \\ {}^0p_x = d_3s\theta_1 - a_5(c\theta_1s\theta_3s\theta_5 - c\theta_1c\theta_3c\theta_5) + a_3c\theta_1c\theta_3 + a_4c\theta_1c\theta_3 \\ {}^0p_y = a_3c\theta_3s\theta_1 - d_3c\theta_1 - a_5(s\theta_1s\theta_3s\theta_5 - c\theta_3c\theta_5s\theta_1) + a_4c\theta_3s\theta_1 \\ {}^0p_z = d_1 + d_2 + a_5s(\theta_3 + \theta_5) + a_3s\theta_3 + a_4s\theta_3 \end{array} \right. \quad (3-4)$$

同理，足部支撑部分相对于基坐标系的位姿变化如下

$${}^0T = {}^0T_1T_2T_3T_4T_5T_6T_7T = \begin{bmatrix} {}^0n_x & {}^0o_x & {}^0a_x & {}^0n_x \\ {}^0n_y & {}^0o_y & {}^0a_y & {}^0p_y \\ {}^0n_z & {}^0o_z & {}^0a_z & {}^0p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3-5)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} {}^0n_x = c(\theta_3 + \theta_5 + \theta_7)c\theta_1 \\ {}^0n_y = c(\theta_3 + \theta_5 + \theta_7)s\theta_1 \\ {}^0n_z = s(\theta_3 + \theta_5 + \theta_7) \\ {}^0o_x = -s(\theta_3 + \theta_5 + \theta_7)c\theta_1 \\ {}^0o_y = -s(\theta_3 + \theta_5 + \theta_7)s\theta_1 \\ {}^0o_z = c(\theta_3 + \theta_5 + \theta_7) \\ {}^0a_x = s\theta_1 \\ {}^0a_y = -c\theta_1 \\ {}^0a_z = 0 \\ {}^0p_x = d_3s\theta_1 - a_6(c\theta_1s\theta_3s\theta_5 - c\theta_1c\theta_3c\theta_5) \\ \quad - a_5(c\theta_1s\theta_3s\theta_5 - c\theta_1c\theta_3c\theta_5) + a_3c\theta_1c\theta_3 + a_4c\theta_1c\theta_3 \\ {}^0p_y = a_3c\theta_3s\theta_1 - a_6(s\theta_1s\theta_3s\theta_5 - c\theta_3c\theta_5s\theta_1) \\ \quad - d_3c\theta_1 - a_5(s\theta_1s\theta_3s\theta_5 - c\theta_3c\theta_5s\theta_1) + a_4c\theta_3s\theta_1 \\ {}^0p_z = d_1 + d_2 + a_5s(\theta_3 + \theta_5) + a_6s(\theta_3 + \theta_5) + a_3s\theta_3 + a_4s\theta_3 \end{array} \right. \quad (3-6)$$

3.1.3 机械腿的正运动学仿真

下面使用 Matlab 的 robotics Toolbox 对下肢康复机械腿进行建模，并完成机械腿的正运动学仿真，下面是 Matlab 中的主要实现函数和图 3-2 的机械腿的正运动仿真，其

中 $L(i)$ 为机械臂连杆 i 对应的 D-H 参数， $qlim$ 限制了关节角度以及连杆长度的运动， $jointtype$ 规定了关节类型，默认为角度变化，P 为位置变化，以此实现电动推杆在 Matlab 中的仿真，最后通过 `SerialLink` 建立机械臂。

```
%      theta    d    a    alpha
L(1)=Link([ 0      d1    a1    alpha1]); L(1).qlim=[-pi,pi];
L(2)=Link([theta2 0      a2    alpha2]); L(2).qlim=[0,10]; L(2).jointtype='P';
L(3)=Link([ 0      d3    a3    alpha3]); L(3).qlim=[-pi,pi];
L(4)=Link([theta4 d4      0      alpha4]); L(4).qlim=[0,10]; L(4).jointtype='P';
L(5)=Link([ 0      d5    a5    alpha5]); L(5).qlim=[-pi,pi];
L(6)=Link([theta6 d6      0      alpha6]); L(6).qlim=[0,10]; L(6).jointtype='P';
L(7)=Link([ 0      d7    a7    alpha7]); L(7).qlim=[-pi,pi];
plotopt = {'nraise', 'nowrist', 'nojaxes', 'delay', 0};
tool_char=[1 0 0 0;
           0 1 0 0;
           0 0 1 0;
           0 0 0 1];
six_link=SerialLink(L,'name','ReRobot','tool',tool_char);
```

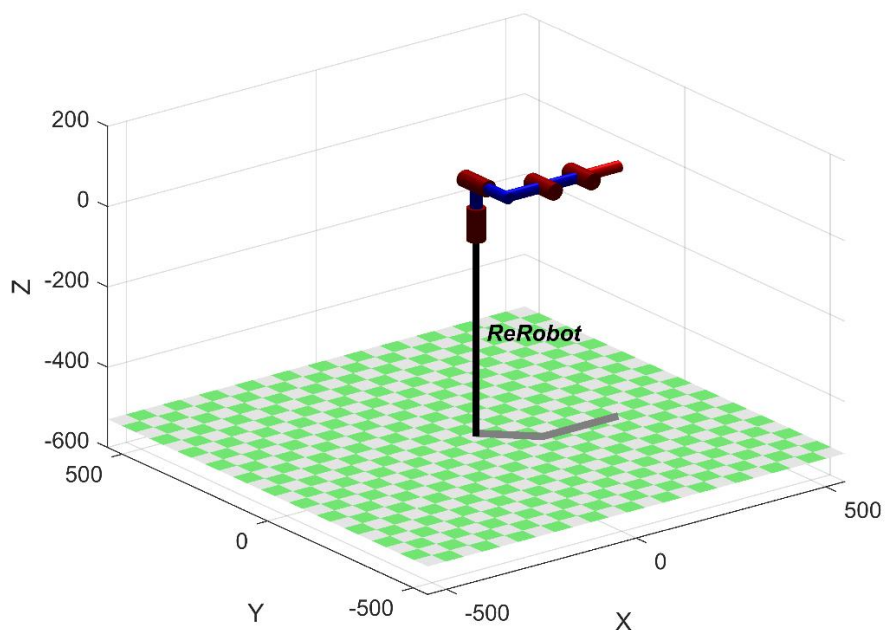


图 3-2 儿童下肢床旁康复机器人 Matlab 模型（单位：mm）

3.1.4 儿童下肢康复机器人运动空间的计算

机器人运动空间的求解有两种方法，第一种是传统的几何法求解，首先设置各个关

节的角度限制，接下来通过不断递进关节的步距值来绘制工作空间，在关节的角度达到最大值后停止绘制，最后得到所有末端执行器所在点的集合就是机器人的工作空间。

第二种是蒙特卡罗法，相较于传统的几何法，这种方法最大的优势在于计算用时较短，但劣势是在样本空间较小的情况下获得的结果与真实的结果会略有偏差。蒙特卡罗法的实现过程，首先是产生各个关节在角度限制内的随机变量，再代入已经计算好的机器人正运动学函数种正解方程。下面是 Matlab 中的主要实现函数和图 3-4 的机械腿工作空间仿真。其中， q_i_rand 是关节 i 在角度限制范围内的随机数，`ReRobot_link` 是正运动学函数，下一环节主要是绘制工作空间，同时设置了循环次数为 10^5 次，按照上述步骤再次循环。

```
%设置轴关节随机分布
q1_rand = q1_s + rand(num,1)*(q1_end - q1_s);
q2_rand = q2_s + rand(num,1)*(q2_end - q2_s);
q3_rand = q3_s + rand(num,1)*(q3_end - q3_s);
q4_rand = q4_s + rand(num,1)*(q4_end - q4_s);
q5_rand = q5_s + rand(num,1)*(q5_end - q5_s);
q6_rand = q4_s + rand(num,1)*(q4_end - q4_s);
q7_rand = q5_s + rand(num,1)*(q5_end - q5_s);
q = [q1_rand q2_rand q3_rand q4_rand q5_rand q6_rand q7_rand];
%正向运动学计算工作空间
tic;
T_cell = cell(num,1);
[T_cell{:},1]=ReRobot_link.fkine(q).t;%正向运动学仿真函数
disp(['运行时间: ',num2str(toc)]);
```

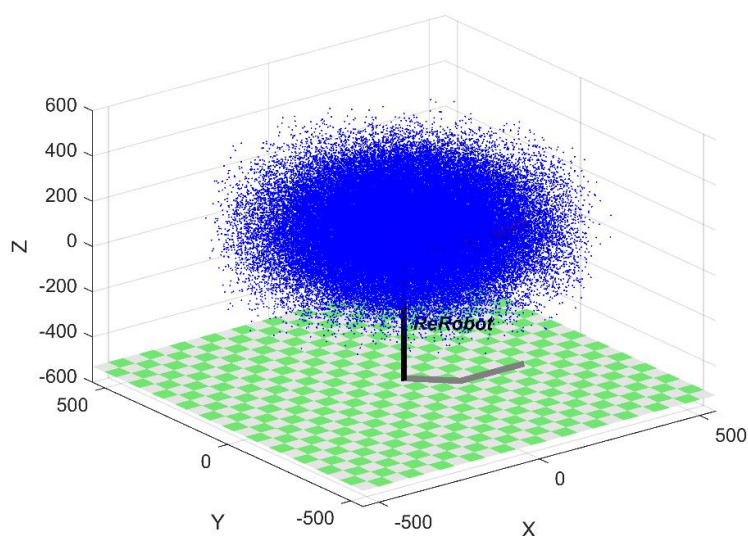


图 3-3 儿童下肢床旁康复机器人工作空间（单位：mm）

3.1.5 儿童下肢康复机器人运动轨迹规划

由于下肢康复机器人是直接与人接触，因此机器人的运动轨迹规划需要基于真实的人体运动数据。将人体模特固定在康复机器人样机上，通过手动拖动示教的方式，移动机械腿到固定位置，记录下各关节的旋转角度，接下来重复此过程，直至机械腿回到最初始位置。将记录下的各点通过 Matlab 绘制在图表中，并对数据进行曲线拟合。

同时，为了患者在运动康复训练时的安全性和舒适性，需要保证机械腿的速度和加速度平滑变化，因此本文使用 sin 函数作为拟合函数，其导数与二次导数皆为含有三角函数的平滑函数。通过 Matlab Curve Fitting 工具箱处理数据点，绘制出拟合曲线并得到对应的函数方程，结果如下图所示。

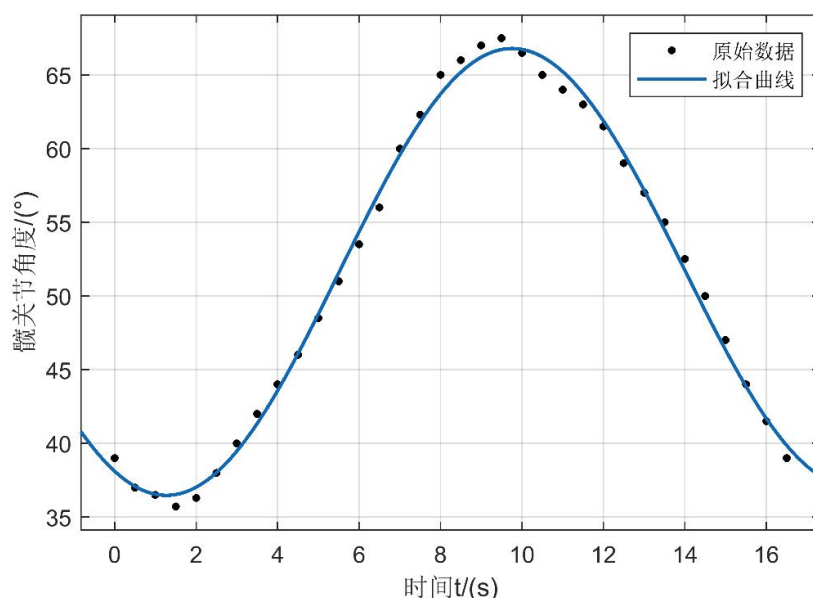


图 3-4 髋关节运动角度与时间的关系

髋关节运动角度的方程为：

$$\theta_3 = 54.26\sin(0.001995t + 1.248) + 15.02\sin(0.3715t + 4.235) \quad (3-6)$$

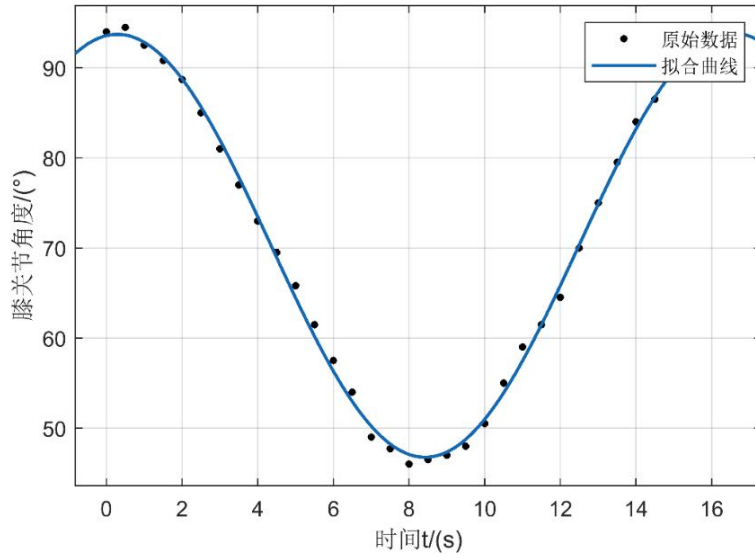


图 3-5 膝关节运动角度与时间的关系

膝关节运动角度的方程为：

$$\theta_5 = 70.63 \sin(0.001071x + 1.462) + 23.5 \sin(0.386x + 1.46) \quad (3-7)$$

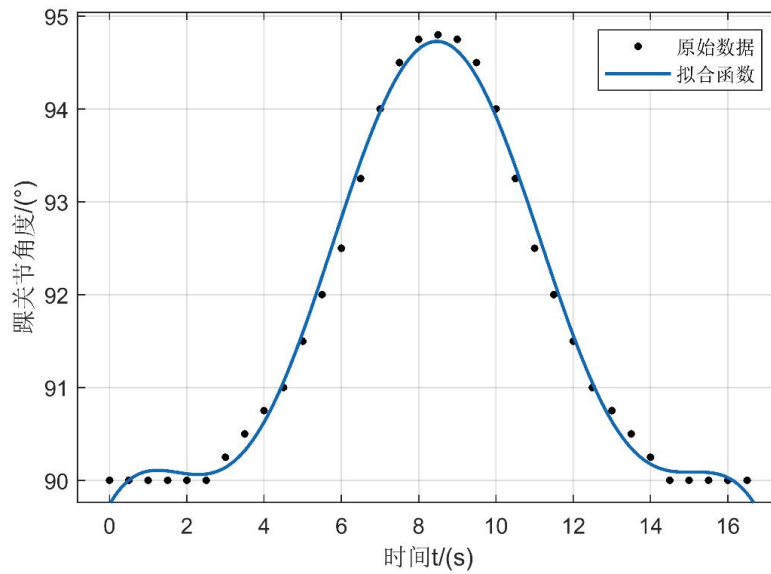


图 3-6 踝关节运动角度与时间的关系

踝关节运动角度的方程为：

$$\begin{aligned} \theta_7 = & 287.2 \sin(0.1048x + 0.6986) + 194.2 \sin(0.1268x + 3.658) \\ & + 1.785 \sin(0.6306x + 2.526) \end{aligned} \quad (3-8)$$

由图 3-4 至图 3-6 可知，髋关节角度 θ_3 运动范围为 $36^\circ \sim 67^\circ$ ，膝关节角度 θ_5 运动范围为 $45^\circ \sim 95^\circ$ ，踝关节角度 θ_7 运动范围为 $89^\circ \sim 94^\circ$ ，符合人体下肢的运动安全范围。

3.2 儿童下肢床旁康复机器人动力学分析

根据脑瘫患者和小儿麻痹症的康复机理，分别建立了踩自行车训练、模拟行走训练和踝部外展训练。由于机械腿的自由度过多，且进行康复训练时并不需要用到所有的关节，因此本文选用了踩自行车训练进行动力学分析，每个相位在他们所在的平面只有三个可动关节。

如图 3-4 所示 m_1, m_2, m_3 依次为康复机器人大腿、小腿和足部连杆的质量， l_1, l_2, l_3 依次为康复机器人大腿、小腿和足部连杆的径向长度， q_1, q_2, q_3 分别为髋关节、膝关节和踝关节相对与上一连杆所在轴线的旋转角度， d_1, d_2, d_3 分别为髋关节、膝关节和踝关节到他们所连接的下一连杆质心的径向长度。

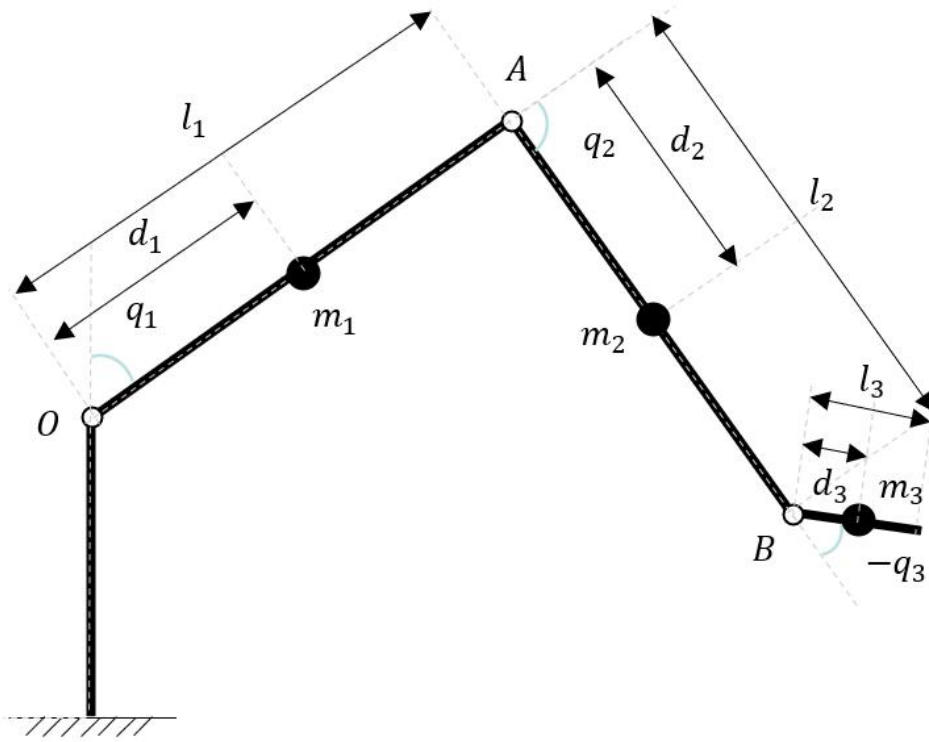


图 3-7 儿童下肢床旁康复机器人踩自行车训练模型

因此该模型可以表示为拉格朗日方程^[29]，如式（3-7）所示

$$\tau = \frac{d}{dt} \frac{\partial E_k}{\partial \dot{q}} - \frac{\partial E_k}{\partial q} + \frac{\partial E_p}{\partial q} \quad (3-9)$$

其中 τ 是系统广义力矢量， E_k 为系统总动能， E_p 为系统总势能。

首先算出各个杆件的系统动能 $E_{ki}(i = 1,2,3)$ ，其中大腿杆件的系统动能如下所示

$$E_{k1} = \frac{1}{2} m_1 d_1^2 \dot{q}_1^2 \quad (3-10)$$

小腿杆件的系统动能如下所示

$$E_{k2} = \frac{1}{2}I_2\dot{q}_2^2 + \frac{1}{2}m_2l_1^2\dot{q}_1^2 + \frac{1}{2}m_2d_2^2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + m_2l_1d_2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)\cos\dot{q}_2 \quad (3-11)$$

足部杆件的系统动能如下所示

$$\begin{aligned} E_{k3} = & \frac{1}{2}I_3\dot{q}_3^2 + \frac{1}{2}m_3l_1^2\dot{q}_1^2 + \frac{1}{2}m_3l_2^2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + \frac{1}{2}m_3d_3^2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2 + \dot{q}_3)^2 \\ & + m_3l_1l_2\dot{q}_1(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)\cos q_2 - m_3l_1d_3\dot{q}_1(\dot{q}_1 + \dot{q}_2 - \dot{q}_3)\sin(q_2 - q_3) \\ & + m_3l_2d_3(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)(\dot{q}_1 + \dot{q}_2 - \dot{q}_3)\sin q_2 \end{aligned} \quad (3-12)$$

接下来算出各个杆件的系统势能 $E_{pi}(i = 1,2,3)$ ，其中大腿杆件的系统式能如下所示

$$E_{p1} = m_1gd_1\cos q_1 \quad (3-13)$$

小腿杆件的系统式能如下所示

$$E_{p2} = m_1gd_1\cos q_1 + m_2gd_2\cos(q_1 + q_2) \quad (3-14)$$

足部杆件的系统式能如下所示

$$E_{p3} = m_1gd_1\cos q_1 + m_2gd_2\cos(q_1 + q_2) + m_3gd_3\cos(q_1 + q_2 - q_3) \quad (3-15)$$

将各杆件的系统动能和系统势能代入式(3-7)的拉格朗日方程中，可得到各个关节的驱动力矩 τ_1 ， τ_2 和 τ_3 。

$$\begin{aligned} \tau_1 = & \ddot{q}_1(m_1d_1^2 + m_2l_1^2 + m_3l_1^2 + I_1) + \ddot{q}_2(m_2l_1d_2 + m_3l_1l_2)\cos q_2 \\ & + \ddot{q}_3m_3l_1d_3\cos(q_2 + q_3) - \dot{q}_2^2(m_2l_1d_2 + m_3l_1l_2)\sin q_2 \\ & - \dot{q}_3^2m_3l_1d_3\sin(q_2 + q_3) - (m_1d_1 + m_2l_1 + m_3l_1)g\sin q_1 \end{aligned} \quad (3-16)$$

$$\begin{aligned} \tau_2 = & \ddot{q}_2(m_2d_2^2 + m_3l_2^2 + I_2) + \ddot{q}_1(m_2l_1d_2 + m_3l_1l_2)\cos q_2 \\ & + \ddot{q}_3m_3l_2d_3\cos(q_2 + q_3) + \dot{q}_1^2(m_2l_1d_2 + m_3l_1l_2)\sin q_2 \\ & - \dot{q}_3^2m_3l_2d_3\sin q_3 - (m_2d_2 + m_3l_2)g\sin(q_1 + q_2) \end{aligned} \quad (3-17)$$

$$\begin{aligned} \tau_3 = & \ddot{q}_3(m_3d_3^2 + I_3) + \ddot{q}_1m_3l_1d_3\cos(q_2 + q_3) \\ & + \ddot{q}_2m_3l_2d_3\cos q_3 - \dot{q}_1^2m_3l_1d_3\sin(q_2 + q_3) \end{aligned} \quad (3-18)$$

$$+ \dot{q}_2^2 m_3 l_2 d_3 \sin q_3 - m_3 d_3 g \sin(q_1 + q_2 + q_3)$$

其中, I_1 , I_2 和 I_3 分别表示大腿杆件, 小腿杆件和足部杆件的转动惯量。

3.3 儿童下肢床旁康复机器人关节力矩计算

为计算康复机器人各关节的力矩, 应先通过确定腿部各部件的质量来估计各连杆的质量, 然后计算腿部各连杆的转动惯量, 接下来通过规定好的运动轨迹计算出各关节的角速度及角加速度, 最后将所得数据代入已经计算好的驱动力矩表达式中。

3.3.1 各连杆质量估计

其中, 电动推杆重量为 50-130g, 本文选用了 30mm 的电动推杆, 对应的重量约为 80g; 伺服电机重量为 200g; 负载选用身高 90cmPU 软泡内胆儿童模特, 腿部重量约为 800g, 其质量均匀分布在小腿支撑和足部支撑上; 机械腿选用 3D 打印的制作方式, 预估小腿和大腿的重量分别为 200g, 足部质量为 70g。

因此, 可以得到机器人大腿、小腿及腿部连杆的质量 m_1 , m_2 , m_3 分别为

$$m_1 = 80 + 200 + 200 = 480g \quad (3-19)$$

$$m_2 = 80 + 200 + 200 + \frac{800}{2} = 880g \quad (3-20)$$

$$m_3 = 70 + \frac{800}{2} = 470g \quad (3-21)$$

3.3.2 各连杆转动惯量计算

本文机器腿设计近似于密度均匀的长方体, 因此使用长方体的转动惯量公式进行计算, 如式 3-22 所示

$$I = \frac{1}{3}ML^2 \quad (3-22)$$

因此, 机器人大腿、小腿及腿部连杆的转动惯量 I_1 , I_2 , I_3 分别为

$$I_1 = \frac{1}{3}m_1l_1^2 = \frac{1}{3} \times 0.48 \times 0.208^2 = 6.922 \times 10^{-3}kg \cdot m^2 \quad (3-23)$$

$$I_2 = \frac{1}{3}m_2l_2^2 = \frac{1}{3} \times 0.88 \times 0.208^2 = 1.269 \times 10^{-2}kg \cdot m^2 \quad (3-24)$$

$$I_3 = \frac{1}{3}m_3l_3^2 = \frac{1}{3} \times 0.47 \times 0.15^2 = 3.525 \times 10^{-3}kg \cdot m^2 \quad (3-25)$$

3.3.3 各关节驱动力矩计算

通过 Matlab 软件, 将已经得到的关节运动角度经过关于时间的一次求导和二次求导

处理，可以得到对应的关节角速度与关节角加速度，绘制出的各关节角速度和关节角加速度如下图所示

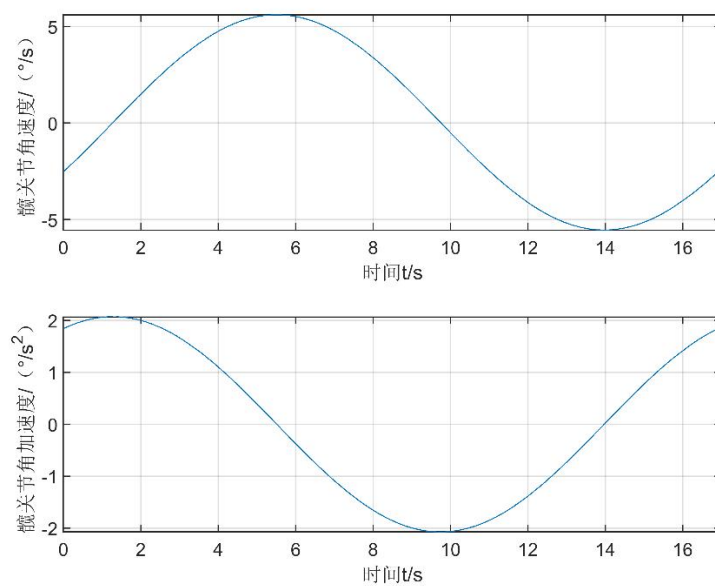


图 3-8 髋关节的角速度与角加速度

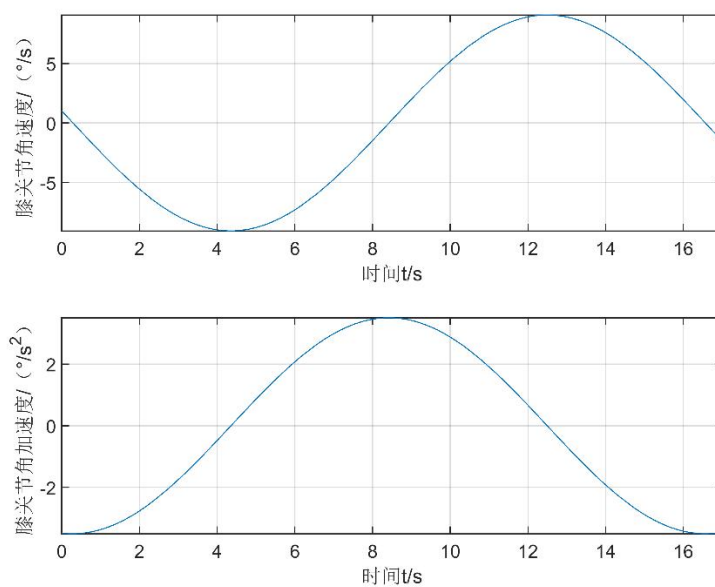


图 3-9 膝关节的角速度与角加速度

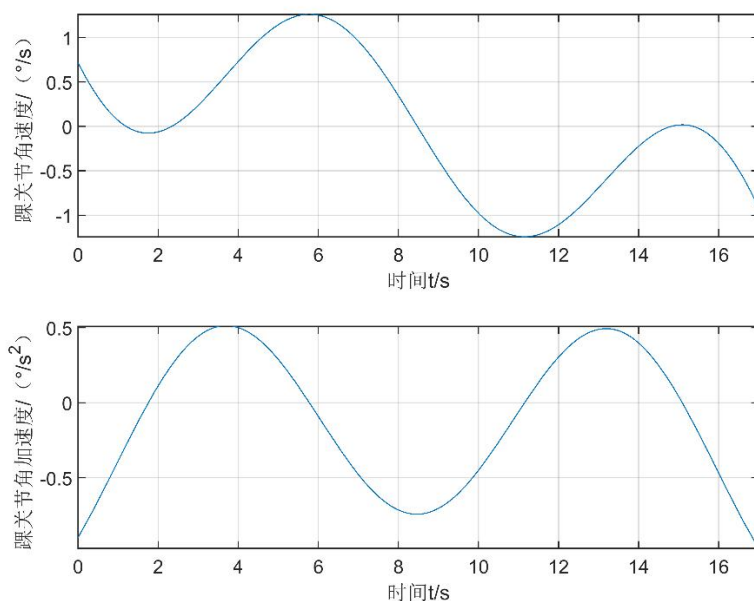


图 3-10 踝关节的角速度与角加速度

可以从上述图像中看到，髋关节角速度的范围是 $-5.1^{\circ}/s \sim 5.1^{\circ}/s$ ，膝关节角速度的范围是 $-9.4^{\circ}/s \sim 9.4^{\circ}/s$ ，踝关节角速度的范围是 $-1.2^{\circ}/s \sim 1.2^{\circ}/s$ ，三处关节的最大瞬时角速度都远小于电机的额定转速，符合电机选型的安全标准。

将所得的曲线数据代入式(3-16)至(3-18)中，可以得到各关节的力矩，通过 Matlab 软件绘制出在 17s 仿真时间内各关节力矩的图像，如图 3-11 至图 3-13 所示。

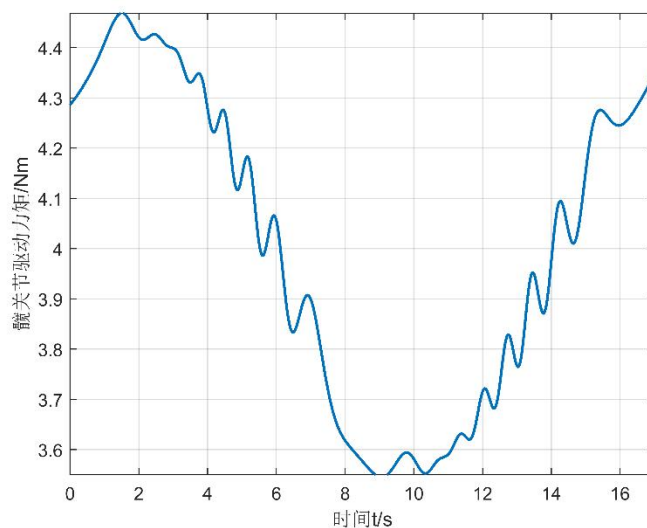


图 3-11 髋关节的驱动力矩

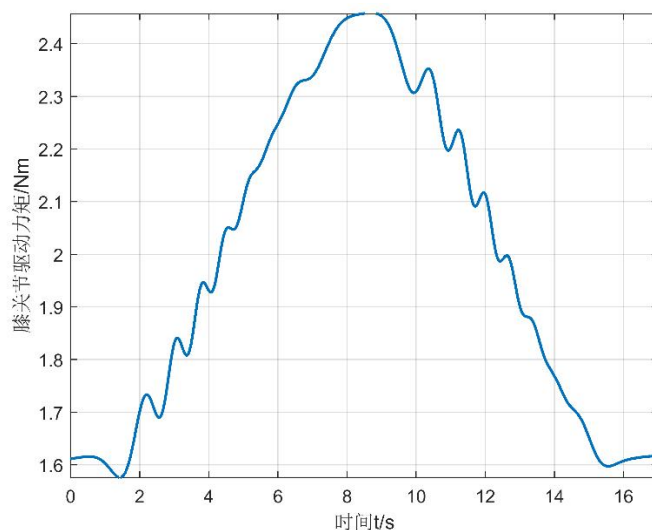


图 3-12 髌关节的驱动力矩

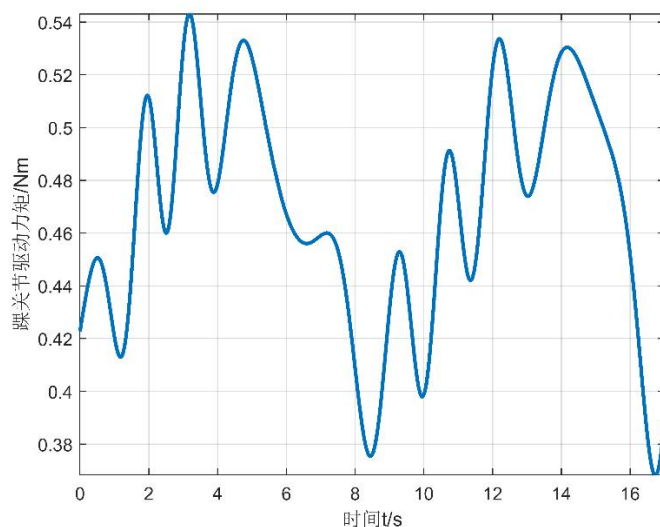


图 3-13 髌关节的驱动力矩

由上图可知，髌关节驱动力矩的范围是 $3.55Nm \sim 4.66Nm$ ，膝关节驱动力矩的范围是 $1.57Nm \sim 2.46Nm$ ，踝关节驱动力矩的范围是 $0.38Nm \sim 0.54Nm$ ，三处关节的最大瞬时力矩都远小于电机的额定扭矩，也符合电机选型的安全标准。

同时，所得的驱动力矩曲线可以作为运动康复控制中扭矩控制的参考，可以利用估计扭矩和实际测量的扭矩之间的误差，来实现更加精准的扭矩控制。

3.4 本章小结

本章首先建立了儿童康复机器人 D-H 坐标轴，并在此基础上计算得出机器人的运动学方程。同时通过拉格朗日法计算出机器人的动力学方程，并在 Matlab 中绘制出机器人的工作空间。在机器人的路径规划方面，采用了拖动示教的方法，记录下单次循环康复运动中各关节的角度并绘制图像，最后得出各关节的驱动力矩与时间的关系。

4. 儿童下肢床旁康复机器人控制系统分析

4.1 引言

由于该康复机器人的康复训练是协助儿童患者完成规定的康复动作，这需要小腿支撑和足部支撑进行指定路径的运动，因此需要对位置进行闭环控制。同时，康复治疗过程是一个匀速且缓慢的运动过程，电机运动过程中不应有较明显的速度突变，因此还要对电机的速度进行闭环控制，根据编码器返还的实际速度和电机的设定转速，在控制中添加 PID 控制。在儿童下肢床旁康复机器人的控制系统设计中，需要将这两个闭环控制系统相结合。

4.2 控制模式的选择

4.2.1 位置控制

位置控制以关节角度和连杆长度为反馈，引导患儿下肢进行固定的步态轨迹进行运动。位置控制需要有一个内部控制回路，用于减少参考关节角度轨迹与每个关节上传感器测量角度之间的偏差^[30]。正确的位置控制需要定义参考轨迹，这通常采用健康受试者预先记录的步态轨迹和正常步态轨迹的数学模型^[31]。这种控制策略的一个优点是强加预定义的关节角度轨迹，尤其适用于因肌肉力量不足而活动受限的肌张力低下型脑性瘫痪患儿^[32]。

4.2.2 扭矩控制

位置控制是最常见的一种康复机器人控制模式，但它并不能完成所有的康复任务，特别是当康复机器人需要与环境进行物理交互时。扭矩控制有助于在有患者使用机器人的情况下完成稳定的运动控制，以及可靠和安全地完成康复任务^[33]。因此，扭矩控制被广泛应用于康复机器人^[34]。扭矩控制使用执行器的电流作为系统输入来有效地跟踪参考转矩^[35]。该控制方法利用每个执行器上传感器的参考扭矩与测量扭矩之间的误差。同时，它提供了一种简单的方法来控制从康复机器人到用户的能量输出，同时也有助于对患者的生物力学进行分析^[36]。此外，该控制方法在实现刚体反动力学控制策略中起着至关重要的作用^[37]。

4.3 控制系统总体设计方案

此款儿童下肢床旁康复机器人的控制系统如图 4-1 所示,这里使用了 PC 机和 STM32 结合的二级控制系统,不仅可以通过 PC 机的显示屏监督电机传回的电流和力矩等数据,而且可以实现机器人的自主控制。

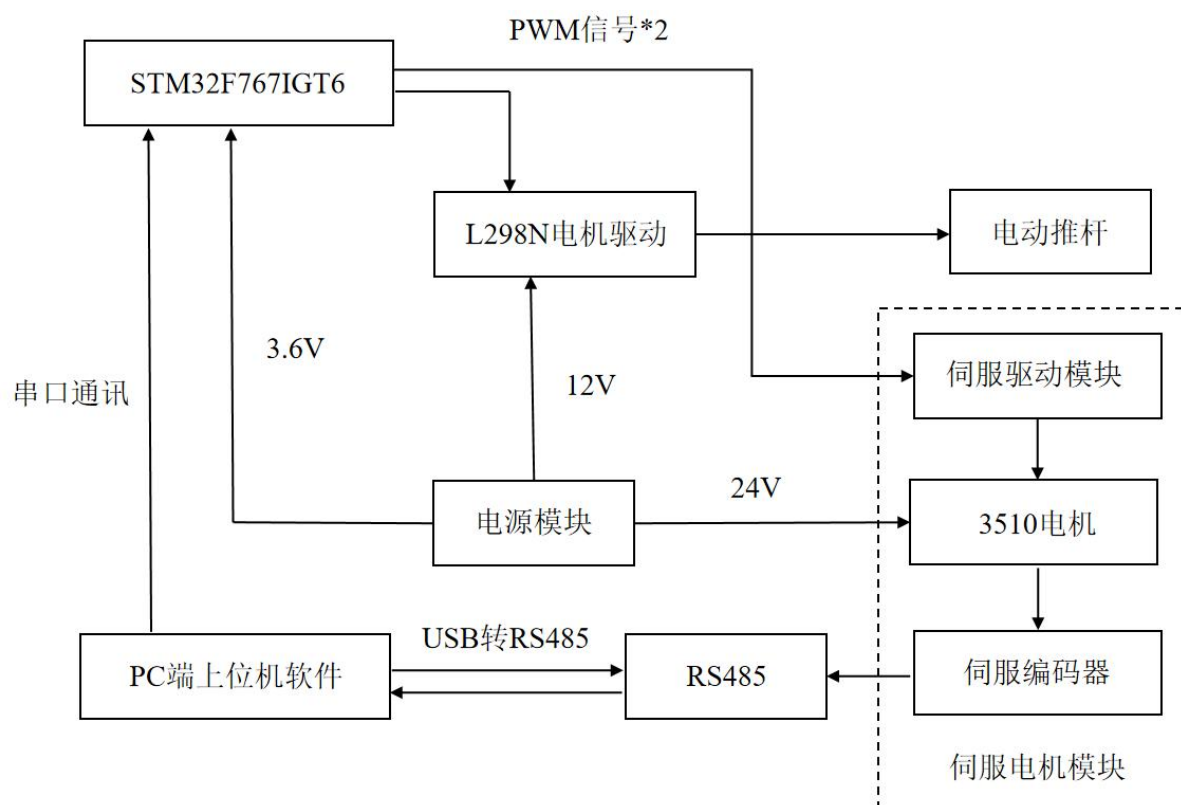


图 4-1 儿童下肢床旁康复机器人控制系统

4.3.1 电源模块

电动推杆所需要的电源为 12V, 而 3510 电机需要的电源为 24V, STM32 的供电电压为 3.6V。其中 24V 电压由电源直接稳压提供, 12V 电压由 24V 电源通过稳压器产生, STM32 的供电由单独 3.6V 电池提供。

4.3.2 伺服电机模块

伺服电机通过 CD32 主控芯片进行电机的驱动以及实时数据的返还, 首先通过 RS485 连接 PC 端配置伺服电机的驱动模式(位置、速度或者力矩), 接下来通过 STM32 将 PWM 信号传输到伺服驱动模块中完成电机的实时控制。

在闭环控制中, 电机的实时数据由伺服编码器通过 RS485 转 USB 上传到 PC 端, 使用者可以在上位机中实时检测电机的数据, 该上位机可以将消息通过串口通讯将消息发送到 STM32 中。STM32 读取返还的位置数据, 并根据上一次获得的数据获得位移的变

化值，同时在原有的数据上直接累加上新返回的位置数据获得总计值。

在位置控制模式，需要用到上述获取的总计值，通过 PID 运算得到 PWM 的控制值，其中串级 PID 运算的主要代码如下所示。

```
#define lim(x,min,max) (x)=(((x)<=(min))?(min):(((x)>=(max))?(max):(x)))

void PID_realize(PID *pid,float reference,float feedback)
{
    pid->lastError=pid->error;
    pid->error=reference-feedback;
    pid->output=(pid->error-pid->lastError)*pid->kd;%计算积分
    pid->output+=pid->error*pid->kp;%计算比例
    pid->integral+=pid->error*pid->ki;%计算积分
    lim(pid->integral,-pid->maxIntegral,pid->maxIntegral);
    pid->output+=pid->integral;
    lim(pid->output,-pid->maxOutput,pid->maxOutput);
}
```

在速度控制模式中，则需要用到位置的变化值，通过串级 PID 运算获得对应的 PWM 的控制值，最后使用 PWM 控制伺服电机。

4.3.3 电动推杆模块

电动推杆的电机是普通的直流电机，因此只需要在 STM32 配置 TLL 信号的高低电平，通过 GPIO 引脚与 L298N 的使能端相连，就可以控制电机的正反转，从而实现电动推杆的伸缩。

在康复治疗的过程中，患者将腿部与机械腿固定好后，电动推杆是不能伸缩的，因此设计了另一种控制方式，通过 PWM 旋钮直接控制电动推杆，而不需要在 STM32 中设置。

4.4 本章小结

本章主要对儿童康复机器人的控制系统加以分析，提出了位置控制和扭矩控制两种控制方式，并对整体的控制模块设计进行分析，同时介绍了电源模块、伺服电机模块和电动推杆模块三个模块的控制方法。

5. 儿童下肢康复机器人样机搭建

5.1 引言

儿童下肢康复机器人需要满足体积小，质量轻且安全性好等特点。电动推杆模块和伺服电机模块是机器人最主要的驱动部分，因此对这两个模块的选择至关重要。最后采购零件，将所加工的零件，电动推杆以及伺服电机组装起来。

5.2 电动推杆的选型

电动推杆是以直流电机作为驱动，通过齿轮组减速后带动螺杆旋转，螺杆经过固定的螺母将旋转变变为轴向的直线运动。相较于传统的以气、液为驱动的推杆，儿童下肢康复机器人选择电动推杆的理由如下。

- （1）噪声较小：电动推杆工作时不会产生较大的噪音，可以有效避免儿童患者因为噪声影响到康复过程
- （2）结构简单：电动推杆较于传统以气、液为驱动的推杆，不需要复杂的气源或油路，方便机器人室内的使用
- （3）没有污染：气、液为驱动的推杆需要保证严格的气密性，因此容易产生泄漏的问题而造成污染，而电动推杆没有这样的问题。
- （4）控制准确：与其它传统的气动或液压系统相比，电动推杆在控制方面更加精确和可靠。这种准确性可以保证机器人能够按照规定的运动轨迹进行运作，从而更好地协助儿童进行康复治疗。

考虑到 10 岁以下的儿童平均每年身高变化为 6-7 厘米^[20]，同时，过长的行程会导致侧向力矩过大而造成推杆弯曲。因此这里选用两个行程为 50mm 的电动推杆作为大小腿的伸缩装置，如图 5-1 所示。



图 5-1 双耳型电动推杆

5.3 伺服电机的选型

儿童下肢康复机器人伺服电机的选型应注意如下方面

(1) 功率和转矩：根据机器人的设计需求，选择适当的功率和转矩。一般来说，儿童康复机器人所需的功率不应太高，同时也需要考虑到足够的转矩以支撑各种运动模式，保证机器人的精度和稳定性。根据图 3-11 至 3-13 所示，髋关节最大驱动力矩为 4.66Nm，膝关节最大驱动力矩为 2.46Nm，踝关节最大驱动力矩为 0.54Nm，在预留力矩为 30%的情况下，应选择额定扭矩大于 6.5Nm。

(2) 控制精度：伺服电机的控制精度是影响机器人控制系统精度的关键因素之一。在选择伺服电机时，应该优先考虑其控制精度，并且与其他部件相匹配以达到最佳性能。

(3) 可靠性：儿童康复机器人通常需要长时间持续运行，因此伺服电机的可靠性至关重要。选择可靠性较高的伺服电机可以有效降低机器人故障率和维修成本。

(4) 轻量化和节能化：儿童康复机器人对于伺服电机的轻量化和节能化提出了更高的要求。选择轻量化、小型化、高效节能的电机可以有效降低机器人的整体重量和能耗，提高机器人的灵活性和运动效率，同时也有利于减少机器人对儿童的负担。

根据上述要求，本次项目采用了 3510 伺服行星减速电机作为康复机器人的关节驱动，如图 5-2 所示。



图 5-2 3510 伺服行星减速电机

5.4 样机的装配

对康复机器人各部件设计完成后，对零部件进行采购，需要加工的零部件则于工厂进行沟通，绘制出对应零部件的工程图后，联系厂家进行加工。最后将零部件组装成下肢康复机器人样机，并根据控制系统的需要连接线路，最终所搭建的康复机器人如图 5-3 所示。

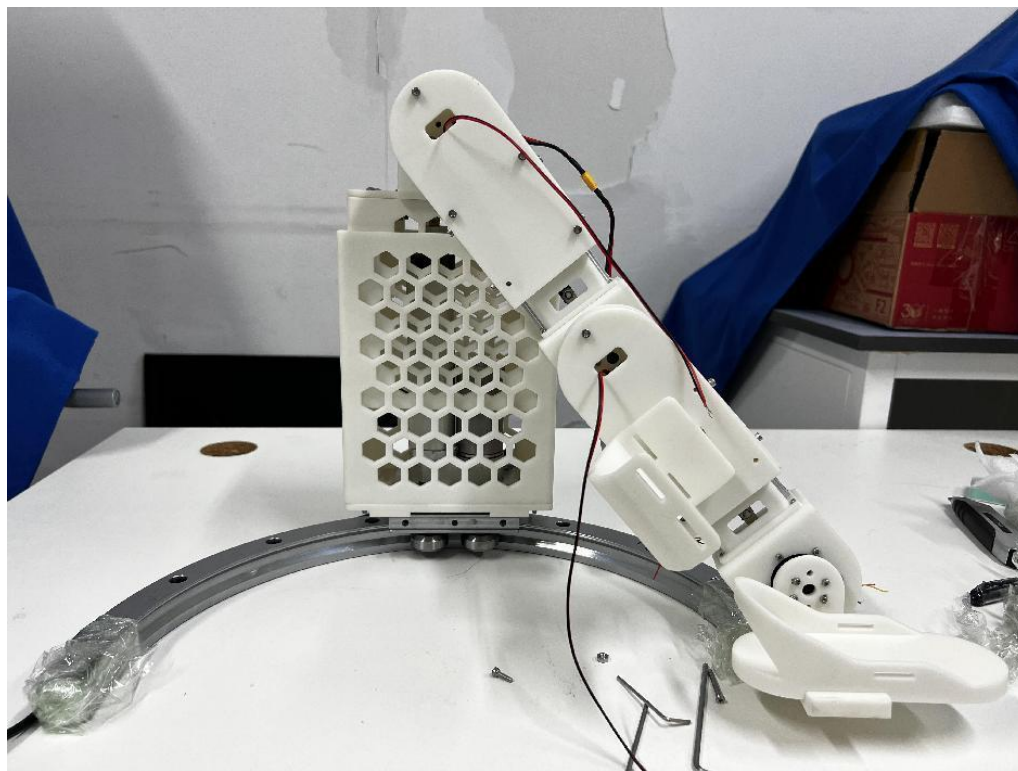


图 5-3 儿童下肢康复机器人样机

5.5 本章小结

本章首先对机器人样机的驱动部分进行选型，主要分析了电动推杆和伺服电线的选型要点，在此之后绘制关键零件的工程图，并联系商家对零部件进行加工和采购，最后搭建出儿童康复机器人样机。

6. 结论

本文提出了一款面向儿童的下肢床旁康复机器人，并建立了运动学模型和动力学模型。在康复机器人的控制中，使用 PC 端上位机和 STM32 实现了闭环控制，为儿童脑瘫痉挛型治疗提供了新的理论和实践依据。在康复机器人的设计中，验证了该机器人能够实现髋、膝和踝关节的屈伸运动，以及新提出的髋关节内外展运动结构的可行性。同时，也对电机及电动推杆的选型进行理论与仿真的验证。因此，本文所提出的儿童下肢床旁康复机器人具有一定的实用价值和推广意义，对于改善痉挛型儿童脑瘫患者的康复训练效果将有积极作用。

但是目前的研究工作依然存在诸多不足，首先是设计的康复训练方式较为单一，本项目只研究了踩单车运动这一种康复训练方式，对单独髋关节收展的研究以及将其与下肢关节屈伸结合起来的康复运动并没有进行深入研究。其次是本康复机器人只有被动训练方式，如今市面上的康复机器人一般都会有被动训练方式，阻抗训练方式和主动训练方式等多种运动方式。最后是样机搭建的材料上，由于本项目的周期较短，需要铝合金切割及板材加工的部件加工时间较长，因此本次项目的部件主要采用了 3D 打印的方式制作，仅在关键的受力连接件使用不锈钢进行加工，这导致了部分 3D 打印零件会产生弯曲形变的现象。

在未来的工作中，会围绕已经搭建好的康复机器人样机进行训练方式的开发，将髋关节的收展加入到康复训练中。并且研究阻抗训练方式和主动训练方式，为不同脑瘫程度的患儿提供康复训练。最后会替换整体的部件，提高康复机器人的安全性及控制准确性，并根据新材料的质量对康复机器人的力矩进行重新计算。

参考文献

- [1] 黄文娟, 杨志远, 朱毅. 小儿脑瘫治疗国内外现状, 水平和发展趋势——儿童福利院脑瘫医疗康复模式的组建[D]., 2010.
- [2] 励建安, 顾问, 卓大宏, 等. 中国脑性瘫痪康复指南 (2015): 第一部分[J]. *Chinese Journal of Rehabilitation Medicine*, 2015, 30(7).
- [3] 王子才, 姜志梅. 中国康复医学会第 2 届儿童康复学术会议中国残疾人康复协会第 9 届小儿脑瘫康复学术会议暨国际交流会议[J]. *实用儿科临床杂志*, 2006, 21(24): 42-51.
- [4] Rose J, Gamble J G, Burgos A, et al. Energy expenditure index of walking for normal children and for children with cerebral palsy[J]. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 1990, 32(4): 333-340.
- [5] Dreher T, Vegvari D, Wolf S I, et al. Development of knee function after hamstring lengthening as a part of multilevel surgery in children with spastic diplegia: a long-term outcome study[J]. *JBJS*, 2012, 94(2): 121-130.
- [6] Damiano D L, Arnold A S, Steele K M, et al. Can strength training predictably improve gait kinematics? A pilot study on the effects of hip and knee extensor strengthening on lower-extremity alignment in cerebral palsy[J]. *Physical therapy*, 2010, 90(2): 269-279.
- [7] Corry I S, Cosgrove A P, Duffy C M, et al. Botulinum toxin A in hamstring spasticity[J]. *Gait & posture*, 1999, 10(3): 206-210.
- [8] 马若飞, 齐有为. 小儿脑瘫的治疗和评估标准探讨[J]. *现代康复*, 1999, 3(2): 176-177.
- [9] Sterr A, Freivogel S. Motor-improvement following intensive training in low-functioning chronic hemiparesis[J]. *Neurology*, 2003, 61(6): 842-844.
- [10] Lerner Z F, Damiano D L, Bulea T C. A lower-extremity exoskeleton improves knee extension in children with crouch gait from cerebral palsy[J]. *Science translational medicine*, 2017, 9(404): eaam9145.
- [11] Cumplido-Trasmonte C, Ramos-Rojas J, Delgado-Castillejo E, et al. Effects of ATLAS 2030 gait exoskeleton on strength and range of motion in children with spinal muscular atrophy II: a case series[J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2022, 19(1): 1-10.
- [12] Wang R L, Zhou Z H, Xi Y C, et al. Preliminary study of robot-assisted ankle

rehabilitation for children with cerebral palsy[J]. Beijing da xue xue bao. Yi xue ban= Journal of Peking University. Health Sciences, 2018, 50(2): 207-212.

[13] 卢振利, 沈玄霖, 刘军, 等. 基于 Kinect 动作交互模式的脑瘫康复训练系统设计[J]. 高技术通讯, 2016, 26(12): 1014-1021.

[14] Van Kammen K, Boonstra A, Reinders-Messelink H, et al. The combined effects of body weight support and gait speed on gait related muscle activity: a comparison between walking in the Lokomat exoskeleton and regular treadmill walking[J]. PloS one, 2014, 9(9): e107323.

[15] 傅利叶智能. 傅利叶智能荣登国际机器人联合会《2022 全球服务机器人报告》封面[OL](2022-11-11)[2023-04-22].https://fftai.cn/zixun/zixun_bk.php?id=616

[16] Schmitt C, Métrailler P. The Motion Maker™: a rehabilitation system combining an orthosis with closed-loop electrical muscle stimulation[C]//8th Vienna international workshop on functional electrical stimulation. 2004 (CONF): 117-120.

[17] 史小华, 王洪波, 孙利, 等. 外骨骼型下肢康复机器人结构设计与动力学分析[J]. 机械工程学报, 2014, 50(3): 41-48.

[18] Donatelli R. Normal biomechanics of the foot and ankle[J]. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 1985, 7(3): 91-95.

[19] 健身传教士. 常见运动解剖术语小科普[EB/OL].(2017-10-11)[2023-04-22].<https://zhuanlan.zhihu.com/p/30012685>

[20] Abbott M B, Vlasses C H. Nelson textbook of pediatrics[J]. Jama, 2011, 306(21): 2387-2388.

[21] Lefmann S, Russo R, Hillier S. The effectiveness of robotic-assisted gait training for paediatric gait disorders: systematic review[J]. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 2017, 14: 1-10.

[22] Rovekamp R N, Francisco G E, Chang S H, et al. Wearable robotic approaches to lower extremity gait systems[J]. Full Stride: Advancing the State of the Art in Lower Extremity Gait Systems, 2017: 75-97.

[23] 卡潘德吉. 骨关节功能解剖学[M]. 北京: 人民军医出版社, 2011: 15-18.

[24] Al-Shuka H F N, Rahman M H, Leonhardt S, et al. Biomechanics, actuation, and multi-level control strategies of power-augmentation lower extremity exoskeletons: An overview[J]. International Journal of Dynamics and Control, 2019, 7: 1462-1488.

- [25] Huo W, Alouane M A, Amirat Y, et al. Force control of SEA-based exoskeletons for multimode human-robot interactions[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2019, 36(2): 570-577.
- [26] Sun J. Dynamic modeling of human gait using a model predictive control approach[D]. Marquette University, 2015.
- [27] Zanotto D, Akiyama Y, Stegall P, et al. Knee joint misalignment in exoskeletons for the lower extremities: Effects on user's gait[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2015, 31(4): 978-987.
- [28] 邓峰岩, 和兴锁, 张娟, 等. 修正的 Craig-Bampton 方法在多体系统动力学建模中的应用[J]. 机械设计, 2004, 21(3): 41-43.
- [29] 蔡自兴. 机器人学[M]. 北京:清华大学出版社, 2000
- [30] Bayon C, Ramírez O, Serrano J I, et al. Development and evaluation of a novel robotic platform for gait rehabilitation in patients with Cerebral Palsy: CPWalker[J]. Robotics and autonomous systems, 2017, 91: 101-114.
- [31] Hussain S, Xie S Q, Liu G. Robot assisted treadmill training: mechanisms and training strategies[J]. Medical engineering & physics, 2011, 33(5): 527-533.
- [32] Young A J, Ferris D P. State of the art and future directions for lower limb robotic exoskeletons[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2016, 25(2): 171-182.
- [33] Campeau-Lecours A, Lamontagne H, Latour S, et al. Kinova modular robot arms for service robotics applications[M]//Rapid Automation: Concepts, Methodologies, Tools, and Applications. IGI global, 2019: 693-719.
- [34] Xu D, Liu X, Wang Q. Knee exoskeleton assistive torque control based on real-time gait event detection[J]. IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics, 2019, 1(3): 158-168.
- [35] Shepherd M K, Rouse E J. Design and validation of a torque-controllable knee exoskeleton for sit-to-stand assistance[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2017, 22(4): 1695-1704.
- [36] Bioinspired legged locomotion: models, concepts, control and applications[M]. Butterworth-Heinemann, 2017.

[37] Del Prete A, Mansard N, Ramos O E, et al. Implementing torque control with high-ratio gear boxes and without joint-torque sensors[J]. International Journal of Humanoid Robotics, 2016, 13(01): 1550044.

致谢

历时一个学期的毕业设计终于落下帷幕了，依稀记得开始选题时，懵懵懂懂的我选择了床旁康复机器人这个项目。起初我对康复机器人领域并没有太多的了解，在项目完成过程中遇到了许多困难和坎坷，但是在同学和老师的帮助下也磕磕绊绊地完成了机器人的设计和论文的写作。这里十分感谢郎雷和邸霈两位企业指导老师，他们在机器人的设计上给予了我悉心的指导，同时也帮助我检查模型设计的问题，最后在样机搭建的材料购买上也提供了许多帮助。

同时，还要感谢王峥老师实验室和实验室的学长学姐，他们带领我完成了水下无人机大赛和软体机器人比赛，也指导我完成水下滑翔机的论文发表。感谢胡程志老师，在我整个毕业设计的过程中，是老师一直耐心地指导我，并提出了细心的修改意见，让我毕业设计能顺利完成。

追忆整个大学生生活，我也很感谢我的朋友和室友们，是他们的存在组成了我完整的大学。特别感谢李金标同学，我们一起同甘共苦，度过了大学最难受和最开心的一段时间；一起说走就走，逛遍长沙，广州和深圳；一起寻寻觅觅，到处探索好吃的和好玩的；一起傻傻呼呼，开着彼此能听懂的笑话。可以说我的大学生生活离不开他，祝愿他在未来的学习和工作过程中一切顺利！

也非常感谢彭思杰同学的陪伴，我们第一次相遇是在实验室的水下滑翔机项目中，接下来就开始了我们完全相同的项目经历。从嵌入式系统到传感系统，从机器人操作系统到机械设计基础，我们共同完成了一个又一个课程项目。从崧智智能公司实习到水下机器人大赛，从水下滑翔机到软体机械臂，我们完成了许多科研和实习。在大学生活中，他就是我的学习伙伴。

感谢陈彦丞、王依玫和林沛阳同学，是他们解决了许多我学习和生活中的问题，也给我的课余生活带来的许多欢乐。在困难的时候，也是他们陪伴在我身边，鼓励我继续勇敢地走下去。

最后还需要感谢我的父母和长辈，他们永远是我坚强的后盾。当我在学习和生活中遇到困难时，和父母进行一次沟通之后往往能受益匪浅。父母给我提供了良好的条件，是他们的存在才让我能安稳专心地进行大学学习和生活。