

doi: 10.3969/j.issn.1674-1242.2023.03.011

# 基于人体动力学模型的下肢康复机器人控制方法

朱玉迪<sup>1,2,3</sup>, 孟巧玲<sup>1,2,3</sup>, 胡杰<sup>1,2,3</sup>, 喻洪流<sup>1,2,3</sup>

(1. 上海理工大学健康科学与工程学院康复工程与技术研究所, 上海 200093;

2. 上海康复器械工程技术研究中心, 上海 200093;

3. 民政部神经功能信息与康复工程重点实验室, 上海 200093)

**【摘要】**为解决目前针对骨科术后患者的下肢康复机器人种类少且交互性弱等问题, 该文设计了一种基于人体动力学建模和拉压力传感器实现人机交互的新型坐卧式下肢康复机器人。该系统通过实时监测人机交互力, 调整髋关节、膝关节、踝关节训练角度, 验证建立的数学模型, 对比实际采集的关节角度, 得出数学模型在 Matlab 拟合和 Adams 仿真中力矩变化趋势相同, 且最大均方差不超过 0.81N/m, 实验对比完全被动和智能被动状态的关节角度有明显调整, 证明该系统提升了患者的主动参与性。

**【关键词】**骨科术后; 下肢康复; 动力学建模; 人机交互

**【中图分类号】**R496

**【文献标志码】**A

文章编号: 1674-1242 (2023) 03-0294-07

## Control Method of Lower Limb Rehabilitation Robot Based on Human Dynamics Model

ZHU Yudi<sup>1,2,3</sup>, MENG Qiaoling<sup>1,2,3</sup>, HU Jie<sup>1,2,3</sup>, YU Hongliu<sup>1,2,3</sup>

(1. Institute of Rehabilitation Engineering and Technology, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Shanghai Engineering Research Center of Assistive Devices, Shanghai 200093, China;

3. Key Laboratory of Neural-functional Information and Rehabilitation Engineering of the Ministry of Civil Affairs, Shanghai 200093, China)

**【Abstract】**In order to improve the current problems of lower limb rehabilitation robots for patients after orthopedic surgery, such as limited types and weak interaction, a new type of sitting and lying lower limb rehabilitation robot based on human dynamics modeling and tension and pressure sensors to achieve human-computer interaction is designed. The system adjusts the training angle of the hip, knee and ankle joints based on real-time monitoring of human-computer interaction, verifies the established mathematical model and compares the actual collected joint angles, and concludes that the mathematical model has the same trend of torque changes in Matlab fitting and Adams simulation, and the maximum average variance does not exceed 0.81N/m. The experimental comparison of the joint angles of the fully passive and intelligent passive states has been significantly adjusted, which proves that the system increases the patient's active participation.

**【Key words】**Orthopedic Surgery; Lower Limb Rehabilitation; Dynamic Modeling; Human-Computer Interaction

收稿日期: 2021-10-25

作者简介: 朱玉迪, (1996—), 女, 河南省商丘市人, 硕士研究生, 研究方向为下肢康复机器人多传感器信息融合技术, E-mail: yd\_zhu6377@126.com.cn。

## 0 引言

据美国骨科学会统计,美国每年大约实施 581 000 例关节置换术,术后康复训练起着关键作用<sup>[1]</sup>。康复训练可以通过增加肌肉力量、耐力、运动范围和柔韧性来增强患者的身体机能与整体功能,但我国现有兼具医疗护理和心理康复技能的专业人才非常匮乏<sup>[2]</sup>。康复机器人是康复医学和机器人技术的结合体,主要用于功能障碍者的日常生活辅助和康复治疗,完成肌力训练、关节活动度训练、本体感觉训练、平衡功能训练等。与传统的康复方法相比,康复机器人更加具有科学性、有效性,正在多维度地进入人们的生活<sup>[3]</sup>。

土耳其 Yildiz 科技大学研发的下肢康复机器人 Physiotherobot,通过安装在大腿和小腿的压力传感器与编码器来记录康复师训练动作的力和位置数据,在治疗模式中使用这些数据进行建模,控制机械腿模拟训练轨迹,但此模型不如基于人体动力学的模型更能反映人体的真实运动特征,不能有效适用于不同情况的患者<sup>[4]</sup>。哈尔滨工业大学针对 FES 脚踏车训练系统,根据关节弯曲时对应的脚踏车曲柄角度和速度及肌肉群的状态建立了数学模型,并根据拉格朗日方程和关节力矩建立人机动力学模型进行仿真,可以实现脊椎损伤 (Spinal Cord Injury, SCI) 患者的下肢康复。但末端牵引式下肢康复机器人在训练过程中,可能存在人体和机器人相对位移的情况,造成训练效果不理想,且受力点在踝关节,间接驱动髌关节和膝关节,容易造成肌肉痉挛<sup>[5]</sup>。燕山大学根据不同肌肉力的患者与其对应的康复训练方法设计了坐卧式外骨骼型下肢康复机器人,建立了人机动力学模型,分析各关节在改变工作空间的运动过程中所需的驱动力,结合表面肌电信号实现人机交互,完成被动训练、主动辅助训练和主动抗阻训练,但肌电信号采集易受干扰和噪声的影响,测量存在不一致性<sup>[6]</sup>。

目前,国内外现有的下肢康复训练设备不能有效减少使用者的代谢成本和肌肉产生的平均力矩,不能适应个性化训练的要求。本文针对下肢骨科患者术后康复,设计了一款具有床旁康复功能的坐卧式下肢康复训练系统,如图 1 所示。该系统具有单关节训练和多关节联动训练功能,髌关节的运动范围为  $0^{\circ} \sim 60^{\circ}$ ,膝关节的运动范围为  $0^{\circ} \sim 90^{\circ}$ ,踝关节的运动范围为  $-45^{\circ} \sim 30^{\circ}$ ,可以通过调整座椅的角度来适用于患者的

整个康复周期。该系统结合人体动力学建模和压力传感器实时采集人机交互力,根据人体关节活动度自动调整关节训练角度,实现智能被动训练功能,提升患者的主动参与性。该系统康复训练的重复性和互动性能够有效提升患者的肢体运动能力,人性化的设计可以改善肢体功能障碍患者的生活质量。



图 1 坐卧式下肢康复训练系统

Fig.1 Sitting horizontal lower limb rehabilitation training system

## 1 智能被动训练控制机理

目前,下肢关节活动训练方面使用最多的是持续被动活动仪 (Continuous Passive Motion, CPM), CPM 可以提供角度、速度、时间可控的被动运动<sup>[7]</sup>。但康复计划中更重要的是康复评定。自我效能感是康复评定的核心概念,所以具有患者参与和人机交互功能的下肢康复机器人就显得尤为重要,它融合了传感、控制、信息耦合、移动计算机等技术,能根据患者的主观意愿完成一定的功能和任务<sup>[8]</sup>。随着康复训练时间的延长,患者的关节活动度会有一些的变化。骨科术后患者由于不是中枢神经受到损伤,有更强烈的恢复意愿和塑造性,有效的人机交互训练可以减少其他并发症的复发率<sup>[9]</sup>。本系统提出的智能被动训练控制方法如图 2 所示。首先建立人体动力学模型,并采用 Matlab 和 Adams 对模型进行验证,分析人腿在拉压力传感器方向的压力与关节角度的关系,然后采集拉压力传感器的压力值得出患者施加的主观力。如果患者在大腿、小腿和足底给予拉压力传感器的力比给定范围小,说明关节活动度大,可通过控制髌膝踝关节电机来增大训练角度;反之,就减小训练角度,以此增加患者的主动参与性,防止对患者造成二次伤害。综合以上分析,智能被动训练功能应该满足以下 3 个条件。

(1) 所建立的人体动力学模型要尽可能反映人体

的真实情况，还要易于实现。

(2) 拉压力传感器要实时采集患者压力，且精确度高、响应速度快。

(3) 尽可能保证人腿、拉压力传感器和机械腿在训练过程中不会产生相对位移。

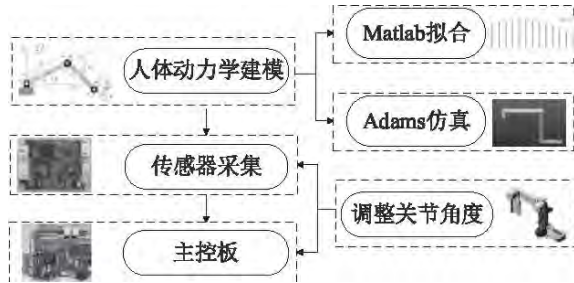


图2 智能被动训练控制方法

Fig.2 Intelligent passive control scheme

## 2 人体动力学模型

人体动力学建模是以人体为研究对象，对其进行动力学分析，获取有关运动位置、速度及加速度等物理量，用来描述人体的运动与作用于人体的力之间的科学关系<sup>[10,11]</sup>。由人体解剖学和日常活动轨迹可知，人体下肢大多是在矢状面内完成关节运动的，而在水平面和冠状面上的运动幅度较小，所以在对人体进行动力学分析时，可以把人体下肢简化成通过关节连接的3连杆机构<sup>[11-13]</sup>。拉格朗日函数通常仅依据动能和势能的关系来描述整个物理系统的动力状态，能够将复杂的数学模型简单化，所以选用拉格朗日法建立人体的动力学模型<sup>[12,14]</sup>。

人体下肢的3连杆模型如图3所示。图中各关节坐标采用笛卡尔坐标和广义坐标相结合表示，广义角为连杆和轴的夹角，逆时针为正，坐标原点O设置在髋关节的转动中心，A、B、C点分别为膝关节和踝关节的转动中心，D为足部末端， $G_i$ 为各杆的质心， $l_i$ 为各杆的长度， $r_i$ 为各杆质心与关节转动中心的距离。

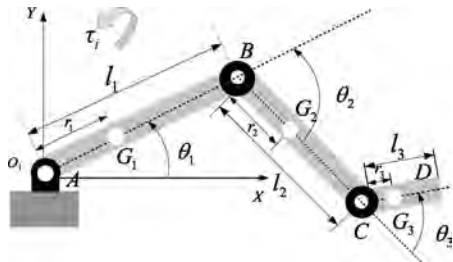


图3 人体下肢的3连杆模型

Fig.3 Three link model of human lower limb

运用几何法计算末端的位置：

$$\begin{cases} x_D = l_1 \cos \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ y_D = l_1 \cos \theta_1 - l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) - l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \end{cases} \quad (1)$$

由式(1)可知末端D的速度，如式(3)所示。

$$\begin{cases} \dot{x}_D = -l_1 \sin \theta_1 \dot{\theta}_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + \\ \quad l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \\ \dot{y}_D = l_1 \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + \\ \quad l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \end{cases} \quad (2)$$

$$v^2 = \dot{x}_D^2 + \dot{y}_D^2 \quad (3)$$

拉格朗日算子是系统的动能和势能之差，如式(4)所示。

$$L = K - P \quad (4)$$

$$K_i = \frac{1}{2} m_i v_i^2 \quad K = \sum_{i=1}^n K_i \quad (5)$$

$$P_i = m_i g h_i \quad P = \sum_{i=1}^n P_i \quad (6)$$

拉格朗日方程如式(7)所示。

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} - \frac{\partial L}{\partial \theta} = \tau \quad (7)$$

式中： $\theta$ 是系统动能与势能的广义坐标， $\dot{\theta}$ 是广义速度， $\tau$ 为驱动力矩。最终求得各关节驱动力矩、踝关节力矩、膝关节力矩、髋关节力矩。

## 3 基于Admas的动力学模型验证

选取一名身高1630mm、体重50kg的成年女性作为模型验证对象，对模型计算力矩采用Matlab拟合，并用Adams验证。根据国标中的成年人人体尺寸， $l_1$ 为463mm， $r_1$ 为219mm， $m_1$ 为5.35kg， $l_2$ 为367mm， $r_2$ 为170mm， $m_2$ 为2.3kg， $l_3$ 为235mm， $r_3$ 为36mm， $m_3$ 为0.66kg，分别在静力学状态和动力学状态下进行验证。

### 3.1 静力学状态

在静力学状态下，Adams中髌膝踝关节的角度值以如下驱动函数输入，分别代表髋关节、膝关节和踝关节的驱动。

$$\begin{cases} \text{Motion1} = \text{STEP}(\text{time}, 0, 0, 1, 5d) + \dots + \text{STEP}(\text{time}, 11, 0, 12, 5d) \\ \text{Motion2} = \text{STEP}(\text{time}, 0, 0, 1, 7.5d) + \dots + \text{STEP}(\text{time}, 11, 0, 12, 7.5d) \\ \text{Motion3} = \text{STEP}(\text{time}, 0, 0, 1, 2.5d) + \dots + \text{STEP}(\text{time}, 11, 0, 12, 2.5d) \end{cases} \quad (8)$$

Matlab中的髌膝踝关节的角度值以矩阵形式输入， $\theta_H$ 、 $\theta_K$ 、 $\theta_A$ 分别代表髋关节、膝关节和踝关节的关节角度，输入值如式(9)所示。

$$\theta_{\text{H}} = [0, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55, 60]$$

$$\theta_{\text{K}} = [0, 7.5, 15, 22.5, 30, 37.5, 45, 52.5, 60, 67.5, 75, 82.5, 90] \quad (9)$$

$$\theta_{\text{A}} = [90, 80, 70, 60, 50, 40, 30, 20, 10, 0, -10, -20, -30]$$

通过式 (7) 计算出的关节力矩模型以式 (9) 作为输入, 采用 Matlab 拟合与之对应的力矩曲线, 与 Adams 以同样输入仿真的力矩曲线进行分析对比, 得到髋关节、膝关节、踝关节静力学状态下的力矩分别如图 4~图 6 所示。从图中可以看出, 在静力学状态下, Matlab 拟合力矩和 Adams 仿真力矩结果相似, 如图 7 所示, 均方差最大不超过 0.5N/m, 说明该模型在静力学状态下符合人体的真实状况。

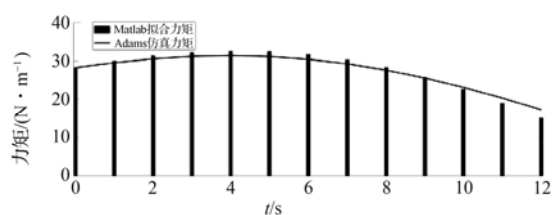


图 4 髋关节力矩对比

Fig.4 Torque comparison of hip joint

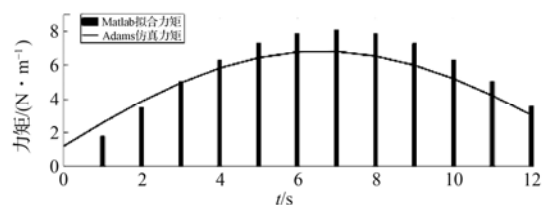


图 5 膝关节力矩对比

Fig.5 Torque comparison of knee joint

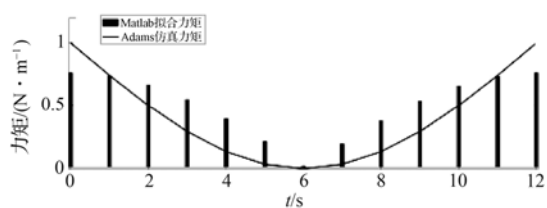
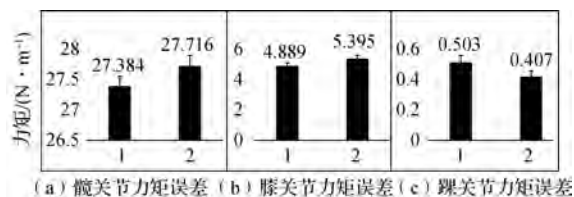


图 6 踝关节力矩对比

Fig.6 Torque comparison of ankle joint



(a) 髋关节力矩误差 (b) 膝关节力矩误差 (c) 踝关节力矩误差

图 7 误差力矩对比

Fig.7 Error torque comparison diagram

### 3.2 动力学状态

在动力学状态下, Adams 中的髋关节、膝关节和踝关节的角度值以如下驱动函数输入, 分别代表髋关节、膝关节和踝关节的驱动。

$$\begin{cases} \text{Motion1} = \text{STEP}(\text{time}, 0, 0, 18, 60d) + \text{STEP}(\text{time}, 18, 0, 36, -60d) \\ \text{Motion2} = \text{STEP}(\text{time}, 0, 0, 18, -90d) + \text{STEP}(\text{time}, 18, 0, 36, 90d) \\ \text{Motion3} = \text{STEP}(\text{time}, 0, 0, 18, 30d) + \text{STEP}(\text{time}, 18, 0, 36, -30d) \end{cases} \quad (10)$$

根据式 (10), 从 Adams 中分别导出髋关节、膝关节、踝关节的角速度和角加速度与时间的关系曲线, 如图 8 所示。其中, HAV 表示髋关节的角速度; HAA 表示髋关节的角加速度; KAV 表示膝关节的角速度; KAA 表示膝关节的角加速度; AAV 表示踝关节的角速度; AAA 表示踝关节的角加速度。

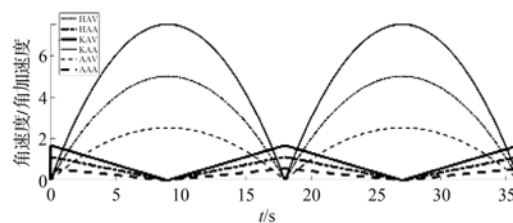


图 8 关节角速度及角加速度

Fig.8 Joint angular velocity and angular acceleration

通过从 Adams 中导出的角速度和角加速度与时间的关系, 建立角度与时间的关系。结合模型推算 Matlab 中人体动力学模型的角度输入(见图 9), 得出 Matlab 拟合的力矩曲线与 Adams 仿真出的力矩曲线分析对比图, 如图 10~图 12 所示。髋关节、膝关节、踝关节的力矩误差分析如图 13 所示。从图中可以看出, Matlab 拟合力矩曲线和 Adams 仿真力矩曲线虽然存在一定误差, 但趋势相同, 这是因为在 Adams 中建立的连杆模型没有考虑转动惯量, 且 Adams 和 Matlab 对模型的解算方式不同, 在导出 Adams 的角速度和角加速度与时间的关系, 建立角度与时间的关系时, 存在一定偏差。最大误差出现在髋关节, 因为髋关节运动时相比膝关节和踝关节所需力矩较大。如图 13 所示, 髋关节最大均方差不超过 0.63N/m, 膝关节的最大均方差不超过 0.81N/m, 踝关节的最大均方差不超过 0.03N/m。综合分析, 误差虽然存在, 但在合理的范围内, 且最大均方差不超过 0.81N/m, 说明此动力学模型在动力学状态下符合健全人的生理特征。

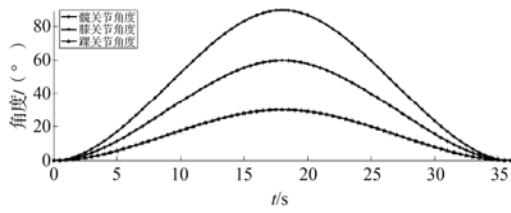


图9 髋关节、膝关节、踝关节角度变化

Fig.9 The joint angle of hip, knee, ankle

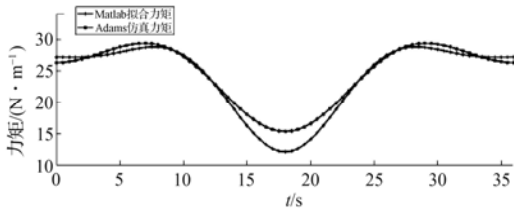


图10 髋关节力矩对比

Fig.10 Torque comparison of the hip joint

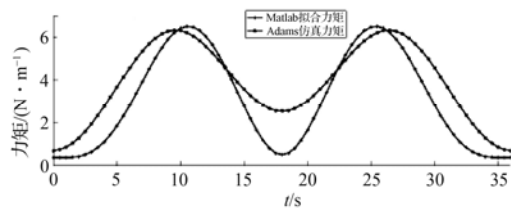


图11 膝关节力矩对比

Fig.11 Torque comparison of the knee joint

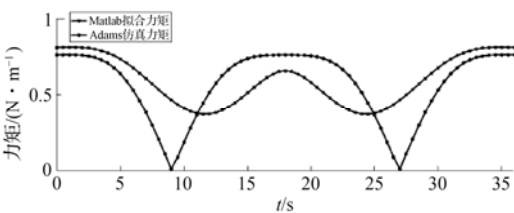
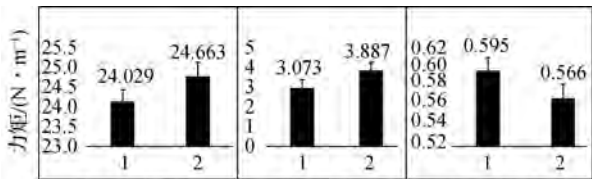


图12 踝关节力矩对比

Fig.12 Torque comparison of the ankle joint



(a) 髋关节力矩误差 (b) 膝关节力矩误差 (c) 踝关节力矩误差

图13 误差力矩对比

Fig.13 The comparison of error torque

#### 4 系统测试与实验

为了验证本文提出的坐卧式下肢康复训练系统的稳定性和有效性,选取身高 1 630mm、体重 50kg 的成年女性作为训练对象,分别采集患者在康复训练过程中不施加主观力和施加主观力时的髋关节、膝关节、

踝关节角度变化数据,分析对比在训练过程中关节角度随压力传感器压力值的变化情况。本实验使用 Noraxon 三维运动采集系统采集患者的关节角度。该系统使用一组惯性元件作为测量单元,可以在用户自然运动的状态下检测人体关节角度、方向角和直线加速度<sup>[13,15]</sup>。设定髋关节、膝关节、踝关节的零位为髋关节和踝关节与地面平行,膝关节与地面垂直,然后通过上位机设定髋关节的训练角度为 0°~40°,膝关节训练角度为 0°~25°,踝关节训练角度为 0°~20°。最后通过 Noraxon 分别采集在患者不施加主观力时和施加主观力时髋关节、膝关节、踝关节角度的变化,结果如图 14~图 16 所示。从图中可知,采集的角度轨迹与设定的角度轨迹存在一定的误差,产生误差的原因是:①受试者穿戴的传感器在校准后与校准零位发生了相对位移;②在实验过程中患者下肢和外骨骼发生了相对位移;③设备髋关节、膝关节、踝关节角度设定的零位与理想零位存在误差。因为是在相同的实验环境下进行的,只分析在患者施加主观力和不施加主观力时关节角度的变化。在患者不施加主观力,即完全被动训练时,髋关节、膝关节、踝关节角度变化平稳,曲线平滑,呈现明显的周期性;在患者施加主观力,即智能被动训练时,根据拉压力传感器采集的患者压力,主控板有控制关节电机改变训练角度的趋势,根据患者施加的主观力大小呈现明显的变化,最明显的是踝关节,因为脚部的灵活性大。综上所述,该系统达到了跟随患者与机械腿的交互力实时调整训练角度的效果,实现了人机交互。

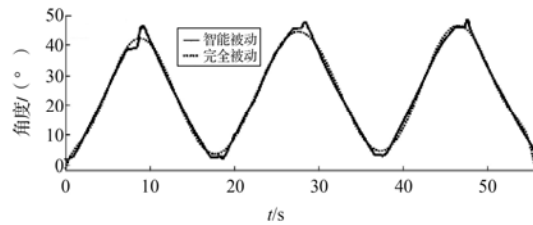


图14 髋关节角度对比

Fig.14 The comparison of hip joint angles

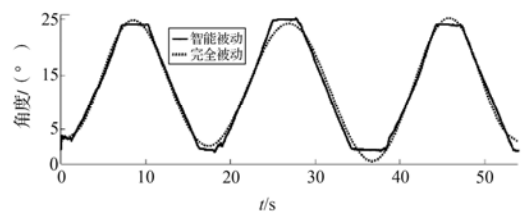


图15 膝关节角度对比

Fig.15 The comparison of knee joint angles



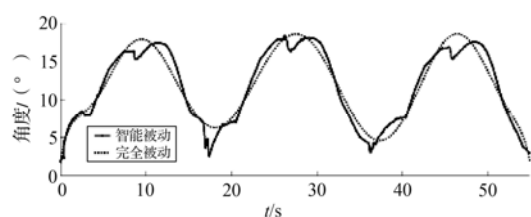


图 16 踝关节角度对比

Fig.16 The comparison of ankle joint angles

## 5 结论

骨科术后患者一般只需要几天即可出院, 大部分康复需要在出院之后完成, 且每天需要进行长达 2 小时的训练, 持续数月才能有效果。在此期间, 往往存在治疗师和康复护理人员短缺、患者缺乏耐心等情况。本文设计的坐卧式下肢康复机器人不仅可以实现 CPM 训练功能, 还可以实现智能被动控制功能, 建立人体动力学模型, 并用 Matlab 与 Adams 进行分析验证, 结合拉压力传感器提出智能被动控制算法。在训练过程中, 根据患者与机械腿的交互力自动调整训练角度, 将机器人技术与传统的康复技术相结合, 帮助患者完成日常锻炼计划。实验结果表明本文设计的主要创新点如下。

(1) 帮助下肢功能障碍者在坐/卧状态下进行下肢康复训练, 适用于患者整个康复周期。

(2) 通过拉压力传感器实时采集患者与机器的交互力, 实现智能被动训练功能。

(3) 实现床-椅-设备一键转换功能, 避免患者在转移过程中受到二次伤害。

### 参考文献

- [1] LUO Y, LI H X, MEI L, *et al.* Effects of judet quadricepsplasty in the treatment of post-traumatic extension contracture of the knee [J]. *Orthopaedic Surgery*, 2021, 13(4): 1284-1289.
- [2] 黄绪奎. 骨科术后患者康复锻炼的重要性[J]. *科技风*, 2020 (12): 235. HUANG Xukui. The importance of rehabilitation exercise for patients after orthopedic surgery [J]. *Technology Wind*, 2020(12): 235.
- [3] 张君宏, 沈谷丰, 崔婷, 等. 老年全髋关节置换术后患者医院-社区-家庭三段式康复策略研究[J]. *中国全科医学*, 2021, 24 (28): 3620-3628. ZHANG Junhong, SHEN Gufeng, CUI Ting, *et al.* Hospital-community-home three-stage rehabilitation strategy for elderly patients after total hip arthroplasty[J]. *Chinese General Practice*, 2021, 24(28): 3620-3628.
- [4] ERHAN A, MEHMET A A. The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: physio the robot [J]. *Mechatronics*, 2011, 21(10): 509-522.
- [5] 姜洪源, 马长波, 陆念力, 等. 功能性电刺激脚踏车训练系统建模及仿真分析[J]. *系统仿真学报*, 2010, 22 (10): 2459-2463. JIANG Hongyuan, MA Changbo, LU Nianli, *et al.* Modeling and simulation on FES cycling training system[J]. *Journal of System Simulation*, 2010, 22(10): 2459-2463.
- [6] 史小华. 坐/卧式下肢康复机器人研究[D]. 秦皇岛: 燕山大学, 2014. SHI Xiaohua. Research on sitting/lying lower limb rehabilitation robot[D]. Qinhuangdao: Yanshan University, 2014.
- [7] CHEN M C, LIN C C, KO J Y, *et al.* The effects of immediate programmed cryotherapy and continuous passive motion in patients after computer-assisted total knee arthroplasty: a prospective, randomized controlled trial[J]. *J Orthop Surg Res*, 2020, 15(1): 379.
- [8] 叶海霞, 谭波涛, 虞乐华. 膝关节关节炎的康复评定进展[J]. *中国康复理论与实践*, 2019, 25 (12): 1408-1413. YE Haixia, TAN Botao, YU Lehua. Advance in rehabilitation evaluation for knee osteoarthritis (review)[J]. *Chinese Journal of Rehabilitation Theory and Practice*, 2019, 25(12): 1408-1413.
- [9] 杨玉芳, 会敏, 张秀香. 心理护理与康复锻炼提升骨科术后护理效果的研究[J]. *心理月刊*, 2021 (14): 167-168. YANG Yufang, HUI Min, ZHANG Xiuxiang. Research on psychological nursing and rehabilitation exercises to improve the effect of orthopedic postoperative nursing[J]. *Psychologies Magazine*, 2021(14): 167-168.
- [10] 谢哲东, 向美琦, 姜立民. 人体负重下肢助力机械外骨骼结构设计与运动学仿真[J]. *机械设计与制造*, 2020 (10): 21-24. XIE Zhedong, XIANG Meiqi, JIANG Limin. Design and kinematics analysis simulation of power assisted lower extremity exoskeleton[J]. *Machinery Design & Manufacture*, 2020(10): 21-24.
- [11] ZHANG X C, ZHANG X M, CHEN Z. Dynamic analysis of a 3-RRR parallel mechanism with multiple clearance joints[J]. *Mechanism and Machine Theory*, 2014, 78(78): 105-115.
- [12] 林如海, 谢晓梅, 李钰新, 等. 舱外航天服-航天员下肢系统动力学建模与分析[J]. *载人航天*, 2019, 25 (1): 98-106. LIN Ruhai, XIE Xiaomei, LI Yuxin, *et al.* Dynamic modeling and analysis of extravehicular space suit-astronaut lower limb system[J]. *Manned Spaceflight*, 2019, 25(1): 98-106.
- [13] SHERWANI K I K, KUMAR N, CHEMORI A, *et al.* RISE-based

- adaptive control for EICoSI exoskeleton to assist knee joint mobility[J]. **Robotics and Autonomous Systems**, 2020, 124. DOI: 10.1016/j.robot.2019.103354.
- [14] 黄智晖. 基于 ADAMS 的康复机器人建模与运动仿真的研究[J]. **电子测量技术**, 2020, 43 (9): 127-132.
- HUANG Zhihui. Research on modeling and motion simulation of rehabilitation robot based on ADAMS[J]. **Electronic Measurement Technology**, 2020, 43(9): 127-132.
- [15] 高明明, 何泽佳, 恽晓萍. Gaitboter 与 Noraxon 步态分析系统时空参数的一致性比较[J]. **中国康复理论与实践**, 2021, 27 (2): 216-221.
- GAO Mingming, HE Zejia, HUI Xiaoping. Agreement of spatiotemporal gait characteristics between Gaitboter gait analysis system and Noraxon gait analysis system[J]. **Chinese Journal of Rehabilitation Theory and Practice**, 2021, 27(2): 216-221.