

踝关节康复机构的结构设计与训练规划

李靖靖^{1,2} 韩春杨¹ 徐振邦¹

(1 中国科学院 长春光学精密机械与物理研究所, 吉林 长春 130033)

(2 中国科学院大学, 北京 100049)

摘要 为了保证踝关节康复训练的效果和安全性,设计了一种基于3-UPRU/S并联构型的踝关节康复机构及其脚部固定与快放组件,并对其运动性能与训练规划进行了研究。考虑到踝关节生理回转中心与机构转动中心不重合的影响,应用Adams软件建立了康复机构的脚踝虚拟模型,并利用角速度规划的方法对S型与T型角速度曲线进行优化,得到了一种更优的训练规划;通过逆运动学仿真,得到机构各驱动器的位移数据,并使用样条拟合确定了各驱动器的驱动函数;通过原理样机试验,进行了实际工作角度与训练规划的验证。结果表明,优化后该康复机构1个周期内增加了约12%的匀速训练时间,并减少了约47%的角速度波动;该训练规划能够提高踝关节康复的效果以及安全性。

关键词 踝关节 康复机构 逆运动学 Adams软件 训练规划 样条拟合

Structural Design and Training Planning for Ankle Rehabilitation Mechanisms

Li Jingjing^{1,2} Han Chunyang¹ Xu Zhenbang¹

(1 Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchun 130033, China)

(2 University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

Abstract In order to ensure the effectiveness and safety of ankle rehabilitation training, an ankle rehabilitation mechanism based on the 3-UPRU/S parallel configuration and its foot fixation and quick release components are designed, and its motion performance and training planning are investigated. A virtual model of the rehabilitation mechanism is established using Adams software. Taking into account the influence of the non-coincidence between the physiological center of the rotation of the ankle joint and the center of the rotation of the mechanism, the virtual model of the ankle is introduced and the S-shaped and T-shaped angular velocity curves are optimized using angular velocity planning to obtain a better training plan. The displacement data of each actuator of the mechanism is obtained by inverse kinematic simulation, and the drive function of each actuator is determined using spline fitting. The actual working angle and training plan are verified by means of a principle prototype test. The results show that the optimized mechanism can increase the training time at constant speed by approximately 12% and reduce the angular velocity fluctuations by approximately 47% in one cycle, indicating that the training plan can improve the effectiveness and safety of the ankle rehabilitation.

Key words Ankle joint Rehabilitation mechanism Inverse kinematics Adams software Training planning Spline fitting

0 引言

随着机器人技术的高速发展以及医疗康复技术的不断进步,医工结合的康复器械成为医学和工程领域的研究热点。康复机器人^[1-3]作为医疗器械的一个重要研究方向,具有标准化、自动化、精确化等

特点。踝关节康复机器人^[4-6]作为其中一个重要方向,具有较强的应用价值和前景。

目前,国内外已有许多学者对踝关节康复机构进行了不同程度的研究。美国“Rutgers Ankle”^[7]康复系统是并联机构首次应用于医疗康复机构设计,能够实现非常复杂的运动并且拥有较大的工作空间,

但这对于只需要在小范围内活动的踝关节而言是过于复杂的。罗马尼亚学者 Ma 等^[8]提出了一种使用柔性关节的 2 DOF 脚踝康复装置, 并对柔性关节进行了应力分析, 但其不能实现脚踝的内收/外展, 无法完全满足踝关节的康复需求。燕山大学赵铁石等^[9]提出了一种 3-RSS/S 踝关节并联康复机构, 并在此基础上进行了运动学分析和仿真, 但未明确具体的康复训练策略。李剑峰等^[10-11]对 2-UPS/RRR 混联踝关节康复机构进行了研究, 同时对各康复动作进行了轨迹规划, 但未对轨迹中的一些明显波动进行优化。除此之外, 还有很多学者^[12-16]也进行了相关的研究。

为确保康复训练的效果及安全性, 本文提出了一种驱动支链倾斜布置的少自由度 3-UPRU/S 并联踝关节康复机构及其脚部固定与快放组件, 并进行了训练规划与相应的试验, 为该机构进一步面向动力学控制和优化奠定研究基础。

1 结构设计与分析

1.1 构型设计

根据对踝关节的运动情况以及康复机理的分析, 设计了一种具备 3 DOF 的 3-UPRU/S 并联踝关节康复机构, 能够实现绕 X 轴、Y 轴、Z 轴的转动, 分别对应踝关节的 3 种运动。其构型简图如图 1 所示。

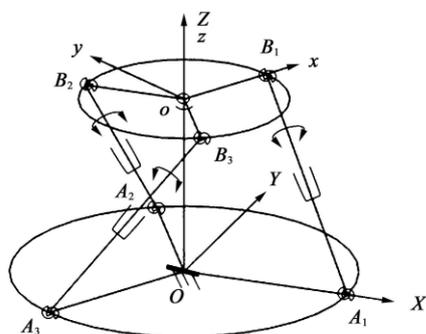


图1 构型简图

Fig. 1 Sketch of the configuration

整个构型由动平台、静平台、3 条驱动支链以及 1 条支撑支链组成。3 条驱动支链的上下连接点以间隔 120° 均匀分布在动、静平台之上。其中, 动平台外接圆半径 $r = 160 \text{ mm}$; 静平台外接圆半径 $R = 200 \text{ mm}$; 驱动支链长度 $l = 369 \text{ mm}$; 中央支链长度 $H = 353 \text{ mm}$ 。特殊地, 3 条驱动支链采用相同的角度倾斜布置在动、静平台之间, 其中, 轴线与静平台中垂线的夹角为 26.5° 。该构型优点:

(1) 降低了整体高度。在不改变驱动支链长度的情况下, 该构型使机构的整体高度由未倾斜布置前的 575 mm 下降到了 353 mm 。

(2) 动平台顺时针、逆时针旋转的范围不同,

更加符合踝关节内收范围小于外展范围的生理学特征^[17]。

1.2 结构设计

1.2.1 促动器设计

如图 2 所示, 促动器整体的组件由下至上主要有: 拉压力传感器、伺服电机、谐波减速器、轴承支座、滚珠丝杠、丝杠螺母及其相随动的活动体, 其余部分为与上述组件相适应的外壳及法兰等。其中:

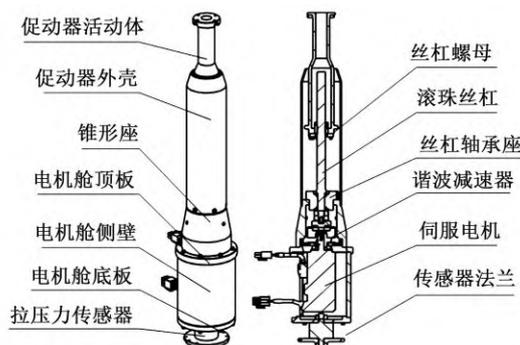


图2 促动器结构

Fig. 2 Structure of the actuator

(1) 拉压力传感器位于促动器中轴线底部, 主要作用是实时反馈训练过程中促动器的拉压力参数, 用来判断训练状态以及评估康复效果。

(2) 电机舱成半开放结构, 使电机悬空以避免其余结构影响, 既能起到支撑作用又能将各线材引出。

(3) 外壳与活动体可通过机械干涉实现促动器上极限行程的限制。

1.2.2 脚部固定与快放组件的设计

踝关节的康复机理是由动平台带动受损脚踝进行牵拉运动^{[18]194-9195}, 以促进周围的肌肉、韧带及神经的恢复和加强。因此, 设计了如图 3 所示的脚部固定与快放组件。具体如下:

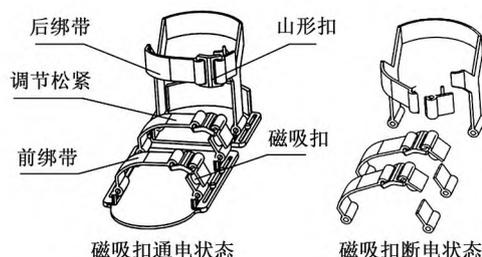


图3 脚部固定与快放组件

Fig. 3 Foot fixation and quick release assembly

(1) 可调式脚踏。采用分体式结构, 通过其两侧紧固螺栓的调节, 能够实现不同脚长的变化。也可通过在脚踏下方放置增高垫来改变患者的脚踝高度, 以匹配训练规划所用的虚拟脚踝尺寸。

(2) 磁吸式绑带。正常状态下通过魔术贴绑带

与山形扣配合实现脚部的固定及松紧调节, 但当促动器拉压力传感器反馈的参数超出预设阈值或出现较大波动时, 感应开关控制磁吸扣断电, 绑带自山形扣左边断开, 瞬间释放患者脚踝, 避免二次损伤。

1.2.3 总体结构设计

踝关节康复机构的总体设计如图4所示。为了实现构型中支链的倾斜布置, 同时不会损失两端虎克铰的许用角度, 对康复机构的动、静平台分别设计了向外倾斜 28.5° 与向内倾斜 23.5° 的安装面。

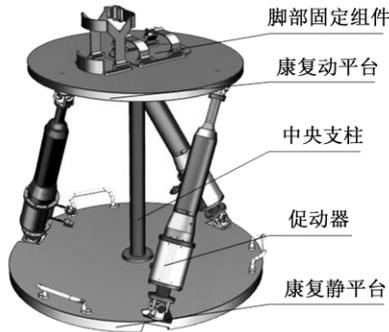


图4 并联踝关节康复机构
Fig. 4 Parallel ankle rehabilitation mechanism

1.3 逆运动学分析

将机构简化并建立如图1所示坐标系。设 $\{B_i\}$ 为动平台上第 i 个铰点在动坐标系 $o-xyz$ 中的坐标; $\{A_i\}$ 为静平台上第 i 个铰点在静坐标系 $O-XYZ$ 中的坐标; $\{C_i\}$ 为动平台上第 i 个铰点在静坐标系 $O-XYZ$ 中的坐标。则

$$\{B_i\} = r [\cos \alpha_i \quad \sin \alpha_i \quad 0]^T \quad (1)$$

$$\{A_i\} = R [\cos \alpha_i \quad \sin \alpha_i \quad 0]^T \quad (2)$$

$$\{C_i\} = [X_{Bi} \quad Y_{Bi} \quad Z_{Bi}]^T \quad (3)$$

式中, $\alpha_i = [(i-1)2\pi]/3, i=1, 2, 3$ 。

采用 $Z-Y-X$ 型 Euler角 (γ, β, α) 表示动平台的姿态。则动平台的姿态矩阵为

$$M = R_1(Z, \gamma)R_2(y_1, \beta)R_3(x_2, \alpha) \quad (4)$$

$$R_1(Z, \gamma) = \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_2(y_1, \beta) = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix}$$

$$R_3(x_2, \alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix}$$

动坐标系 $o-xyz$ 中的任一点 $Q = [x \quad y \quad z]$ 在静坐标系 $O-XYZ$ 中的坐标为

$$[X \quad Y \quad Z]^T = M [x \quad y \quad z]^T + \{P\} \quad (5)$$

式中, $\{P\} = \{P_x \quad P_y \quad P_z\}$ 为动平台中心 o 在静坐标系中的绝对坐标, 即 $\{P\} = [0 \quad 0 \quad H]$ 。

综上, 有

$$\{C_i\} = M \{B_i\} + \{P\} \quad (6)$$

由于动平台在初始姿态就相对于康复静平台绕 Z_1 逆时针旋转了 $\pi/3$, 因此, 当确定康复动平台的姿态(输出量)时, 绕 Z 轴旋转的 γ 角要相应地加减 $\pi/3$, 作为姿态矩阵最终的角度值。此时得到的杆长值(输入量)为

$$L_i = \overline{A_i B_i} = \sqrt{(X_{Ai} - X_{Bi})^2 + (Y_{Ai} - Y_{Bi})^2 + (Z_{Ai} - Z_{Bi})^2} \quad (7)$$

式(7)即为并联踝关节康复机器人的运动学逆解方程。

2 训练规划

以康复医学中常用的等速、被动运动的治疗方法^{[18]9195-9196}作为踝关节康复机构训练规划的参考方法, 并以踝关节跖屈/背屈的康复过程为研究对象进行规划。

2.1 虚拟模型的建立与验证

考虑到该踝关节康复机构的转动中心与踝关节生理回转中心不重合, 因此, 参考国家标准 GB/T 10000—1988 中国成年人人体尺寸^[19]中统计的踝关节尺寸参数, 在 Adams 中引入虚拟脚踝模型, 使之固定在康复动平台上, 建立了整体的虚拟模型, 如图5所示。

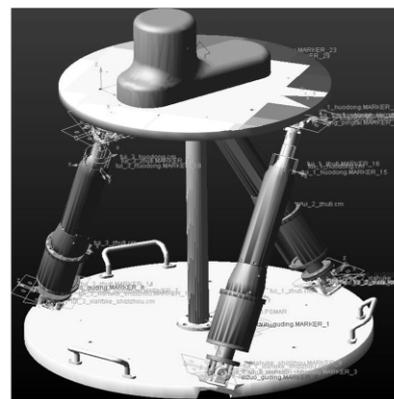


图5 康复虚拟模型
Fig. 5 Rehabilitation virtual model

通过对虚拟脚踝中心建立 Marker 点, 添加驱动进行逆运动学仿真, 并对比使用 Matlab 理论计算得到的结果, 以验证逆解模型的正确性。

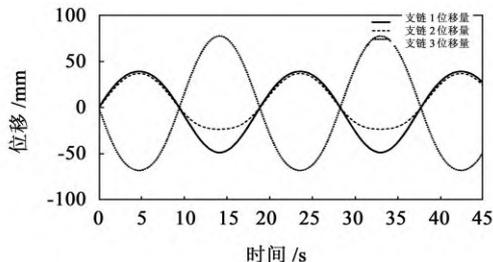
考虑到踝关节的运动范围^[20]以及患者的可接受度^{[18]9195-9196}, 代入康复平台几何参数, 得到如表1所示的虚拟脚踝中心驱动的输出函数组。

表1 虚拟脚踝中心各动作输入函数组

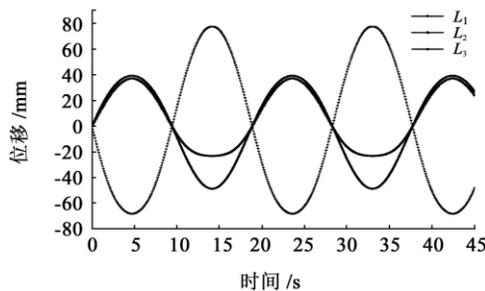
Tab. 1 Set of input functions for each movement of the virtual ankle centre

运动形式	动平台输入函数	
跖屈/背屈	$x_r = \alpha(t)$ rad	$0.5 \times \sin(t/3)$
内翻/外翻	$y_r = \beta(t)$ rad	$0.35 \times \sin(t/3)$
内收/外展	$z_r = \gamma(t)$ rad	$0.56 \times \sin(t/3)$

得到的逆运动学仿真结果如图6(a)所示。简化脚踝模型,将 $\{P\} = [0 \quad -45 \quad H + 75]$ 代入式(6),即可得到更新的逆运动学方程。继而通过Matlab计算,得到如图6(b)所示的理论逆解曲线。



(a) Adams 仿真曲线



(b) Matlab 理论曲线

图6 S型角速度规划的逆解曲线

Fig. 6 Inverse solution curves for S-shaped angular velocity programming

结果表明,由Adams得到的仿真逆解曲线与Matlab计算得到的理论逆解曲线完全一致,该运动学逆解模型正确无误。

2.2 训练规划

依据踝关节康复的实际需求,在进行康复训练规划时,其位移和速度函数曲线在1个完整的运动周期内应满足3个条件:

- (1) 初始点和终止点的速度与位移均为0。
- (2) 位移和速度对时间的1阶导数均连续。
- (3) 具备康复所需要的匀速运动阶段。

2.2.1 T型角速度规划

虚拟模型验证中,脚踝中心的驱动即为S型角速度规划,可知其运行过程平稳且无突变,但缺少康复所需的匀速运动阶段。为使训练规划更加符合踝关节康复患者的实际需求,以虚拟脚踝中心的角速

度为研究对象,采用了如下的T型角速度规划:

设定最大角速度为 ω_{\max} ,运动周期为 $2T$,则在半个周期内,虚拟脚踝中心按照T型速度规划可分为5个阶段:匀加速、匀速、匀减速和反向匀加速、匀速、反向匀减速阶段。具体的角速度函数为

$$\omega = \begin{cases} (\omega_{\max}/T_1)t & (0 \sim T_1) \\ \omega_{\max} & (T_1 \sim T_2) \\ -(\omega_{\max}/T_1)(t - T/2) & (T_2 \sim T_3) \\ -\omega_{\max} & (T_3 \sim T_4) \\ (\omega_{\max}/T_1)(t - T) & (T_4 \sim T) \end{cases} \quad (8)$$

上述T型角速度规划虽然包含匀速运动阶段,但其加速度存在突变,这表明在角速度变化瞬间脚踝会受到一定的振动冲击,易造成再次损伤。

2.2.2 优化T型角速度规划

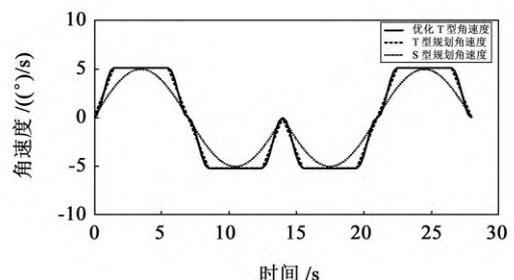
针对上述T型角速度规划进行优化,目的在于消除运动过程中存在的振动冲击,确保康复机构使用的安全性。

采用S型速度规划和T型速度规划相结合的方法,使用S型速度规划替代T型速度规划中的匀加速及匀减速过程,并将匀减速和反向匀加速的 $T_2 \sim T_3$ 阶段进一步细分,以消除角速度大小变化以及运动方向变化带来的角加速度突变。具体的角速度函数为

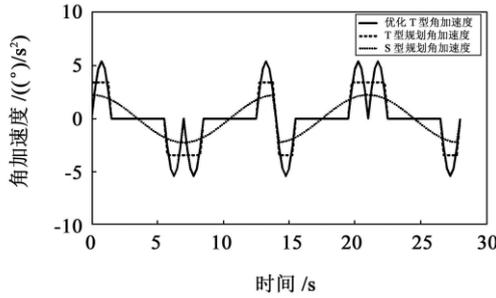
$$\omega = \begin{cases} \frac{\omega_{\max}}{2} \sin \left[\frac{\pi}{T_1} \left(t - \frac{T_1}{2} \right) \right] + \frac{\omega_{\max}}{2} & (0 \sim T_1) \\ \omega_{\max} & (T_1 \sim T_2) \\ \frac{\omega_{\max}}{2} \sin \left[\frac{\pi}{T_1} \left(t + \frac{T_1}{2} - T_2 \right) \right] + \frac{\omega_{\max}}{2} & (T_2 \sim T_3) \\ \frac{\omega_{\max}}{2} \sin \left[\frac{\pi}{T_1} \left(t + \frac{T_1}{2} - T_3 \right) \right] - \frac{\omega_{\max}}{2} & (T_3 \sim T_4) \\ -\omega_{\max} & (T_4 \sim T) \\ \frac{\omega_{\max}}{2} \sin \left[\frac{\pi}{T_1} \left(t + \frac{T_1}{2} - T \right) \right] - \frac{\omega_{\max}}{2} & (T \sim 2T) \end{cases} \quad (9)$$

2.2.3 逆运动学仿真

令 $\omega_{\max} = 0.09$ rad/s,半周期 $T=14$ s,运用Adams软件,利用IF条件语句分别赋予脚踝中心3种训练规划的驱动函数,仿真得到的对应脚踝中心的角速度与角加速度曲线如图7所示。



(a) 3种训练规划下的角速度曲线



(b) 3种训练规划下的角加速度曲线

图7 3种训练规划下虚拟脚踝中心的运动状态曲线

Fig. 7 Motion state curves of the virtual ankle centre for the three training plans

结果表明, 采用优化T型角速度规划训练时, 既能提供T型规划的匀速运动阶段, 又能实现S型规划下加速度无突变的优点, 从而可使康复机构在保证康复效果的同时, 进一步提高使用的安全性。

2.3 驱动函数拟合

利用已验证的运动学模型进行仿真, 观察其在运行过程中是否出现结构干涉等特殊情况, 只需要分析各促动器的轴向长度变化情况即可。跟踪各促动器活动体的质心, 得到其轴向上的位移数据。其中部分数据如表2所示。

表2 各促动器位移数据表

Tab. 2 Displacement data for each actuator 单位:mm

时间	支腿1	支腿2	支腿3
0.00	0.000	0.000	0.000
0.28	-0.092	0.101	-0.008
...
6.72	-46.989	66.400	-5.095
7.00	-47.016	66.489	-5.102
7.28	-46.989	66.401	-5.095
...
13.72	-0.096	0.105	-0.008
14.00	0.000	0.000	0.000
14.28	0.088	-0.096	0.008
...
20.72	66.360	-72.038	5.396
21.00	66.451	-72.143	5.403
21.28	66.360	-72.038	5.396
...
27.72	0.085	-0.093	0.007
28.00	0.000	0.000	0.000

将各促动器的位移数据分别导入Origin软件中, 进行非线性曲线拟合, 并将拟合结果返回Adams中

进行验证。

为保证拟合效果, 采用样条拟合的方法, 将半个周期内各促动器的运动情况分为6个阶段, 分别对每个阶段的曲线进行了多项式拟合。通过对比可知, 多项式的次数由2阶变为3阶时, 拟合效果提升不明显。因此, 使用二次多项式进行拟合。

得到各促动器的位移驱动函数组, 分别为

$$L_1 = \begin{cases} -4.739t^2 + 1.367t - 0.029 \\ 0.725t^2 - 19.931t + 10.840 \\ 2.053t^2 - 27.833t + 47.251 \\ 2.053t^2 - 29.655t + 60.038 \\ 0.725t^2 - 6.373t - 42.076 \\ -4.739t^2 + 131.326t - 909.755 \end{cases} \quad (10)$$

$$L_2 = \begin{cases} 5.295t^2 - 1.589t + 0.040 \\ -0.139t^2 + 13.084t - 9.803 \\ -4.790t^2 + 65.573t - 157.833 \\ -4.790t^2 + 65.563t - 178.769 \\ -0.139t^2 - 9.186t + 146.097 \\ 5.295t^2 - 146.667t + 915.604 \end{cases} \quad (11)$$

$$L_3 = \begin{cases} -0.413t^2 + 0.124t - 0.003 \\ 0.016t^2 - 1.043t + 0.790 \\ 0.356t^2 - 4.873t + 11.559 \\ 0.356t^2 - 5.099t + 13.149 \\ 0.016t^2 + 0.604t - 10.740 \\ -0.413t^2 + 11.442t - 79.228 \end{cases} \quad (12)$$

3 样机试验

图8所示为试验环境。在踝关节康复机构侧方试验平台上设置固定靶标板, 并通过双目相机建立固定坐标系。在康复动平台上按照虚拟脚踝回转中心的位置连接随动靶标板, 通过双目相机即可得到动平台上脚踝中心实时的坐标位置。

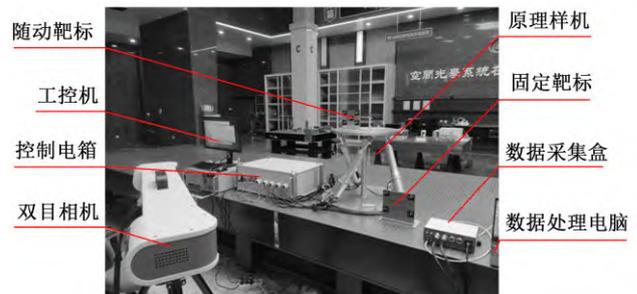


图8 试验环境

Fig. 8 Test environment

3.1 实际工作角度测试试验

驱动各促动器分别实施3种康复动作, 测量得到连接在康复动平台上随动靶标(脚踝中心)的坐标; 通过坐标变换, 得到其相对于康复静平台的坐标。从而可得到原理样机在各种康复动作中能够到达的实际角度, 如表3所示。

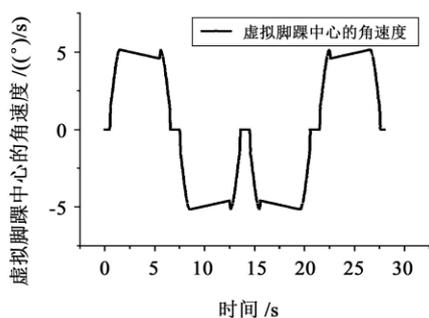
表3 工作空间验证
Tab. 3 Workspace validation

指标	平台姿态描述	可达角度验证
跖屈 28°	绕 X 轴, B ₁ 点下移	$\alpha = \sin^{-1}(10.2/20) \approx 30.66^\circ$
背屈 28°	绕 X 轴, B ₁ 点上移	$\alpha = \sin^{-1}(9.8/20) \approx 29.34^\circ$
内翻 20°	绕 Y 轴, B ₂ 点下移	$\beta = \tan^{-1}(9.1/20) \approx 24.46^\circ$
外翻 15°	绕 Y 轴, B ₂ 点上移	$\beta = \tan^{-1}(6.2/20) \approx 17.22^\circ$
内收 30°	绕 Z 轴旋转	$\gamma = \cos^{-1}(17.1/20) \approx 31.24^\circ$
外展 35°	绕 Z 轴旋转	$\gamma = \cos^{-1}(16.3/20) \approx 35.41^\circ$

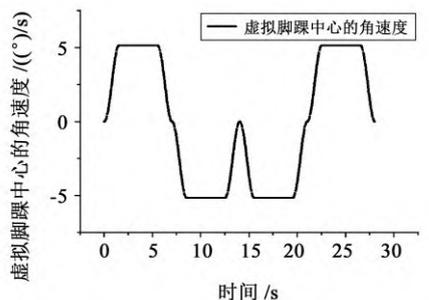
3.2 训练规划效果验证试验

分别按照 T 型规划优化前后所得的驱动函数进行驱动, 测量出两种规划下随动靶标(脚踝中心)的坐标变化; 使用最小二乘法进行数据处理, 分别得到优化前后实际的角位移曲线。

为方便与仿真结果进行对比, 使用 Origin 软件对所得曲线进行数值微分, 得到优化前后脚踝回转中心实际转动的角速度曲线, 如图 9 所示。



(a) 优化前虚拟脚踝中心的角速度



(b) 优化后虚拟脚踝中心的角速度

图9 训练规划效果验证

Fig. 9 Validation of the training planning effect

结果表明:

(1) 优化训练规划后, 该踝关节康复机构在 1 个周期内提供给脚踝回转中心匀速康复运动的时间在原有基础上约增加了 12%, 提高了机构的康复效果。

(2) 优化训练规划后, 该踝关节康复机构的角速度在 1 个周期内减少了约 16 处的明显波动, 占比约为 47%, 增加了机构使用过程中的安全性。

4 结论

提出了一种驱动支链倾斜布置的 3-UPRU/S 并联踝关节康复机构及其脚部固定与快放组件, 确定了一种更优的康复训练规划以及对应的促动器驱动函数, 并通过运动学仿真和试验进行了验证。有如下结论:

(1) 该踝关节康复机构的构型设计符合踝关节生理特征, 相应的结构设计也满足踝关节的康复要求。

(2) 脚部固定与快放组件能够在出现异常运动情况的瞬间释放脚踝, 最大程度地保障了康复训练的安全。

(3) 优化后的训练规划能够明显提升康复训练的效果及安全性。

参 考 文 献

- [1] 赵彤彤, 章悦, 曹港生, 等. 一种新型 7 自由度上肢康复外骨骼机器人的结构设计和运动学仿真[J]. 机械传动, 2022, 46(2): 66-72.
ZHAO Tongtong, ZHANG Yue, CAO Gangsheng, et al. Structure design and kinematics simulation of a novel 7-DOF upper limb rehabilitation exoskeleton robot[J]. Journal of Mechanical Transmission, 2022, 46(2): 66-72.
- [2] 齐方宇, 姜礼杰, 王勇, 等. 下肢康复设备实现等速训练方法的研究[J]. 机械设计与制造, 2020(6): 265-268.
QI Fangyu, JIANG Lijie, WANG Yong, et al. Study on an equal speed training method for lower limb rehabilitation equipment[J]. Machinery Design & Manufacture, 2020(6): 265-268.
- [3] 叶增林, 张良安, 陈华, 等. 2URR-SRR-RUPUR 并联式腿部康复机器人机构设计与运动性能分析[J]. 机械传动, 2021, 45(3): 82-89.
YE Zenglin, ZHANG Liang'an, CHEN Hua, et al. Design and motion performance analysis of 2URR-SRR-RUPUR parallel leg rehabilitation robot mechanism[J]. Journal of Mechanical Transmission, 2021, 45(3): 82-89.
- [4] 李大顺, 李剑锋, 王飒, 等. 并联 3-RRS 踝关节康复机构及运动分析[J]. 机械设计与制造, 2015(8): 4-8.
LI Dashun, LI Jianfeng, WANG Sa, et al. Analysis on 3-RRS mechanism for ankle rehabilitation and its kinematics[J]. Machinery Design & Manufacture, 2015(8): 4-8.
- [5] 刘承磊, 张建军, 牛建业, 等. 面向踝关节康复的四自由度广义球面并联机构运动学性能[J]. 机械工程学报, 2021, 57(21): 45-54.
LIU Chenglei, ZHANG Jianjun, NIU Jianye, et al. Kinematic performance of 4-DOF generalized spherical parallel mechanism for ankle rehabilitation[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2021, 57(21): 45-54.

- [6] 边辉,刘艳辉,梁志成,等.并联2-RRR/UPRR踝关节康复机器人机构及其运动学[J].机器人,2010,32(1):6-12.
BIAN Hui, LIU Yanhui, LIANG Zhicheng, et al. A novel 2-RRR/UPRR robot mechanism for ankle rehabilitation and its kinematics [J]. Robot, 2010, 32(1): 6-12.
- [7] GIRONE M, BURDEA G, BOUZIT M, et al. A Stewart platform-based system for ankle telerehabilitation [J]. Autonomous Robots, 2001, 10(2): 203-212.
- [8] MA R, SLOCUM A, SUNG E, et al. Ankle rehabilitation via compliant mechanisms [J]. Journal of Medical Devices, 2010, 4(2): 027528.
- [9] 赵铁石,于海波,戴建生.一种基于3-RSS/S并联机构的踝关节康复机器人[J].燕山大学学报,2005,29(6):471-475.
ZHAO Tieshi, YU Haibo, DAI Jiansheng. An ankle rehabilitation device based on 3-RSS/S parallel mechanism [J]. Journal of Yanshan University, 2005, 29(6): 471-475.
- [10] 李剑锋,张凯,张雷雨,等.并联踝康复机器人的设计与运动性能评价[J].机械工程学报,2019,55(9):29-39.
LI Jianfeng, ZHANG Kai, ZHANG Leiyu, et al. Design and kinematic performance evaluation of parallel ankle rehabilitation robot [J]. Journal of Mechanical Engineering, 2019, 55(9): 29-39.
- [11] 李剑锋,李世才,陶春静,等.并联2-UPS/RRR踝关节康复机构及运动性能分析[J].机器人,2016,38(2):144-153.
LI Jianfeng, LI Shicai, TAO Chunjing, et al. Parallel 2-UPS/RRR ankle rehabilitation mechanism and kinematic performance analysis [J]. Robot, 2016, 38(2): 144-153.
- [12] 王永奉,范顺成,路光达,等.3-(HS)S/S踝关节康复机器人的运动学分析[J].机械设计,2017,34(4):39-43.
WANG Yongfeng, FAN Shuncheng, LU Guangda, et al. Kinematics analysis of a 3-(HS)S/S ankle rehabilitation parallel mechanism [J]. Journal of Machine Design, 2017, 34(4): 39-43.
- [13] 姚立纲,廖志炜,卢宗兴,等.踝关节章动式康复运动轨迹规划[J].机械工程学报,2018,54(21):33-40.
YAO Ligang, LIAO Zhiwei, LU Zongxing, et al. Nutation motion based trajectory planning for a novel hybrid ankle rehabilitation device [J]. Journal of Mechanical Engineering, 2018, 54(21): 33-40.
- [14] YANG S F, SUN T, HUANG T. Type synthesis of parallel mechanisms having 3T1R motion with variable rotational axis [J]. Mechanism and Machine Theory, 2016, 109: 220-230.
- [15] LEE Y, CHEN K, REN Y, et al. Robot-guided ankle sensorimotor rehabilitation of patients with multiple sclerosis [J]. Multiple Sclerosis and Related Disorders, 2017, 11: 65-70.
- [16] 贺磊盈,涂叶凯,叶伟,等.一种可整周回转的新型3T1R并联机构运动学分析[J].机械工程学报,2018,54(11):151-160.
HE Leiyong, TU Yekai, YE Wei, et al. Kinematics analysis of a novel 3T1R parallel manipulator with full rotational capability [J]. Journal of Mechanical Engineering, 2018, 54(11): 151-160.
- [17] 中华人民共和国卫生部医政司.中国康复医学诊疗规范[M].北京:华夏出版社,1998:210-217,233-242.
Secretary Medical, Ministry of Health, the People's Republic of China. Chinese standard of care in rehabilitation medicine [M]. Beijing: Huaxia Publishing House, 1998: 210-217, 233-242.
- [18] 李善华,屈红林.运动医学与运动疗法[J].中国组织工程研究与临床康复,2007(45):9194-9197.
LI Shanhua, QU Honglin. Sports medicine and kinesiotherapy [J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2007(45): 9194-9197.
- [19] 中国标准化与信息分类编码研究所.中国成年人人体尺寸:GB/T 10000—1988[S].北京:中国标准出版社,1988:13-16.
China Institute of Standardization and Information Classification and Coding. Human dimensions of Chinese adults: GB/T 10000—1988 [S]. Beijing: Standards Press of China, 1988: 13-16.
- [20] 姚太顺,孟宪杰.踝关节外科[M].北京:中国中医药出版社,1998:316-317.
YAO Taishun, MENG Xianjie. Ankle surgery [M]. Beijing: China Press of Traditional Chinese Medicine, 1998: 316-317.

收稿日期: 2022-03-01

基金项目: 吉林省科技发展计划重点科技研发项目(20200404204YY)

作者简介: 李靖靖(1994—),男,甘肃秦安人,硕士; 主要研究方向为机器人结构设计与仿真; lijingjing189169@163.com。

通信作者: 韩春杨(1987—),男,吉林辽阳人,博士,副研究员; 主要研究方向为空间智能机器人、空间遥感器设计、振动控制、力学仿真; hanchunyang.312@163.com。