doi:10.12068/j.issn.1005－3026.2026.20250064

柔性驱动并联康复机器人及其控制系统设计

王海芳，丁旭刚，战迪鑫，马成龙
（东北大学秦皇岛分校 控制工程学院，河北 秦皇岛 066004）

摘 要：针对踝关节损伤个体差异性，设计了一种柔性驱动并联踝关节康复机器人并建立了动力学模型．控制系统采用自适应导纳控制，依据人机交互力矩动态修正目标轨迹，提升了训练的安全性与舒适度．同时，设计了基于反步法的超螺旋滑模控制器(BS－STSMC)，利用反步法与超螺旋算法优化滑模面，有效抑制了传统滑模控制的抖振问题．仿真结果表明，该系统比固定参数导纳控制具有更好的柔顺性；与PID及传统滑模控制相比，BS－STSMC在保持优良跟踪性能的同时，控制力矩更平滑连续，显著降低了对执行元件的性能要求．

关 键 词：康复机器人；动力学建模；导纳控制；反步法；超螺旋滑模控制
中图分类号：TP 242 **文献标志码**：A **文章编号**：1005－3026(2026)05－0055－12

Design of Flexible-Driven Parallel Rehabilitation Robot and Its Control System

WANG Hai-fang, *DING Xu-gang*, *ZHAN Di-xin*, *MA Cheng-long*
(School of Control Engineering, Northeastern University at Qinhuangdao, Qinhuangdao 066004, China. Corresponding author: WANG Hai-fang, E－mail: hfwang@neuq.edu.cn)

Abstract: To address the individual variability of ankle injuries, a flexible-driven parallel ankle rehabilitation robot was designed, and a dynamic model was established. The control system adopted adaptive admittance control to dynamically adjust the target trajectory based on human-robot interaction torque, improving the safety and comfort of training. Meanwhile, a backstepping-based super-twisting sliding mode controller (BS－STSMC) was designed. By utilizing the backstepping method and super-twisting algorithm to optimize the sliding mode surface, the chattering problem of traditional sliding mode control was effectively suppressed. Simulation results demonstrate that the system exhibits better compliance than fixed-parameter admittance control; compared with PID and traditional sliding mode control, the BS－STSMC maintains excellent tracking performance, outputs smooth and continuously varying control torque, and significantly reduces the performance requirements for actuating elements.

Key words: rehabilitation robot; dynamic modeling; admittance control; backstepping method; super-twisting sliding mode control

踝关节是人体下肢的重要承重关节之一，承担着人体绝大部分体重，易受损伤．随着我国人口老龄化日益严重，因脑卒中、意外损伤及骨关节退行性疾病而导致的踝关节运动功能障碍患者数量持续增长[1－2]．康复训练有助于上述患者恢复关节功能，传统的康复手段依赖医师手动辅助训练，存在劳动强度大、人工服务价格高以及缺乏反馈数据等问题[3]．随着机器人技术的快速发展，踝关节康复机器人可以取代康复医师定量地完成重复性的康复训练任务，在效率和效果上均有显著提升[4]．

相对于穿戴型的串联机构，平台型并联机构因其高刚性和稳定性，被认为更适合用于踝关节康复训练[5]，受到了国内外学者的广泛研究．Girone等[6]基于Stewart平台研发了早期的并联踝关节康复机器人，实现了踝关节的6自由度运

收稿日期：2025－06－12
基金项目：国家自然科学基金资助项目(62273326)；河北省自然科学基金资助项目(F2024501008)；中央高校基本科研业务费专项资金资助项目(N2423021)．
作者简介：王海芳(1976—)，男，山西高平人，东北大学副教授．
通信作者：王海芳，E－mail：hfwang@neuq.edu.cn.

动.Li等[7-8]研制了2-UPS/RRR并联踝关节康复机器人,实现了踝关节3个方向的转动,同时保证了机构旋转中心与踝关节旋转中心的重合.但刚性驱动存在灵活性和舒适性不足、易产生振动等缺陷,可能增加患者的不适感或受伤风险.Jamwal等[9]开发了一种气动肌肉驱动的并联踝关节康复机器人,能够真实模拟关节的生物力学运动,提升康复训练效果,弥补了传统康复设备在柔顺性和人体相容性方面的不足.禹润田等[10]提出了一种适用于踝关节康复的新型3自由度绳驱并联机构,不仅减小了刚性杆件引发惯性冲击的可能性,还避免了气动肌肉非线性度高、不易建模等问题.然而,动平台沿Z轴运动时,绳索需采用非对称交叉分布,存在驱动力较小的问题.Huo等[11]提出了一种用于全周期踝关节康复的新型索驱动并联机器人,通过网格搜索法进行设计参数优化,在"最大索力"和"机器人尺寸"之间找到了一个平衡点.Zeng等[12]通过仿生设计建立复合等效运动轴,使得机器人能够更好地适应人体关节运动轴线在运动过程中的自然变化,从而提升人机运动的匹配度和舒适性.但二者仅实现了位置控制,在运动控制策略方面有待深入研究.

在康复机器人的运动控制策略方面,通常采用位姿控制进行被动康复训练.例如,卢宗兴等[13]通过预设5段S型加减速轨迹进行被动训练的运动控制,保证了运动轨迹启动和停止的平稳和连续.Li等[7]以轨迹跟踪算法为基础,通过运动学逆解与速度雅可比矩阵映射在关节空间内进行运动控制,实现了被动康复训练,结果表明轨迹跟踪误差在容许范围内.为了提升患者的主动参与度和人机交互的柔顺性,范文培[14]通过导纳算法实现了被动训练的柔顺控制,但固定的导纳参数难以兼顾不同个体的差异性.Lin等[15]通过虚拟现实场景的变化调整导纳参数,从而改变训练难度,激发患者的参与感,更适用于有一定肌力的患者进行主动训练.此外,为解决轨迹跟踪中的鲁棒性与抖振问题,Mirrashid等[16]针对上肢康复机器人设计了一种变增益超螺旋滑模控制器,在实现高精度轨迹跟踪效果的同时,通过在线计算变增益和扰动边界实现了鲁棒控制.然而,该方法将人机交互力视为需要抑制的外部扰动以保证轨迹跟踪的绝对精度,这在患者因活动范围受限或肌肉痉挛而产生抵抗时,可能导致机器人系统产生过大的刚性对抗力,从而影响康复过程的柔顺性与安全性.

综合上述分析,将自适应柔顺交互和鲁棒轨迹跟踪相结合是解决康复训练过程中问题的关键,特别是在踝关节康复的早期,由于患者的肌力较弱,几乎无法进行自主运动[17],此时更需要一种既能保证柔顺安全,又能精确执行康复目标的控制策略.本文基于新型柔性驱动并联康复机器人设计了控制系统,采用自适应导纳轨迹调节器在保证人机交互柔顺性的同时,根据交互力矩动态调节导纳参数,可以更好地匹配不同患者的情况;轨迹跟踪算法采用基于反步法设计的超螺旋滑模控制器,能够抵抗由康复机器人的建模误差及环境原因产生的干扰,增强系统的鲁棒性与轨迹跟踪性能,从而实现踝关节早期被动康复训练的既定目标.

1 康复机器人设计

1.1 康复机器人模型

下肢关节由髋关节、膝关节和踝关节构成.本文研究的下肢康复机器人为减轻体重对髋、膝、踝关节的负担,提高训练稳定性,采用坐姿进行康复训练.考虑到端坐姿势下髋关节的运动限制,本文不涉及髋关节运动,而重点关注膝关节和踝关节的康复训练.

膝关节主要在矢状面进行屈曲/伸展运动,可近似视为平面转动副;踝关节则在矢状面完成背伸/跖屈、在冠状面完成内翻/外翻、在水平面完成内旋/外旋,若将踝关节转动中心视为坐标原点,绕3个相互垂直的轴转动,可近似视为球副.膝、踝关节运动示意及运动范围如图1所示.

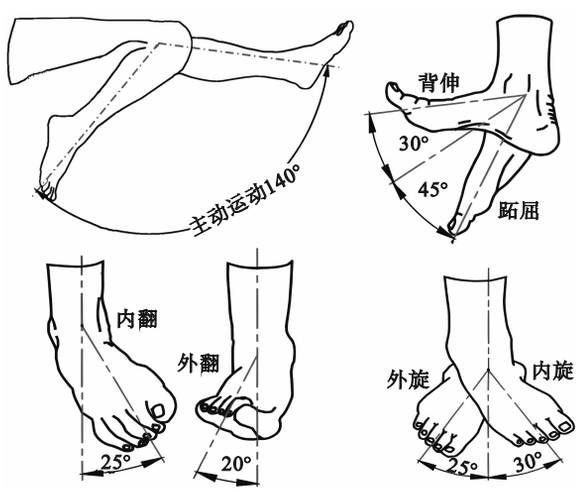


图1 运动示意及运动范围

Fig. 1 Schematic diagram of movement and motion range

为满足膝关节与踝关节的自由度要求,并兼顾患者的安全性与舒适性,设计了一种柔性驱动的双并联式下肢康复机器人,其原型机实物如图2所示.

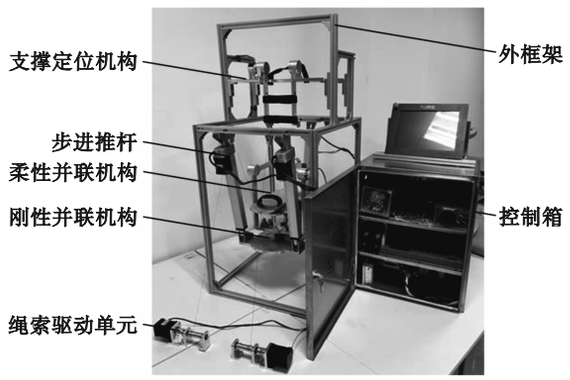


图2　康复机器人原型机

Fig. 2　Rehabilitation robot prototype

康复机器人主要由外部的刚性并联机构、内部柔性并联机构和支撑定位机构组成.20 mm×20 mm铝合金型材搭建的外框架构成刚性并联机构的定平台.3条RPR运动支链(RPR指转动副–移动副–转动副)由销轴和步进推杆构成,电机通过控制步进推杆的长度变化来改变动平台姿态,实现带动患者膝关节在矢状面内屈曲与伸展运动的功能.由于其运动方式较为简单,本文重点关注内部用于踝关节康复的柔性并联机构的建模与控制.

柔性并联机构以刚性并联机构的铝合金动平台为基座,其定平台通过转动副与该基座串联连接,并由电机通过镀镍齿轮和柔性同步带驱动定平台Z轴U型架转动,实现踝关节内收/外展运动的控制.定平台与动平台之间布置4根由超高分子量聚乙烯纤维(dyneema)制成的绳索构成冗余驱动,实现对踝关节背伸/跖屈以及内旋/外旋运动的控制.此外,柔性并联机构中RRR约束支链(RRR指转动副–转动副–转动副)的3个转动副轴线相交于一点,构成等效球副,与踝关节的转动中心重合,以降低关节在运动中的额外负荷,提高了舒适度.

1.2　柔性并联机构运动学分析

为实现康复机器人在康复训练中的精确控制、确定驱动关节与末端执行器的位姿关系,需要对柔性并联机构进行运动学分析,为后续动力学建模及控制系统设计提供基础.对机构进行简化并建立坐标系,得到柔性并联机构的结构简图如图3所示.

为了描述动平台的位姿,在定平台转轴上建立定坐标系O_C–$X_CY_CZ_C$,并在4个转动副的轴线交点上建立动坐标系O_D–$X_DY_DZ_D$.柔性绳索的其中一端点$C_i(i=1,2,3,4)$与定平台上的滑轮连接,可用${}^{C}\boldsymbol{a}_i$表示点C_i在定坐标系中的位置矢量;另一端点$D_i(i=1,2,3,4)$与动平台相连,可用${}^{D}\boldsymbol{b}_i$表示点D_i在动坐标系中的位置矢量.$\boldsymbol{L}_i$为绳索C_iD_i的矢量,$\boldsymbol{H}$表示定坐标系原点O_C指向动坐标系原点O_D的矢量.

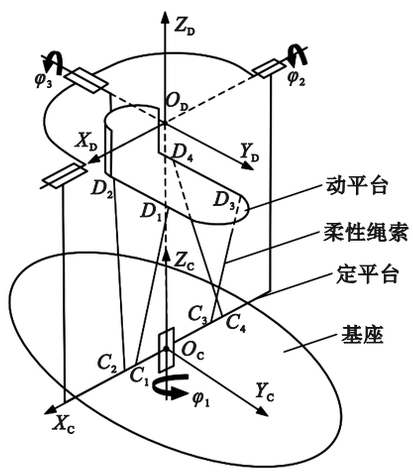


图3　柔性并联机构结构简图

Fig. 3　Structural schematic diagram of flexible parallel mechanism

动平台的姿态变化采用RPY角旋转表示法(roll-pitch-yaw angle representation),由于柔性并联机构Z轴串联在基座上由同步带驱动,绳索附着点在Z轴的支架上,因此绳索长度的变化只与X轴和Y轴的旋转有关.动坐标系绕坐标系O_D–$X_CY_CZ_C$的旋转矩阵可表示为

$$
{}^{C}_{D}\boldsymbol{R}=\boldsymbol{R}(Z,0)\boldsymbol{R}(Y,\beta)\boldsymbol{R}(X,\alpha)=\begin{bmatrix} c\beta & s\beta s\alpha & s\beta c\alpha \\ 0 & c\alpha & -s\alpha \\ -s\beta & c\beta s\alpha & c\beta c\alpha \end{bmatrix}. \tag{1}
$$

式中:${}^{C}_{D}\boldsymbol{R}$为动坐标系相对于定坐标系旋转矩阵;$\boldsymbol{R}$为旋转矩阵;β为绕Y轴的旋转角度;α为绕X轴的旋转角度;$s\alpha$,$s\beta$,$c\alpha$,$c\beta$分别表示$\sin\alpha$,$\sin\beta$,$\cos\alpha$,$\cos\beta$.通过闭环矢量法可将绳索矢量表示为

$$
\boldsymbol{L}_i={}^{C}_{D}\boldsymbol{R}^{D}\boldsymbol{b}_i+\boldsymbol{H}-{}^{C}\boldsymbol{a}_i,\ i=1,2,3,4. \tag{2}
$$

求解系统的雅可比矩阵可以建立操作空间速度与关节空间之间的映射关系,也是机器人广义力与驱动力之间的转换纽带,通过矢量数量积运算法则可建立如下关系:

$$
l_i^2=\boldsymbol{L}_i^{\mathrm{T}}\boldsymbol{L}_i. \tag{3}
$$

式中，l_i为绳索的长度.

将式(3)两边同时对时间t求导得

$$2l_i\dot{l}_i=\dot{\boldsymbol{L}}_i^{\mathrm{T}}\boldsymbol{L}_i+\boldsymbol{L}_i^{\mathrm{T}}\dot{\boldsymbol{L}}_i. \tag{4}$$

将式(2)代入并化简为

$$l_i\dot{l}_i=\left({}_{\mathrm{D}}^{C}\boldsymbol{R}^{D}\boldsymbol{b}_i+\boldsymbol{H}-{}^{C}\boldsymbol{a}_i\right)^{\mathrm{T}}\left({}_{\mathrm{D}}^{C}\dot{\boldsymbol{R}}^{D}\boldsymbol{b}_i\right). \tag{5}$$

根据混合积运算法则的轮换性可整理为

$$\dot{l}_i=\left({}_{\mathrm{D}}^{C}\boldsymbol{R}^{D}\boldsymbol{b}_i\times\boldsymbol{u}_i\right)^{\mathrm{T}}\boldsymbol{\omega}=\boldsymbol{J}\boldsymbol{\omega}. \tag{6}$$

式中：$\dot{l}_i$为绳索的长度变化速率；$\boldsymbol{u}_i=\dfrac{\boldsymbol{L}_i^{\mathrm{T}}}{l_i}$为绳索的单位矢量；$\boldsymbol{J}\in\mathbf{R}^{4\times3}$为柔性并联机构的速度雅可比矩阵；$\boldsymbol{\omega}=\begin{bmatrix}\dot{q}_x & \dot{q}_y & \dot{q}_z\end{bmatrix}^{\mathrm{T}}$，其中$\dot{q}_x$、$\dot{q}_y$、$\dot{q}_z$分别为绕各轴旋转的角速度，动平台的角速度欧拉角变化率之间的关系如下：

$$\boldsymbol{\omega}=\boldsymbol{E}(\theta_x,\theta_y,\theta_z)\cdot\begin{bmatrix}\dot{\theta}_x & \dot{\theta}_y & 0\end{bmatrix}^{\mathrm{T}}. \tag{7}$$

式中：$\theta_x,\theta_y,\theta_z$为欧拉角；$\boldsymbol{E}$为转换矩阵.

1.3 柔性并联机构动力学建模

动力学模型可以描述动平台期望输出力矩与期望的动平台角度轨迹及其角速度、角加速度之间的关系，是基于模型的控制方法的基础.考虑到康复训练过程通常为低速平滑运动，摩擦力的影响相对较小，同时在机构各运动副采取润滑措施将降低摩擦阻力，为简化动力学模型，可以忽略运动副处的摩擦阻力，后文进行控制器设计时将其考虑为未建模误差来处理.本文采用拉格朗日(Lagrange)方法[18]建立机器人平台的动力学模型，图4为动力学建模示意图.

选取动平台的位姿$\boldsymbol{\theta}=\begin{bmatrix}\theta_x & \theta_y & \theta_z\end{bmatrix}^{\mathrm{T}}$为系统的广义坐标，系统的约束支链中$X$轴关节U型横架的运动为绕$X$轴的定轴转动，其动能可表示为

$$T_{\mathrm{R}}=\frac{1}{2}I_{\mathrm{Rx}}\dot{\theta}_x^2. \tag{8}$$

式中，I_{Rx}为U型横架相对于X轴的转动惯量.

系统的约束支链中Y轴关节纵架与动平台固连在一起，其运动为绕定点O_{D}的定点转动，其动能可表示为

$$T_{\mathrm{E}}=\frac{1}{2}\boldsymbol{\omega}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{I}_{\mathrm{E}}\boldsymbol{\omega}. \tag{9}$$

式中：$\boldsymbol{I}_{\mathrm{E}}$为动平台在全局坐标系中的惯性矩阵，其表达式为

$$\boldsymbol{I}_{\mathrm{E}}=\boldsymbol{R}\boldsymbol{I}_{\mathrm{e}}\boldsymbol{R}^{\mathrm{T}}. \tag{10}$$

式中，$\boldsymbol{I}_{\mathrm{e}}$为动平台相对局部坐标系中的惯性矩阵.

柔性并联机构的总重力势能为U型横架的重力势能U_{R}与动平台重力势能U_{E}之和，可由下式表示：

$$\begin{aligned}U=U_{\mathrm{R}}+U_{\mathrm{E}}=&\\&-m_{\mathrm{R}}gH_1\sin\theta_x+\\&m_{\mathrm{E}}gH_2(2-\cos\theta_x-\cos\theta_y).\end{aligned} \tag{11}$$

式中：m_{R}，m_{E}分别为U型横架与动平台的质量；H_1，H_2分别为U型横架与动平台的质心到动坐标系原点的距离.

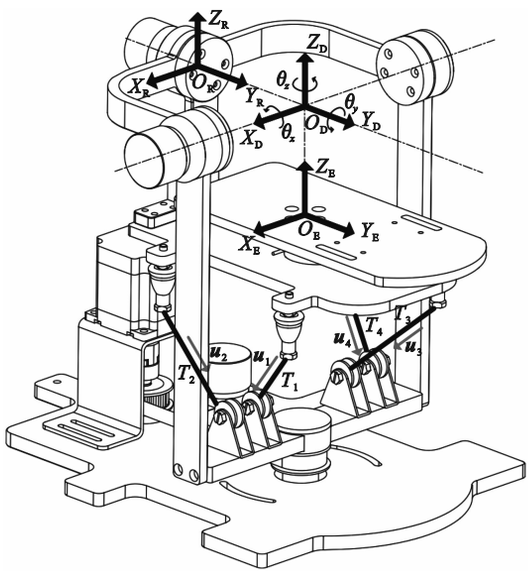


图4 动力学建模示意图

Fig. 4 Schematic diagram of dynamic modeling

拉格朗日方程可表示为

$$\frac{\mathrm{d}}{\mathrm{d}t}\left(\frac{\partial L}{\partial\dot{\boldsymbol{\theta}}}\right)-\frac{\partial L}{\partial\boldsymbol{\theta}}=\boldsymbol{Q}. \tag{12}$$

式中：t为时间；L为拉格朗日函数；$\boldsymbol{Q}$为系统的广义力矩，在本康复机器人的人机交互模型中可表示为

$$\boldsymbol{Q}=\boldsymbol{\tau}_{\mathrm{s}}+\boldsymbol{\tau}_{\mathrm{d}}+\boldsymbol{\tau}_{\mathrm{r}}. \tag{13}$$

式中：$\boldsymbol{\tau}_{\mathrm{s}}$为绳索提供的驱动力矩；$\boldsymbol{\tau}_{\mathrm{d}}$为电机提供的驱动力矩；$\boldsymbol{\tau}_{\mathrm{r}}$为人机交互力矩.

综合上式，可得柔性并联机构的动力学模型为

$$\boldsymbol{M}(\theta)\ddot{\boldsymbol{\theta}}+\boldsymbol{C}(\theta,\dot{\theta})\dot{\boldsymbol{\theta}}+\boldsymbol{G}(\theta)=\boldsymbol{Q}. \tag{14}$$

其中：$\boldsymbol{M}(\theta)$为机器人的惯性矩阵；$\boldsymbol{C}(\theta,\dot{\theta})$表示离心力和科里奥利矩阵；$\boldsymbol{G}(\theta)$是重力项.

绳索提供的驱动力矩可表示为

$$\boldsymbol{\tau}_{\mathrm{s}}=\boldsymbol{J}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{T}. \tag{15}$$

式中：$\boldsymbol{J}^{\mathrm{T}}$是力的雅可比矩阵，可表示关节力和任务空间扭矩之间的映射；$\boldsymbol{T}=\begin{bmatrix}T_1 & T_2 & T_3 & T_4\end{bmatrix}^{\mathrm{T}}$为4根绳索的拉力大小.

1.4 绳索拉力分布优化

由于柔性绳索只能提供拉力，若产生负拉力会使绳索松弛导致机器人系统失去控制[14]，因此，绳索拉力T_i必须满足如下条件：

$$0 \leqslant T_{\min} \leqslant T_i \leqslant T_{\max}, i=1,2,3,4. \tag{16}$$

式中：$T_{\min}, T_{\max} \in \mathbf{R}$ 分别表示柔性绳索设定拉力的下界与上界.

由于力雅可比矩阵 $\boldsymbol{J}^{\mathrm{T}} \in \mathbf{R}^{3\times4}$ 不是方阵，在求解绳索拉力 $\boldsymbol{T}$ 时需使用广义逆，可得绳索拉力表达式如下：

$$\boldsymbol{T}=\left(\boldsymbol{J}^{\mathrm{T}}\right)^{+}\boldsymbol{\tau}_{\mathrm{s}}+\boldsymbol{N}\boldsymbol{\lambda}. \tag{17}$$

式中：$\left(\boldsymbol{J}^{\mathrm{T}}\right)^{+}=\boldsymbol{J}\left(\boldsymbol{J}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{J}\right)^{-1} \in \mathbf{R}^{4\times3}$ 为矩阵 $\boldsymbol{J}^{\mathrm{T}}$ 的伪逆矩阵；$\boldsymbol{N}=\left[\boldsymbol{I}_{4\times4}-\left(\boldsymbol{J}^{\mathrm{T}}\right)^{+}\boldsymbol{J}^{\mathrm{T}}\right]$ 为零空间投影矩阵，$\boldsymbol{I}$ 为4阶单位矩阵；$\boldsymbol{\lambda} \in \mathbf{R}^4$ 为一个任意的列向量.

通过选取合适的 $\boldsymbol{\lambda}$，保证绳索拉力 $\boldsymbol{T}$ 在任意时刻均为正值.

2　康复训练控制系统设计

在踝关节康复训练早期，患者通常处于肌肉张力评分（MAS）为0级的“完全松弛”状态，此时需借助康复机器人带动踝关节进行被动活动，以促进神经通路重塑和本体感觉的恢复[19]. 在被动训练过程中，机器人并非只需要对轨迹进行复现，还必须充分考虑人机交互的安全性与患者个体差异带来的挑战. 一方面，需要避免机器人施加过大力矩对患者造成二次损伤；另一方面，控制系统需具备足够的鲁棒性，以克服机器人因建模误差和环境因素造成的干扰，确保轨迹跟踪的精确性.

针对上述被动训练中存在的问题，采用自适应导纳轨迹调节器，实时监测人机交互力矩，并以此调节导纳参数，进而修正目标运动轨迹，使人机交互力矩处于安全范围，保证训练过程的柔顺性和安全性. 同时基于超螺旋滑模控制理论[20]，结合反步法，设计轨迹跟踪算法，负责精确跟踪修正后的目标轨迹. 采用超螺旋滑模面不但可以实现连续控制信号输出，避免抖振，还能有效抑制干扰，保证系统的动态性能和鲁棒性，实现高精度的轨迹跟踪. 整体控制系统流程如图5所示.

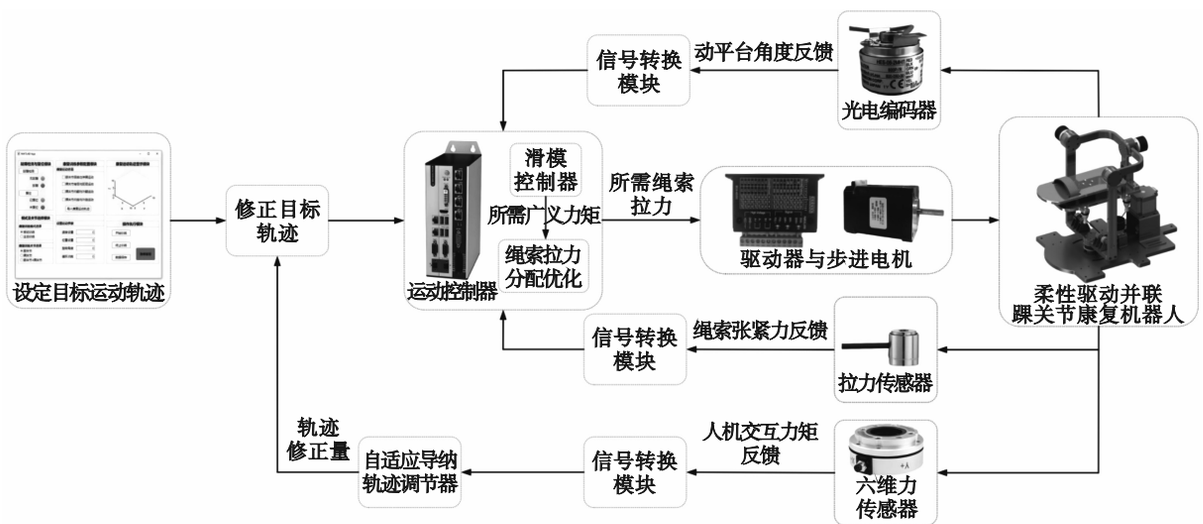


图5　控制系统流程图

Fig. 5　Flow chart of control system

2.1　自适应导纳轨迹调节器设计

导纳控制由Hogan[21]于1984年提出，其核心思想是为机器人末端执行器设定一个期望的动态响应特性，使其在与环境交互时表现出类似质量-弹簧-阻尼系统的行为，对力和位置进行协同控制，适用于需要柔顺交互的情况. 在踝关节康复训练过程中，由于患者踝关节受损的情况不同，其运动功能受限的程度也不尽相同. 若机器人带动患者踝关节强制按照固定的预设轨迹运动，一旦超出患者踝关节可活动范围，持续增大的人机交互力矩可能造成不适或二次损伤. 为解决此问题，本文设计了一种基于自适应导纳控制算法的轨迹调节器，其工作原理如图6所示.

在图6中，$\tau_{\min}, \tau_{\max}$ 分别代表单轴人机交互力矩 τ_{rs} 的下界与上界，据文献[14]对于康复训练中踝关节被动力矩的测定，其值设置如表1所示. 当采集到的人机交互力矩处于正常范围时，康复机器人按照预设的目标轨迹进行运动；当患者踝关节运动范围受限时，由于踝关节不能按预设轨迹运动，人机交互力矩不断增大，超出设定的阈值，自适应导纳轨迹调节器开始工作，产生轨迹修正量，使机器人偏离预设轨迹，表现出柔顺性，避免对患者造成二次损伤.

导纳控制可由式(18)实现

$$\boldsymbol{M}_{\mathrm{d}}\ddot{\boldsymbol{e}}_{\mathrm{d}}+\boldsymbol{B}_{\mathrm{d}}\dot{\boldsymbol{e}}_{\mathrm{d}}+\boldsymbol{K}_{\mathrm{d}}\boldsymbol{e}_{\mathrm{d}}=\boldsymbol{\tau}_{\mathrm{e}}, \tag{18}$$

$$\boldsymbol{e}_{\mathrm{d}}=\boldsymbol{\theta}_0-\boldsymbol{\theta}_{\mathrm{d}}. \tag{19}$$

其中:$\boldsymbol{M}_{\mathrm{d}}$,$\boldsymbol{B}_{\mathrm{d}}$,$\boldsymbol{K}_{\mathrm{d}}$分别代表系统所期望的惯性系数矩阵、阻尼系数矩阵和刚度系数矩阵;$\boldsymbol{e}_{\mathrm{d}}$为轨迹修正量;$\boldsymbol{\theta}_0$为预设目标轨迹;$\boldsymbol{\theta}_{\mathrm{d}}$为修正目标轨迹;$\boldsymbol{\tau}_{\mathrm{e}}$为导纳轨迹调节器的输入力矩,其单轴$\tau_{\mathrm{es}}$表达式为

$$\tau_{\mathrm{es}}=\begin{cases}\tau_{\mathrm{r}}-\tau_{\max}, \tau_{\mathrm{r}}>\tau_{\max};\\ \tau_{\mathrm{r}}-\tau_{\min}, \tau_{\mathrm{r}}<\tau_{\min}.\end{cases} \tag{20}$$

将式(18)进行拉氏变换可得

$$E(s)=\frac{\boldsymbol{\tau}_{\mathrm{e}}(s)}{\boldsymbol{M}_{\mathrm{d}}s^2+\boldsymbol{B}_{\mathrm{d}}s+\boldsymbol{K}_{\mathrm{d}}}. \tag{21}$$

式中:$E(s)$为误差信号的拉普拉斯变换;s为复变频率.

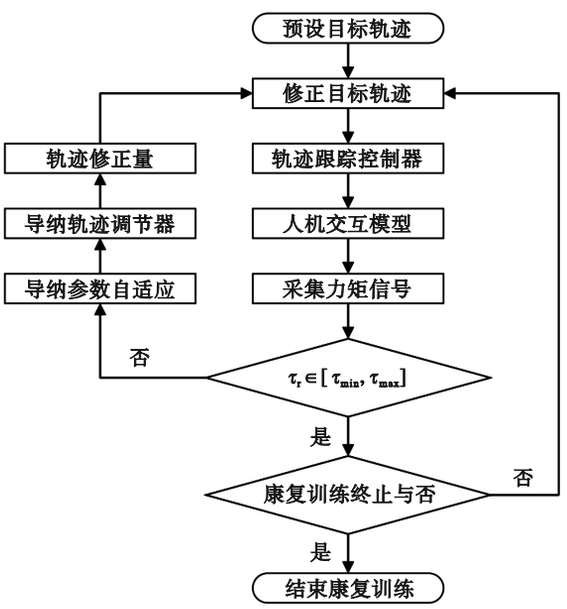


图6 轨迹调节原理图

Fig. 6 Schematic diagram of trajectory adjustment principle

由式(21)可知,轨迹修正量与输入到轨迹调节器的力矩有关,还与机器人的期望导纳参数有关.选取适当的导纳参数是确保系统动态响应、稳定性和人机交互柔顺性的关键.机器人所需导纳的确定与环境的导纳密切相关[22],然而由于踝关节个体的差异性以及恢复过程中肌力的恢复情况不同,导纳轨迹调节器中的参数需要自适应改变.

传统的自适应导纳控制通常独立地调节刚度和阻尼.然而,这种方式忽略了二者对系统动态行为的耦合影响.导纳模型的响应特性由其阻尼比ζ决定,本文采用一种期望阻尼比耦合的刚度自适应算法.一般地,令惯性系数$\boldsymbol{M}_{\mathrm{d}}$设为1,自适应刚度系数$\boldsymbol{K}_{\mathrm{adapted}}$的自适应律设定如下.

$$\boldsymbol{K}_{\mathrm{adapted}}=\boldsymbol{K}_0\exp\left(-\alpha_{\mathrm{k}}\boldsymbol{\tau}_{\mathrm{e}}\right). \tag{22}$$

式中:$\boldsymbol{K}_0$为标称刚度矩阵;α_{k}为刚度自适应率.为了保证系统的基本刚性,需要进行下限约束,即

$$\boldsymbol{K}_{\mathrm{adapted}}=\max\left(\boldsymbol{K}_{\min},\boldsymbol{K}_{\mathrm{adapted}}\right). \tag{23}$$

式中,$\boldsymbol{K}_{\min}$为最小刚度.

自适应阻尼系数$\boldsymbol{D}_{\mathrm{adapted}}$则根据实时变化的刚度$\boldsymbol{K}_{\mathrm{adapted}}$进行计算,以维持一个恒定的、理想的阻尼比.

$$\boldsymbol{D}_{\mathrm{adapted}}=2\cdot\zeta_{\mathrm{desired}}\sqrt{\boldsymbol{K}_{\mathrm{adapted}}\cdot\boldsymbol{M}_{\mathrm{d}}}. \tag{24}$$

式中,ζ_{desired}为期望阻尼比.

表1 踝关节力矩阈值

Table 1 Ankle joint torque thresholds N·m

X方向		Y方向		Z方向	
背伸	跖屈	内翻	外翻	内旋	外旋
8.5	−6.0	4.0	−3.0	3.5	−3.S3

2.2 基于反步法的超螺旋滑模控制器设计

并联机器人是典型的非线性系统,同时易受环境变化和外界干扰的影响,为确保康复训练的高效性和安全性,必须保证其对目标轨迹的跟踪精度与抵抗外界干扰的能力.滑模控制[23]由于其响应速度快、鲁棒性强等优点,被广泛应用于机器人控制中.

首先,将式(14)改写成如下形式:

$$\left.\begin{aligned}\dot{\boldsymbol{\theta}}_1&=\boldsymbol{\theta}_2,\\ \dot{\boldsymbol{\theta}}_2&=-\boldsymbol{M}^{-1}\boldsymbol{C}\boldsymbol{\theta}_2-\boldsymbol{M}^{-1}\boldsymbol{G}+\boldsymbol{M}^{-1}\boldsymbol{Q}+\boldsymbol{M}^{-1}\boldsymbol{d}.\end{aligned}\right\} \tag{25}$$

其中:$\boldsymbol{\theta}_1$为康复机器人运动过程中的实际轨迹;$\boldsymbol{d}$为由机器人未建模误差和环境因素等产生的干扰项.在康复机器人运行过程中,可以认为$\boldsymbol{d}$总体是有界的[24],即$\|\boldsymbol{d}\|_1\leqslant\boldsymbol{D}_{\max}$,$\boldsymbol{D}_{\max}$为干扰项的上界.

踝关节康复机器人动平台所要完成的任务是跟踪导纳轨迹调节器修正后的目标轨迹$\boldsymbol{\theta}_{\mathrm{d}}$,轨迹跟踪误差可表示为

$$\boldsymbol{e}_1=\boldsymbol{\theta}_1-\boldsymbol{\theta}_{\mathrm{d}}. \tag{26}$$

则

$$\dot{\boldsymbol{e}}_1=\dot{\boldsymbol{\theta}}_1-\dot{\boldsymbol{\theta}}_{\mathrm{d}}=\boldsymbol{\theta}_2-\dot{\boldsymbol{\theta}}_{\mathrm{d}}. \tag{27}$$

同时定义状态量$\boldsymbol{\theta}_2$与目标状态量$\boldsymbol{\alpha}_1$的误差为

$$\boldsymbol{e}_2=\boldsymbol{\theta}_2-\boldsymbol{\alpha}_1. \tag{28}$$

则

$$\boldsymbol{\theta}_2=\boldsymbol{e}_2+\boldsymbol{\alpha}_1. \tag{29}$$

定义Lyapunov函数为

$$\boldsymbol{V}_1=\frac{1}{2}\boldsymbol{e}_1^{\mathrm{T}}\boldsymbol{e}_1. \tag{30}$$

所以有

$$\dot{\boldsymbol{V}}_1=\boldsymbol{e}_1^{\mathrm{T}}\dot{\boldsymbol{e}}_1=\boldsymbol{e}_1^{\mathrm{T}}\left(\boldsymbol{\theta}_2-\dot{\boldsymbol{\theta}}_{\mathrm{d}}\right)=\boldsymbol{e}_1^{\mathrm{T}}\left(\boldsymbol{e}_2+\boldsymbol{\alpha}_1-\dot{\boldsymbol{\theta}}_{\mathrm{d}}\right). \tag{31}$$

不妨设虚拟控制项$\boldsymbol{\alpha}_1$为

$$\boldsymbol{\alpha}_1=\dot{\boldsymbol{\theta}}_{\mathrm{d}}-k\boldsymbol{e}_1(k>0). \tag{32}$$

式中，k为任意正数，则

$$\dot{\boldsymbol{V}}_1=\boldsymbol{e}_1^{\mathrm{T}}\boldsymbol{e}_2-k\boldsymbol{e}_1^{\mathrm{T}}\boldsymbol{e}_1. \tag{33}$$

定义滑模面

$$\boldsymbol{s}=\lambda\boldsymbol{e}_1+\boldsymbol{e}_2(\lambda>0). \tag{34}$$

其中$\boldsymbol{s}$是滑模面变量，λ是滑模面参数，则

$$\dot{\boldsymbol{s}}=\lambda\dot{\boldsymbol{e}}_1+\dot{\boldsymbol{e}}_2=(\lambda+k)\dot{\boldsymbol{e}}_1+\boldsymbol{M}^{-1}\boldsymbol{Q}-\boldsymbol{M}^{-1}\boldsymbol{C}\boldsymbol{\theta}_2-\boldsymbol{M}^{-1}\boldsymbol{G}+\boldsymbol{M}^{-1}\boldsymbol{d}-\ddot{\boldsymbol{\theta}}_{\mathrm{d}}. \tag{35}$$

定义 Lyapunov 函数为

$$\boldsymbol{V}_2=\boldsymbol{V}_1+\frac{1}{2}\boldsymbol{s}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{s}. \tag{36}$$

则

$$\dot{\boldsymbol{V}}_2=\dot{\boldsymbol{V}}_1+\boldsymbol{s}^{\mathrm{T}}\dot{\boldsymbol{s}}=\boldsymbol{e}_1^{\mathrm{T}}\boldsymbol{e}_2-k\boldsymbol{e}_1^{\mathrm{T}}\boldsymbol{e}_1+\boldsymbol{s}^{\mathrm{T}}\left[(\lambda+k)\dot{\boldsymbol{e}}_1-\boldsymbol{M}^{-1}\boldsymbol{C}\boldsymbol{\theta}_2-\boldsymbol{M}^{-1}\boldsymbol{G}+\boldsymbol{M}^{-1}\boldsymbol{Q}+\boldsymbol{M}^{-1}\boldsymbol{d}-\ddot{\boldsymbol{\theta}}_{\mathrm{d}}\right]. \tag{37}$$

考虑到传统滑模面易产生抖振现象[25]，设计基于超螺旋算法的控制量$\Delta\boldsymbol{u}$替代符号函数项，以实现有限时间收敛并减小抖振.

$$\boldsymbol{Q}=\boldsymbol{M}\left[\ddot{\boldsymbol{\theta}}_{\mathrm{d}}-(\lambda+k)\dot{\boldsymbol{e}}_1-\boldsymbol{e}_1+\boldsymbol{M}^{-1}\boldsymbol{C}\boldsymbol{\theta}_2+\boldsymbol{M}^{-1}\boldsymbol{G}-\Delta\boldsymbol{u}\right]. \tag{38}$$

切换控制律设置为

$$\left.\begin{aligned}\Delta\boldsymbol{u}&=k_1\sqrt{|\boldsymbol{s}|}\,\mathrm{sgn}(\boldsymbol{s})+\boldsymbol{v},\\ \dot{\boldsymbol{v}}&=k_2\,\mathrm{sgn}(\boldsymbol{s}).\end{aligned}\right\} \tag{39}$$

式中：$\boldsymbol{v}$是积分项的状态变量；k_1，k_2为控制增益.

将式(38)代入式(37)可得

$$\dot{\boldsymbol{V}}_2=-(\lambda+k)\boldsymbol{e}_1^{\mathrm{T}}\boldsymbol{e}_1-\boldsymbol{s}^{\mathrm{T}}\left(\Delta\boldsymbol{u}-\boldsymbol{M}^{-1}\boldsymbol{d}\right). \tag{40}$$

显然第一项负定，考虑第二项.根据式(35)可以看到实际的物理控制输入$\boldsymbol{Q}$显式出现在$\dot{\boldsymbol{s}}$的表达式中，且其系数是$\boldsymbol{M}^{-1}$，为非零值，所以系统满足相对阶为 1.同时，由于机器人惯性矩阵$\boldsymbol{M}(\theta)$可逆且有界，作用于滑模动态的扰动项$\boldsymbol{M}^{-1}\boldsymbol{d}$存在上界$\|\boldsymbol{M}^{-1}\|\boldsymbol{D}_{\max}$，根据 Levant 对于超螺旋算法稳定性的证明[26]，通过选择合适的增益k_1，k_2，满足式(41)可以确保滑模面变量$\boldsymbol{s}$在有限时间内收敛到 0，实现系统稳定.

$$\left.\begin{aligned}k_1&\geqslant 1.5\sqrt{\|\boldsymbol{M}^{-1}\|\boldsymbol{D}_{\max}},\\ k_2&\geqslant 1.1\cdot\|\boldsymbol{M}^{-1}\|\boldsymbol{D}_{\max}.\end{aligned}\right\} \tag{41}$$

3　仿真与分析

为了评估本文所设计的控制系统在模拟踝关节康复训练场景中的有效性，基于 MATLAB 仿真，进行了自适应导纳轨迹调节器与基于反步法的超螺旋滑模控制器的仿真实验.

为保证康复训练的高效性，根据图 1 运动示意中的踝关节运动范围，将康复机器人动平台 3 轴的预设目标轨迹分别设定为 30°，25°，20°的正弦轨迹.

由于控制器对 3 个运动轴的控制逻辑相同，且仿真中各轴的交互条件和参数设置具有可比性，同时仿真后观察到各轴的性能指标呈现出非常相似的趋势.因此，为集中讨论并提高图表的可读性，本节将主要呈现与X轴相关的结果作为代表.

3.1　导纳轨迹调节器仿真

为评估所提出的自适应导纳轨迹调节器在不同交互水平下的有效性，实验通过模拟患者在不同踝关节受损情况下导纳轨迹调节器的调节效果.将交互力模拟为，当患者正常顺应动平台运动时，与角度成较低系数的线性关系；当患者因运动受限无法顺应动平台运动时，交互力急剧增大，与角度成较大系数的线性增长，简化的单轴人机交互力矩公式如下：

$$\tau_{\mathrm{rs}}=\begin{cases}-K_{\mathrm{low}}\theta,\theta\in\left[\theta_{\mathrm{lim}-},\theta_{\mathrm{lim}+}\right];\\ -K_{\mathrm{low}}\theta-K_{\mathrm{high}}\left(\theta-\theta_{\mathrm{lim}+}\right),\theta>\theta_{\mathrm{lim}+};\\ -K_{\mathrm{low}}\theta+K_{\mathrm{high}}\left(\theta-\theta_{\mathrm{lim}-}\right),\theta<\theta_{\mathrm{lim}-}.\end{cases} \tag{42}$$

其中：K_{low}为正常运动时的交互力系数，仿真实验中取 5；K_{high}为超出阈值后的交互力系数，仿真实验中取 150；$\theta_{\mathrm{lim}-}$，$\theta_{\mathrm{lim}+}$分别为X轴上运动限制的下界与上界.

自适应导纳控制器的性能高度依赖于其参数的选择，特别是标称导纳参数及自适应率.这些参数的选取需要在系统的安全性、柔顺性和稳定性之间进行权衡.为合理地确定一组参数，采用参数敏感性分析方法，通过仿真实验系统地评估了各参数对以下关键性能指标的影响.

1）安全性指标：在整个运动过程中出现的最大人机交互力矩.

2）柔顺性指标：机器人实际轨迹相对于预设轨迹的最大偏移角度.

3）稳定性指标：整个轨迹误差曲线的总变差，代表了误差曲线的总“曲折程度”.

4）综合性能评价指标(CPI)：将每个参数组合的3项指标进行归一化并加权求和，形成单一分数.

在康复机器人中，安全性和稳定性通常为最重要的指标，分别赋予 0.5 和 0.3 的权重.

通过网格搜索法对固定导纳参数和自适应率参数进行分析,其结果如图7和图8所示.

设置A组踝关节在背伸/跖屈方向上的运动不受限或受较小限制,人机交互力始终处于阈值内,B组因运动受限只能进行$(-10,25)$的运动.对两组情况进行固定导纳参数与自适应导纳参数的轨迹调节仿真.其中固定导纳参数设置为$M_d=1$,$K_1=100$,$\zeta_{desired}=0.79$;自适应导纳参数基于固定导纳参数进行在线整定,刚度自适应率$\alpha_k=0.37$.

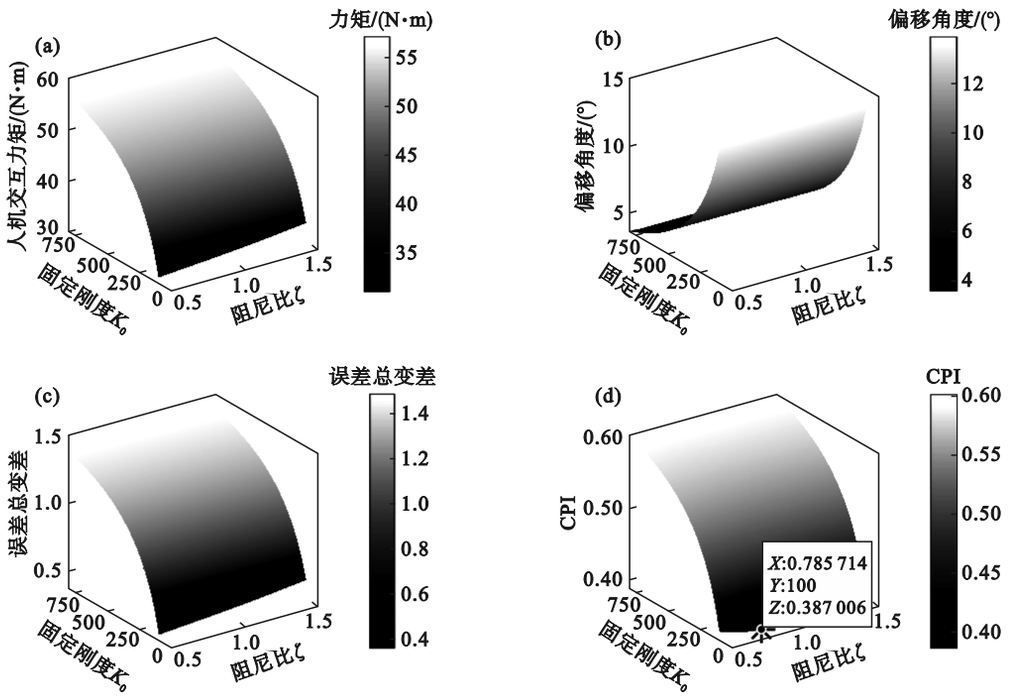


图7 固定导纳参数敏感性分析

Fig. 7 Sensitivity analysis of fixed admittance parameters

(a)—安全性指标;(b)—柔顺性指标;(c)—稳定性指标;(d)—CPI指标.

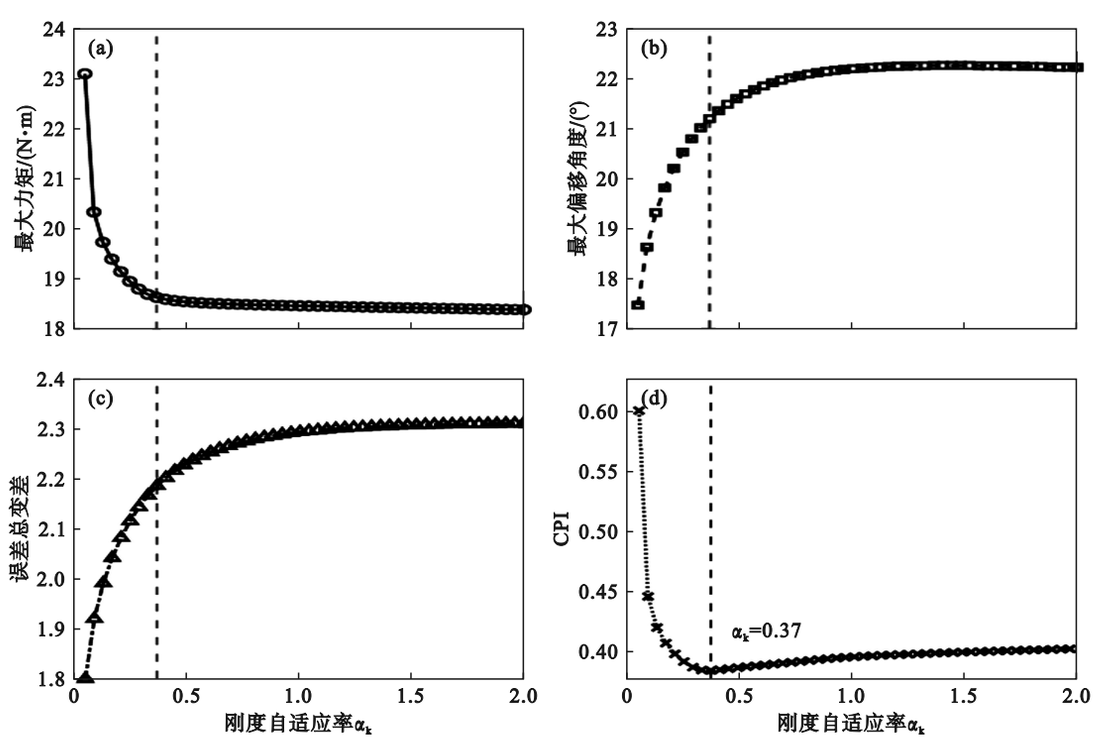


图8 自适应率参数敏感性分析

Fig. 8 Sensitivity analysis of adaptive rate parameters

(a)—安全性指标;(b)—柔顺性指标;(c)—稳定性指标;(d)—CPI指标.

A组的仿真结果如图9所示,结合图9a与图9b可知,在康复训练中即便产生异常交互力矩,只要不超过设定的力矩阈值,依旧能保持预设目标轨迹进行运动.这表明在小程度受限或有异常干扰的情况下,导纳轨迹调节器不发生作用,在保证人机交互安全性的同时,提高了系统的稳定性与康复训练的效果.

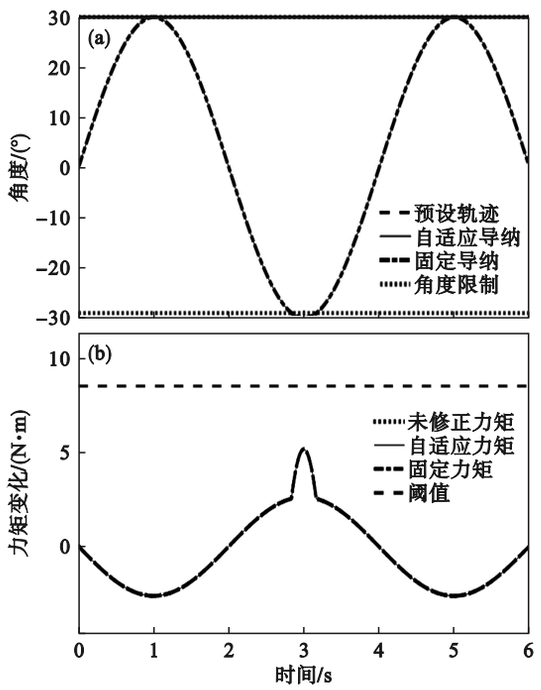


图9　A组仿真结果

Fig. 9　Simulation results of group A

(a)—轨迹变化量;(b)—力矩变化量.

B组的仿真结果如图10所示,结合图10a与图10b可知,随着交互力矩超出阈值,导纳轨迹调节器开始工作,产生轨迹修正量,使系统变得更加柔顺.0.7~1.3 s时,交互力矩小幅度超出阈值,输入给导纳轨迹调节器的力矩较小,所产生的轨迹偏移量也较小,固定参数的导纳就能有较好的调节作用;2.3~3.7 s时,力矩变化较大,所需轨迹偏移量较大,固定参数的导纳因其高刚性无法快速响应,轨迹修正量有限;自适应导纳参数可以快速改变系统特性,提供更大的轨迹修正量,体现了更好的柔顺性.由图10c可知,2.3 s时迅速增大的交互力使自适应参数开始动态调整,快速降低刚度使系统变得更加柔顺.当轨迹修正到受限角度范围左右时,交互力回落,导纳参数逐渐恢复.

综上所述,自适应导纳轨迹调节器能够根据交互水平通过自适应律动态调整导纳参数.相较于固定导纳参数,其在高交互场景下通过降低刚度系数有效增大了轨迹修正量,提升了交互安全性与舒适性.

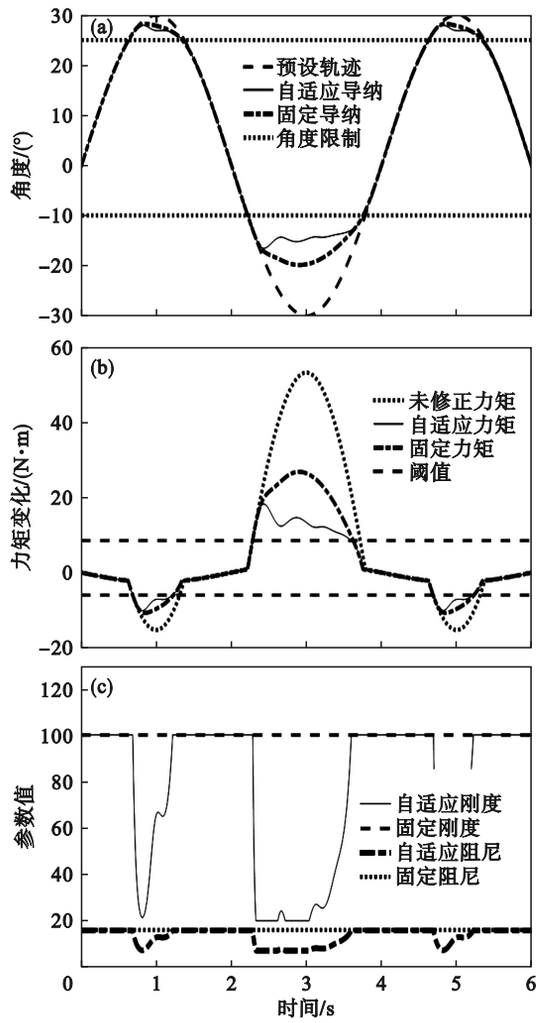


图10　B组仿真结果

Fig. 10　Simulation results of group B

(a)—轨迹变化量;(b)—力矩变化量;(c)—导纳参数变化量.

3.2　轨迹跟踪控制器仿真

通过对比分析基于重力补偿的PID控制器、传统一阶滑模控制器(SMC-Sign)以及基于反步法的超螺旋滑模控制器(BS-STSMC)在模拟踝关节康复机器人被动训练任务中的轨迹跟踪精度、抗干扰能力以及所需控制力矩的质量,以判断在踝关节康复过程中BS-STSMC的适用性与优越性.为全面评估控制器在接近实际工况下的鲁棒性,本文设计了一个综合干扰项d_{total}用以模拟系统中存在的多种未建模动态,其表达式为

$$d_{\text{total}}=d_{\text{f}}+d_{\text{p}}+d_{\text{r}}. \tag{43}$$

式中:d_{f}是模拟运动副的摩擦阻力项;d_{p}是模拟患者可能出现肌肉痉挛的高频周期项;d_{r}是模拟外部偶然冲击的脉冲信号项.

摩擦阻力模型采用库仑摩擦与黏性摩擦的经典组合模型,为统一不同控制器的干扰效果,选取目标角速度替换实际角速度,将模型近似表示为

$$d_{\mathrm{f}}=-F_{\mathrm{k}}\cdot\mathrm{sign}\left(\dot{\theta}_{\mathrm{d}}(t)\right)-F_{\mathrm{v}}\cdot\dot{\theta}_{\mathrm{d}}(t). \tag{44}$$

式中:τ_{fk}为库仑摩擦力矩,取0.3 N·m;F_{v}为黏性摩擦系数,取0.2 N·m·s/rad.

设计的干扰项曲线如图11所示.

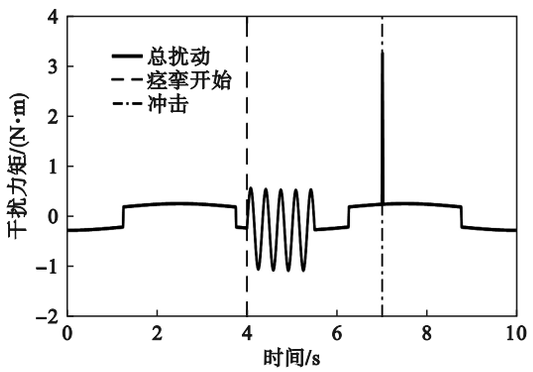


图11 干扰项曲线

Fig. 11 Disturbance term curves

图12a展示了在期望轨迹的引导下,3种控制器在X轴上产生的实际运动轨迹.对于康复过程中的被动训练,精确复现预设的治疗轨迹至关重要.观察可见,所有控制器均可在一定程度上实现轨迹跟踪效果.结合图12a的局部放大图与图12b中的误差曲线变化可见,在初始响应阶段,相较于PID控制器,滑模控制器展现出了更快的动态响应速度,SMC-Sign控制器响应最快.结合图11,在4 s时遇到突发的肌肉痉挛情况,PID控制器的跟踪误差显著增大至1.5°,而滑模控制器因其对扰动和不确定性的不敏感特性,在整个仿真过程中均将跟踪误差维持在0.25°范围内,突显了滑模控制器固有的鲁棒性.在7 s时面对冲击干扰,PID控制器被"推"离目标曲线,误差最大;BS-STSMC控制器发生偏移后迅速收敛,影响较小;SMC-Sign控制器几乎没有受到冲击的任何影响.

图12c对比了3种控制器在X轴上输出的控制力矩变化量,传统滑模控制器虽然实现了鲁棒跟踪,但其控制力矩呈现剧烈的高频振荡,即"抖振"现象.这是由其不连续的符号切换函数引起的.在人机交互的康复过程中,高频振荡不仅可能会加速机构和绳索的磨损,增加维护成本.此外,抖振还可能传递给患者的肢体,引起不适甚至造成二次损伤.基于反步法的超螺旋滑模控制在保持鲁棒性的同时,通过超螺旋算法的连续控制率显著抑制了抖振,输出了平滑且连续变化的控制力矩.这种平顺的控制输出不但意味着对执行器的性能要求降低,更极大地提升了患者在被动训练过程中的舒适度和安全性,减少了肌肉抵抗或痉挛的可能性.

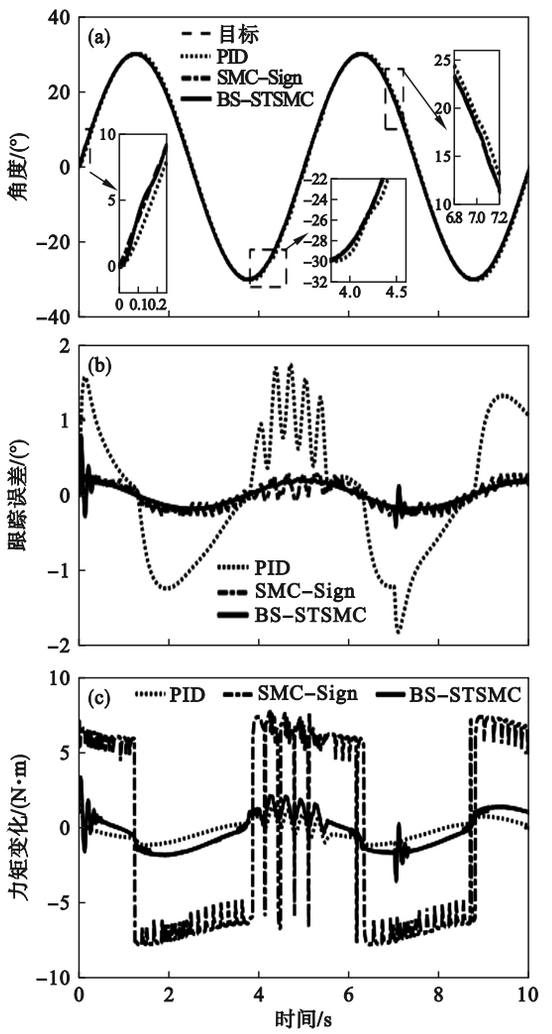


图12 控制器效果对比

Fig. 12 Comparison of controller effects

(a)—轨迹跟踪效果;(b)—轨迹跟踪误差量;(c)—力矩变化量.

本文引入均方根误差(root mean square error,RMSE)、总控制能量(E_{τ})、变化量总偏差(total variation,TV)等指标来评估各控制器的性能,如表2所示.

表2 控制器性能对比

Table 2 Performance comparison of controllers

控制器	性能指标		
	RMSE	E_{τ}	TV
PID	0.899 1	9.46	49.21
SMC-Sign	0.130 5	881.82	762.36
BS-STSMC	0.160 2	24.86	144.57

均方根误差表征了误差信号的有效值,提供了对跟踪偏离程度的统计性度量,其表达式为

$$\mathrm{RMSE}=\sqrt{\frac{1}{T}\int_0^T e(t)^2\,\mathrm{d}t}. \tag{45}$$

式中:T为仿真实验的总时间长度;$e(t)$为时刻t的跟踪误差.

总控制能量反映了为完成控制任务,执行机构所需消耗的总能量,是评估控制器效率与经济性的核心依据,其表达式为

$$E_\tau=\int_0^T \tau(t)^2\,\mathrm{d}t. \tag{46}$$

式中,$\tau(t)$为输入力矩的变化量.

变化量总偏差量化了控制信号在时域内的总变化幅度,是评价控制信号平滑度的关键指标,被广泛用作抖振现象的量化表征,其表达式为

$$\mathrm{TV}(\tau)=\int_0^T\left|\frac{\mathrm{d}\tau(t)}{\mathrm{d}t}\right|\mathrm{d}t. \tag{47}$$

综合分析表明,在踝关节被动康复训练过程中,对于康复机器人控制器的选择,传统PID控制器虽结构简单,但其在面对显著外部扰动时的鲁棒性和动态性能不足.传统滑模控制器虽鲁棒性强,但固有的抖振问题严重影响了其在人机交互康复场景下的舒适度与安全性.基于反步法设计的超螺旋滑模控制器巧妙地结合了反步法的系统化设计思路与超螺旋算法的优良特性,不仅继承了滑模控制对扰动和不确定性的强大鲁棒性,还有效抑制了控制输出的抖振现象,实现了高精度轨迹跟踪与平滑控制力矩输出的统一,是康复机器人系统极具应用前景的控制策略.

3.3　绳索拉力分配算法仿真

本节将轨迹跟踪控制器计算所得的控制量,通过前文设计的绳索拉力分配算法计算每根绳索的拉力变化,以确保康复机器人运行过程的可行性.所设计绳索拉力分配算法的参数包括拉力下界$T_{\min}=0$ N,拉力上界$T_{\max}=100$ N,零空间矩阵系数$\boldsymbol{\lambda}_1=[50\quad 40\quad 30\quad 22]$,仿真结果如图13所示.

从图13可以看出,根据绳索拉力分配算法,每根绳索拉力变化范围均为正值,能够满足动平台在轨迹跟踪运动时所需的控制量变化,所设计的柔性驱动并联康复机器人及其控制系统是可行的.

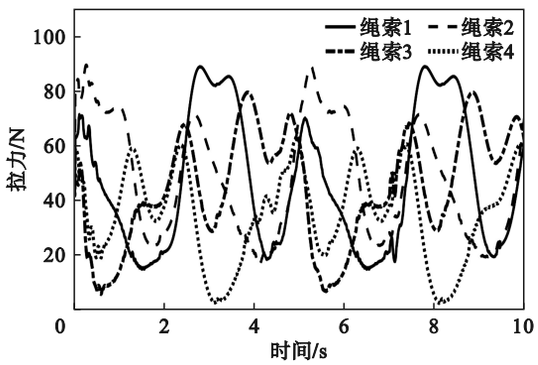


图13　绳索拉力变化曲线

Fig. 13　Variation curves of rope tension

4　结　　语

本文设计了一种柔性驱动并联康复机器人,并重点分析其内部用于踝关节康复的绳索驱动并联机构.根据患者不同的踝关节运动受限情况,采用自适应导纳轨迹调节器,实现了柔顺控制,在保证康复过程中的舒适性与安全性的同时,解决了患者个体活动受限的差异性问题,提高了康复训练的个性化水平.针对目标轨迹的跟踪精度问题,采用反步法进行滑模控制器的设计,并通过超螺旋算法优化滑模面,不仅实现了对目标轨迹的跟踪,还保证了控制力矩的连续性,缓解了高频抖振现象,能够避免机器人施加过大力矩对患者造成二次损伤.

本研究后续将进一步研究适用于主动训练的阻抗控制算法,完善全过程的康复训练控制策略,并为康复机器人样机搭建硬件系统,对所设计的控制系统进行样机实验.通过实验验证所研究算法的实际性能,并最终评估整体康复训练方案的有效性.

参考文献:

[1] 李晶晶, 帕丽达·买买提,王宁宁, 等. 脑卒中足下垂患者日常生活活动能力现状及其影响因素分析[J]. 护理学报, 2022, 29(10): 9-13.
(Li Jing-jing, Parida·Maimaiti, Wang Ning-ning, et al. Current status of activities of daily living and its influence factors in stroke patients with foot drop [J]. *Journal of Nursing(China)*, 2022, 29(10): 9-13.)

[2] 李鹏程, 顾力华, 陈奇刚, 等. 脑卒中后踝关节功能障碍的中西医康复治疗现状[J]. 中西医结合心脑血管病杂志, 2019, 17(14): 2128-2131.
(Li Peng-cheng, Gu Li-hua, Chen Qi-gang, et al. Current status of rehabilitation treatment of ankle dysfunction after stroke in traditional Chinese and Western medicine [J]. *Chinese Journal of Integrative Medicine on Cardio-Cerebrovascular Disease*, 2019, 17(14): 2128-2131.)

[3] 张立新, 白定群, 白玉龙, 等. 下肢康复机器人临床应用

专家共识[J]. 康复学报, 2023, 33(5): 383-396.
(Zhang Li-xin, Bai Ding-qun, Bai Yu-long, et al. Expert consensus on clinical application of lower limb rehabilitation robots[J]. *Rehabilitation Medicine*, 2023, 33(5): 383-396.)

[4] 黄程, 刘芬, 姜海波. 下肢康复机器人研究现状及临床应用[J]. 中国医疗设备, 2024, 39(11): 170-177.
(Huang Cheng, Liu Fen, Jiang Hai-bo. Current research status and clinical application of lower extremity rehabilitation robot[J]. *China Medical Devices*, 2024, 39(11): 170-177.)

[5] Zhang M M, Davies T C, Xie S E. Effectiveness of robot-assisted therapy on ankle rehabilitation: a systematic review [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2013, 10(30): 1-16.

[6] Girone M, Burdea G, Bouzit M, et al. A Stewart platform-based system for ankle telerehabilitation [J]. *Autonomous Robots*, 2001, 10(2): 203-212.

[7] Li J F, Fan W P, Dong M J, et al. Implementation of passive compliance training on a parallel ankle rehabilitation robot to enhance safety [J]. *Industrial Robot: the International Journal of Robotics Research and Application*, 2020, 47(5): 747-755.

[8] Dong M J, Kong Y, Li J F, et al. Kinematic calibration of a parallel 2-UPS/RRR ankle rehabilitation robot [J]. *Journal of Healthcare Engineering*, 2020, 2020 (1): 3053629.

[9] Jamwal P K, Hussain S, Ghayesh M H, et al. Impedance control of an intrinsically compliant parallel ankle rehabilitation robot [J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2016, 63(6): 3638-3647.

[10] 禹润田, 方跃法, 郭盛. 绳驱动并联踝关节康复机构设计及运动性能分析[J]. 机器人, 2015, 37(1): 53-62, 73.
(Yu Run-tian, Fang Yue-fa, Guo Sheng. Design and kinematic performance analysis of a cable-driven parallel mechanism for ankle rehabilitation[J]. *Robot*, 2015, 37(1): 53-62, 73.)

[11] Huo Y, Khan M N, Shao Z F, et al. Development of a novel cable-driven parallel robot for full-cycle ankle rehabilitation[J]. *Mechatronics*, 2024, 101: 103210.

[12] Zeng D X, Liu Y, Qu C R, et al. Design and human-robot coupling performance analysis of flexible ankle rehabilitation robot [J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2024, 9(1): 579-586.

[13] 卢宗兴, 苏永生, 东辉, 等. 基于足底力反馈的踝关节主被动康复策略[J]. 机械工程学报, 2022, 58(21): 50-59.
(Lu Zong-xing, Su Yong-sheng, Dong Hui, et al. Active and passive ankle rehabilitation strategy based on plantar force feedback [J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2022, 58(21): 50-59.)

[14] 范文培. 并联踝康复机器人的主被动柔顺康复训练功能开发[D]. 北京: 北京工业大学, 2021.
(Fan Wen-pei. Development of active and passive rehabilitation training function of a parallel ankle rehabilitation robot [D]. Beijing: Beijing University of Technology, 2021.)

[15] Lin M S, Wang H B, Niu J Y, et al. Adaptive admittance control scheme with virtual reality interaction for robot-assisted lower limb strength training[J]. *Machines*, 2021, 9(11): 301.

[16] Mirrashid N, Alibeiki E, Rakhtala S M. Nonlinear robust controller design for an upper limb rehabilitation robot *via* variable gain super twisting sliding mode[J]. *International Journal of Dynamics and Control*, 2022, 10(6): 1996-2010.

[17] Zhang M M, McDaid A, Veale A J, et al. Adaptive trajectory tracking control of a parallel ankle rehabilitation robot with joint-space force distribution[J]. *IEEE Access*, 2019, 7: 85812-85820.

[18] Lebret G, Liu K, Lewis F L. Dynamic analysis and control of a Stewart platform manipulator[J]. *Journal of Robotic Systems*, 1993, 10(5): 629-655.

[19] 张顺, 单泉, 黄建聪, 等. 臂腕混合式上肢康复机器人被动柔顺性控制[J]. 中国工程机械学报, 2024, 22(4): 468-473.
(Zhang Shun, Shan Quan, Huang Jian-cong, et al. Arm-wrist hybrid upper limb rehabilitation robot passive compliance control [J]. *Chinese Journal of Construction Machinery*, 2024, 22(4): 468-473.)

[20] 宋昱霖, 李洪文, 邓永停. 永磁同步电机快速超螺旋滑模控制[J]. 控制工程, 2023, 30(1): 62-69.
(Song Yu-lin, Li Hong-wen, Deng Yong-ting. Fast super twisting sliding mode control of permanent magnet synchronous motor [J]. *Control Engineering of China*, 2023, 30(1): 62-69.)

[21] Hogan N. Impedance control: an approach to manipulation [C]//1984 American Control Conference. San Diego, 1984: 304-313.

[22] Feng H, Song Q Y, Yin C B, et al. Adaptive impedance control method for dynamic contact force tracking of robotic excavators [J]. *Journal of Construction Engineering and Management*, 2022, 148(11): 04022124.

[23] Ren F Y, Lin C, Yin X H. Design a congestion controller based on sliding mode variable structure control [J]. *Computer Communications*, 2005, 28(9): 1050-1061.

[24] Ai Q S, Zhu C X, Zuo J, et al. Disturbance-estimated adaptive backstepping sliding mode control of a pneumatic muscles-driven ankle rehabilitation robot [J]. *Sensors*, 2018, 18(1): 66.

[25] 卜仁祥, 刘正江, 李铁山. 船舶航迹迭代非线性滑模增量反馈控制算法[J]. 交通运输工程学报, 2006, 6(4): 75-79.
(Bu Ren-xiang, Liu Zheng-jiang, Li Tie-shan. Increment feedback control algorithm of ship track based on nonlinear sliding mode [J]. *Journal of Traffic and Transportation Engineering*, 2006, 6(4): 75-79.)

[26] Levant A. Sliding order and sliding accuracy in sliding mode control[J]. *International Journal of Control*, 1993, 58(6): 1247-1263.