

速度场与意图角双重变导纳主动 康复训练策略研究

李辽远^{1,2}, 韩建海^{1,2,3}, 李向攀^{1,2}, 郭冰菁^{1,2}, 杜敢琴⁴, 王新杰⁵

(1. 河南科技大学机电工程学院, 471003, 河南洛阳; 2. 机器人及智能系统河南省重点实验室, 471003, 河南洛阳; 3. 机械装备先进制造河南省协同创新中心, 471003, 河南洛阳; 4. 河南科技大学第一附属医院, 471003, 河南洛阳; 5. 郑州轻工业大学机电工程学院, 450002, 郑州)

摘要: 针对主动康复训练中出现的训练懈怠、控制器和训练表现表征指标复杂、训练任务不能动态调整的问题,提出基于速度场与意图角的双重变导纳控制策略。在期望轨迹周围设计速度场后基于双曲正切函数将患者主动力映射到导纳参数中,设计变导纳控制器。只有患者施加主动力时,导纳控制才能输出机器人运动的驱动力,迫使患者主动参与。将末端交互力矢量与速度矢量的夹角定义为意图角,利用位于 $[0, \pi/2)$ 内意图角出现的时间在单次训练时间中的占比 γ 表征患者的主动控制能力。训练中,根据上一轮的 γ 来修改导纳参数的上限值,从而改变训练任务的难易程度。在控制策略下进行了6轮训练,结果表明:提出的主动训练策略能够在患者施加主动力的情况下实现三维轨迹允许误差范围内的无时序跟踪训练;根据设计的表征指标,导纳参数可以从1 100变为1 200再变到1 100,单轮的训练时间从45.6 s变为31.82 s再变回46.9 s,期间患者输出的主动力总和从892.2 N变为694.4 N再变到1 014 N。训练策略可以根据表征指标来判断患者的主动训练能力并调整训练任务,可用于主动康复训练。

关键词: 上肢康复;速度场;意图角;变导纳;主动训练

中图分类号: TP242 **文献标志码:** A

DOI: 10.7652/xjtuxb202307002 **文章编号:** 0253-987X(2023)07-0009-11

Research on Active Rehabilitation Training Strategy Based on Dual Variable Admittance of Velocity Field and Intention Angle

LI Liaoyuan^{1,2}, HAN Jianhai^{1,2,3}, LI Xiangpan^{1,2}, GUO Bingjing^{1,2},

DU Ganqin⁴, WANG Xinjie⁵

(1. School of Mechatronics Engineering, Henan University of Science and Technology, Luoyang, Henan 471003, China;

2. Henan Provincial Key Laboratory of Robotics and Intelligent Systems, Luoyang, Henan 471003, China;

3. Collaborative Innovation Center of Machinery Equipment Advanced Manufacturing of Henan Province, Luoyang,

Henan 471003, China; 4. The First Affiliated Hospital of Henan University of Science and Technology, Luoyang,

Henan 471003, China; 5. School of Mechatronics Engineering, Zhengzhou University of Light Industry,

Zhengzhou, 450002, China)

Abstract: This paper proposes a dual variable admittance control strategy based on velocity field and intention angle to address the problems of training slackness, complex controller and training performance indicators, and non-adjustable training task in active rehabilitation training. After a

收稿日期: 2023-01-03。 作者简介: 李辽远(1989—),男,博士生;韩建海(通信作者),男,教授,博士生导师。 基金项目: 河南省科技攻关资助项目(212102310890,212102310249)。

网络出版时间: 2023-03-17

网络出版地址: <https://kns.cnki.net/kcms/detail/61.1069.T.20230316.1543.004.html>

velocity field is constructed around the desired trajectory, the variable admittance controller is designed by mapping the patient's active force to the admittance parameter based on the hyperbolic tangent function. Only when the patient exerts the active force, the admittance control outputs the driving force of the robot movement, forcing the patient to participate actively. The angle between the interaction force vector and velocity vector is defined as the "intention angle". The proportion γ of the time when the intention angle within $[0, \pi/2)$ appears in a single training cycle is used to represent the patient's active control ability. The upper bound of the admittance parameter will be modified by γ of the previous cycle to adjust the intension of the training task. Six training cycles were performed under the control strategy and the experimental results show that the proposed active training strategy allows tracked training along three-dimensional trajectory without timing sequence within an allowable error range on the condition that the patient participates actively. According to the indicator γ , the admittance parameter may change from 1 100 to 1 200 and back to 1 100, the training duration of a single cycle may change from 45.6 s to 31.82 s and back to 46.9 s, during which the total active force output of the patient may change from 892.2 N to 694.4 N and back to 1 014 N. It indicates that the training strategy determines the patient's active training ability and adjusts the training task accordingly; therefore it can be adopted for active rehabilitation training.

Keywords: upper limb rehabilitation; velocity field; intention angle; variable admittance; active training

主动康复训练策略是卒中后期患者进一步恢复肢体运动机能的重要途径。大量的临床结果也证实了此方法能有效重塑神经受损患者的神经系统^[1-2]。

Wolbrecht 等提出机器人助力主动康复训练的控制器应该具备 3 个特征:高的柔顺性,能够帮助患者完成训练任务,能够按需要提供最小的助力^[3]。Luo 等基于 2 自由度的平面康复机器人,利用径向基神经(RBF)网络来学习患者的运动能力和估计任务执行期间的最大输出能力^[4]。机器人的基本控制器是基于位置偏差的阻抗控制。苗青等提出基于任务表现的模糊神经网络控制算法,以双手协调运送虚拟气球为训练任务,建立任务表现与机器人导纳控制参数的映射模型,增强个体主动训练的积极性^[5],但该算法需要针对特定的任务提前设定任务表现,并训练模糊网络。Wang 等基于患者主动力做功的信息设计奖惩机制结合基于误差的自适应控制,提高了患者在训练中的参与度^[6]。陈盛等针对肩关节设计自适应调节助力的镜像主动康复训练^[7],利用表面肌电信号(sEMG)估计出患肢的输出力矩,然后由变论域模糊自适应比例微分(PD)控制,计算出轨迹跟踪时外骨骼需要提供的助力。二者的差值为外骨骼实际应提供的助力,以此实现助力跟随患者肌力的恢复情况而改变。Pehlivan 等基于 3 自由度小臂和手腕外骨骼(Rice Wrist-S)平台,使用卡尔曼滤波和李雅普诺

夫稳定性分析,设计无需力传感器的患肢运动能力估计及自适应助力算法^[8]。Zhang 等基于滑模自适应策略设计连续无缝按需助力(AAN)控制方法,用于下肢的康复训练^[9],并且利用径向基函数神经网络从位置偏离误差,学习判断患者的主动运动能力,从而提供需要的助力。梁旭等基于模糊控制原理设计阻抗参数自适应调节控制器,将人机交互作用力、位置误差与速度误差作为输入,并采用模糊推理实时调整阻尼系数与刚度系数,实现对人体阻抗的自适应^[10]。

在多自由度路径的跟踪任务中,各关节的协调和同步是必要的,而沿着路径的时序并不是必须的^[11]。在机器人助力的康复训练中,更倾向于让患者按照自己舒适的速度去完成训练。Shahbazi 等设计了理疗师在环的按需助力镜像康复疗法,设计引导虚拟夹具根据对患肢的运动能力的评估自适应改变提供的助力^[12]。然而,有文献中的证据表明,虚拟夹具或者虚拟墙可能对运动学习产生负面影响,因为参与者会依赖于这种帮助来完成任务^[13]。Zhang 等采用基于阻抗参数的按需助力控制算法,使用一个控制器实现卒中后不同阶段的康复控制,通过修改控制器中的 5 个参数来切换控制模式^[14]。此种方法需要提前预判患者所处的阶段,然后设定对应的参数值进行康复控制,不能在训练过程中进行实时切换。徐国政等考虑到患者的心理感受,设

计了患者表情分类方法并研究了与患者表情变化相一致的训练任务的自适应方法^[15]。根据患者表情判断任务的难易程度而做出调整,以适应患者的训练状态。Chia 等提出使用卡尔曼滤波来估计人机交互力,然后基于速度场的规划实现康复训练的按需助力需求^[16]。方晓柯等从系统能量守恒的角度出发,设计基于速度场的控制器实现主动控制^[17]。Asl 提出基于速度场的按需助力控制策略,利用 RBF 网络逼近系统动力学特性,构建速度场以规划速度为跟踪目标,通过调整 RBF 网络权重更新律中的遗忘因子,改变机器人提供的助力^[18-19]。上述研究的本质还是阻抗控制,对患者运动能力的估计受到遗忘因子的干扰且误差界限不能方便调整,另外没有将调整训练任务难易程度的算法结合进去且速度场的构建比较复杂。

综上所述,目前研究多数都局限于平面内的训练轨迹,而且是规则曲线轨迹,并不是一条具有生理意义的训练轨迹,对训练者状态的评估依据神经网络或者视觉等较为复杂的算法实现。基于位置偏差的助力策略,仅仅是将患者从超出允许误差的位置拉回误差范围内而没有运动引导作用。而且,存在控制参数不能实时修改,或者必须使用模糊推理等方法进行修改,控制策略复杂度增加,以及患者出现懈怠时仍然能依靠机器人助力完成训练的问题^[20]。

针对以上问题,本文设计基于速度场的变导纳控制策略。变导纳策略以患者的主动力作为输入,只有患者施加主动力,导纳参数才不为 0,可以迫使患者主动参与。有了主动力,基于速度场矢量转化的关节位置误差,机器人才能运动,在速度场的引导下逐步逼近期望轨迹。当患者主动力方向与规划的运动方向不一致时,控制策略能够保证运动按照速度场规划的方向运动,引导患者调整主动力并使实际位置逐步靠近期望轨迹,避免了机器人反向运动,降低训练效果。另外,根据主动力方向和速度矢量的方向定义意图角,表征训练过程中患者的上肢主动控制能力,不需要复杂的判别算法。利用有利意图角的时间占比动态修改导纳参数,调整训练任务,并不改变患者必须施加主动力才能完成训练的条件。控制策略始终保持训练任务按照规划的运动方向在期望轨迹附近进行,保证训练效果。

1 实验平台和方法

1.1 新型上肢康复训练平台

本研究基于新型的 3 自由度上肢康复机器人,

如图 1 所示。其中: Z_1 、 Z_2 、 Z_3 代表 3 个关节的轴线, q_1 、 q_2 、 q_3 为 3 个关节的位置变量。前两个转动关节由两个配置绝对编码器的交流伺服电机驱动,垂直移动关节由双作用气缸驱动,在气缸末端安装拉线式位移传感器,在直线气缸和小臂的连接处安装三维力传感器。关节 1 和关节 2 主要负责上肢肩关节和肘关节在水平面内的内收、外展和屈、伸运动,气缸移动关节主要负责肩关节在矢状面内的屈、伸运动。

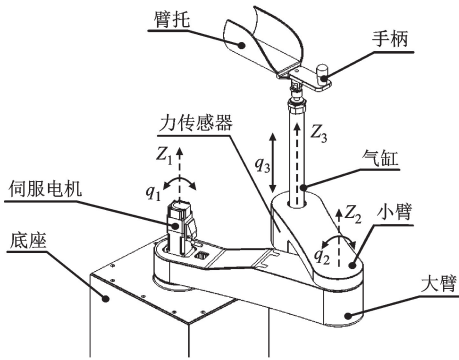


图 1 新型 3 自由度上肢康复机器人结构
Fig. 1 Structure of the upper limb rehabilitation robot

图 2 是康复机器人的实验样机。控制系统包括:上位机,基于 MATLAB 软件进行系统程序的设计和编译;下位机,执行编译后的控制程序。将电机的驱动方式设置为力矩模式,以电压为控制输入,通过脉冲闭环反馈控制转动位置。直线气缸通过比例调压阀控制气缸输出力,利用末端位移反馈控制位置。因为机器人整体高度的限制,直线气缸的总行程为 150 mm。



图 2 机器人系统实物图
Fig. 2 Platform of the robot system

1.2 速度场的构建

速度场是一种矢量场,可以在笛卡尔空间中每一点处赋予一个速度矢量并编码出机器人末端的期

望轮廓^[21],可以依靠曲线上的切向量和曲线外一点到曲线最近点的向量来合成。

空间任意曲线上点 P 位置的速度表示如下

$$\mathbf{V}(p) \triangleq \alpha(D_{\min})\mathbf{t} + \beta(D_{\min})\mathbf{n} \quad (1)$$

如图3所示, l 代表空间内的任一轨迹, P 为轨迹外的任意一点, M 为 l 上距离 P 点最近点。 $\mathbf{T}$ 为 M 点的切向量, $\mathbf{N} = D_{\min}\mathbf{n}$, $\mathbf{t}$ 是 $\mathbf{T}$ 的单位向量, $\mathbf{n}$ 是 $\mathbf{N}$ 的单位向量, $\mathbf{V}$ 是根据式(1)得到的合成速度矢量。

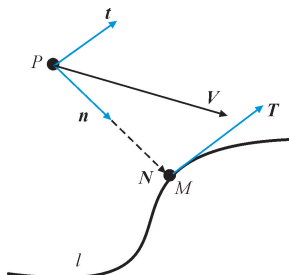


图3 速度场的构建

Fig. 3 Construction of velocity field

速度场中不同位置矢量的分布应具备以下特征,即 $D_{\min}$ 较大的位置 $\mathbf{n}$ 应该是主导矢量, $D_{\min}$ 较小的位置 $\mathbf{t}$ 是主导矢量。为了实现上述效果,对 $\alpha(D_{\min})$ 和 $\beta(D_{\min})$ 作如下定义

$$\begin{cases} \alpha(D_{\min}) = 1 - \tanh(\gamma D_{\min}) \\ \beta(D_{\min}) = \tanh(\gamma D_{\min}) \end{cases} \quad (2)$$

式中: $\gamma \in (0, 1)$, 可以调节期望轨迹切向量起主导作用的范围。取不同 γ 值时的 $\tanh(\gamma D_{\min})$ 函数图像如图4所示,可知 γ 越小使函数值达到1的 $D_{\min}$ 越大,即所允许的轮廓误差越大。

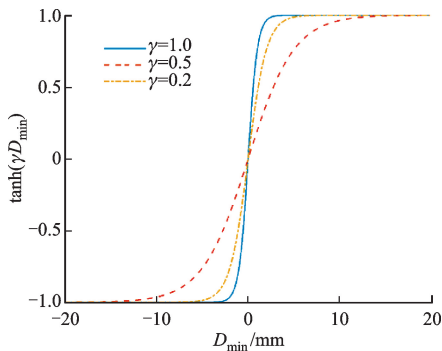


图4 函数 $\tanh(\gamma D_{\min})$ 的图像

Fig. 4 Graph of function $\tanh(\gamma D_{\min})$

根据速度场的构建方法,以平面圆轨迹为例,不同 γ 值对应的速度场如图5所示。从图中可以看出, γ 值越大,速度场编码的轮廓就越明显。为了清晰表示空间速度场,只取三维轨迹附近的速度场。

图6(a)为空间轨迹外围30 mm内的速度矢量,可以看出,速度场也可以编码出红色的空间轨迹。为清晰表达从空间轨迹外某一位置趋近期望轨迹的路径,在轨迹外任取5个不同位置点,在规划的速度场下逼近期望轨迹的结果如图6(b)所示。

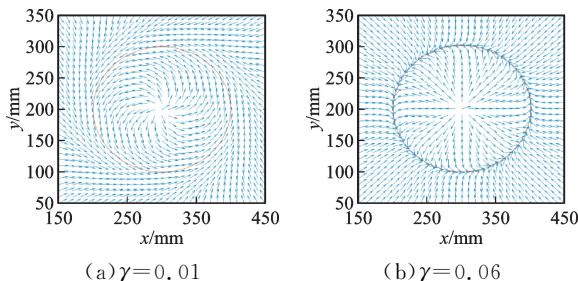
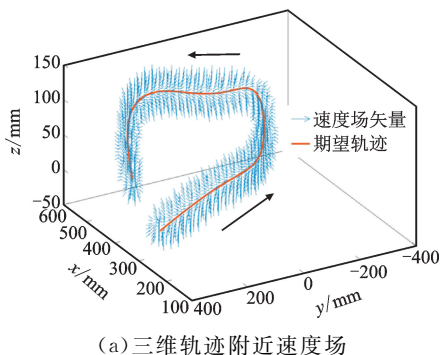
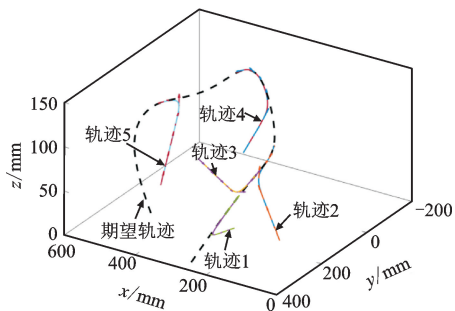


图5 平面圆轨迹的不同速度场

Fig. 5 Different velocity field of circle trajectory



(a) 三维轨迹附近速度场



(b) 速度场下逼近轨迹

图6 三维轨迹速度场

Fig. 6 Three dimensional velocity field

1.3 变导纳策略

1.3.1 基于速度场的导纳策略

主动康复训练即系统可以根据康复训练任务中患者的主动力输出情况调整机器人的输出助力。人机耦合动力学模型和使用神经网络逼近系统的动态特性,使得控制器的设计比较复杂。另外,使用神经网络逼近系统模型需要机器人运动关节的加速度数据,需要相应的传感器或者设计观测器。由速度场编码的康复训练任务对到达某

一任务位置没有固定的时间要求,也没有期望的速度和加速度,所以限制了使用神经网络对系统模型的逼近。

主动训练的跟踪目标就是提前规划的带有方向的训练轮廓,训练速度由患者根据自身情况控制在

舒适的范围内。在构建速度场的过程中,每一个位置点都有一个速度矢量,代表了位置增量,即位置误差。将位置误差从笛卡尔空间转化到关节空间,输入控制系统中可以驱动机器人运动到速度场编码的轨迹上。主动康复训练策略如图 7 所示。

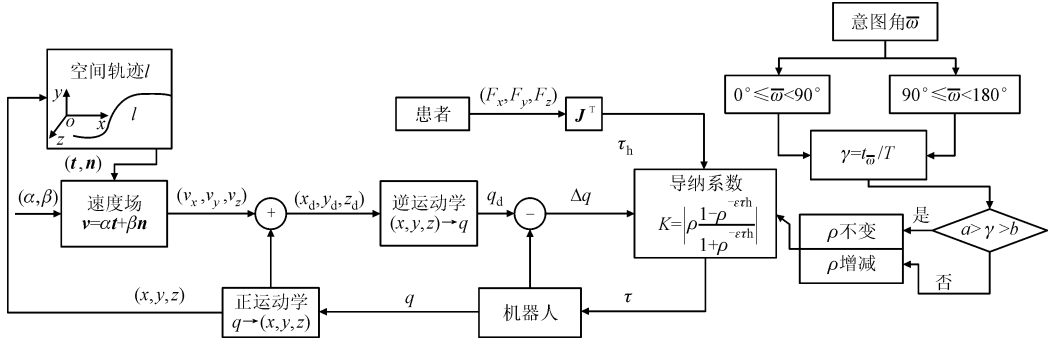


图 7 基于速度场的主动康复训练策略

Fig. 7 Active training strategy based on velocity field

康复训练空间轨迹的获得结合了训练医师的经验 and 患者的个性特征,由医师对机器人进行拖动形成训练轨迹。为了得到训练轨迹的切向量,使用 B 样条对拖动轨迹进行拟合,得到拟合轮廓后,可以在曲线周围构建速度场 $\mathbf{V}(\mathbf{P})$ 。根据机器人末端的实际位置坐标 $\mathbf{P}=(x, y, z)$,可以得到该位置的速度场矢量 $\mathbf{v}=(v_x, v_y, v_z)$,对速度场矢量进行单位化后,作为笛卡尔空间的机器人末端位置增量 $\Delta \mathbf{P}=(\Delta x, \Delta y, \Delta z)$,则末端的期望位置为 $\mathbf{P}_d=\mathbf{P}+\Delta \mathbf{P}$ 。因为笛卡尔空间的位置增量和关节空间的角度增量之间是非线性关系,所以不能直接由 $\Delta \mathbf{P}$ 得到 $\Delta \mathbf{q}$,而是应该通过逆运动学得到关节角度的增量。

不考虑患者上肢和机器人具体的动力学模型,定义变参数导纳控制算法为

$$\mathbf{K} \Delta \mathbf{q} = \boldsymbol{\tau}_r \quad (3)$$

式中: $\boldsymbol{\tau}_r \in \mathbf{R}^3$ 代表机器人关节输出力矩; $\mathbf{K} \in \mathbf{R}^{3 \times 3}$ 代表导纳参数且是对角矩阵; $\Delta \mathbf{q} \in \mathbf{R}^3$ 是机器人关节的角度误差。

1.3.2 基于主动力的变导纳系数

康复机器人系统末端安装有三轴力传感器,可以直接感知患者的运动意图,即得到患者施加在机器人末端的力 $\mathbf{F}=(F_x, F_y, F_z)$ 。由机器人的静力学,可以将末端力转化为机器人的关节力矩,即

$$\boldsymbol{\tau}_h = \mathbf{J}^T \mathbf{F} \quad (4)$$

式中: $\boldsymbol{\tau}_h \in \mathbf{R}^3$ 代表患者末端力转化到机器人关节上的力矩; $\mathbf{J} \in \mathbf{R}^{3 \times 3}$ 代表机器人的雅克比矩阵,是机器人关节角度的函数。

为了激发患者的主动运动能力,即依靠患者的主动力实现机器人的运动,且较大的主动交互力产生较大的机器人运动驱动力矩,定义导纳参数为

$$K_i = \left| \rho \frac{1 - e^{-\epsilon \tau_{hi}}}{1 + e^{-\epsilon \tau_{hi}}} \right|, i = 1, 2, 3 \quad (5)$$

式中: ρ 决定了导纳参数的上限 $K_{\max}$; ϵ 决定了有效的 τ_{hi} 的范围。取 $\rho=15$ 时,不同的 ϵ 参数下,导纳参数随着机器人关节力矩变化的曲线如图 8 所示。从图中可知, ϵ 越小,使导纳参数达到饱和的机器人关节力矩的范围(有效范围)越大。

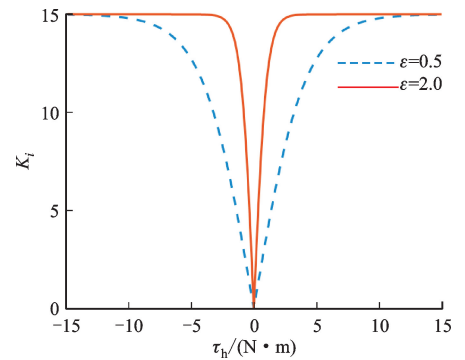


图 8 不同 ϵ 下的导纳参数的变化曲线

Fig. 8 Variation of admittance with different ϵ

ρ 和 ϵ 的值由提前对患者的上肢运动能力评估或者多次实验确定。式(5)中取绝对值,不管患者的主动意图是否和规划的训练任务一致,都能保证训练是按照速度场的方向运动,即不会出现任意拖动的现象。当患者主动意图和规划方向不一致时,机

机器人的运动可以提醒患者应该朝向哪个方向用力,刺激患者调整自己的主动意识。

1.3.3 基于任务表现的变导纳系数

研究表明,仅靠大量的练习或重复不足以诱导出理想的运动学习成果^[22],且训练过程中患者的状态会发生变化,训练参数应该能够在过程中动态修改来调整训练任务的难易程度,适应患者的状态。解码运动意图作为输入调整任务能够加快运动功能恢复^[23],所以需要设计基于任务表现的变参数策略。

目前,多数的研究是利用训练中的完成时间、运动速度或者精度等作为指标来评价患者的训练表现^[24]。本文用机器人末端人机交互力的方向与当前位置速度场矢量的夹角来表征患者的主动意图,并基于此设计训练表现的表征指标。相比于使用表面肌电信号判断方式^[25-26]更简单清晰。两个矢量的夹角定义为意图角 ω ,表达式为

$$\cos(\omega) = \frac{\mathbf{F} \cdot \mathbf{v}}{|\mathbf{F}| |\mathbf{v}|} \quad (6)$$

假设患者对规划的轨迹轮廓和方向已经比较熟悉,如果 $\omega \in [0, \pi/2]$,说明患者的主动力方向与规划的运动方向一致,否则不一致。因为基于速度场进行主动康复训练,实际位置与具体的到达时间无关,即完成一次训练的时间并不固定。所以,使用 $0 \leq \omega < \pi/2$ 的时间 t_ω 与单次训练任务的总时间 T 的比值,表征训练中患者的主动力控制能力,表示为

$$\gamma = t_\omega / T \quad (7)$$

如果 $\gamma \geq a$ 说明当前的任务设定对于患者来说比较容易, $\gamma \leq b$ 说明当前任务比较困难。 a 和 b 都是小于1的正数,且 $a > b$ 。

根据 γ 的值来修改导纳参数的上限 $K_{\max}$,表达式为

$$K_{\max} = \begin{cases} K_{\max} + \Delta K, & 0 < \gamma \leq b \\ K_{\max}, & b < \gamma < a \\ K_{\max} - \Delta K, & a \leq \gamma < 1 \end{cases} \quad (8)$$

当然 $K_{\max}$ 不能无限制的增大和减小,应该根据多次实验确定一个范围 $[K_L, K_U]$ 。 K_L 是 $K_{\max}$ 的下界,低于此下界会导致患者输出力最大时也不能驱动机器人运动,无法完成训练。 K_U 是 $K_{\max}$ 的上界,高于此上界会导致患者不输出主动力时机器人也能运动,无法调动患者主动性。

如果由于患者的任务表现导致 $K_{\max}$ 一直等于上界或者下界,此时需要调整速度场构建参数 γ 来调整速度场的矢量。等于上界时减小 γ ,给患者主动力更大的自由空间;否则增大 γ ,加强速度场的引导作用。

2 实验验证

2.1 上肢关节运动范围测试

由一位健康志愿者穿戴惯性测量单元设备,测试在机器人关节运动范围内人体上肢的关节运动范围。图9(a)为志愿者测试状态图,图9(b)所示的姿势为上肢穿戴设备的零位姿势。图中:红色箭头表示肩关节在水平面和矢状面内的运动,黑色箭头代表肘关节的屈伸运动;沿着带有正号箭头方向运动时检测角度为正,反之则为负。图10(a)为测试时机器人末端在水平面工作空间内的运动轨迹。在水平面内肩关节(内收、外展)和肘关节(屈伸)的角度测试结果如图10(b)所示,肩关节角的运动范围为 $(-55.29^\circ, 119.89^\circ)$,肘关节角的运动范围为 $(-11.28^\circ, 94.98^\circ)$ 。肩关节在矢状面内角度的测试结果如图11所示,其运动范围为 $(0.03^\circ, 19.37^\circ)$ 。由测试结果可知,因为直线气缸的行程肩关节在矢状面内的运动范围有限,其他的关节运动基本能满足正常人体上肢的运动需求。将测得的上肢关节运动数据四舍五入后与理论关节运动范围汇总对比于表1中。

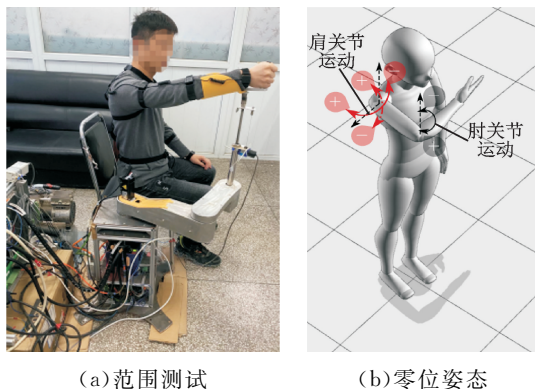
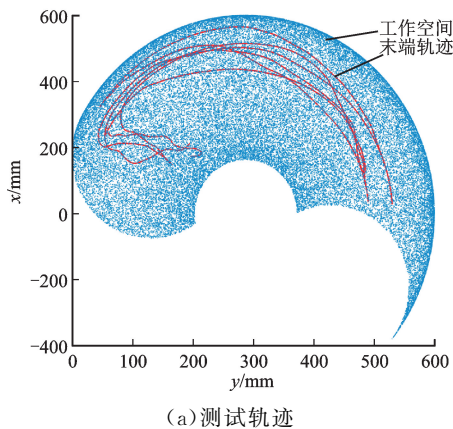
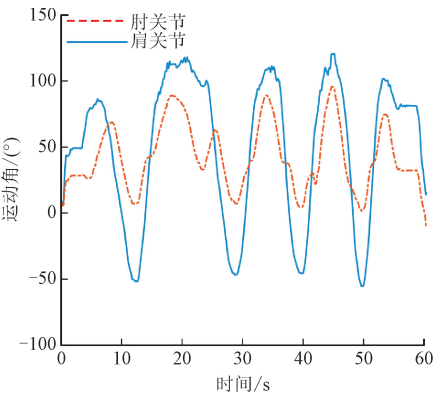


图9 穿戴设备测量角度的零位及正负方向

Fig. 9 Zero position and positive and negative direction of measuring angle by wearable device



(a) 测试轨迹



(b)关节运动角

图 10 肩和肘关节测试轨迹及在水平面内的运动角度

Fig. 10 Motion range of shoulder and elbow joints in horizontal plane

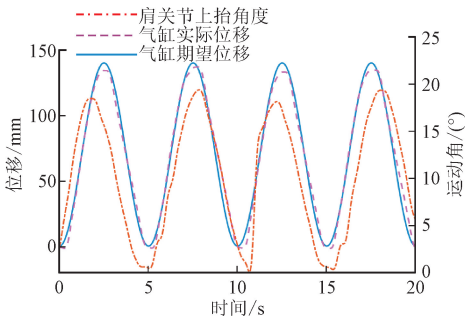


图 11 肩关节在矢状面内角度变化

Fig. 11 Changes of shoulder joint in sagittal plane

表 1 上肢关节运动数据对比

Table 1 Comparison of upper limb joint motion range

方法	关节运动范围/(°)		
	肩关节在水 平面屈、伸	肩关节在矢 状面屈、伸	肘关节 屈、伸
理论	-45~120	-150~90	0~140
实验	-55~120	0~19	-11~95

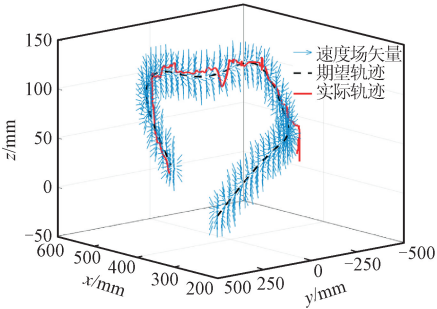
由关节的运动范围数据可知,所设计的上肢康复机器人基本上能够满足肩关节和肘关节在水平面内的屈伸训练。肘关节的运动范围小于理论值是因为测试中没有用较大力量去屈曲肘关节,而理论值是上肢屈肌收缩极限时的最大运动范围。另外,因为机器人第二关节设置有机械限位以防止小臂末端安装三维力传感器的突出部分碰到大臂,也会减小肘关节的屈曲范围。肩关节在矢状面内的运动受到机器人第三关节移动距离的限制。

2.2 速度场引导变导纳主动训练测试

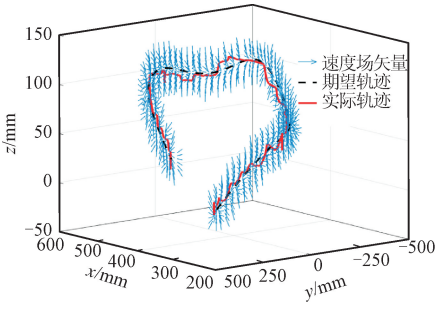
规划好训练轨迹之后,由一位健康志愿者参与实验模拟上肢具有一定主动运动能力的卒中后期患者,根据设计的主动助力训练策略进行实验。

2.2.1 单次主动助力实验

实验中,取 $\epsilon=0.5$,由式(5)及图 8 可知,有效的 τ_h 的范围为 $[-15,15]$ 。当 $|\tau_h|>15\text{ N}\cdot\text{m}$ 时,导纳参数不再增大。取速度场参数 $\gamma=0.05$,由式(1)和(2)可知,当 $|D_{\min}|\leq 30\text{ mm}$ 时,法向量的占比开始削弱,切向量也还未成为主要分量,可将此范围作为理论误差范围。由多次实验确定机器人 3 个关节的导纳系数初始值分别为 1 100、1 100 和 40。图 12 表示单次训练的正向和反向实际轨迹在速度场中的情况。实际轨迹从起点处快速靠近期望轨迹并在其附近波动前进,速度场换向后实际轨迹也能迅速切换运动方向并仍然能保持在速度场的约束内。



(a)正向训练



(b)返程训练

图 12 三维轨迹主动训练

Fig. 12 Active training along three dimensional trajectory

图 13 为机器人 3 个关节的驱动力矩跟随主动力的变化情况。为便于描述,做如下规定:根据机器人静力学,由末端检测的主动交互力换算到关节处的为主动动力矩/力,直接驱动机器人运动的为驱动力矩/力。其中驱动力矩由导纳系数与关节位置误差共同决定。关节的位置误差是根据 1.3.1 小节设计的速度场中当前位置点的速度矢量转化而成的,所以位置误差很小。

以图 13(a)为例,在图中沿时间轴方向用点划线划分出 5 个区域,分别用 I、II、III、IV 和 V 表示。区域 I 表示位置误差基本不变,即机器人末端停留在空间某一位置,可以看做是训练中的起步状态。由力矩图可以看出:主动力矩为 0,则驱动力矩也为 0;主动力矩增大,则驱动力矩增大,这样可避免训练中因患者懈

怠而由机器人助力完成训练任务。区域Ⅱ中,位置误差从0开始增大,此时主动力矩为正且在减小,驱动力矩为负且先增大再减小,增大是因为位置误差的增大,而减小因为主动力矩的减小,然后同时为0。随后主动力矩穿越0线而由正变负,说明患者受到了引导而改变了主动力的方向。区域Ⅲ中,位置误差减小,此时的主动力矩较大所以导纳系数也较大,导致驱动力矩是减小的状态。区域Ⅳ中,两力矩方向相反,但是根据式(5)的设计而出现了同时增大同时减小的情形,持续时间约为3 s,是因为患者感受到了期望的运动方向而改变了主动力。区域Ⅴ中,驱动力矩与主动力矩先同向再反向,同向的过程与区域Ⅰ相同,反向的过程与区域Ⅲ相同,因误差减小而导致。

关节2中的力矩会因为同样的原因而出现同样的情形。关节3的驱动力和主动力的变化趋势基本一致,因为关节3的运动是一维的直线运动,运动方向较容易判断而且驱动力只受垂直作用力的影响。关节1和关节2构成的是平面二维运动,速度矢量的方向是不断变化的,不容易做到主动力方向与速度矢量方向一致。另外,由于末端 x 、 y 方向的交互力经雅可比矩阵转化为关节主动力矩时存在耦合作用,所以主动力矩和驱动力矩容易出现不一致。

从实验结果可知,本文设计的基于速度场变导纳的控制策略可以进行主动康复训练。训练能否进行取决于患者是否施加主动力,所以患者必须发挥主动性才能完成训练任务。当患者用力方向不正确时,机器人在规划的速度场下也能向期望轨迹运动,从而提醒患者正确的运动方向,具有引导作用。此种策略尤其适合于空间位置不好掌握的患者。

2.2.2 多次主动助力实验

在多次主动训练中,根据定义的有利意图角的时间占比 γ 可以改变导纳系数的上限值。实验中令 $\Delta K_i = (50, 50, 10)$, $i = 1, 2, 3$; $a = 0.6$; $b = 0.4$ 。

图14给出了训练过程中每完成一次训练任务的时间和过程中的意图角小于 $\pi/2$ 的训练时间。完成单次任务的时间,不同的斜线代表不同的训练次数,可以看出,每一次完成训练的用时是不相同的,即训练摆脱了时间维度的限制,可以更好地发挥患者的主动性。

根据式(7)计算得到时间占比 γ ,并根据式(8)修改导纳系数的上限 $K_{\max}$,每一次系数的修改都是依据上一次训练的 γ 值,动态修改导纳参数的结果如图15所示。关节1和关节2的导纳系数上限初值是1 100,关节3的导纳系数上限初值是40。根据设置的判断条件,前两轮 $\gamma < 0.4$,意味着患者的主动控制能力还不够好,或者是对训练任务不熟悉,所以 $K_{\max}$ 会增加。第3轮和第4轮的时候 $K_{\max}$ 增加到了1 200(关节1、2)和60(关节3),导致这两轮的训练时间比较短,分别为35.83 s和31.82 s。因为此时导纳参数随主动力增大而增大的速度会加快,而且当主动力超出有效范围时导纳参数也更大,导纳控制输出的驱动力也会变大,提高机器人的引导能力。

导纳参数的改变,会改变训练过程中患者的主动力输出情况。因为第1轮的起始位置并不在期望轨迹的一端,所以对第2轮到第6轮的数据进行了统计对比,如图16所示。图中的主动力总和是指末

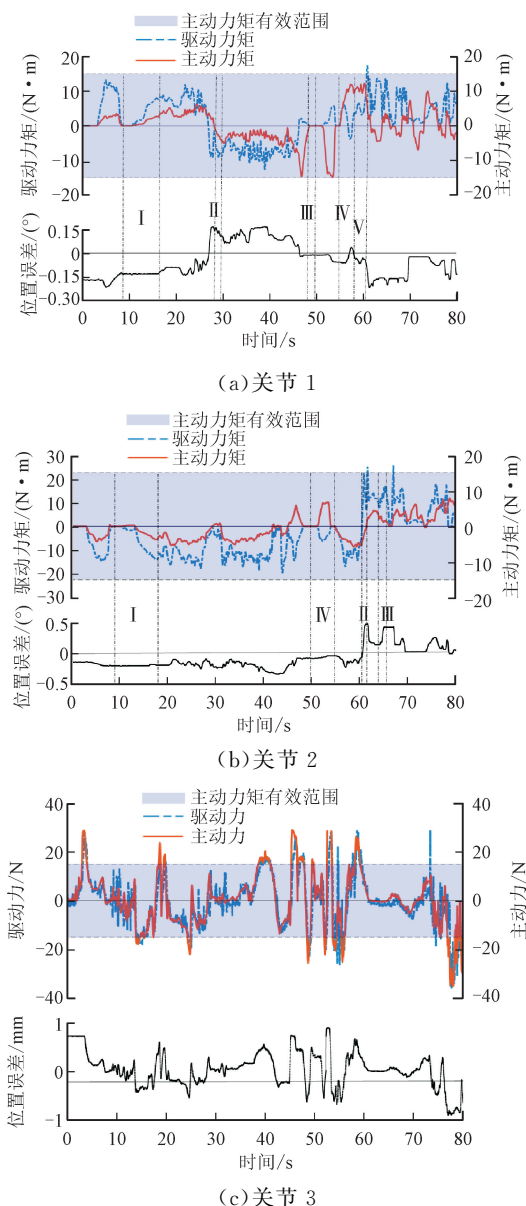


图13 主动训练时机器人关节力矩变化情况

Fig. 13 Variation of joint torque while training

端三维力传感器检测到的 x 、 y 、 z 3 个方向的交互力的合力标量。训练时间和主动力总和的具体值列于表 2。可以看出,第 4 轮的时间(31.82 s)和主动力总和(694.4 N)是最小的,说明患者经过前几轮的训练,逐渐熟悉了训练轨迹,而且此时的导纳参数($K_{\max}=1\,200$)比较大也有利于患者完成训练任务。控制策略是基于前两轮的训练表现判断当前的训练任务对于患者来说比较困难,修改导纳参数后的训练会增强患者的信心并调动其参与训练的积极性。经过第 3 轮和第 4 轮的训练表现,控制策略根据判断条件认为此时的患者的主动控制能力比较好,所以在第 5 轮和第 6 轮中,通过减小导纳参数值来提高训练任务的难度,以进一步激发患者的主动能力。

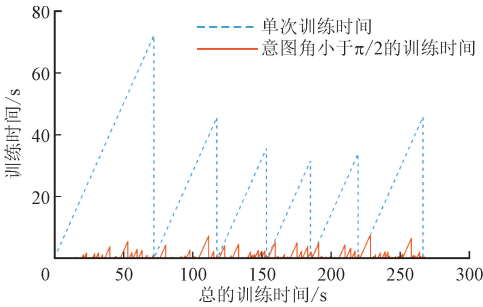


图 14 主动训练时间统计
Fig. 14 Time of the active training

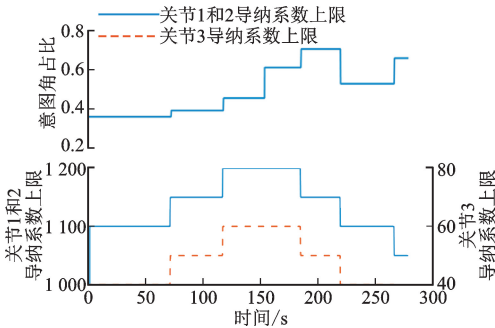


图 15 导纳系数上限的变化
Fig. 15 Variation of the maximum of admittance parameter

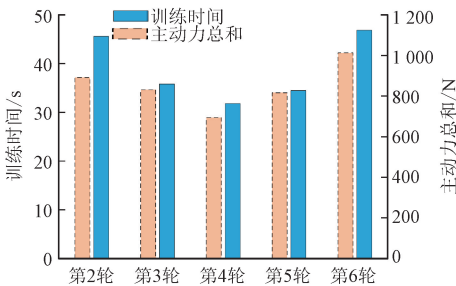


图 16 不同轮数的训练时间和主动力的情况
Fig. 16 Total time and active force of different training rounds

表 2 训练时间和主动力总和的具体值		
Table 2 Specific value of total training time and initiative		
训练轮数	训练时间/s	主动力总和/N
第 2 轮	45.60	892.2
第 3 轮	35.83	831.4
第 4 轮	31.82	694.4
第 5 轮	34.46	816.7
第 6 轮	46.90	1 014.0

整个训练过程会不断地根据表征指标 r 来评估患者主动控制能力,并调整导纳参数。在依靠患者主动力完成训练的过程中,刺激患者的主动意识,增强患者完成训练任务的信心和调动患者的主动参与能力。实验中,多轮训练的实际轨迹如图 17 所示,说明文中提出的主动训练策略既能给患者一定的自由度,又能保证误差在一定范围内。

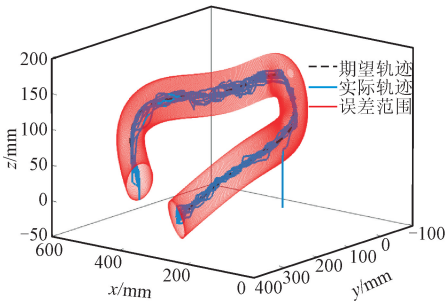


图 17 实际训练轨迹和误差范围
Fig. 17 Real trajectory and the error scope

3 结 论

本文基于新型 3 自由度上肢康复机器人进行了主动康复训练策略研究,得到如下结论。

(1)基于康复医师根据患者个体特征规划的空间不规则训练轨迹,构建速度场来编码训练轨迹,打破了训练任务的时间维度约束,患者可以根据自己的能力以比较舒适的速度进行康复训练。

(2)在速度场的基础上设计变导纳助力策略,不再将患者的主动力作为机器人的直接驱动力,而是以患者主动力为输入改变导纳参数,然后由控制策略输出驱动力的方式进行引导助力。控制器设计简单,且能使患者主动参与训练。训练过程能保持速度场规划的训练方向,避免反向运动。

(3)定义意图角来反映患者主动力方向与规划方向是否一致,简单且直观。进一步,将训练中出现有利的主动意图(意图角 $\bar{\omega} \in [0, \pi/2)$) 的时间与训

练总时间的比值 γ 来表征单轮主动训练过程中患者的主动控制能力。将 γ 划分到不同区间来修改导纳参数的上限,使训练任务可以动态适应患者的表现。当 $\gamma \leq 0.4$ 时,提高机器人的引导性,使患者调整主动方向加快完成训练的速度,增强患者的训练信心;当 $\gamma \geq 0.6$ 时,提高训练任务难度,单轮训练中患者输出更多的主动动力,即激发了患者更多的主动动力。

参考文献:

- [1] GASSERT R, DIETZ V. Rehabilitation robots for the treatment of sensorimotor deficits: a neurophysiological perspective [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2018, 15(1): 46.
- [2] WARRAICH Z, KLEIM J A. Neural plasticity: the biological substrate for neurorehabilitation [J]. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 2010, 2(12S): S208-S219.
- [3] WOLBRECHT E T, CHAN V, REINKENSMEYER D J, et al. Optimizing compliant, model-based robotic assistance to promote neurorehabilitation [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2008, 16(3): 286-297.
- [4] LUO Lincong, PENG Liang, WANG Chen, et al. An assist-as-needed controller for robotic rehabilitation therapy based on RBF network [C]//2018 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN). Piscataway, NJ, USA; IEEE, 2018: 1-7.
- [5] 苗青, 孙晨阳, 张明明, 等. 基于任务表现的机器人辅助康复自适应控制策略 [J]. *机器人*, 2021, 43(5): 539-546, 556.
MIAO Qing, SUN Chenyang, ZHANG Mingming, et al. Performance-based adaptive control strategy for robot-assisted rehabilitation [J]. *Robot*, 2021, 43(5): 539-546, 556.
- [6] WANG Jiajin, ZHANG Jiaji, ZUO Guokun, et al. A reward-punishment feedback control strategy based on energy information for wrist rehabilitation [J]. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 2020, 17(5): 1729881420940651.
- [7] 陈盛, 严以哲, 徐国政, 等. 面向肩关节自适应调节助力的镜像式主动康复训练 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2021, 38(2): 351-360.
CHEN Sheng, YAN Yizhe, XU Guozheng, et al. Mirror-type rehabilitation training with dynamic adjustment and assistance for shoulder joint [J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2021, 38(2): 351-360.
- [8] PEHLIVAN A U, LOSEY D P, O'MALLEY M K. Minimal assist-as-needed controller for upper limb robotic rehabilitation [J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2016, 32(1): 113-124.
- [9] ZHANG Xiaodong, YIN Gui, LI Hanzhe, et al. An adaptive seamless assist-as-needed control scheme for lower extremity rehabilitation robots [J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers: Part I Journal of Systems and Control Engineering*, 2021, 235(6): 723-734.
- [10] 梁旭, 王卫群, 苏婷婷, 等. 下肢康复机器人的主动柔顺自适应交互控制 [J]. *机器人*, 2021, 43(5): 547-556.
LIANG Xu, WANG Weiqun, SU Tingting, et al. Active compliant and adaptive interaction control for a lower limb rehabilitation robot [J]. *Robot*, 2021, 43(5): 547-556.
- [11] ERDOGAN A, PATOGLU V. Online generation of velocity fields for passive contour following [C]//2011 IEEE World Haptics Conference. Piscataway, NJ, USA; IEEE, 2011: 245-250.
- [12] SHAHBASI M, ATASHZAR S F, TAVAKOLI M, et al. Robotics-assisted mirror rehabilitation therapy: a therapist-in-the-loop assist-as-needed architecture [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2016, 21(4): 1954-1965.
- [13] LI Yanfang, PATOGLU V, O'MALLEY M K. Negative efficacy of fixed gain error reducing shared control for training in virtual environments [J]. *ACM Transactions on Applied Perception*, 2009, 6(1): 3.
- [14] ZHANG Leigang, GUO Shuai, SUN Qing. An assist-as-needed controller for passive, assistant, active, and resistive robot-aided rehabilitation training of the upper extremity [J]. *Applied Sciences*, 2021, 11(1): 340.
- [15] 徐国政, 宋爱国, 高翔, 等. 基于情绪感知的机器人辅助主动康复训练任务控制方法 [J]. *机器人*, 2018, 40(4): 466-473.
XU Guozheng, SONG Aiguo, GAO Xiang, et al. Control method for robot-aided active rehabilitation training tasks based on emotion perception [J]. *Robot*, 2018, 40(4): 466-473.
- [16] CHIA E Y, CHEN Yilian, CHIEN T C, et al. Velocity field based active-assistive control for upper limb rehabilitation exoskeleton robot [C]//2020 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). Piscataway, NJ, USA; IEEE, 2020: 1742-1748.
- [17] 方晓柯, 韩冰, 朱雪枫, 等. 基于速度场的上肢康复机器人的主动控制策略 [J]. *东北大学学报(自然科学*

- 版), 2018, 39(2): 153-157, 171.
- FANG Xiaoke, HAN Bing, ZHU Xuefeng, et al. Active control strategy for upper limb rehabilitation robot based on velocity field [J]. Journal of Northeastern University (Natural Science), 2018, 39(2): 153-157, 171.
- [18] ASL H J, YAMASHITA M, NARIKIYO T, et al. Field-Based assist-as-needed control schemes for rehabilitation robots [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2020, 25(4): 2100-2111.
- [19] ASL H J, NARIKIYO T. An assistive control strategy for rehabilitation robots using velocity field and force field [C]//2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2019: 790-795.
- [20] ERDOGAN A, PATOGLU V. Slacking prevention during assistive contour following tasks with guaranteed coupled stability [C]//2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2012: 1587-1594.
- [21] LI P Y, HOROWITZ R. Passive velocity field control of mechanical manipulators [J]. IEEE Transactions on Robotics and Automation, 1999, 15(4): 751-763.
- [22] CAO Jinghui, XIE Shengquan, DAS R, et al. Control strategies for effective robot assisted gait rehabilitation: the state of art and future prospects [J]. Medical Engineering & Physics, 2014, 36(12): 1555-1566.
- [23] SAMUEL O W, ASOGBON M G, GENG Yanjuan, et al. Decoding movement intent patterns based on spatiotemporal and adaptive filtering method towards active motor training in stroke rehabilitation systems [J]. Neural Computing and Applications, 2021, 33(10): 4793-4806.
- [24] GUIDALI M, KELLER U, KLAMROTH-MARGANSKA V, et al. Estimating the patient's contribution during robot-assisted therapy [J]. Journal of Rehabilitation Research and Development, 2013, 50(3): 379-394.
- [25] YANG Ziyi, GUO Shuxiang, LIU Yi, et al. An intention-based online bilateral training system for upper limb motor rehabilitation [J]. Microsystem Technologies, 2021, 27(1): 211-222.
- [26] MENG Qiaoling, YUE Yiming, LI Sujiao, et al. Electromyogram-based motion compensation control for the upper limb rehabilitation robot in active training [J]. Mechanical Sciences, 2022, 13(2): 675-685.

(编辑 杜秀杰 陶晴)