

基于速度场的上肢康复机器人的主动控制策略

方晓柯, 韩冰, 朱雪枫, 王建辉

(东北大学信息科学与工程学院, 辽宁沈阳 110819)

摘 要: 针对上肢辅助康复机器人在临床使用中的安全性和平稳性,以及主动康复阶段对患者主动参与康复训练的要求,采用了有别于传统轨迹跟踪的轮廓跟踪策略,并设计了一个主动控制器.轮廓跟踪策略是通过空间中的速度场约束机器人的运动来实现的.速度场可使机器人平滑而稳定地沿着期望的空间曲线运动.主动控制器引入了患者作用力,使机器人的运动速度能够根据患者所施加的作用力进行调整,实现患者主动参与康复训练的目的.仿真结果表明,轮廓跟踪-主动控制策略能够在保证跟踪精度的同时实现人机交互.

关 键 词: 上肢康复机器人;速度场控制;轮廓跟踪;主动控制

中图分类号: TP 241.3

文献标志码: A

文章编号: 1005-3026(2018)02-0153-06

Active Control Strategy for Upper Limb Rehabilitation Robot Based on Velocity Field

FANG Xiao-ke, HAN Bing, ZHU Xue-feng, WANG Jian-hui

(School of Information Science & Engineering, Northeastern University, Shenyang 110819, China. Corresponding author: HAN Bing, E-mail: 994055925@qq.com)

Abstract: Considering the safety and stability of an upper limb rehabilitation robot and patients' active participation in rehabilitation training stage, a contour following strategy different from trajectory tracking is applied, as well as an active controller. The contour following strategy can be implemented through confining robot's motion by velocity fields. The velocity fields enable the robot to follow desired curves in space smoothly and stably. The velocity of robot motion can be adjusted according to the patient's forces which are taken into account in the active controller, thus promoting the patients to participate rehabilitation training actively. Simulation results show that the contour following and active controller ensure tracking precision and realize human-robot interaction.

Key words: upper limb rehabilitation robot; velocity field control; contour following; active control

脑卒中是导致疾病和死亡的主要因素^[1],给我国医疗卫生事业的发展造成了巨大压力,因此,康复机器人的研究具有重要意义.根据患者病情不同,康复训练主要分为被动训练和主动训练两个阶段.研究表明患者的主动参与和主动运动意愿的激发,对脑卒中患者运动功能康复有着强化和促进作用^[2].

为了满足康复机器人在临床使用中的安全性和平稳性,以及主动训练阶段患者主动参与康复训练的要求,本文采用了基于速度场控制的轮廓

跟踪策略来保证机器人运动的安全和稳定.此外,还设计了一个主动控制器,该控制器不仅保证了机器人在不显著偏离期望运动曲线的情况下,允许患者主动调节机器人的运动速度,而且保证了患者在出现痉挛等情况时的安全.

目前,康复机器人大多采用轨迹跟踪方式辅助患者进行康复训练^[3-6].轨迹跟踪方式的期望轨迹是以时间 $t \in \mathbf{R}_+$ 为自变量的函数 $y_d(t) \in \Omega$,其中 Ω 为机器人工作空间.轨迹跟踪要求机器人的实际位置 $y(t)$ 满足 $y(t) - y_d(t) \rightarrow 0$.轮廓跟踪

并不强调运动的实时性,其期望轨迹是一个与时间无关的参数 $s \in \mathbf{R}$ 为自变量的函数 $f(s) \in \Omega$. 轮廓跟踪仅要求机器人在期望轨迹上运动即可,注重的是运动平滑性,对在轨迹上每一时刻的具体位置和运动速度不作要求. 轮廓误差是当前位置距离期望轨迹的最小距离,用于衡量轮廓跟踪的精度.

在康复训练过程中不需要机器人跟踪期望运动曲线上随时间变化的位置点,仅要求机器人在期望运动曲线上运动即可,同时为了保证康复训练过程中患者的安全和舒适,还要求机器人的运动是平滑而稳定的. 相比于轨迹跟踪,轮廓跟踪更能满足上述要求,更适用于康复训练.

1 上肢康复机器人模型

1.1 上肢康复机器人运动学模型

针对上肢康复机器人,利用 D-H 表示法来推导机器人运动学方程. 根据康复机器人的机械结构,为每个关节指定一个本地的参考坐标系,再结合各关节的几何关系获取 D-H 参数,如表 1 所示. 其机械结构各关节坐标系的位置关系见图 1.

表 1 机器人 D-H 参数 Table 1 D-H parameters of the robot				
i	θ_i	d_i	a_i	$\alpha_i/(\text{ }^\circ)$
1	θ_1	0	0	90
2	θ_2	0	l_2	0
3	θ_3	0	l_3	0

表 1 中, θ_i 表示相邻坐标系 x 轴重合时绕 z 轴的旋转角度, d_i 表示相邻坐标系 x 轴共线时沿着 z 轴平移的距离, a_i 表示相邻坐标系原点重合时沿着 x 轴平移的距离, α_i 表示相邻坐标系 z 轴重合时绕 x 轴旋转的角度.

康复机器人的各个关节相对上一个关节的变化矩阵为

$$A_i = \begin{bmatrix} c_i & -s_i c\alpha_i & s_i s\alpha_i & a_i c_i \\ s_i & c_i c\alpha_i & -c_i s\alpha_i & a_i s_i \\ 0 & s\alpha_i & c\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; \quad (1)$$
$$s_i = \sin\theta_i, c_i = \cos\theta_i,$$
$$s\alpha_i = \sin\alpha_i, c\alpha_i = \cos\alpha_i.$$

康复机器人末端相对于基坐标系的总变换矩阵为

$${}^R_H T = A_1 A_2 A_3. \quad (2)$$

式(2)即为运动学模型,它给出了各关节角

度与康复机器人末端的位置与姿态之间的关系.

1.2 上肢康复机器人动力学模型

图 1 所示的上肢康复机器人为一个五自由度机器人,由于末端的杆件 4,5 的参数值较小,可将杆件 3,4,5 视作一个整体,简化成为三自由度系统. 简化后的机械参数如表 2 所示.

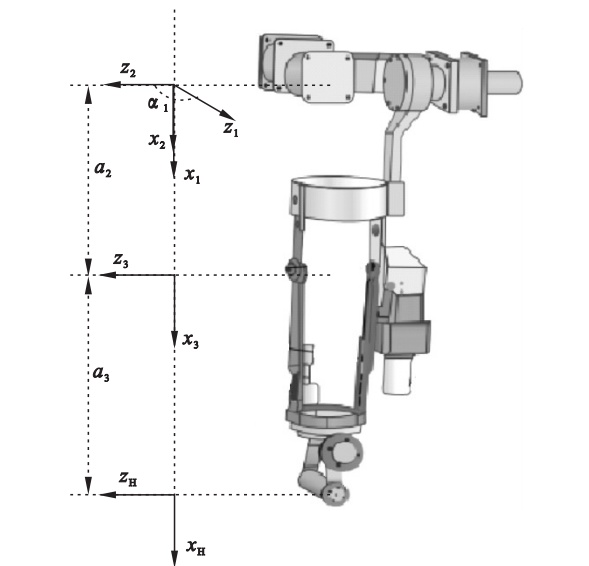


图 1 机器人结构示意图
Fig. 1 Schematic of robot structure

表 2 上肢康复机器人机械参数 Table 2 Mechanical parameters of the robot			
杆件	质量/kg	长度/m	重心距离/m
1	2.371 23	0.105	0.120
2	0.992 6	0.290	0.145
3	4.322	0.357	0.138

利用拉格朗日函数法可建立上肢康复机器人的动力学模型:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau. \quad (3)$$

式中: q 为 3×1 维的关节位移向量; \dot{q} 为 3×1 维的关节速度向量; τ 为 3×1 维的控制力矩; $M(q)$ 为 3×3 维对称正定惯性矩阵; $C(q, \dot{q})\dot{q}$ 为 3×1 维的向心力和科里奥利扭矩; $G(q)$ 为 3×1 维的重力矩.

2 速度场设计

速度场是利用一个以空间位置为自变量、空间中的运动速度为因变量的矢量函数来描述的. 基于速度场的控制方式可实现轮廓跟踪策略^[7-8].

为了设计满足平稳性和安全性的速度场,本文应用矢量合成方法设计空间中每点处的速度矢量.

设机器人工作空间中位置点为 $r(x, y, z) \in$

\mathbf{R}^3 , 期望运动曲线为 $\mathbf{f}(s) = [f_x(s), f_y(s), f_z(s)]^T$, 其中参数 $s \in \mathbf{R}$ 为与时间无关的实数. 设当 $s = s^*$ 时有曲线 $\mathbf{f}(s)$ 上的点 $\mathbf{f}(s)|_{s=s^*} = \mathbf{f}_{\text{clo}}(s^*)$ 与点 $\mathbf{r}(x, y, z)$ 的距离最小, 记为 E , 定义这个最小距离为轮廓误差. 计算表达式如下:

$$E = |\mathbf{f}_{\text{clo}}(s^*) - \mathbf{r}(x, y, z)|. \quad (4)$$

曲线 C 上 $s = s^*$ 处的切向量为 \mathbf{T} , 由点 $\mathbf{r}(x, y, z)$ 指向点 $\mathbf{f}_{\text{clo}}(s^*)$ 的法向量为 \mathbf{N} , 如图2所示.

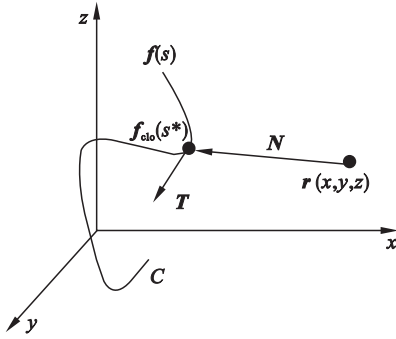


图2 速度场中某点处的切向速度与法向速度
Fig. 2 Tangential and normal velocity at a point

计算 \mathbf{T} 与 \mathbf{N} 的表达式如下:

$$\mathbf{T} = \dot{\mathbf{f}}(s)|_{s=s^*}, \quad (5)$$

$$\mathbf{N} = \mathbf{f}_{\text{clo}}(s^*) - \mathbf{r}(x, y, z). \quad (6)$$

利用机器人工作空间中某点处的切向速度矢量与法向速度矢量, 加权求和得到该点处的合速度矢量:

$$\mathbf{V} = k_1 \mu_t \mathbf{T} / |\mathbf{T}| + k_2 \mu_n \mathbf{N} / |\mathbf{N}|. \quad (7)$$

其中: $\mu_t = 1 - \tanh(b_1 E)$ 为切向系数; $\mu_n = \tanh(b_2 E)$ 为法向系数; E 为轮廓误差; $b_1, b_2 > 0$ 为调节轮廓误差 E 所占权重的系数, 决定 \mathbf{T} 与 \mathbf{N} 的变化速度; $k_1, k_2 > 0$ 为调节 \mathbf{T} 与 \mathbf{N} 所占权重. k_1 起着调节机器人运动速度的作用, k_2 起着调节机器人向期望运动曲线收敛速度的作用.

利用式(7)可描述一个期望的速度场. 图3为利用式(7)描述的一个笛卡尔空间下的速度场.

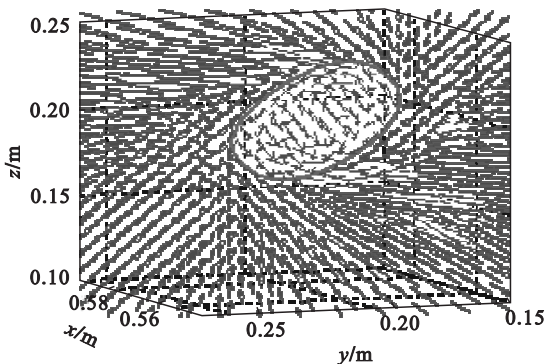


图3 笛卡尔空间下的速度场
Fig. 3 Velocity field in Cartesian space

3 速度场控制器设计

速度场控制器是通过事先设计的速度场来约束机器人的运动, 从而实现轮廓跟踪策略. 首先根据 t 时刻机器人关节角度, 利用运动学方程获得 t 时刻机器人末端的位置 $\mathbf{y}(t) = [x_t, y_t, z_t]^T$. 为了求得在 $\mathbf{y}(t)$ 处机器人末端期望运动速度, 还需要求得 t 时刻曲线 $\mathbf{f}(s)$ 上距离 $\mathbf{y}(t)$ 最近的位置点 $\mathbf{f}(s)|_{s=s^*} = \mathbf{f}_{\text{clo}}(s^*)$, 可利用如下非线性无约束问题求解.

$$\min |\mathbf{y}(t) - \mathbf{f}(s)|, s \in \mathbf{R}. \quad (8)$$

根据式(4)~(6)求得轮廓误差为

$$E = |\mathbf{f}_{\text{clo}}(s^*) - \mathbf{r}(x, y, z)|_{r=\mathbf{y}(t)}. \quad (9)$$

切向量为

$$\mathbf{T} = \dot{\mathbf{f}}(s)|_{s=s^*}, \quad (10)$$

法向量为

$$\mathbf{N} = \mathbf{f}_{\text{clo}}(s^*) - \mathbf{r}(x, y, z)|_{r=\mathbf{y}(t)}. \quad (11)$$

利用描述速度场的矢量函数(7)求得 t 时刻机器人末端点期望速度 \mathbf{V} . 另外还需要将笛卡尔空间下机器人末端点速度转换成关节空间下的关节角速度, 转换表达式如下:

$$\dot{\mathbf{q}}_v = \mathbf{J}^{-1} \mathbf{V}. \quad (12)$$

式中: \mathbf{V} 为期望的机器人末端点速度; $\dot{\mathbf{q}}_v$ 为期望的机器人末端点运动速度对应的关节角速度; \mathbf{J}^{-1} 为机器人雅克比矩阵 \mathbf{J} 的逆. 速度场控制的流程如图4所示.

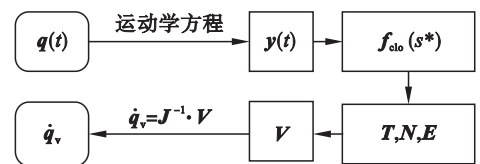


图4 速度场控制流程图
Fig. 4 Flow chart for the velocity field control

4 主动控制器设计

主动控制器可使闭环控制系统的能量仅由患者来控制. 未做功时系统能量保持恒定, 做正功时系统能量增加. 由于主动控制器保证了系统能量是有限的, 不会对患者造成持续性的伤害, 从而保证了康复训练的安全.

本文利用动力学模型(3)中的重力项 $\mathbf{G}(\mathbf{q})$ 进行重力补偿, 补偿后系统可等效为一个无重力系统. 系统的外部作用力 $\boldsymbol{\tau}_e$ 主要是患者作用力 $\boldsymbol{\tau}_h$, 即 $\boldsymbol{\tau}_e = \boldsymbol{\tau}_h$. 为了确保外部作用力 $\boldsymbol{\tau}_e$ 对系统能量的

控制,应保证如下表达式成立^[9-10]:

$$\int_0^t \tau_c^T \dot{q} d\tau \geq -c^2. \quad (13)$$

式中 c 为某一实数.

本控制系统的机器人运动曲线与机器人的运动速度是独立的,控制器可使系统收敛至期望运动曲线,而机器人的运动速度则是由系统的能量决定.

系统应使如下表达式成立:

$$\dot{q}(t) = \rho \dot{q}_v. \quad (14)$$

式中 ρ 由系统能量决定. 当患者系统做功时,即 $\tau_c \neq 0$, 系统能量会改变, ρ 也会随之改变.

为了保证式(13)、式(14)成立,需要引入一个虚拟状态 q_{n+1} 来存储系统多余的能量,并在需要时将其释放,其本身并不产生能量也不消耗能量. 引入虚拟状态后的增广系统由原系统和一个虚拟飞轮系统构成. 虚拟飞轮系统的动力学表达式为

$$M_F \ddot{q}_{n+1} = \tau_{n+1}. \quad (15)$$

式中: M_F 为虚拟飞轮转动惯量; τ_{n+1} 为虚拟飞轮控制力矩; \ddot{q}_{n+1} 为增广状态 q_{n+1} 的二阶导数.

增广系统的动力学方程为

$$\bar{M}(\bar{q}) \ddot{\bar{q}} + \bar{C}(\bar{q}, \dot{\bar{q}}) \dot{\bar{q}} = \bar{\tau} + \bar{\tau}_c. \quad (16)$$

式中: $\bar{q} = [q^T, q_{n+1}]^T \in \mathbf{R}^{n+1}$ 为增广角度向量, $\dot{\bar{q}}$, $\ddot{\bar{q}}$ 分别为 \bar{q} 的一阶和二阶导数; $\bar{\tau} = [\tau^T, \tau_{n+1}]^T \in \mathbf{R}^{n+1}$ 为增广控制力矩; $\bar{\tau}_c = [\tau_c^T, 0]^T \in \mathbf{R}^{n+1}$ 为增广外部作用力矩; $\bar{M}(\bar{q}) = \begin{bmatrix} M(q) & 0 \\ 0 & M_F \end{bmatrix}$, $\bar{C}(\bar{q}, \dot{\bar{q}}) = \begin{bmatrix} C(q, \dot{q}) & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}$ 分别是增广惯性矩阵与向心力和科里奥利矩阵.

定义增广系统动能为

$$\bar{k}(\bar{q}, \dot{\bar{q}}) = \frac{1}{2} \dot{\bar{q}}^T \bar{M}(\bar{q}) \dot{\bar{q}}. \quad (17)$$

令增广系统期望动能

$$\bar{k}(\bar{q}, \dot{\bar{q}}_v) = \frac{1}{2} (\dot{\bar{q}}_v)^T \bar{M}(\bar{q}) \dot{\bar{q}}_v = \bar{E} > 0, \quad (18)$$

式中: \bar{E} 为正实数; $\dot{\bar{q}}_v = [\dot{q}_v^T, \dot{q}_{v,n+1}]^T$ 为增广期望角速度.

由式(18)整理可得

$$\dot{q}_{v,n+1} = \sqrt{\frac{2}{M_F} (\bar{E} - \frac{1}{2} \dot{q}_v^T M(q) \dot{q}_v)}, \quad (19)$$

\bar{E} 的选取应足够大,以确保式(19)成立.

控制力矩 $\tau_{cfe} = \tau_{cf} + \tau_c$, 其中 τ_{cf} 采用如下控制律进行计算:

$$\bar{\tau} = \bar{\tau}_c + \bar{\tau}_f, \quad (20)$$

$$\bar{\tau}_c = \frac{1}{2E} (\bar{w} \bar{P}^T - \bar{P} \bar{w}^T) \dot{\bar{q}}, \quad (21)$$

$$\bar{\tau}_f = \gamma (\bar{P} \bar{P}^T - \bar{P} \bar{P}^T) \dot{\bar{q}}. \quad (22)$$

式中: $\bar{\tau} = [\tau_{cf}^T, \tau_{n+1}]^T$ 为增广控制力矩; $\bar{\tau}_c$ 和 $\bar{\tau}_f$ 分别为前馈增广控制力矩和反馈增广控制力矩; $\gamma \in \mathbf{R}$ 为控制增益, 决定收敛速度; \bar{p} , \bar{P} 分别为增广系统的冲量和期望冲量; \bar{w} 为期望增广力矩. \bar{p} , \bar{P} , \bar{w} 表达式如下:

$$\bar{p} = \bar{M}(\bar{q}) \dot{\bar{q}}, \quad (23)$$

$$\bar{P} = \bar{M}(\bar{q}) \dot{\bar{q}}_v, \quad (24)$$

$$\bar{w} = \bar{M}(\bar{q}) \dot{\bar{q}}_v + \bar{C}(\bar{q}, \dot{\bar{q}}) \dot{\bar{q}}_v. \quad (25)$$

控制律(20)~(25)能够确保患者作用力矩对闭环控制系统能量的控制并满足 $\dot{q}(t) = \rho \dot{q}_v$.

5 仿真验证与分析

利用 MATLAB/Simulink 中的 SimMechanics 工具箱按照物理关系搭建上肢康复机器人的仿真模型.

仿真中的期望运动曲线 $f(s)$ 是由笛卡尔空间中的关键点利用二次 B 样条插值方法得到的. 该方法简单方便, 且可实现复杂轨迹的设计. 实验中采用了两条轨迹, 分别记为期望曲线 1 和 2. 设置虚拟飞轮系统初始角速度 $\dot{q}_{n+1} = 0.1 \text{ rad/s}$, 使系统具有一定的初始动能. 取虚拟飞轮系统转动惯量 $M_F = 10 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$, 系统期望增广动能 $\bar{E} = 0.05 \text{ J}$.

为了研究外部作用力矩对系统能量的控制, 在仿真过程中引入作用力矩:

$$\tau_c = \begin{cases} J^T k V, & 80 \text{ s} \leq t \leq 110 \text{ s}; \\ 0, & \text{其他}. \end{cases} \quad (26)$$

式中: V 为期望的机器人末端点运动速度; J 为机器人雅克比矩阵; k 为比例系数, $k > 0$ 为做正功, $k < 0$ 为做负功.

期望曲线 1 和 2 对应的增广系统的动能和机器人末端点运动速度的变化情况如图 5、图 6 所示. 无外部作用力矩做功期间增广系统的动能维持初始动能不变. 在 80 s 至 110 s 期间 τ_c 起作用, 增广系统动能增加(减小), 使系统具有了更大(小)的动能. 在 110 s 之后撤去 τ_c , 增广系统动能维持做功后的水平不变. 从图 5 可看出运动速度也有相应变化. 图 6 为期望曲线 2 对应的增广动能与末端速度的变化情况. 图 5 与图 6 表明控制系统性能稳定, 不会因期望曲线的不同而改变, 具有广泛性.

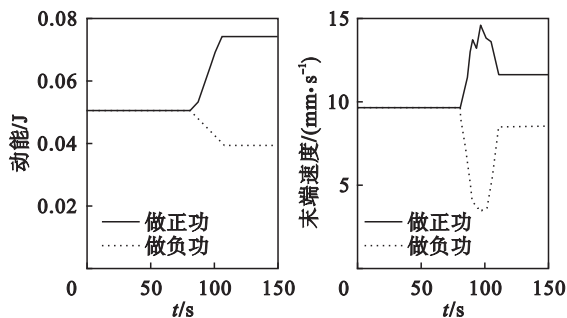


图 5 期望曲线 1 条件下增广系统动能与末端速度
Fig. 5 Kinetic energy of the augmented system and end speed for desired trajectory 1

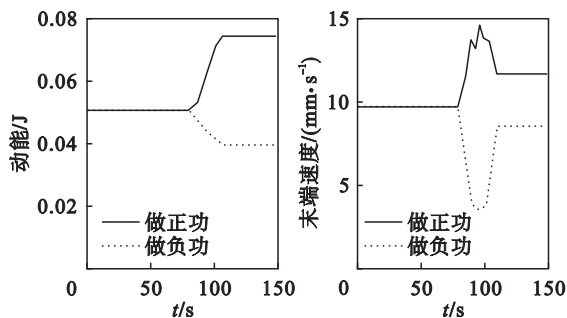


图 6 期望曲线 2 条件下增广系统动能与末端速度
Fig. 6 Kinetic energy of the augmented system and end speed for desired trajectory 2

患者做正功时的轮廓跟踪结果如图 7 所示. 图中给出了式(9)中两个主要参数 k_1 和 k_2 取不同值时运动轨迹变化情况. 减小 k_1 和增大 k_2 使机器人接近期望曲线处的运动更加陡直. 机器人的运动是比较平滑的, 具有较好的鲁棒性.

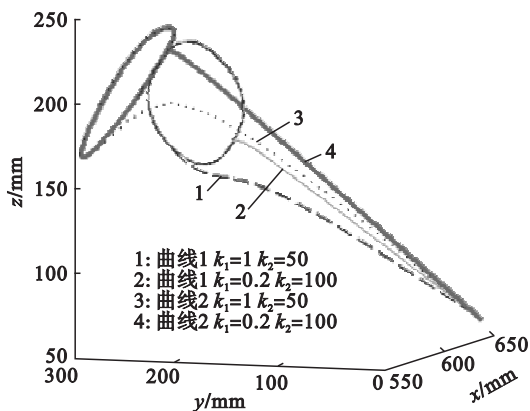


图 7 康复机器人轮廓跟踪轨迹

Fig. 7 Following trajectory contour of rehabilitation robot

患者做正功时系统轮廓误差如图 8 所示. 轮廓误差反映了机器人末端点位置距离期望运动曲线的最小距离. 由图 8 可知, 减小 k_1 和 k_2 可增大轮廓误差的变化率. 从图中可以看出, 在 80 ~ 110 s 患者做功期间, 机器人未出现明显偏离期望曲线的情况.

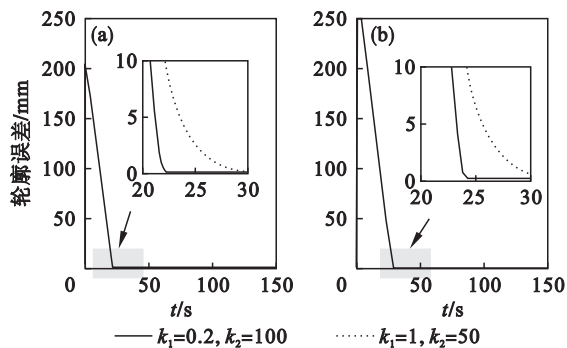


图 8 轮廓误差

Fig. 8 Contour error

(a) —期望曲线 1; (b) —期望曲线 2.

图 9 为机器人肘部失去动力时轨迹跟踪与轮廓跟踪的对比实验结果. 图 9a 为采用文献[4]中基于轨迹跟踪的修正力矩控制的实验结果. 其控制律为

$$\tau = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q), \quad (27)$$

$$\ddot{q} = \ddot{q}_d + K_v \dot{E} + K_p E + K_i \int E dt. \quad (28)$$

式中: $E = q_d - q$; $K_v = \text{diag}(8, 7, 5)$; $K_p = \text{diag}(60, 58, 55)$; $K_i = \text{diag}(0.1, 0.8, 0.5)$. 图 9b 为采用本文所研究的控制策略的实验结果. 设定二者的运动速度为 10 mm/s.

由图 9a 可知在 60 ~ 70 s 时, 由于肘部失去动力同样出现了剧烈的波动, 最大波动速度达到了 220 mm/s. 而图 9b 运动始终是平滑而稳定的, 结果表明了轮廓跟踪策略具有较高的安全性和鲁棒性, 更适合应用于康复机器人的控制.

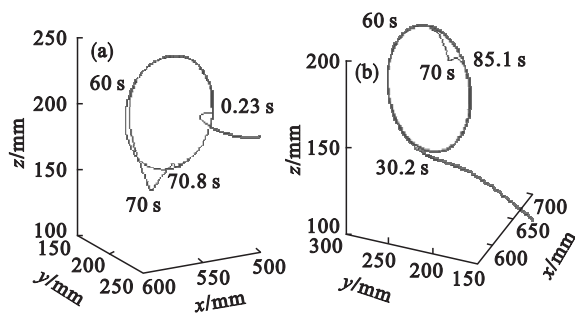


图 9 轨迹跟踪与轮廓跟踪的对比

Fig. 9 Contrast of trajectory tracking and contour following

(a) —轨迹跟踪; (b) —轮廓跟踪.

6 结 论

与传统的康复机器人采用轨迹跟踪方式不同, 本文采用了轮廓跟踪策略, 并用速度场控制实现轮廓跟踪策略. 轮廓跟踪不同于轨迹跟踪, 仅要 (下转第 171 页)