

基于任务需求的仿生手臂在线协调控制技术^①

苏海龙^② 张峻霞 张建国 胡 军

(天津科技大学机械工程学院 天津 300222)

摘 要 针对仿生手臂在目标任务需求改变后对规划平稳动态过程的需求,提出了实时检测动态参数并将其反馈至前向控制环节进行在线协调控制的算法。该算法以基于 Kane 方程的仿生手臂动力学模型为基础,能够实现动力学参数值快速在线调控,判断仿生手臂目标检测点的动态参数偏差,并据此调节仿生手臂各部分姿态参数,使其能按离线动作规划平稳准确地完成目标任务。采用 Matlab 的 Simulink 控制工具箱进行仿真,测评了仿生手臂基于不同目标任务运动过程的生物效能性。实验数据表明,该算法改善了仿生手臂的生物效能性。

关键词 仿生手臂, 任务需求, 在线协调控制, Kane 方程, 生物效能性

0 引 言

仿生机构模型的建立均基于人类肢体完成某些目标任务的需求。仿生手臂的主要任务是模拟人类上肢的动作特性及动作空间,使其能如人体上肢一样为人类服务。仿生手臂运动参数的分析和测评可为医疗康复器械及残障辅助机构等的研制提供重要的参考数据^[1-3]。

人体上肢可完成人类日常生活的大部分动作,因而仿生手臂的生物效能性则成为学者们普遍关注的重点之一。仿生手臂的目标任务不同,对其动态过程的要求也有所不同。端水杯喝水的动作便是生活中常见的目标任务之一,此任务要求仿生手臂的运动既平稳又快速,既有加速、减速过程,亦有平稳匀速过渡过程,这就要求对仿生手臂要有很好的控制手段。由于人体上肢是多自由度多体系统复合运动单元,完整地实现其运动过程仿生有一定困难,在这种情况下,便对仿生手臂的控制系统提出了要求。通过离线屈曲动作规划完成目标任务是构建仿生手臂的设计基础,但若仿生手臂只按其离线规划动作执行某个目标任务,当目标任务属性发生变化时,其自适应性显然是评估仿生手臂生物效能性的关键。

不同的仿生手臂模型,其建模方法及适用层面也各不相同。许多学者就如何最大限度地使仿生手

臂模型更具适应性和通用性进行了探索性的研究,并给出了相应的在线协调控制方法。Fick^[4]建立了第一个人体手臂刚体力学模型,该模型将人体上肢简化为三刚体铰链连杆机构,自由度较少,有一定功效性损失,仿生动作比较单一。随着精确解剖技术和现代控制理论研究的不断深入,Weinberg 等^[5]以上肢某种平面运动过程为对象建立简化的肌肉骨骼模型,用机构动力学方法仿真上肢的运动,在运动学特性和协调性方面取得了一定进展。杨义勇等^[6]建立了包括肌肉肌腱动力特性和神经兴奋肌肉收缩动力学方程的肘关节系统生物力学模型,并针对该关节采用最优控制方法进行了分析计算。

本文在总结已有工作的基础上,结合 Kane 动力学模型提出了对仿生手臂屈曲持物过程的“离线屈曲动作规划+在线协调控制”技术。此技术的特点是在仿生手臂基本屈曲动作的基础上,加入了在线协调控制手段,根据仿生手臂检测点的运动参数实时反馈并调节其运动状态,以满足特定目标任务的动态过程要求,更有效准确地实现了仿生手臂运动的基本效能。

1 模型建立

整个手臂可分为上臂、前臂和手三部分。手臂的运动是靠肩、肘和腕关节的活动来实现的。肩关

① 863 计划(2006AA040201)和天津市应用基础研究计划(07JCYBJC18700)资助项目。

② 男,1976 年生,博士生,讲师;研究方向:仿生机构学及人机工程学;E-mail: suhailong@tust.edu.cn
(收稿日期:2008-11-07)

节可做前屈和后伸,内旋和外展;肘关节可做屈伸和伸展运动;通过尺桡联合关节的共同运动完成前臂的旋内和旋外动作。根据上肢实际的生理结构和已有上肢生物力学模型的经验,建模时采取如下简化^[7]:肩关节视为具有固定回转中心的球铰关节;肘关节和腕关节视为万向联轴关节,忽略旋转中心的游动;三关节铰链点分别位于肢体端面中心;选择每个环节几何中心轴线与基础坐标轴的夹角为广义坐标;各环节惯性参数依据郑秀媛公布的中国成年人人体参数。

因仿生手臂快速屈曲动作模型属于3连杆3转动关节模型,若实验过程中被测仿生手臂模型相对惯性参考系静止,即满足 $\dot{x}_s = \dot{y}_s = 0$,则其自由度为7。设各等效连杆具有分布质量,其质心位于杆件几何中心。3杆仿生手臂模型结构及参数定义如图1所示。图1中, (x_s, y_s) 为上臂与人体躯干球窝连接关节中心的广义坐标, $\theta_i (i = 1, 2, \dots, 7)$ 分别为上臂、前臂和手关节角度的广义坐标; $m_i, l_i, J_i (i = 1, 2, 3)$ 分别为上臂、前臂和手等效杆件的质量、长度及转动惯量。

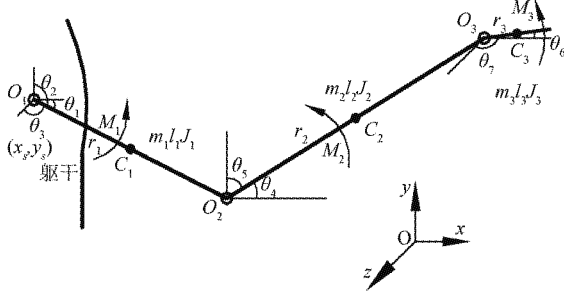


图1 3杆仿生手臂模型参数示意图

采用拉格朗日动力学方程建立3杆仿生手臂模型的动力学方程^[8]

$$J(q)\ddot{q} = b(q, \dot{q}, G, M, F) \quad (1)$$

式中, $J(q) \in \mathbf{R}^{7 \times 7}$ 为仿生手臂惯性矩阵, $q = [\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, \theta_5, \theta_6, \theta_7]^T$ 为7自由度广义坐标列阵, $G = [m_1 g, m_2 g, m_3 g]^T$ 为仿生手臂质量矩阵, $M = [M_1, M_2, M_3]^T$ 为仿生手臂关节驱动力矩, F 为外加干扰力(持物重力)或力矩列阵, $F = [F_1, F_2, F_3]^T$ 。

2 控制策略

2.1 在线协调控制基本原理

仿生手臂协调性是指完成某一指定任务的平

稳、准确和良好控制的运动能力。仿生手臂的快速屈曲运动是一个变加速空间复合运动。结合不同的目标任务,仿生手臂会根据具体的目标点空间位姿、目标路线及目标物理属性变化反馈给控制系统而进行在线调控,以期最优路线及最优动态过程,满足仿生肢体动态平衡性与运动协调性的要求。此调整是由控制仿生手臂的伺服驱动电机及手臂综合控制系统完成的。

利用“离线屈曲动作规划+在线协调控制”补偿算法,可针对不同目标任务对仿生手臂运动进行控制,实现仿生手臂的协调运动,满足目标任务的动态过程要求。系统控制原理如图2所示。图2中,检测点处的瞬态加速度值 a_n 由固定在手臂末端的传感器给出,通过与手臂离线屈曲规划动作的检测点瞬态加速度均值 a_0 相比较,得出补偿激励值,从而启动相应在线协调控制支路,进行在线调整。

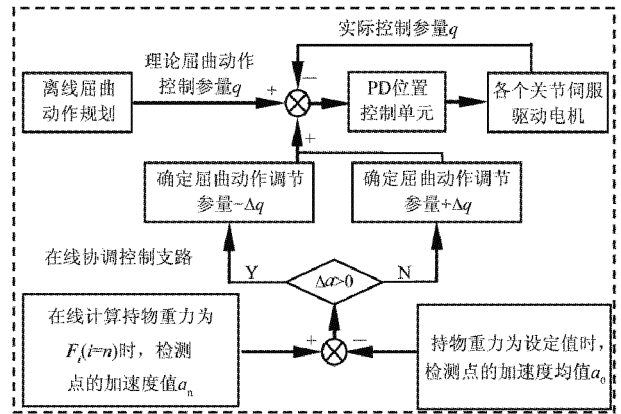


图2 在线协调控制原理框图

图2中 a_0 由式

$$a_0 = \sum_{i=1}^{n-1} \frac{a_i}{n-1} \quad (2)$$

确定。根据 Δa 的量值,对离线屈曲规划动作的广义坐标参量 q 进行调节与控制,并将控制偏差反馈给前端控制通道,实现对仿生手臂的在线动态调整。具体步骤分为以下两步:

(1)当持物重力为设定值时,通过 $n-1$ 次实验所确定的检测点加速度均值 a_0 小于持物重力为 F_i 时的检测点加速度值 a_n 时,说明仿生手臂的屈曲动作与所规划屈曲动作相比较要滞后,其完成整个屈曲动作的时间要延长。在能够满足所持物块稳定状态的基础上,屈曲过程消耗时间越短,则该仿生手臂的生物效能性越好。所以,在越过检测点的下半个屈曲动作行程中,启动在线协调控制方案。根据 Δa

的量值,给仿生手臂的肘关节及腕关节的控制参量 q 变为 $q - \Delta q$,使仿生手臂基于新的参数完成余下的屈曲动作。

(2)当 $a_0 > a_n$ 时,说明仿生手臂此时的屈曲动作状态处于急速、大惯性、非平稳的动作过程,此时其所持物块也处于一个变加速的非理想运动状态。为保证目标任务按规划动态过程进行,需启动在线协调控制方案。根据 Δa 的量值,将仿生手臂的肘关节及腕关节的控制参量 q 变为 $q + \Delta q$,使仿生手臂基于新的参数完成余下的屈曲动作。

2.2 基于 Kane 方程的在线协调控制分析

在不考虑模型杆件内部约束反力的情况下,利用 Kane 方法列写动力学方程有利于数值计算。Kane 方程实质上是在广义坐标系中的达朗伯原理。利用 Kane 方法引入新物理量“广义速率”,将运动方程式由二阶微分方程降为一阶常微分方程,从而可产生简洁的运动方程式,更易于作计算机数值分析,计算时间也更短,从而满足实时计算的要求^[9-11]。

通过电磁跟踪系统实时测量仿生手臂在快速屈曲过程中标记点的运动学参数,得到整个运动过程中肌肉力的动态变化过程,结合离线规划动作肌肉力参数,做出动态调整,并将调整因子反馈回 Kane 动力学方程,从而实现仿生手臂快速屈曲动作的协调控制^[12]。

图 3 所示为基于 Kane 方程的 3 杆仿生手臂模型。上臂、前臂及手部质心与肩、肘及腕关节回转中心距离分别为 r_1 、 r_2 和 r_3 。

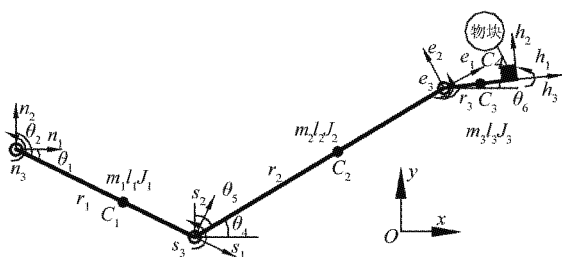


图 3 基于 Kane 方程的仿生手臂模型

为简化讨论,根据文献[3]中人体关节运动范围分析,假设测试过程中仿生手臂相对惯性参考系静止,肘、腕关节均只保留屈伸动作,减去 4 个自由度,采用 3 自由度的 3 杆仿生手臂模型,仿生手臂仅在 xOy 平面内运动。各广义坐标间有如下关系: $\theta_2 = \theta_1 + 90^\circ$, $\theta_4 + \theta_5 = 90^\circ$, θ_3 和 θ_7 2 个自由度去掉,这样,只考虑 θ_1 、 θ_4 、 θ_6 3 个广义坐标。略去手臂不同

部分的外形差异,均以规则柱体来计算其相应物理参数。设大地为惯性参考系 O ,其正交单位矢量为 $o_i (i = 1, 2, 3)$ 。因考虑到实验过程中,肩关节回转中心相对惯性参考系始终保持相对静止,因此,设肩关节回转中心的正交单位矢量为 $n_i (i = 1, 2, 3)$,其定义与惯性参考系 O 的正交单位矢量一致,如表 1 所示。上臂杆、前臂杆与手部杆依次设有一组正交单位矢量 $s_i (i = 1, 2, 3)$ 、 $e_i (i = 1, 2, 3)$ 、 $h_i (i = 1, 2, 3)$,单位矢量 s_1 、 e_1 、 h_1 的方向分别为上臂杆、前臂杆及手部杆的杆长方向。

表 1 单位矢量 o_i 和 n_i 的关系

	o_1	o_2	o_3
n_1	1	0	0
n_2	0	1	0
n_3	0	0	1

肩关节回转中心单位矢量与上臂杆单位矢量间的方向余弦如表 2 所示。上臂杆与前臂杆、前臂杆与手部杆单位矢量间的关系分别如表 3 和表 4 所示。

表 2 单位矢量 n_i 和 s_i 的关系

	n_1	n_2	n_3
s_1	$\cos\theta_1$	$-\sin\theta_1$	0
s_2	$\sin\theta_1$	$\cos\theta_1$	0
s_3	0	0	1

表 3 单位矢量 s_i 和 e_i 的关系

	s_1	s_2	s_3
e_1	$\cos(\theta_1 + \theta_4)$	$\sin(\theta_1 + \theta_4)$	0
e_2	$-\sin(\theta_1 + \theta_4)$	$\cos(\theta_1 + \theta_4)$	0
e_3	0	0	1

表 4 单位矢量 e_i 和 h_i 的关系

	e_1	e_2	e_3
h_1	$\cos(\theta_4 - \theta_6)$	$-\sin(\theta_4 - \theta_6)$	0
h_2	$\sin(\theta_4 - \theta_6)$	$\cos(\theta_4 - \theta_6)$	0
h_3	0	0	1

根据各单位矢量间的关系,利用 Kane 方程列写屈曲动作模型动力学方程,得到检测点的正解加速度,通过比较传感器得到偏差值,进而进行在线协调控制。

经简化处理,适当选取 3 广义速率如下:

$$u_i = \dot{\theta}_i \quad (i = 1, 4, 6) \quad (3)$$

上臂杆、前臂杆及手部杆的角速度分别为

$$\boldsymbol{\omega}_s = u_1 \mathbf{n}_3 \quad \boldsymbol{\omega}_e = u_4 \mathbf{s}_3 \quad \boldsymbol{\omega}_h = u_6 \mathbf{h}_3 \quad (4)$$

上臂杆、前臂杆及手部杆的质心速度分别为

$$\begin{cases} \mathbf{v}_{C_1} = r_1 u_1 \mathbf{n}_1 + r_1 u_1 \mathbf{n}_2 \\ \mathbf{v}_{C_2} = \mathbf{v}_{C_1} + \mathbf{v}_{C_1/C_2} = r_1 u_1 \mathbf{n}_1 + r_1 u_1 \mathbf{n}_2 + \boldsymbol{\omega}_e \times r_2 \mathbf{e}_1 \\ \quad = r_1 u_1 \mathbf{n}_1 + r_1 u_1 \mathbf{n}_2 + r_2 u_4 \mathbf{e}_2 \\ \mathbf{v}_{C_3} = \mathbf{v}_{C_2} + \mathbf{v}_{C_2/C_3} = \mathbf{v}_{C_2} + \boldsymbol{\omega}_h \times r_3 \mathbf{h}_1 \\ \quad = r_1 u_1 \mathbf{n}_1 + r_1 u_1 \mathbf{n}_2 + r_2 u_4 \mathbf{e}_2 + r_3 u_6 \mathbf{h}_2 \end{cases} \quad (5)$$

忽略手持物的外形尺寸影响,则手部末端所持物的质心速度为

$$\mathbf{v}_{C_4} = \mathbf{v}_{C_3} + \mathbf{v}_{C_3/C_4} = \mathbf{v}_{C_3} + \boldsymbol{\omega}_h \times l_3 \mathbf{h}_1 \quad (6)$$

考虑到上臂杆为仿生手臂动力驱动杆,其上的主动力矩 $\mathbf{M}_1$ 由其伺服驱动电机确定,而前臂杆及手部杆的广义主动力矩 $\mathbf{M}_2$ 及 $\mathbf{M}_3$ 均为 0;3 杆的广义惯性力为

$$\mathbf{F}_{C_i}^{*(i)} = \frac{\partial \mathbf{v}_{C_i}}{\partial u_j} \cdot \mathbf{G}_i \quad (i = 1, 2, 3, j = 1, 4, 6) \quad (7)$$

广义惯性力矩为

$$\begin{cases} \mathbf{M}^{*(1)} = \frac{\partial \boldsymbol{\omega}_s}{\partial u_1} \cdot \mathbf{M}_{C_1} \\ \mathbf{M}^{*(2)} = \frac{\partial \boldsymbol{\omega}_e}{\partial u_4} \cdot \mathbf{M}_{C_2} \\ \mathbf{M}^{*(3)} = \frac{\partial \boldsymbol{\omega}_h}{\partial u_6} \cdot \mathbf{M}_{C_3} \end{cases} \quad (8)$$

手部杆件末端所持物的广义惯性力为

$$\mathbf{F}_{C_4}^{*(4)} = \frac{\partial \mathbf{v}_{C_4}}{\partial u_6} \cdot m_0 \mathbf{g} \quad (9)$$

其广义惯性力矩为

$$\mathbf{M}_{C_4}^{*(4)} = \frac{\partial \boldsymbol{\omega}_h}{\partial u_6} \cdot \mathbf{M}_{C_4} \quad (10)$$

式中, $\frac{\partial \mathbf{v}_{C_i}}{\partial u_r}$ 是速度对广义坐标的偏导数,即偏速率;

$\mathbf{F}_{C_r}^{*(r)}$ 为作用于质心 C_r 的广义惯性力,此处为各杆

件及物块重力。

将上述广义主动力、广义主动力矩和广义惯性力、广义惯性力矩代入 Kane 动力学方程组

$$\begin{cases} \sum_{r=1}^4 \mathbf{F}_{C_r}^{(r)} + \mathbf{F}_{C_r}^{*(r)} = 0 \\ \sum_{r=1}^4 \mathbf{M}_{C_r}^{(r)} + \mathbf{M}_{C_r}^{*(r)} = 0 \end{cases} \quad (11)$$

式中, $\mathbf{F}_{C_r}^{(r)}$ 、 $\mathbf{F}_{C_r}^{*(r)}$ 为模型各关节所受广义主动力和广义惯性力, $\mathbf{M}_{C_r}^{(r)}$ 、 $\mathbf{M}_{C_r}^{*(r)}$ 为模型各关节所受广义主动力矩和广义惯性力矩。根据式(11)可确定 3 个未知量 u_1 、 u_4 、 u_6 , 由此可确定仿生手臂在运动过程中任一瞬时的空间位姿。

启用在线协调控制方案后,广义坐标 $\mathbf{q}$ 变为 $\mathbf{q} \pm \Delta \mathbf{q}$, 协调控制参量 $\Delta \mathbf{q}$ 由式

$$\Delta \mathbf{q} = \mathbf{K} \Delta \mathbf{u} = [\mathbf{K}_{u_1} \quad \mathbf{K}_{u_4} \quad \mathbf{K}_{u_6}]^T \Delta \mathbf{u} \quad (12)$$

确定。式中, $\mathbf{K}_{u_1}$ 、 $\mathbf{K}_{u_4}$ 、 $\mathbf{K}_{u_6}$ 分别为仿生手臂在设定持物质量时稳态运动的偏差系数,由比较传感器获得。

3 仿真实验

根据仿生手臂在线协调控制原理框图,构建仿生手臂基于目标任务的快速屈曲持物仿真运动模型。仿生运动参数测量试验采用美国 Polhemus 公司的 Liberty 电磁跟踪系统,利用 2 个速度传感器采集仿生手臂腕关节两侧目标检测点的运动学参数,并利用 Matlab7.04 Simulink 控制工具箱进行仿真实验。仿生手臂固定于基座之上,所完成的目标任务为从高为 0.8m 的工作平台上夹持塑料水杯,并将水杯移至距工作台面 0.45m 高的位置,其空间移动轨迹按设计好的离线屈曲持杯动作规划进行,在移动过程中保持水杯空间位姿不变。每次实验时间为 0.87s,相同实验做 50 次,然后取平均数作为最后的实验数据。

仿真所用的仿生手臂物理参数如表 5 所示。相关物理参数定义如图 1 所示。

表 5 仿生手臂模型物理参数表

	上臂	前臂	手部
几何参数	$l_1 = 0.221\text{m}$	$l_2 = 0.251\text{m}$	$l_3 = 0.177\text{m}$
质心几何参数	$r_1 = 0.5l_1$	$r_2 = 0.5l_2$	$r_3 = 0.5l_3$
各部分质量	$m_1 = 2.27\text{kg}$	$m_1 = 1.36\text{kg}$	$m_1 = 0.95\text{kg}$
各部分转动惯量	$J_1 = 0.12\text{kg}\cdot\text{m}^2$	$J_1 = 0.09\text{kg}\cdot\text{m}^2$	$J_1 = 0.02\text{kg}\cdot\text{m}^2$

为简化处理,在仿真过程中未计入运动控制板、伺服控制板及伺服电机的质量,忽略速度传感器的

质量,仿生手臂的总质量为 4.58kg。仿真过程中,设定采样时间为 0.87s,所持物块设定为 50g、200g 和

500g,忽略其形貌影响。200g 物块作为离线规划屈曲动作设定质量。为验证协调控制算法的有效性 & 控制水平,针对手臂持不同物块做快速屈曲动作,将仿真屈曲动作分为三类。

(1)物块质量为预先设定值 200g,由仿生实验得到的夹持 200g 物块的动态参数 q 作为完成目标任务的参考基准。此过程仅应用离线动作规划步骤,以保证仿生手臂基于目标任务的生物效能性。检测点速度-时间函数图如图 4 所示。

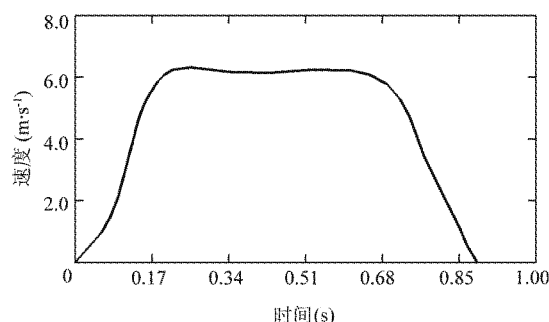


图 4 持物 200g 时检测点速度变化

(2)物块质量为 50g,启动在线协调控制方案,屈曲过程动态参数由 q 变为 $q + \Delta q$ 。检测点速度-时间函数图如图 5 所示。

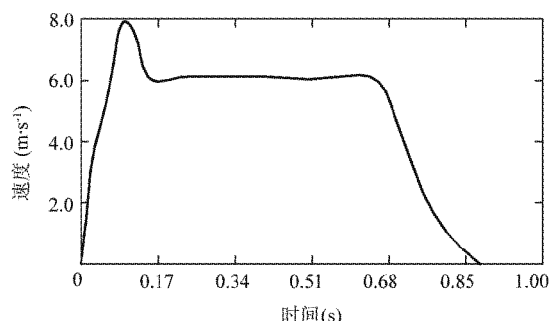


图 5 持物 50g 时检测点速度变化

(3)物块质量为 500g,启动在线协调控制方案,屈曲过程动态参数由 q 变为 $q - \Delta q$ 。检测点速度-时间函数图如图 6 所示。

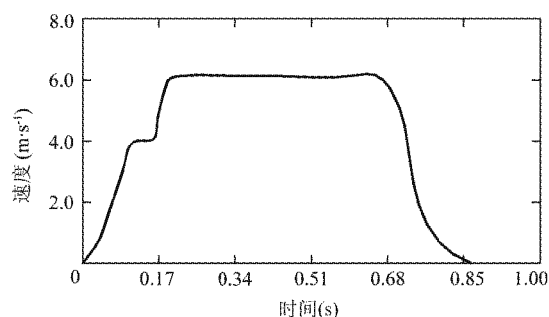


图 6 持物 500g 时检测点速度变化

在步骤(1)中,仿生手臂夹持物为设定值 200g,根据持物离线规划动作的要求,物块运动过程是一个先加速,再平稳过渡,然后减速的一个变化过程。平稳过程的速度均值在 6.17m/s 左右,加速度均值小于 0.13m/s^2 。此速度为仿生手臂完成目标任务的理想速度值,既保证了动作的平稳性,又保证了动作的快速性。动作开始阶段和动作终了阶段的加速度值均在 45.20m/s^2 。

在步骤(2)、(3)中,因物块质量发生了变化,在屈曲过程控制中,其运动状态发生了突变。步骤(2)中在 0.095 ~ 0.160s 范围内,仿生手臂处于急加速过程中。在 $v > 6\text{m/s}$ 时,启动协调控制方案,调整仿生手臂的运动状态,使其恢复至规划运动速度,并保持此速度继续完成余下动作过程。步骤(3)与(2)的情形相反,仿生手臂此时处在一个低速的运行状态,增加了目标任务的时间消耗,需启动协调控制方案,将其恢复至理想屈曲动作规划状态。

文献[6]中利用最优控制算法对肘关节的快速屈曲和旋前复合运动进行了协调控制,其实验结果与模型预测符合度较高,按本文算法,其仿生效能度约为 93%。本文实验通过与自然人体手臂完成日常持杯喝水动作的实测参数相比较(表 6),其仿生效能度在 95% ~ 98% 之间,结果表明在线协调控制技术在一定程度上提高了仿生手臂的生物效能性,使其仿生效果得到了进一步完善。

表 6 仿生手臂与自然人体手臂完成目标任务时检测点速度值比较

持物重		200g	50g	500g
自然人体手臂	加速段($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	3.27	4.31	2.96
	平稳段($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	6.30	6.11	6.08
	减速段($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	2.81	3.72	3.73
仿生手臂	加速段($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	3.21	4.22	2.98
	平稳段($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	6.17	6.05	6.10
	减速段($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	2.79	3.69	3.77

4 结 论

基于仿生手臂的“离线屈曲动作规划 + 在线协调控制”技术,初步解决了仿生手臂在目标任务属性变化情况下的适应性和通用性,完善了仿生手臂的生物效能性,提高了仿生手臂在辅助完成生活任务时的满意程度。采用 3 杆仿生手臂模型,通过 3 种不同目标任务的仿真实验,验证了该技术的有效性。为了便于模型计算,将仿生手臂进行了简化。以后

进一步研究的重点是提高仿生手臂运动模型的复杂性,并精确评估在线协调控制误差及精度,为实现精确在线协调控制仿生手臂奠定基础。

参考文献

- [1] Lemay M A, Crago P E. A dynamic model for simulation movement of the elbow, forearm and wrist. *Journal of Biomechanics*, 1996, 29(10): 1319-1330
- [2] James G A. On the relationship between resultant joint torques and muscular activity. *The American Journal of Sports Medicine*, 1982, 5: 361-367
- [3] 郑秀瑗. 运动生物力学进展. 北京: 国防工业出版社, 1998. 83-136
- [4] Rau G, Schmid R. Movement biomechanics goes upwards from the leg to the arm. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33(8): 1207-1210
- [5] Weinberg A M, Pietsch I T, Helm M B. A new kinematic model of pro and supination of the human forearm. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33(16): 487-491
- [6] 杨义勇, 王人成, 贾晓红等. 人体肘关节复合运动的建模及协调控制. 清华大学学报(自然科学版), 2004, 44(5): 653-656
- [7] Sarah R S, Noshir A L, Sue A S. Multibody computational biomechanical model of the upper body. In: Proceedings of the ASME 2005 International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference, Tokyo, Japan, 2005. 121-129
- [8] Saeed B N. Introduction to Robotics: Analysis, Systems, Applications. New Jersey: Prentice Hall of India Pvt Ltd, 2003. 210-221
- [9] Kane T R, Levinson, D A. Dynamics: Theory and Applications. New York: McGraw-Hill Book Co, 1985. 20-58
- [10] Jung B, Sukhatme G S. Cooperative multi-robot target tracking. In: Proceedings of the 8th International Symposium on Distributed Autonomous Robotic Systems, Minneapolis, Minnesota, USA, 2006. 81-90
- [11] 帅梅, 付成龙, 杨向东等. 不平整地面仿人机器人行走控制策略. 机械工程学报, 2006, 42(8): 1-6
- [12] Roux E, Bouilland S, Godillon-maquinghen A P, et al. Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *Journal of Biomechanics*, 2002, 35: 1279-1283

Online harmonious control technology of human bionical-arm based on task-requirement

Su Hailong, Zhang Junxia, Zhang Jianguo, Hu Jun

(School of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222)

Abstract

To meet the requirements for a bionic-arm in a scheduled smooth-dynamic process caused by the change of its required tasks, an online harmonious control algorithm is proposed. This algorithm, based on the Kane's equation dynamic model of the bionic-arm, can be used to judge dynamic parameters in real-time and reflect them to the preceding control parts by a feedback branch to achieve online regulating. After accomplishing online adjusting the dynamic parameters rapidly, the algorithm is able to acquire the deviations of the target-points' dynamic parameters on the bionic-arm. According to these deviations, the bionic-arm's gesture is regulated to perform the specified task by the previously defined off-line schemes successfully. By using this algorithm, the simulations of some actions which are based on various required task were performed in the Matlab/Simulink environment, thus the biological efficiency of the bionic-arm was verified. The experimental data showed that the algorithm improved the biological efficiency of the bionic-arm.

Key words: bionic-arm, task-requirement, online harmonious control, Kane's equations, biological efficiency