

上肢康复外骨骼重力平衡特性研究

吴青聪¹, 王兴松², 吴洪涛¹, 陈 柏¹

(1. 南京航空航天大学机电学院, 江苏 南京 210016; 2. 东南大学机械工程学院, 江苏 南京 211189)

摘要: 为了辅助偏瘫患者进行上肢运动功能康复训练, 研制了一种具有重力平衡特性的上肢康复外骨骼机器人系统. 首先介绍了外骨骼的机械结构设计以及基于 Matlab/RTW 环境的半物理实时控制平台. 然后基于辅助平衡法建立了系统重力平衡模型, 通过添加零初始长度弹簧以及辅助连杆来平衡外骨骼和人体手臂在康复训练过程中受到的重力. 最后通过仿真和实验, 比较不同平衡条件下所需要施加的关节驱动力矩和肱二头肌的表面肌电信号强度. 在仿真中, 重力平衡状态下的平均关节驱动力矩为非重力平衡状态下的 14.89%. 在两种不同任务的实验中, 重力平衡状态下的表面肌电信号强度分别为非重力平衡状态下的 57.61% 和 63.49%. 结果表明, 实现外骨骼的重力平衡可以有效减小工作过程中的驱动力矩以及能量消耗, 并降低对驱动设备的性能要求.

关键词: 上肢; 康复训练; 外骨骼机器人; 重力平衡; 辅助平衡法

中图分类号: TH122

文献标识码: A

文章编号: 1002-0446(2017)-01-0081-08

Research on the Gravity Balance Characteristics of an Upper Limb Rehabilitation Exoskeleton

WU Qingcong¹, WANG Xingsong², WU Hongtao¹, CHEN Bai¹

(1. College of Mechanical and Electrical Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 210016, China;

2. College of Mechanical Engineering, Southeast University, Nanjing 211189, China)

Abstract: For the purpose of assisting stroke patients to perform upper limb rehabilitation training, a gravity balanced rehabilitation exoskeleton robot system is presented. Firstly, the mechanical structure of the exoskeleton and the Matlab/RTW-based semi-physical real-time control system are described. Then, the gravity balance model of the entire system is established based on the auxiliary balance method. Several zero-free-length springs and auxiliary links are utilized to balance the gravities acting upon the exoskeleton and the human arm during rehabilitation training. Finally, simulations and experiments are carried out to compare the driving torque of each joint and the surface electromyogram signal (sEMG) activities of biceps under different balance conditions. In the simulations, the average driving torque under the balance condition is about 14.89% of that under unbalance condition. The sEMG activities under the balance condition are about 57.61% and 63.49% of those under the unbalance condition while conducting two different experimental tasks. The results demonstrate the effectiveness of gravity balance in reducing driving torques and energy consumption, as well as the performance requirement of actuators.

Keywords: upper limb; rehabilitation training; exoskeleton robot; gravity balance; auxiliary balance method

1 引言 (Introduction)

脑卒中俗称中风, 是由于脑血管堵塞或破裂而造成的急性脑血管循环障碍疾病, 具有高发病率、高死亡率、高致残率、高复发率等特点. 据国家卫生和计划生育委员会发布的《中国脑卒中防治报告(2015)》, 中风已经成为我国的第一死亡原因. 我国中风患者超过 1200 万人, 每年新发病例约为 150 万, 其中死亡、致残率高于 75%. 中风所导致的运动神经受损会使患者出现偏瘫, 造成患侧肢体的运

动功能障碍, 给偏瘫患者的日常生活和工作带来了极大阻碍, 严重危害身心健康, 而且还造成沉重的经济和医疗负担. 因此, 脑卒中后偏瘫的康复治疗已经成为现代康复医学和康复工程的研究重点和热点^[1]. 基于中枢神经系统的高度塑性理论的康复训练运动疗法, 其有效性已被神经康复理论和临床治疗所证明. 在传统的偏瘫临床治疗中, 医师通常以徒手方式对患者进行一对一的康复治疗, 医师个人的治疗手段、经验差异、主观意识以及疲劳程度会直接影响治疗效果, 治疗过程劳动强度大, 护理成

本高昂,而且医师和患者的数量比例严重失衡,难以满足日益增长的医疗需求^[2]。

近几十年来,康复机器人已经成为神经功能康复治疗领域的研究热点,它可以辅助甚至替代医师为患者提供更加持续、有效以及更具针对性的康复训练治疗,缓解康复医疗人力资源紧缺问题,而且可以实时记录患者的治疗数据,为病情评估和方案改进提供客观依据^[3]。由于人体上肢的运动神经系统和肌肉系统要远比下肢复杂,因此上肢偏瘫的康复过程更加困难和缓慢。上肢康复机器人经过多年的发展已经取得了诸多的研究成果,根据机械结构特点可以将其划分为末端牵引式上肢康复机器人和外骨骼式上肢康复机器人。末端牵引式上肢康复机器人通常只与患者的手部或前臂单端接触,患者通过手持康复装置的末端执行器来进行康复训练,其结构相对简单,操作方便,但训练范围和效果有限,典型代表有 Haptic Master^[4]、MIME^[5]、REHAROB^[6]以及 ARM Guide^[7]等。Haptic Master 与 MIME 将工业机械臂与具有力反馈功能的末端执行器进行结合,能辅助患者进行阻抗训练。REHAROB 采用双臂并联式结构,通过双臂协调控制实现患者被动训练治疗。ARM Guide 采用力/位混合控制策略,辅助患者沿着直线轨道进行往复康复训练,提高患肢控制力。外骨骼式上肢康复机器人具有可穿戴的特点,其机械结构与人体手臂的解剖结构相类似,人机之间的运动关节存在对应关系,而且具有多处连接位置。外骨骼机器人结构相对复杂,运动协调性要求高,但其训练模式多样,针对性强,典型代表有 ARMin^[8]、BONES^[9]、RUPERT^[10]以及 IntelliArm^[11]等。ARMin 和 IntelliArm 采用伺服电机直接驱动的方式,实现外骨骼各关节的位置/力控制,整体结构相对笨重。BONES 和 RUPERT 利用气缸和气动肌肉的驱动方式来减轻系统负重,但驱动能力有限,控制复杂。

现有的上肢康复机器人往往没有考虑轻量化设计,不合理的机械结构不仅增大了机器人系统的体积、负重、功耗以及驱动装置的性能要求,而且在系统发生故障时会造成系统失控和患肢坠落等隐患,危害患者的安全。将重力平衡原理引入上肢康复机器人的结构设计中能很好地解决这些问题。机器人在重力场中的运动往往伴随着重力势能的变化,因此需要克服自身的重力做功。机器人的重力平衡是通过添加辅助机构来平衡所承受的重力作用,实现在重力场中任意姿态的平衡稳定^[12],即等

效于工作在失重状态,实现机器人系统的重力平衡可以有效减小能量消耗,降低驱动装置的成本,优化整体结构设计,改善工作过程动态性能和安全性,因此在工业机器人、医疗机器人以及其他特种机器人等领域得到广泛应用^[13-15]。Agrawal 等人对 2 自由度平面机构以及 3 自由度空间机构的重力平衡问题进行了深入的研究^[16],并基于重力平衡原理设计了下肢康复外骨骼,能辅助患者的髋关节和膝关节在矢状面中完成不同强度的康复训练^[17]。

本文基于重力平衡原理设计了一种用于辅助偏瘫患者进行上肢运动功能治疗的外骨骼机器人。基于辅助平衡法推导人机整体的重力平衡模型,通过添加零初始长度弹簧以及辅助连杆来平衡系统受到的重力。通过仿真分析和实验研究,验证了重力平衡特性对于降低外骨骼关节驱动力矩与电机驱动性能要求的有效性。

2 上肢康复外骨骼设计 (Design of the upper limb rehabilitation exoskeleton)

图 1 所示为上肢康复外骨骼系统整体结构示意图,其主要由外骨骼执行机构、重力平衡装置、自适应移动平台、伺服驱动电机、套索传动模块、支架、移动轮椅、工业控制计算机及其外围设备与显示模块等部件组成。外骨骼执行机构实现肩关节旋内/旋外自由度、外摆/内收自由度、前屈/后伸自由度,肘关节屈曲/超伸自由度,前臂旋前/旋后自由度,以及腕关节尺屈/桡屈、背屈/掌屈自由度总共 7 个自由度的康复训练。外骨骼肩关节机构末端固连在自适应移动平台上,可以适应人体肩关节在运动过程中的位置变化^[18]。外骨骼执行机构采用套索驱动的形式实现驱动电机与执行机构的分离以及系统整体的优化设计^[19]。伺服驱动电机 (SGMAV-2R8A0, 安川) 被固定在支架中,并通过套索驱动模块将驱动力矩传递到各外骨骼关节。康复训练对象可以坐在高度可调节的移动轮椅上,通过柔性绑带与外骨骼上臂相连接,手部握紧末端的操作手柄,并在外骨骼的辅助下进行康复训练。外骨骼前臂和上臂的长度是可调的,可以满足身高范围为 1.6m ~ 1.9m 的穿戴者的需求。外骨骼各关节均安装有旋转电位器 (WDJ22A-10K, OMTER),用于检测关节位置,末端手柄装有 6 维力传感器 (ATI-Nano40, ATI),用于检测人机之间的交互力。为了保证训练过程中的安全性,外骨骼各关节均设置机械限位装置,保证关节运动范围小于人体极限运动范围。此外,在出现紧急状况的时候,训练者以及监护者均可以通过急停开关停止系统的工作。

零初始长度弹簧以及辅助连杆组成了重力平衡装置, 能避免系统断电后出现安全隐患^[16]。

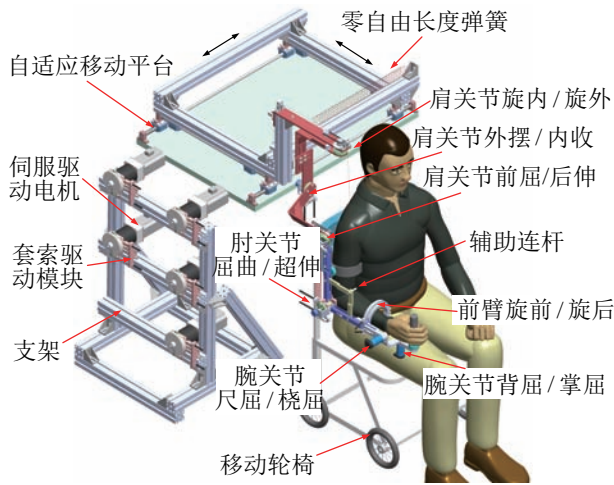


图 1 上肢康复外骨骼整体结构示意图

Fig.1 Structure diagram of the upper limb rehabilitation exoskeleton

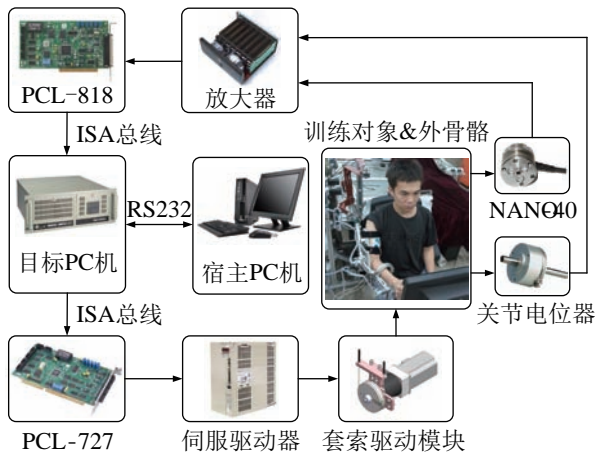


图 2 基于 Matlab/RTW/xPC 环境的半物理实时控制系统

Fig.2 Semi-physical real-time control system based on Matlab/RTW/xPC environment

图 2 所示为基于 Matlab/Simulink/xPC Target 目标环境与 Real-Time-Workshop (RTW) 内核搭建的上肢外骨骼半物理实时控制系统. 控制系统的物理硬件结构主要由外骨骼机械本体、传感检测模块、数据采集/输出模块、伺服驱动模块等部件组成. xPC Target 目标环境采用宿主机结合目标机的双机工作模式, 在宿主机中运行基于 Simulink 的参数在线调整与代码自动生成环境, 并通过 RS232 串口线将编译生成的可执行控制代码下载到目标机中, 目标机集成了高度优化的 32 位保护模式的实时操作内核系统, 可以控制系统物理硬件部分实现控制代码指令. 宿主机和目标机由 2 台工业控制计算机 (IPC-610H, Advantech Inc.) 构成, 目标机中安装有高精度的模拟数据采集卡 (PCL-818HD,

Advantech Inc.), 用于实时采集关节旋转电位器与 6 维力传感器的模拟反馈信号. 此外, 目标机还安装有高分辨率的模拟输出卡 (PCL-727, Advantech Inc.), 将控制算法的控制量转换为模拟量输出, 并通过伺服驱动模块控制外骨骼执行康复训练任务. 系统采样频率设置为 1000Hz, 并采用低阶 Butterworth 滤波器对模拟信号进行滤波处理, 滤波器截止频率为 40 rad/s.

3 外骨骼重力平衡模型 (Gravity balance model of exoskeleton)

如果机械装置不需要施加关节驱动力, 即可实现在重力场任意运动范围内的静力平衡稳定, 则称其处于重力平衡的状态, 此时系统等效于在零重力环境下工作^[16]. 重力平衡主要有配重平衡法和辅助平衡法两种方式, 前者通过合理添加配重使系统的重心在运动过程中保持固定不变^[20]; 后者通过添加弹簧、连杆、凸轮等辅助元件, 实现系统总势能 (重力势能和弹性势能的总和) 在任意位姿保持恒定^[21]. 配重平衡方式具有简单可靠的特点, 但是会增大系统的体积和重量. 辅助平衡方式便于实现系统轻量化设计, 适用性强, 但实现过程相对复杂.

本文采用辅助平衡法来实现上肢康复外骨骼的重力平衡, 通过添加辅助连杆来确定系统整体的重心, 通过添加辅助弹簧来平衡肩关节旋内/旋外自由度、肩关节外摆/内收自由度、肩关节前屈/后伸自由度, 以及肘关节屈曲/超伸自由度在运动过程中受到的重力作用. 由于前臂旋前/旋后自由度以及腕关节尺屈/桡屈、背伸/掌屈自由度的运动对系统整体的重心位置变化影响很小, 因此在重力平衡建模过程中忽略了这几个关节的运动.

图 3 所示为上肢外骨骼重力平衡模型 (左图) 及其 D-H 连杆坐标系^[22]示意图 (右图), 图中符号的意义见表 1. 为了确定系统整体的重心位置, 外骨骼肘关节位置分别安装了平行于上臂的辅助连杆 λ_1 与平行于前臂的辅助连杆 λ_2 , 在运动过程中始终保持平行四边形的结构. 将辅助连杆 λ_1 的长度调整为 $L_1 - H_1$, 辅助连杆 λ_2 的长度调整为 H_2 , 并且有:

$$H_1 = \frac{m_1 \beta_1}{m_1 + m_2} + \frac{m_2 L_1}{m_1 + m_2} \quad (1)$$

$$H_2 = \frac{m_2 \beta_2}{m_1 + m_2} \quad (2)$$

此时, 任何姿态下系统整体的重心位置都可以通过连杆交点 (与点 C 重合) 来确定. 此外, 外骨骼在点 P_1 和点 C 之间以及点 P_2 和点 P_3 之间分别

添加了零初始长度弹簧 K_1 和 K_2 。零初始长度弹簧具有弹簧伸长量与弹簧总长度相等的特点, 可以通过普通拉伸弹簧、钢丝绳以及滑轮的合理组合得到 [16-17]。

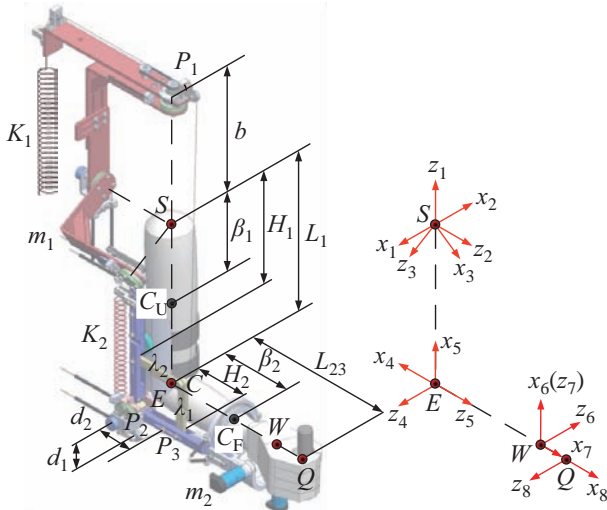


图3 上肢外骨骼重力平衡模型示意图

Fig.3 Diagram of the gravity balance model of upper limb exoskeleton

结合外骨骼运动学模型 (由于运动学模型已在课题前期研究 [19] 中进行了详细的推导和分析, 因此在本文不再重复描述), 上肢外骨骼以及人体上肢的重力势能 V_g 可以表示为以下形式:

$$\begin{aligned} V_g &= -(m_1 + m_2)\mathbf{g} \cdot \mathbf{r}_{SC} \\ &= -\frac{1}{2}(gH_1m_1 + gH_1m_2)(c_2 + \sqrt{3}s_2s_3) + \\ &\quad (gH_2m_1 + gH_2m_2) \left(\frac{c_2c_4 + \sqrt{3}s_2s_3c_4}{2} + s_2c_3s_4 \right) \end{aligned} \quad (3)$$

其中, \mathbf{g} 表示重力矢量; \mathbf{r}_{SC} 表示系统整体重心位置 C 相对于肩关节 S 的位置向量; $s_i = \sin \theta_i$, $c_i = \cos \theta_i$, θ_i 表示机器人 D-H 连杆坐标系中的关节坐标系 i 和关节坐标系 $i+1$ 之间的关节角, 即 x_i 与 x_{i+1} 之间的夹角, 正方向由 z_i 定义。

由于点 P_1 和点 C 之间的距离即为零初始长度弹簧 K_1 的伸长量, 因此其弹性势能 V_{s1} 可以表示为

$$\begin{aligned} V_{s1} &= \frac{1}{2}k_1 \|P_1C\|^2 \\ &= \frac{1}{2}k_1(b^2 + H_1^2 + H_2^2) + \frac{1}{2}k_1bH_1(c_2 + \sqrt{3}s_2s_3) - \\ &\quad k_1bH_2 \left(\frac{c_2c_4 + \sqrt{3}s_2s_3c_4}{2} + s_2c_3s_4 \right) - k_1H_1H_2c_4 \end{aligned} \quad (4)$$

表1 重力平衡模型参数

Tab.1 Parameters of the gravity balance model

参数	参数描述
S, E, W, Q	肩关节、肘关节、腕关节、末端手柄
K_1, K_2	肩关节处和肘关节处的零初始长度弹簧
k_1, k_2	对应零初始长度弹簧的弹簧刚度
P_1, P_2, P_3	零初始长度弹簧的连接位置
x_i, y_i, z_i	坐标系 i 的坐标轴单位向量
m_1, m_2	上臂和前臂的质量 (包括外骨骼和人体上肢)
C_u, C_f, C	上臂、前臂以及系统整体的重心位置
L_1, L_{23}	上臂长度, 前臂和手部的长度
β_1	上臂重心位置与肩关节之间的距离
β_2	前臂重心位置与肘关节之间的距离
λ_1, λ_2	平行于上臂和前臂的辅助连杆
H_1	辅助连杆 λ_2 与上臂的交点相对于肩关节的距离
H_2	辅助连杆 λ_1 与前臂的交点相对于肘关节的距离
d_1, d_2	点 P_2 和点 P_3 与肘关节之间的距离
b	点 P_1 和点 S 之间的距离

同理, 点 P_2 和点 P_3 之间的距离即为零初始长度弹簧 K_2 的伸长量, 其弹性势能 V_{s2} 可以表示为

$$V_{s2} = \frac{1}{2}k_2 \|P_2P_3\|^2 = \frac{1}{2}k_2(d_1^2 + d_2^2) + k_2d_1d_2c_4 \quad (5)$$

系统总势能 V 可以表示为

$$\begin{aligned} V &= V_g + V_{s1} + V_{s2} \\ &= \frac{1}{2}k_1(b^2 + H_1^2 + H_2^2) + \frac{1}{2}k_2(d_1^2 + d_2^2) - (k_1H_1H_2 - \\ &\quad k_2d_1d_2)c_4 + (gH_2m_1 + gH_2m_2 - \\ &\quad k_1bH_2) \left(\frac{c_2c_4 + \sqrt{3}s_2s_3c_4}{2} + s_2c_3s_4 \right) - \\ &\quad \frac{1}{2}(gH_1m_1 + gH_1m_2 - k_1bH_1)(c_2 + \sqrt{3}s_2s_3) \end{aligned} \quad (6)$$

为了实现系统重力平衡, 需要通过设置合适的弹簧刚度 k_1 、 k_2 来消除式(6)中的关节变量, 使系统的总势能 V 在外骨骼位姿变化过程中保持不变。因此, 弹簧刚度 k_1 、 k_2 需要满足如下条件:

$$\begin{cases} k_1H_1H_2 - k_2d_1d_2 = 0 \\ gH_2m_1 + gH_2m_2 - k_1bH_2 = 0 \\ gH_1m_1 + gH_1m_2 - k_1bH_1 = 0 \end{cases} \quad (7)$$

根据式(7)可以得到符合条件的弹簧刚度为

$$k_1 = \frac{m_1g + m_2g}{b} \quad (8)$$

$$k_2 = \frac{m_1\beta_1m_2\beta_2g + m_2^2L_1\beta_2g}{m_1d_1d_2b + m_2d_1d_2b} \quad (9)$$

将式(8)、(9)代入式(6), 可以得到:

$$V = \frac{1}{2}(k_1 b^2 + k_1 H_1^2 + k_1 H_2^2 + k_2 d_1^2 + k_2 d_2^2) = \text{常数} \quad (10)$$

可以看到, 当弹簧刚度符合式(8)、(9)的时候, 系统的总势能恒为常数, 即实现重力平衡。

4 仿真分析 (Simulation analysis)

实现机构的重力平衡可以有效减小工作过程中所需要的驱动力, 降低系统的能量消耗以及对驱动设备的性能要求。为了验证前述上肢外骨骼重力平衡模型分析以及平衡辅助元件参数设计的正确性与有效性, 本文利用 ADAMS 动力学仿真软件进行了

仿真。仿真模型包含上肢外骨骼虚拟样机模型以及人体上肢模型。根据人体测量学理论^[23], 人体上肢各部分的长度参数、质量参数以及质心参数可以近似表示为关于身高 T 和体质量 M 的比例函数, 如表 2 所示。外骨骼参数可以通过虚拟样机模型得到。假设人体的身高为 1.7 m, 体质量为 60 kg, 结合式(1)、(2)、(8)、(9), 可以得到实现系统整体重力平衡所需要的弹簧刚度分别为: $k_1 = 0.32 \text{ N/mm}$, $k_2 = 0.61 \text{ N/mm}$, 辅助连杆的长度分别需要调整为 $L_1 - H_1 = 138 \text{ mm}$, $H_2 = 60 \text{ mm}$ 。

表 2 人体上肢与外骨骼的测量学参数
Tab.2 Anthropometric parameters of the human arm and the exoskeleton

参数	m_1 / kg	m_2 / kg	L_1 / mm	L_{23} / mm	β_1 / mm	β_2 / mm
人体测量学比例	$0.028M$	$0.016M$	$0.186T$	$0.146T$	$0.436L_1$	$0.683L_{23}$
人体上肢	1.68	1.32	316	248	137.8	169.3
外骨骼	3.44	1.61	316	248	80	162
整体	5.12	2.93	316	248	98.9	165.2

设置外骨骼肩关节旋内/旋外、外摆/内收、前屈/后伸自由度以及肘关节屈曲/超伸自由度的驱动函数为以 5 s 为周期的正弦轨迹函数, 幅值分别为 $\pi/8$ 、 $\pi/12$ 、 $\pi/4$ 以及 $\pi/6$ 。仿真过程中需要比较不同重力平衡状态下各关节在运动过程中所需要的驱动力矩, 可以通过设置不同仿真环境的弹簧

刚度来实现。在重力平衡状态 (balanced) 中, 弹簧刚度设置为 $k_1 = 0.32 \text{ N/mm}$, $k_2 = 0.61 \text{ N/mm}$; 在半重力平衡状态 (semi-balanced) 中, 弹簧刚度设置为 $k_1 = 0.16 \text{ N/mm}$, $k_2 = 0.305 \text{ N/mm}$; 在非重力平衡状态 (unbalanced) 中, 弹簧刚度设置为 $k_1 = 0 \text{ N/mm}$, $k_2 = 0 \text{ N/mm}$ 。图 4 所示为单个运动周期

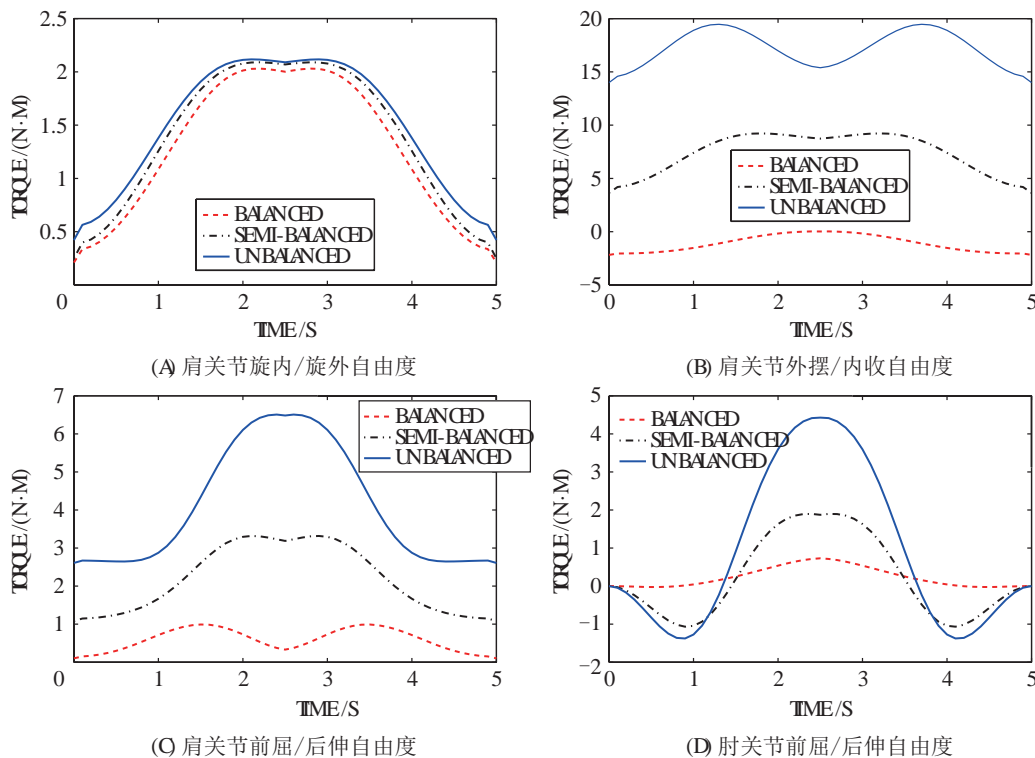


图 4 不同平衡状态下的关节驱动力矩比较结果

Fig.4 Comparison results of the driving torques of each joint under different balance conditions

表 3 不同平衡状态下各关节驱动力矩均方根值

Tab.3 Root-mean-square values of the driving torques of each joint under different balance conditions

平衡条件	肩关节旋内/旋外自由度 ($\text{N}\cdot\text{m}$)	肩关节外摆/内收自由度 ($\text{N}\cdot\text{m}$)	肩关节前屈/后伸自由度 ($\text{N}\cdot\text{m}$)	肘关节前屈/后伸自由度 ($\text{N}\cdot\text{m}$)
重力平衡	1.4326	1.3610	0.6550	0.3478
半重力平衡	1.5281	7.5936	2.3396	1.0773
非重力平衡	1.5966	17.2398	4.3579	2.2553

内不同平衡状态下的关节驱动力矩仿真结果. 表 3 所示为对应仿真条件下的关节驱动力矩均方根值. 根据仿真结果可以看到, 由于肩关节旋内/旋外自由度的运动不会改变系统整体的势能, 因此不同平衡条件下的关节驱动力矩基本相同, 但外骨骼虚拟样机中的弹簧连接位置以及系统重心位置与理论重力平衡模型之间存在误差, 因此驱动力矩不完全相同; 在其他关节自由度运动过程中, 随着重力平衡程度的提高, 关节驱动力矩会大幅度下降, 但是由于平衡误差、关节摩擦力以及惯性力等因素, 在重力平衡条件下, 关节的驱动力矩不会完全为 0. 重力平衡状态下的各关节驱动力矩均方根的总和为非重力平衡状态下的 14.89%, 仿真结果符合预期, 验证了所提出的重力平衡策略的有效性.

5 实验验证 (Experimental validation)

人的肢体是通过肌肉的收缩来完成相应的运动, 而肌肉的收缩程度可以通过表面肌电信号 (sEMG signal) 的强度来进行表征. 人体上肢在进行肩关节与肘关节运动的过程中, 均涉及到肱二头肌的收缩. 因此, 为了通过实验验证上肢外骨骼的重力平衡节能特性, 本文基于前述 Matlab/RTW 半物理实时控制系统, 进行了主动康复训练实验研究, 分别在重力平衡状态和非重力平衡状态下, 由实验对象主动牵引外骨骼沿着预定轨迹进行康复训练, 并通过检测肱二头肌处表面肌电信号强度, 比较实验者在不同平衡状态下克服外骨骼阻力完成训练所需施加的驱动力. 表面肌电信号检测系统主要由表面电极、肌电传感器、信号处理模块以及信号采集模块构成, 如图 5 所示. 原始表面肌电信号通过表面电极与肌电传感器检测后, 由信号处理模块进行信号放大和滤波处理, 并通过信号采集系统进行实时采集, 最后在宿主机中进行数据分析.

主动康复训练实验过程如图 6(a) 所示, 实验对象 (男, 身高 1.7 m, 体重 60 kg) 的右上肢穿戴于外骨骼中, 并通过调整轮椅的高度以及外骨骼上臂和前臂的长度, 使人机之间的对应运动关节尽可能重合, 保证训练过程的协调性与舒适性. 实验对象

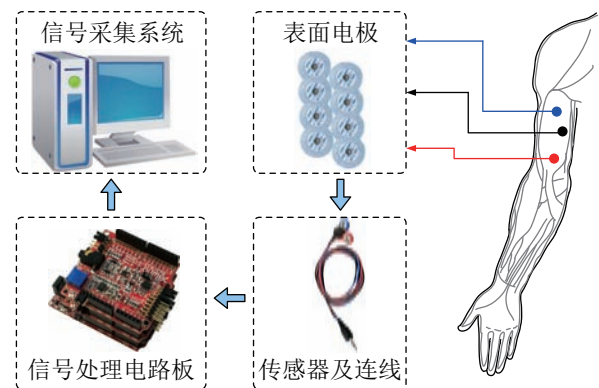


图 5 表面肌电信号检测系统

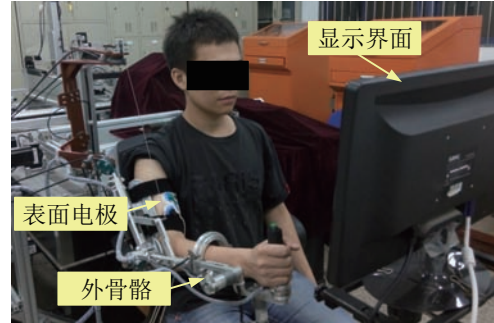
Fig.5 The surface electromyography (sEMG) signals measurement system

通过肩关节和肘关节的主动运动, 操纵外骨骼的末端操作手柄沿着预设的轨迹完成康复训练. 上肢康复外骨骼的肩关节和肘关节对应的伺服驱动电机均运行于力矩工作模式, 并在实时控制系统的控制下保持输出力矩为 0, 即伺服电机不提供驱动力. 由于本文所提出的重力平衡模型不涉及外骨骼的前臂旋前/旋后自由度、腕关节尺屈/桡屈自由度以及腕关节背伸/掌屈自由度的运动, 因此在实验过程中使用限位装置和制动器来对这些关节的运动进行约束. 预设运动轨迹如图 6(b) 所示, $A \sim D$ 四个目标路径点设置在外骨骼运动空间某冠状面中, 目标路径点水平方向的间距设置为 $W_1 = 600 \text{ mm}$, 竖直方向的间距设置为 $W_2 = 500 \text{ mm}$. 实验对象需要完成两种不同轨迹的训练任务, 即轨迹 $A \rightarrow B \rightarrow C \rightarrow A$ (任务 1) 和轨迹 $A \rightarrow D \rightarrow B \rightarrow A$ (任务 2). 宿主机中搭建了基于 Unity 3D 开发工具的康复训练虚拟环境, 目标机中的模拟数据采集卡实时采集外骨骼各关节旋转电位器的转角信息, 并将其反馈至康复训练虚拟环境中, 调整虚拟模型的位姿. 实验对象通过显示界面可以实时了解外骨骼的实际位姿以及目标路径点的位置. 实验过程中, 模拟数据采集卡需要分别采集在不同重力平衡状态下执行不同任务过程中的肱二头肌表面肌电信号, 每种训练轨迹的完成时间控制在 20 s~25 s 的范围内. 在宿主机中进行实验数据的处理和分析, 计算每 100 个相邻采样

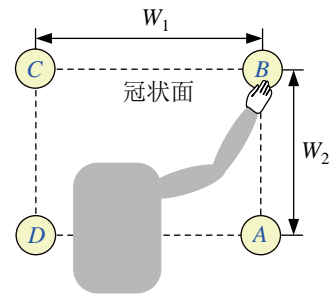
点的均方根值, 将其作为对应中间时刻的表面肌电信号值.

图 7 所示为主动康复训练实验结果. 可以明显看出, 重力平衡状态下人体肱二头肌的表面肌电信号强度要低于非重力平衡状态下的表面肌电信号强度. 而表面肌电信号强度的变化可以定性地反映出人体上肢抵抗外骨骼阻力以及自身重力所需要施加的驱动力的不同, 即信号强度越大, 关节驱动力也越大^[24]. 此外需要注意的是, 即使外骨骼处于重力平衡状态, 实验者在康复训练过程中所需要施加的驱动力也并不为 0, 即存在平衡误差. 平衡误差的来源主要有几点: 首先是人体上肢测量学参数与实际上肢参数存在偏差; 其次是外骨骼虚拟样机模型与实际样机存在偏差, 而且弹簧刚度往往是非线性的; 最后是外骨骼运动过程需要克服系统惯性力与摩擦力等作用. 为了定量分析不同平衡状态下表面肌电信号强度的变化, 对图 7 所示实验结果进行积分处理, 由于各次任务执行的初始时间和结束时间不完全相同, 因此将积分的时间区间设置为 [5 s, 20 s], 图 8 所示为表面肌电信号对时间的积分结果 (IEMG). 在执行任务 1 的过程中, 重力平衡状态下的 IEMG 值 (6.36 V·s) 为非重力平衡状态下的 IEMG 值 (11.04 V·s) 的 57.61%; 在执行任务 2 的过程中, 重力平衡状态

下的 IEMG 值 (7.46 V·s) 为非重力平衡状态下的 IEMG 值 (11.75 V·s) 的 63.49%. 实验结果表明, 重力平衡特性可以降低外骨骼在执行康复训练任务过程中的能量消耗以及对驱动电机的性能要求.



(A) 实验过程



(B) 运动轨迹示意图

图 6 主动康复训练实验

Fig.6 The active rehabilitation training experiments

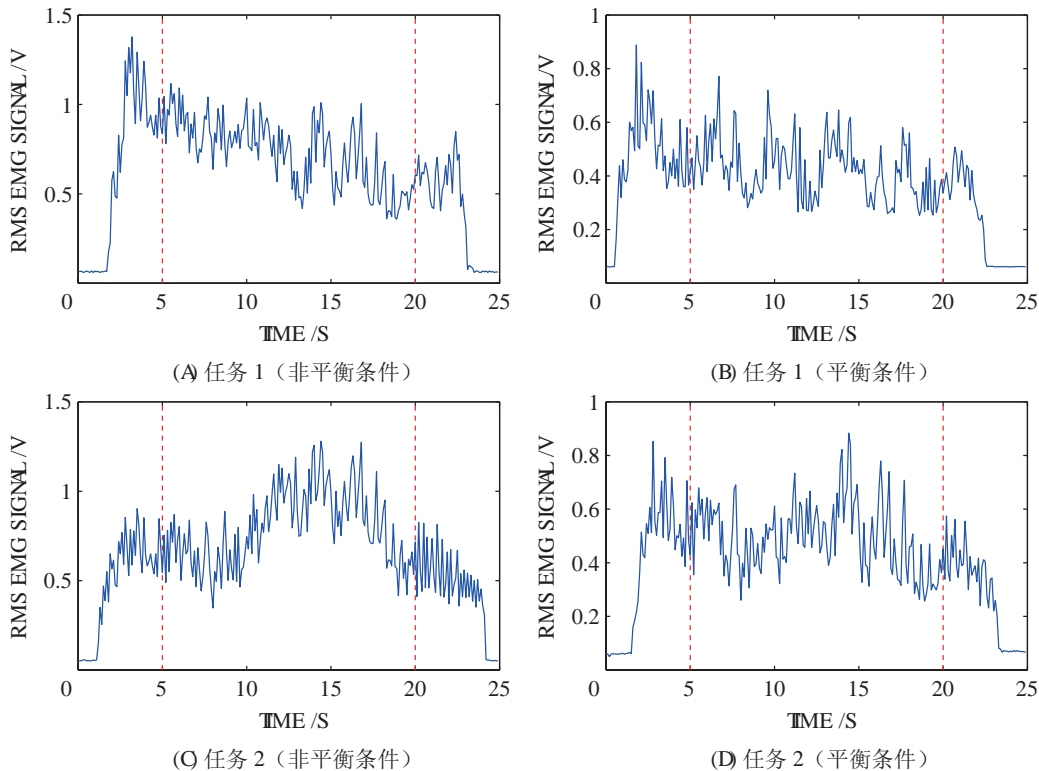


图 7 不同实验中的表面肌电信号比较结果

Fig.7 Comparison results of the detected sEMG signals in different experiments

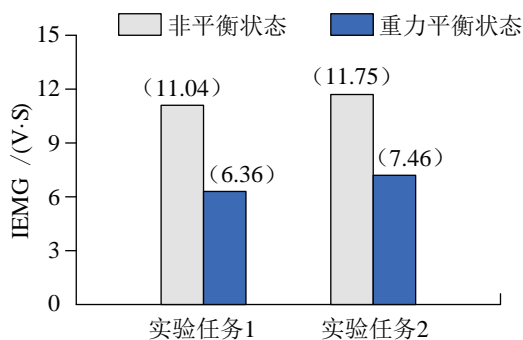


图8 表面肌电信号对时间的积分值比较结果

Fig.8 Comparison results of the time integration of sEMG signals

6 结论 (Conclusion)

针对现有康复外骨骼机器人存在的能耗大、驱动装置性能要求高等问题,基于辅助平衡法理论提出了一种具有重力平衡特性的上肢康复外骨骼,通过添加零初始长度弹簧以及辅助连杆来平衡外骨骼和人体上肢承受的重力作用,使系统总势能在运动过程中保持恒定.论文对外骨骼重力平衡特性进行了模型推导、仿真分析和实验验证.仿真结果表明,重力平衡状态下的平均关节驱动力矩为非重力平衡状态下的14.89%.主动康复训练实验结果表明,在两种不同任务实验中,重力平衡状态下的肱二头肌表面肌电信号强度分别为非重力平衡状态下的57.61%和63.49%.本文提出的重力平衡理论具有普遍适用性,可以应用于其它工业机器人以及特种机器人的结构优化设计中.

未来工作将主要在本文的研究基础上,进一步优化外骨骼的整体结构,实现轻量化设计.此外,还将针对患者的实际需求进行多模式的康复训练控制算法研究,例如自适应变阻抗控制、基于患者运动意图识别的主动控制等.

参考文献 (References)

- [1] Johnston S C, Mendis S, Mathers C D. Global variation in stroke burden and mortality: Estimates from monitoring, surveillance, and modelling[J]. *The Lancet Neurology*, 2009, 8(4): 345-354.
- [2] Stokes M. *Neurological physiotherapy*[M]. London, UK: Mosby International Limited, 1998.
- [3] Murphy M A, Resteghini C, Feys P, et al. An overview of systematic reviews on upper extremity outcome measures after stroke[J]. *BMC Neurology*, 2015, 15: doi: 10.1186/s12883-015-0292-6.
- [4] Feys P, Coninx K, Kerkhofs L, et al. Robot-supported upper limb training in a virtual learning environment: A pilot randomized controlled trial in persons with MS[J]. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2015, 12(1): doi: 10.1186/s12984-015-0043-3.
- [5] Burgar C G, Lum P S, Scremin A M E, et al. Robot-assisted

- upper-limb therapy in acute rehabilitation setting following stroke: Department of Veterans Affairs multisite clinical trial[J]. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2011, 48(4): 445.
- [6] Toth A, Fazekas G, Arz G, et al. Passive robotic movement therapy of the spastic hemiparetic arm with REHAROB: Report of the first clinical test and the follow-up system improvement [C]//IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Piscataway, USA: IEEE, 2005: 127-130.
- [7] Reinkensmeyer D, Kahn L, Averbuch M, et al. Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: Progress with the ARM guide[J]. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2000, 37(6): 653-662.
- [8] Klamroth-Marganska V, Blanco J, Campen K, et al. Three-dimensional, task-specific robot therapy of the arm after stroke: A multicentre, parallel-group randomised trial[J]. *The Lancet Neurology*, 2014, 13(2): 159-166.
- [9] Klein J, Spencer S, Allington J, et al. Optimization of a parallel shoulder mechanism to achieve a high-force, low-mass, robotic-arm exoskeleton[J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2010, 26(4): 710-715.
- [10] Sugar T G, He J, Koeneman E J, et al. Design and control of RUPERT: A device for robotic upper extremity repetitive therapy[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2007, 15(3): 336-346.
- [11] Ren Y, Kang S, Park H, et al. Developing a multi-joint upper limb exoskeleton robot for diagnosis, therapy, and outcome evaluation in neurorehabilitation[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2013, 21(3): 490-499.
- [12] Cho C, Kang S. Design of a static balancing mechanism for a serial manipulator with an unconstrained joint space using one-DOF gravity compensators[J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2014, 30(2): 421-431.
- [13] 杨启志, 曹电锋, 赵金海. 上肢康复机器人研究现状的分析[J]. *机器人*, 2013, 35(5): 630-640.
Yang Q Z, Cao D F, Zhao J H. Analysis on state of the art of upper limb rehabilitation robots[J]. *Robot*, 2013, 35(5): 630-640.
- [14] 叶平, 宋爽, 何雷, 等. 基于弹簧机构的宇航员抗阻力训练器[J]. *机械工程学报*, 2014, 50(23): 1-7.
Ye P, Song S, He L, et al. Resistive exercise device based on spring mechanism for astronauts[J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2014, 50(23): 1-7.
- [15] 乔兵, 陈卓鹏. 航天员低重力步行训练被动外骨骼机器人模拟[J]. *宇航学报*, 2014, 35(4): 474-480.
Qiao B, Chen Z P. A passive exoskeleton robotic simulator for reduced-gravity locomotion training of astronaut[J]. *Journal of Astronautics*, 2014, 35(4): 474-480.
- [16] Agrawal S K, Fattah A. Gravity-balancing of spatial robotic manipulators[J]. *Mechanism and Machine Theory*, 2004, 39(12): 1331-1344.
- [17] Banala S K, Agrawal S K, Fattah A, et al. Gravity-balancing leg orthosis and its performance evaluation[J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2006, 22(6): 1228-1239.
- [18] Nef T, Guidali M, Riener R. ARMin III – Arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation[J]. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2009, 6(2): 127-142.

- [15] Cai Y F, Tang Z M, Ding Y H, et al. Theory and application of multi-robot service-oriented architecture[J]. IEEE/CAA Journal of Automatica Sinica, 2016, 3(1): 15-25.
- [16] Insaurralde C C. Service-oriented agent architecture for unmanned air vehicles[C]//IEEE/AIAA 33rd Digital Avionics Systems Conference. Piscataway, USA: IEEE, 2014: 8B1-1-8B1-14.
- [17] Wu Y W, Ye F, Chen K, et al. Modeling of distributed file systems for practical performance analysis[J]. IEEE Transactions on Parallel and Distributed Systems, 2014, 25(1): 156-166.
- [18] Zhang F, Cao J W, Khan S U, et al. A task-level adaptive MapReduce framework for real-time streaming data in healthcare applications[J]. Future Generation Computer Systems, 2015, 43-44(C): 149-160.
- [19] Wang Y. A formal model of QoS-aware web service orchestration engine[J]. IEEE Transactions on Network and Service Management, 2016, 13(1): 113-125.
- [20] Panda S K, Agrawal P M, Khilar P M, et al. Skewness-based min-min max-min heuristic for grid task scheduling[C]//4th International Conference on Advanced Computing & Communication Technologies. Piscataway, USA: IEEE, 2014: 282-289.
- [21] Chen H, Wang F, Helian N, et al. User-priority guided min-min scheduling algorithm for load balancing in cloud computing[C]//2013 National Conference on Parallel Computing Technologies. Piscataway, USA: IEEE, 2013.
- [22] Yang H H, Zhou X, Wang Y, et al. A new adaptive immune clonal algorithm for underwater acoustic target sample selection[C]//IEEE International Conference of IEEE Region 10. Piscataway, USA: IEEE, 2013.
- [23] 孙大为, 常桂然, 李凤云, 等. 一种基于免疫克隆的偏好多维 QoS 云资源调度优化算法 [J]. 电子学报, 2011, 39(8): 1824-1831.
Sun D W, Chang G R, Li F Y, et al. Optimizing multi-dimensional QoS cloud resource scheduling by immune clonal with preference[J]. Acta Electronica Sinica, 2011, 39(8): 1824-1831.

作者简介:

周凤余 (1969-), 男, 博士, 教授. 研究领域: 智能机器人, 智能控制理论和方法.

尹 磊 (1986-), 男, 博士生. 研究领域: 云机器人, 计算机软件编程.

(上接第 88 页)

- [19] Wu Q C, Wang X S, Du F P. Analytical inverse kinematic resolution of a redundant exoskeleton for upper-limb rehabilitation[J]. International Journal of Humanoid Robotics, 2015, 13(3): doi: 10.1142/S0219843615500425.
- [20] Arakelian V H, Smith M R. Complete shaking force and shaking moment balancing of linkages[J]. Mechanism and Machine Theory, 1999, 34(8): 1141-1153.
- [21] Veer S, Sujatha S. Approximate spring balancing of linkages to reduce actuator requirements[J]. Mechanism and Machine Theory, 2015, 86: 108-124.
- [22] Craig J J. Introduction to robotics: Mechanics and control[M]. Upper Saddle River, USA: Pearson Prentice Hall, 2005.
- [23] Winter D A. Biomechanics and motor control of human movement[M]. Hoboken, USA: John Wiley & Sons, 2009.
- [24] 李庆玲. 基于 sEMG 信号的外骨骼式机器人上肢康复系统研究 [D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2009.
Li Q L. Study on sEMG based exoskeletal robot for upper limbs rehabilitation[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2009.

作者简介:

吴青聪 (1988-), 男, 博士, 讲师. 研究领域: 机器人动力学及其控制, 康复机器人, 先进医疗器械等.

王兴松 (1965-), 男, 博士, 教授, 博士生导师. 研究领域: 机器人动力学及其控制, 生物机械电子, 先进医疗器械等.

吴洪涛 (1962-), 男, 博士后, 教授, 博士生导师. 研究领域: 机器人学及智能机器人, 机械多体系统, 并联运动学机器人等.