

基于气动肌腱混合驱动上肢康复装置的开发与研制

高大地, 邹任玲, 王麒铭

上海理工大学医疗器械与食品学院, 上海 200093

【摘要】目的:设计一款基于气动肌腱混合驱动的上肢康复装置。该装置一方面可增加康复训练装置的柔顺性,降低使用者在康复训练中被造成二次伤害的可能性,另一方面兼顾到对肩关节大范围高效率康复治疗追求。**方法:**首先根据人因工程学确定上肢各关节运动角度范围,通过D-H法对其进行正向运动学求解得到外骨骼末端运动轨迹。然后,进行动力学建模与分析,求出各个关节驱动所需扭矩。最后设计合理的控制系统,对装置各个关节运动进行数学模型建立并进行Matlab/Simulink仿真验证控制系统的合理性。**结果:**得到基于气动肌腱混合驱动的上肢康复装置的末端运动轨迹、关节运动角度和驱动扭矩并设计其控制系统。**结论:**研究结果对基于气动肌腱混合驱动的上肢康复装置控制系统的上下位机程序编写提供良好的参考依据,并对上肢康复训练器械的开发具有指导意义。

【关键词】上肢外骨骼;气动肌腱;运动学分析;动力学分析;控制系统

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2019)08-0950-07

Development and research of upper limb rehabilitation device based on pneumatic tendon hybrid drive

GAO Dadi, ZOU Renling, WANG Qiming

School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science of Technology, Shanghai 200093, China

Abstract: Objective To design an upper limb rehabilitation device driven by pneumatic tendon hybrid drive which can increase the flexibility of the rehabilitation training device and reduce the likelihood of the secondary injury in rehabilitation training, as well as take the pursuit of rapid and high-efficiency rehabilitation of the shoulder joint in consideration. **Methods** Firstly, the range of motion angles of the upper limbs was determined according to human factor engineering, and the forward kinematics was solved by D-H method, thereby obtaining the motion trajectory of the end of exoskeleton. Then, dynamics modeling and analysis were performed, so as to determine the torque required to drive each joint. Finally, a reasonable control system was designed, and the mathematical model of each joint motion of the device was established, and the rationality of the control system was verified by Matlab/Simulink simulation. **Results** The motion trajectory of the end of exoskeleton, joint motion angle and driving torque of upper limb rehabilitation device driven by pneumatic tendon hybrid drive were obtained, and the control system of upper limb rehabilitation device was realized in the study. **Conclusion** The result provides a good reference for the upper and lower machine program of the control system of upper limb rehabilitation device driven by pneumatic tendon hybrid drive and has guiding significance for the development of training equipments for upper limb rehabilitation.

Keywords: upper extremity exoskeleton; pneumatic tendon; kinematics analysis; dynamics analysis; control system

前言

脑卒中俗称中风,是一种脑组织损伤疾病^[1-2]。

美国心脏协会研究记录表明,美国每年有795 000人患脑卒中^[3]。根据流行病学调查结果推算,我国每年发病人数多达150万人左右,每年脑卒中的发病率为217/10万人^[4]。由脑卒中引起的致残率高达86.5%,脑卒中导致肢体功能障碍已经成为目前最首要的致残原因^[5-6],而上肢康复训练是肢体功能障碍患者康复的关键技术^[7]。

上肢康复训练装置在20世纪90年代以来得以推广应用^[8]。1998年,麻省理工大学研制了一款名为MIT-MANUS的末端牵引上肢康复机器人^[9-10],实现机器人

【收稿日期】2019-03-15

【基金项目】上海理工大学第10期微创励志创新基金(YS30810173)

【作者简介】高大地,硕士研究生,研究方向:康复医疗器械,E-mail: 457731404@qq.com;王麒铭,研究方向:康复医疗器械,E-mail: 63171445@qq.com

【通信作者】邹任玲,副教授,硕士生导师,研究方向:医疗器械的开发与检测,E-mail: zourenling@163.com

牵引使用者手部完成肩关节、肘关节和腕部在水平或垂直方向的单一平面运动。2009年,瑞士苏黎世大学开发了ARMin上肢外骨骼康复训练机器人系统^[10-12],进一步增加上肢康复装置功能,增加了前臂内旋和手腕弯曲/伸展运动。2010年,加利福尼亚大学设计了4自由度上肢康复外骨骼^[13],该装置第一次采用了气动驱动装置来实现肩部、肘部的康复训练。上肢康复装置在国内也有发展,2009年,哈尔滨工业大学开发了一种5自由度的上肢康复机器人^[14-15],使用者可以利用装置进行主动训练。2012年,华中科技大学研发了基于气动肌腱的两个自由度康复机器人系统^[16-17],将气动肌腱应用于上肢康复领域。

目前的上肢产品分为两类,一类采用纯电机驱动,纯电机驱动会导致外骨骼重量重且笨拙,柔顺性差以及功率/重量比低;另一类采用气动肌肉驱动,以华中科技大学研发两个自由度康复机器人系统为代表,训练响应速度慢,精度低且不易实现外骨骼三维空间范围内的运动。本文研究设计一款以气动肌腱驱动为主,电机驱动为辅的混合型多自由度上肢外骨骼康复训练装置,肩关节内收外展运动设计采用电机驱动方式,满足大范围活动;肩关节屈伸运动、肘关节屈伸运动和腕关节旋转运动采用气动肌腱驱动方式,既满足了以安全性和柔顺性为中心减少患者患肢二次伤害的设计理念,又兼顾到肩关节得到高效率康复治疗的要求。

1 上肢康复装置运动学分析

本文设计的上肢康复装置采用开链式关节型结构,可辅助使用者实现肩关节的内收外展运动和屈伸运动、肘关节屈伸运动、腕关节旋转运动,可以各个关节单独运动,也可以多关节运动以实现装置末端轨迹为“8”字的动作^[18]。根据国民体质监测公报以及人因工程学,该装置大臂、小臂均可调节,范围分别为230~270 mm和300~330 mm。肩关节内收外展、肩关节屈伸、肘关节屈伸和腕关节旋转的角度范围分别为-90°~30°、45°~135°、0°~90°、0°~45°。

对设计的上肢康复装置进行正运动学分析,得出各关节运动角度和装置末端在空间坐标中位置的关系是设计有效的康复训练模式的理论基础。在空间坐标系中,笔者设计的上肢康复装置自由度为4且每个关节都是旋转副,所以可以将装置简化成空间4连杆机构进行分析。根据D-H坐标系建立法则,在符合人体上肢实际运动参数的前提下,建立上肢康复装置的运动学模型,建立的坐标系如图1所示。根据此坐标系,按照D-H矩阵参数的定义,得到D-H参数表,如表1所示。

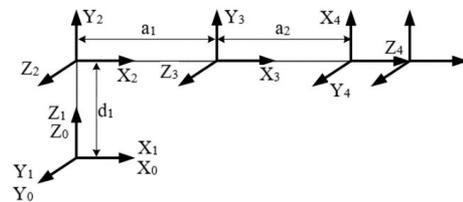


图1 上肢康复装置D-H矩阵坐标系
Fig.1 D-H matrix coordinate system of upper limb rehabilitation device

表1 上肢康复装置D-H参数表

Tab.1 D-H parameters of upper limb rehabilitation device

连杆 <i>i</i>	X轴夹角(θ)	X轴距离(d)	杆件长度(a)	杆件扭角(α)	角度范围
1	θ_1	0	0	0	-90°~30°
2	θ_2	d_1	0	90°	45°~135°
3	θ_3	0	l_2	0	0°~90°
4	θ_4	0	l_3	90°	0°~45°

坐标之间的变换关系由平移变换和旋转变换组成,任意相邻参考坐标系可以用齐次变换矩阵描述,如式(1)所示:

$${}^n T_{n+1} = A_{n+1} = \text{rot}(z, \theta_{n+1}) \text{trans}(0, 0, d_{n+1}) \text{trans}(a_{n+1}, 0, 0) \text{rot}(x, \alpha_{n+1})$$

$$= \begin{bmatrix} C\theta_{n+1} & -S\theta_{n+1}C\alpha_{n+1} & S\theta_{n+1}S\alpha_{n+1} & a_{n+1}C\theta_{n+1} \\ S\theta_{n+1} & C\theta_{n+1}C\alpha_{n+1} & -C\theta_{n+1}S\alpha_{n+1} & a_{n+1}S\theta_{n+1} \\ 0 & S\alpha_{n+1} & C\alpha_{n+1} & d_{n+1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

其中, ${}^n T_{n+1}$ 、 A_{n+1} 表示坐标系 n 到坐标系 $n+1$ 的变换关系; $\text{rot}(z, \theta_{n+1})$ 、 $\text{rot}(x, \alpha_{n+1})$ 表示坐标系间Z轴和X轴的旋转变换。 $\text{trans}(0, 0, d_{n+1})$ 、 $\text{trans}(a_{n+1}, 0, 0)$ 表示坐标系间Z轴和X轴的平移变换。

将表1中的参数分别带入式(1)中,得到相邻坐标系之间的齐次变换矩阵,通过坐标变换原理式(2):

$${}^0 T_4 = A_1 A_2 A_3 A_4 \quad (2)$$

其中, ${}^0 T_4$ 表示坐标系0到坐标系4的变换关系。

可以得到装置末端在空间坐标系中总的齐次变

换矩阵,此齐次变换矩阵如式(3)所示:

$${}^0T_4 = \begin{bmatrix} -s_{23}c_1c_4 + s_1s_4 & s_{23}c_1s_4 + s_1c_4 & c_{23}c_1 & (c_{23}l_3 + c_2l_2)c_1 \\ -s_{23}s_1c_4 - c_1s_4 & s_{23}s_1s_4 - c_1c_4 & 0 & (c_{23}l_3 + c_2l_2)s_1 \\ c_{23}c_4 & -c_{23}s_4 & s_{23} & s_{23}l_3 + s_2l_2 + d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

其中, $s_i = \sin \theta_i$, $c_i = \cos \theta_i$, $s_{ij} = \sin(\theta_i + \theta_j)$, $c_{ij} = \cos(\theta_i + \theta_j)$ 。

上肢康复装置在空间位置和姿态可用此矩阵描述出来,从而建立装置末端位置运动学方程如式(4)、(5)、(6)所示:

$$p_x = (c_{23}l_3 + c_2l_2)c_1 \quad (4)$$

$$p_y = (c_{23}l_3 + c_2l_2)s_1 \quad (5)$$

$$p_z = s_{23}l_3 + s_2l_2 + d_1 \quad (6)$$

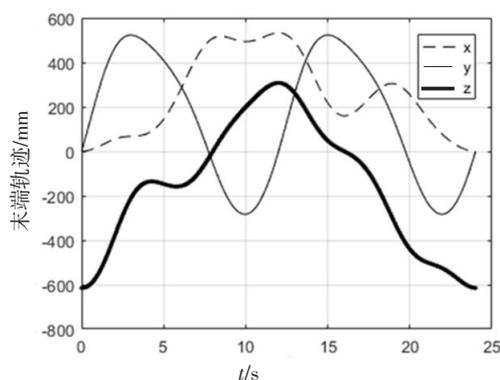
取肩关节内收外展,肩关节屈伸,肘关节屈伸角度值分别为:

$$\theta_1 = -\frac{\pi}{3} \cos\left(\frac{\pi}{12}t\right) - \frac{\pi}{6} \quad (7)$$

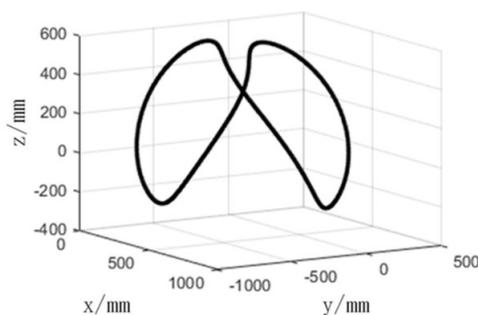
$$\theta_2 = \frac{\pi}{4} \sin\left(\frac{\pi}{6}t\right) \quad (8)$$

$$\theta_3 = -\frac{\pi}{4} \cos\left(\frac{\pi}{6}t\right) + \frac{\pi}{4} \quad (9)$$

将式(7)、(8)、(9)代入式(4)、(5)、(6),运用Matlab可以求得装置末端在基坐标轴上相对与时间的轨迹及装置末端在基坐标轴的轨迹如图2所示。



a: 装置末端在基坐标各坐标轴中轨迹



b: 装置末端在基坐标轴中轨迹

图2 运动学模型末端轨迹

Fig.2 Trajectory of the end of the kinematic model

为了检验运动学模型的正确性,在机械系统动力学自动分析系统 (Automatic Dynamic Analysis of Mechanical Systems, ADAMS)中导入三维模型,对各个关节输入位置信号,得到装置末端在基坐标轴上相对于时间的轨迹及末端在基坐标轴的轨迹和Matlab求得的轨迹完全相同,从而证明运动学正解的正确性。

2 上肢康复装置动力学分析

在控制设计中,为满足设计上肢康复装置末端做轨迹为“8”字轨迹运动,需要得到运动轨迹的各个关节角度随时间变化的表达式。各个关节角度使用MPU6050传感器和STM32F103C8T6芯片进行采集。选取10名正常试验者在规定时间内完成肩关节内收外展,肩关节屈伸和肘关节屈伸得到角度变化的数据(得到肩关节内收外展角度 θ_1 、肩关节屈伸角度 θ_2 及肘关节屈伸角度 θ_3 对应的值,利用Matlab中曲线拟合,得到拟合出的方程表达式为:

$$\theta_1 = 1.055 \sin(0.015t - 1.75) + 2.103 \sin(0.2615t - 1.567) \quad (10)$$

$$\theta_2 = 0.7854 \sin(0.5236t - 1.571) \quad (11)$$

$$\theta_3 = 0.7854 \sin(0.015t + 1.571) + 0.7854 \sin(3.741t - 1.571) \quad (12)$$

将式(10)、(11)和式(12)中的 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 代入式(4)、(5)、(6)可以得到装置末端在空间坐标系中的轨迹是“8”字型,证明拟合的方程式(10)、(11)和(12)是正确的。

2.1 肩关节内收外展运动转矩

在整个上肢康复训练过程中,使用者上肢和上肢外骨骼重量均由结构下方平面承担,肩关节内收外展驱动电机仅需要提供肩关节旋转转矩即可。因此,可将其简化成直线杆绕轴转动的模型,如图3所示。在图3中:

$$R_2 = R_2 \sin \theta_2 \quad (13)$$

$$l_2 = l_2 \sin \theta_2 \quad (14)$$

$$R_3 = R_3 \cos(\theta_2 + \theta_3 - \pi/2) \quad (15)$$

$$l_3 = l_3 \cos(\theta_2 + \theta_3 - \pi/2) \quad (16)$$

得到肩关节做内收外展运动时所需要的转矩如式(17)所示:

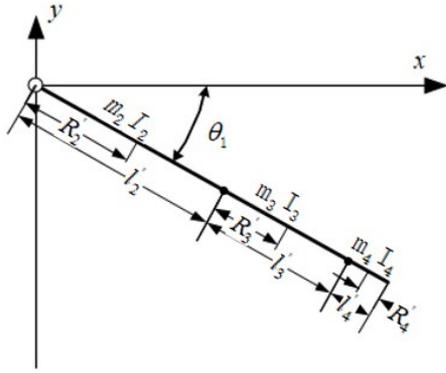


图3 肩关节内收/外展运动简化模型

Fig.3 Simplified model of the adduction/abduction of shoulder joints

$$\tau_1 = (I_2 + I_3 + I_4 + m_2(R_2 \sin \theta_2)^2 + m_3(l_2 \sin \theta_2 + R_3 \cos(\theta_2 + \theta_3 - \pi/2))^2 + m_4(l_2 \sin \theta_2 + (l_3 + R_4) \cos(\theta_2 + \theta_3 - \pi/2))^2) \dot{\theta}_1 \quad (17)$$

2.2 肩关节屈伸和肘关节屈伸转矩

通过对人体运动学的研究,可以发现在上肢运动过程中,主要是肩关节和肘关节受到力矩作用。对上肢外骨骼康复训练装置的肩关节和肘关节进行动力学分析,简化后的外骨骼模型如图4所示。

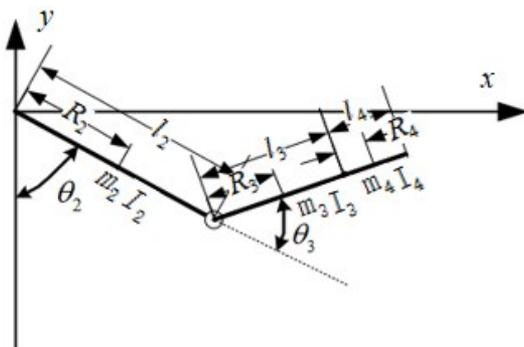


图4 肩关节和肘关节屈伸简化模型

Fig.4 Simplified model of the flexion and extension of shoulder joints and elbow joints

上肢康复装置动力学建模是实现装置有效控制的基础。动力学建模有很多种方式,本设计采用拉格朗日法建立动力学模型^[19],其中拉格朗日函数的定义如式(18)所示:

$$L(\theta, \dot{\theta}) = E_k(\theta, \dot{\theta}) - E_p(\theta) \quad (18)$$

则系统的动力学方程为:

$$\tau = \frac{d}{dt} \frac{\partial E_k}{\partial \dot{\theta}} - \frac{\partial E_k}{\partial \theta} + \frac{\partial E_p}{\partial \theta} \quad (19)$$

其中, E_k 为系统的动能, E_p 为系统的势能, θ 为关节角, τ 为关节驱动力矩。

结合图4,可以求出大臂、小臂和手部的动能分别为 E_{k2} 、 E_{k3} 和 E_{k4} 如式(20)所示:

$$\begin{bmatrix} E_{k2} \\ E_{k3} \\ E_{k4} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{2} m_2 (R_2 \dot{\theta}_2)^2 + \frac{1}{2} I_2 \dot{\theta}_2^2 \\ \frac{1}{2} m_3 (l_2^2 \dot{\theta}_2^2 + R_2^2 (\dot{\theta}_2^2 + 2 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 + \dot{\theta}_3^2) + 2 l_2 R_3 \cos \theta_3 (\dot{\theta}_2^2 + \dot{\theta}_3^2)) + \frac{1}{2} I_3 \dot{\theta}_3^2 \\ \frac{1}{2} m_4 (l_2^2 \dot{\theta}_2^2 + (l_3 + R_4)^2 (\dot{\theta}_2^2 + 2 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 + \dot{\theta}_3^2) + 2 l_2 (l_3 + R_4) \cos \theta_3 (\dot{\theta}_2^2 + \dot{\theta}_3^2)) + \frac{1}{2} I_4 \dot{\theta}_3^2 \end{bmatrix} \quad (20)$$

其中, m_2 、 m_3 和 m_4 分别为大臂、小臂和手部外骨骼的总重量, l_2 、 l_3 和 l_4 分别为外骨骼大臂、小臂和手部对应的长度。 R_2 、 R_3 和 R_4 分别为 l_2 、 l_3 和 l_4 对应长度的一半。 I_2 、 I_3 和 I_4 分别为大臂、小臂和手部相对质心的转动惯量。

势能为 E_{p2} 、 E_{p3} 和 E_{p4} 如式(21)所示:

$$\begin{bmatrix} E_{p2} \\ E_{p3} \\ E_{p4} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{1}{2} m_2 g R_2 \cos \theta_2 \\ -m_3 g (l_2 \cos \theta_2 + R_3 \cos(\theta_2 + \theta_3)) \\ -m_4 g (l_2 \cos \theta_2 + (l_3 + R_4) \cos(\theta_2 + \theta_3)) \end{bmatrix} \quad (21)$$

其中, g 表示重力加速度。

故, Lagrange 函数 L 可表示为:

$$L = E_{k2} + E_{k3} + E_{k4} - E_{p2} - E_{p3} - E_{p4} \quad (22)$$

可以得到肩关节转矩 τ_2 :

$$\begin{aligned} \tau_2 = & I_2 \ddot{\theta}_2 + 2m_2 R_2^2 \ddot{\theta}_2 + m_3 R_3^2 (\ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) - \\ & 2m_3 l_2 R \ddot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \sin \theta_3 + 2m_3 l_2 R_3 \ddot{\theta}_2 \cos \theta_3 + \\ & 2m_2 l_2^2 \ddot{\theta}_2 + m_4 l_2^2 \ddot{\theta}_2 + m_4 (l_3 + R_4)^2 (\ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + \\ & 2m_4 l_2 (l_3 + R_4) \ddot{\theta}_2 \cos \theta_3 - 2m_4 l_2 (l_3 + R_4) \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \sin \theta_3 + \\ & m_4 g (l_3 + R_4) \sin(\theta_2 + \theta_3) + l_2 \sin \theta_2 + \\ & m_3 g (R_2 \sin(\theta_2 + \theta_3) + l_2 \sin \theta_2) + m_2 g R_2 \sin \theta_2 \end{aligned} \quad (23)$$

肘关节转矩 τ_3 :

$$\begin{aligned} \tau_3 = & I_3 \ddot{\theta}_3 + I_4 \ddot{\theta}_3 + m_4 (l_3 + R_4) \ddot{\theta}_2 + \\ & 2l_2 (R_4 + l_3) \ddot{\theta}_3 \cos \theta_3 - 2l_2 (R_4 + l_3) \dot{\theta}_3^2 \sin \theta_3 + \\ & m_3 (R_3^2 \ddot{\theta}_2 + 2l_2 R_3 \ddot{\theta}_3 \cos \theta_3 - 2l_2 R_3 \dot{\theta}_3^2 \sin \theta_3) - \\ & m_4 \theta_3 (l_3 + R_4)^2 - m_4 l_2 (l_3 + R_4) (\dot{\theta}_2^2 + \dot{\theta}_3^2) \sin \theta_3 - \\ & m_3 R_3^2 \dot{\theta}_3 - m_3 l_3 R_3 \sin(\dot{\theta}_2^2 + \dot{\theta}_3^2) + \\ & m_4 g (l_3 + R_4) \sin(\theta_2 + \theta_3) + m_3 g R_3 \sin(\theta_2 + \theta_3) \end{aligned} \quad (24)$$

式(7)中的 θ_2 、 θ_3 取值带到公式(16)、(17)中,用 Matlab 求解出完成肩关节屈伸和肘关节屈伸运动所需要转矩曲线,在 ADAMS 中导入三维模型进行动力学分析得到两关节转动所需扭矩曲线,两种方法得到曲线对比如图5所示。从图上可知,ADAMS 仿真结果与数学模型计算结果基本一致,说明了动力学模型的正确性。

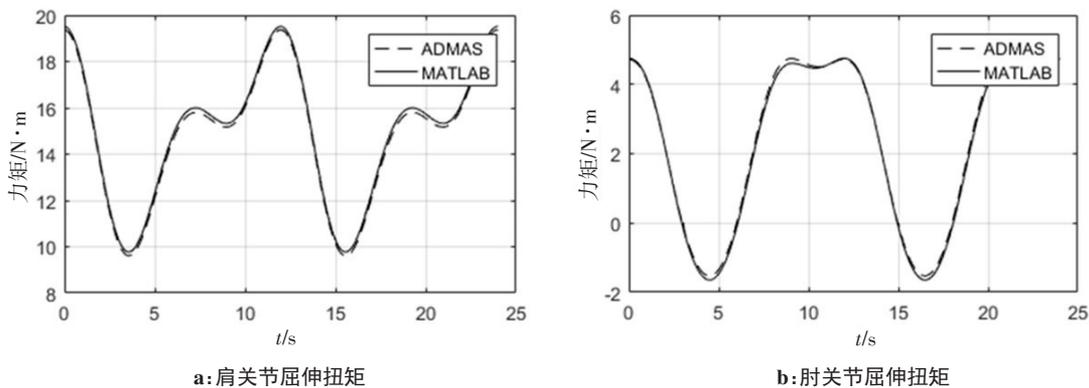


图5 肩关节和肘关节屈伸动力学模型
 Fig.5 Dynamic models of the flexion and extension of shoulder joints and elbow joints

3 上肢康复装置控制系统原理及模型建立

基于气动肌腱混合驱动上肢康复装置能否按照设计的轨迹辅助使用者完成康复训练,需要设计合理的控制系统。为了验证控制系统是否满足设计要求,需要对装置各个关节运动进行数学模型建立并进行 Matlab/Simulink 仿真。

3.1 上肢康复装置控制系统原理

基于气动肌腱混合驱动上肢康复装置的控制系统原理图如6所示。在上肢康复装置位置控制中,分别对肩关节屈伸和肘关节屈伸驱动气动肌腱给定初始气压 P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_4 。给定期望位置 θ_{d1} 、 θ_{d2} 、 θ_{d3} ,通过控

制PID算法确定控制输出量为 u_1 、 u_2 、 u_3 。在肩关节内收外展运动中,通过输出量 u_1 确定需要输出的PWM脉冲频率,从而驱动电机跟随预定曲线运动。在肩关节屈伸运动和肘关节屈伸运动中,通过输出量 u_2 、 u_3 确定每根气动肌腱需要气压 P ,通过D/A转换为各个关节电磁比例阀控制电压,通过控制比例阀实现对各个关节气动肌腱的充气 and 放气,驱动关节运动。在各个关节上安装角度传感器实时采集关节角度电压值,通过A/D转换为关节实时角度值 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 ,与期望角度比较,形成关节位置的闭环控制。

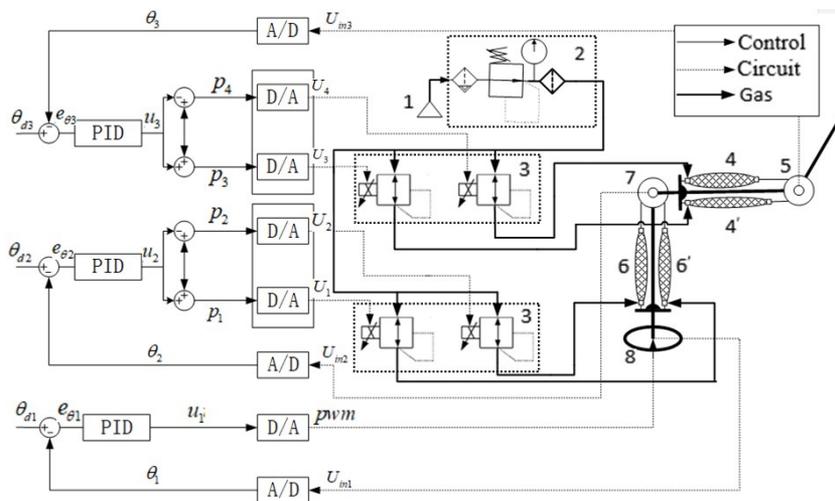


图6 基于气动肌腱混合驱动上肢康复装置的控制原理图
 Fig.6 Schematic diagram of the control system of upper limb rehabilitation device based on pneumatic tendon hybrid drive
 1.气源;2.气源过滤阀组件;3.电磁比例阀;4、4'.肘关节驱动肌腱;5.角度传感器;6、6'.肩关节屈伸驱动肌腱;7.角度传感器;
 8.肩关节内收外展控制电机和角度传感器

3.2 上肢康复装置控制系统建模与仿真

本文设计的上肢康复装置肩关节和肘关节屈伸均由气动肌腱驱动完成预定运动轨迹。在装置上装

有固定支架和定滑轮,定滑轮的轴心和关节转动中心相重合。使用钢丝绳将一对气动肌腱与关节处的定滑轮相连接,在两个气动肌腱的牵引下随滑轮同

步转动带动大臂和小臂运动^[20]。关节运动采用位置和刚度联合控制法^[21],其中关节期望位置为 θ_d ,关节期望刚度为固定值 $K_d=10$ 。

根据虚功原理所建立的Chou模型^[22],计算关节处由气动肌腱产生的驱动扭矩为:

$$\tau = (F_2 - F_1) \cdot r = (p_2 \left(\frac{\pi D_0^2}{4}\right) (\beta_1 (1 - \varepsilon_2)^2 - \beta_2) - p_1 \left(\frac{\pi D_0^2}{4}\right) (\beta_1 (1 - \varepsilon_1)^2 - \beta_2)) \cdot r \quad (25)$$

其中, D_0 是气动肌腱的初始直径, p 为气动肌腱的内部气压, ε 为气动肌腱收缩率, β_1 、 β_2 是与气动肌腱编织角 α_0 有关的参数, $\beta_1 = \frac{3}{\tan^2 \alpha_0}$, $\beta_2 = \frac{1}{\sin^2 \alpha_0}$ 。

根据关节刚度是关节驱动扭矩对关节转角导数的定义^[23],得到关节刚度 K_d 与扭矩 τ 、转动角度之间的关系式如(26)所示:

$$K_d = -\frac{d\tau}{d\theta_d} = (2p_1 \left(\frac{\pi D_0^2}{4}\right) \beta_1 \frac{L_1}{L_0^2} + 2p_2 \left(\frac{\pi D_0^2}{4}\right) \beta_1 \frac{L_2}{L_0^2}) \cdot r^2 \quad (26)$$

其中 L_i ($i=1,2$)分别为两根气动肌腱气囊的实际长度, L_i 与关节转动角度 θ_d 的几何关系式为: $D_0 \pm \theta_d \cdot r$, r 为关节定滑轮的转动轮盘半径。

每根气动肌腱的理论充气气压由单独的电磁阀控制,根据关节的角度位置 θ_d 和刚度 K_d 可以建立气

动肌腱的充气气压 P_1 、 P_2 与关节转动角度 θ_d 数学模型,从而实现通过控制比例阀通过气体量对关节转动角度的精确控制,从而精确控制上肢康复装置完成肩关节屈伸和肘关节屈伸运动。

肩关节内收外展运动由电机控制,本设计中的肩关节内收外展的电机选择步进电机。根据上文肩关节内收外展所需扭矩公式(10),可以得到扭矩最大为 $0.212 \text{ N} \cdot \text{m}$ 。根据上文中各个关节的转动角度和时间的关系式(9),得电机最大转速为 50.0 rad/s 。因此选择型号为57步进电机57BYG250B,其最大扭矩为 $1.2 \text{ N} \cdot \text{m}$,满足肩关节内收外展所需要扭矩,电机驱动器选择57步进电机驱动器M542-05,选择微步细分为5000步数/转。肩关节内收外展角速度和PWM频率关系为:

$$f_{\text{pwm}} = 360 / (5000 \cdot \dot{\theta}_1) \quad (27)$$

其中, $\dot{\theta}_1$ 为肩关节内收外展运动转动角速度。建立电机驱动器输入脉冲频率和角速度的关系,从而控制肩关节按照预定轨迹转动。

在Matlab/Simulink环境下进行系统仿真实验。得到各个关节运动过程中期望角度值和仿真角度值误差曲线如图7所示。

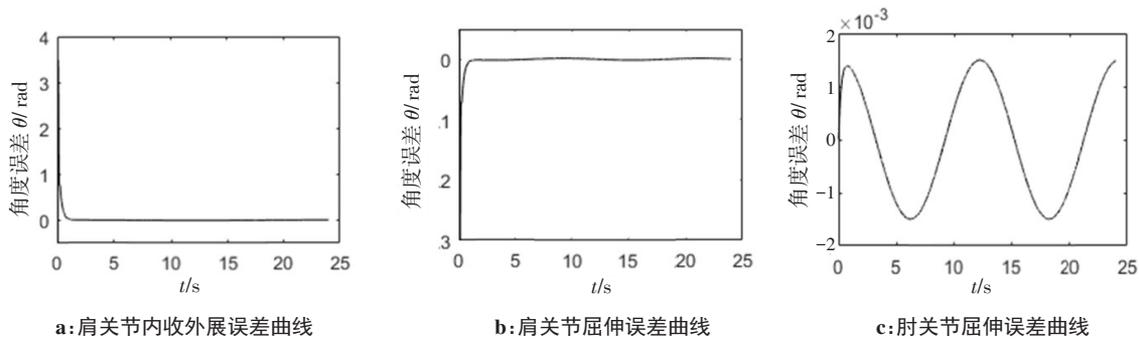


图7 关节角度误差曲线

Fig.7 Joint angle error curve

通过仿真实验得出装置关节运动期望角度值和仿真角度值误差小,证明所设计的上肢康复训练装置控制系统满足设计要求。

4 结果与结论

本文设计的基于气动肌腱混合驱动的上肢康复装置是可辅助脑卒中患者进行上肢康复训练的外骨骼训练装置,该装置采用气动肌腱驱动为主,电机驱动为辅的驱动方式,具有锻炼范围广和安全性高的特点。本文通过正运动学求解得到了装置末端的位

置方程,使用Lagrange法建立了人-机系统的动力学方程,在ADAMS中建立了人-机系统的仿真模型进行仿真,验证了运动学正解和动力学模型的准确性。之后,设计合理的上肢康复装置控制系统,对装置各个关节运动进行数学模型建立并通过Matlab/Simulink仿真验证了控制系统的合理性。该研究结果对基于气动肌腱混合驱动的上肢康复装置控制系统的控制软件设计有参考意义,并对设计上肢训练的康复器械具有指导意义。

【参考文献】

- [1] 赵健乐, 韩春, 李景琦. 脑卒中康复治疗新策略[J]. 中国康复理论与实践, 2014(10): 928-931.
ZHAO J L, HAN C, LI J Q. New strategies of rehabilitation therapeutics in stroke (review)[J]. Chinese Journal of Rehabilitation Theory and Practice, 2014(10): 928-931.
- [2] 李慧, 姜亚芳. 脑卒中患者早期康复护理干预措施的研究进展[J]. 中华护理杂志, 2010, 45(2): 187-189.
LI H, JIANG Y F. Research progress on early rehabilitation nursing for stroke patients[J]. Chinese Journal of Nursing, 2010, 45(2): 187-189.
- [3] LECOFFRE C, DE PERETTI C, GABET A, et al. National trends in patients hospitalized for stroke and stroke mortality in france, 2008 to 2014[J]. Stroke, 2017, 48(11): 2939-2945.
- [4] 何雯, 王凯. 脑卒中后上肢功能康复研究进展[J]. 中国康复理论与实践, 2014(4): 334-339.
HE W, WANG K. Advance in rehabilitation of upper limb function in hemiplegic patients after stroke (review)[J]. Chinese Journal of Rehabilitation Theory and Practice, 2014(4): 334-339.
- [5] KIM S Y, YANG L, PARK I J, et al. Effects of innovative WALKBOT robotic-assisted locomotor training on balance and gait recovery in hemiparetic stroke: a prospective, randomized, experimenter blinded case control study with a four-week follow-up[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2015, 23(4): 636-642.
- [6] 郑彭, 黄国志, 彭生辉. 下肢康复机器人对改善脑卒中偏瘫患者下肢肌力及运动功能障碍的临床研究[J]. 中国康复医学杂志, 2016, 31(9): 955-959.
ZHENG P, HUANG G Z, PENG S H. Effects of lower limb rehabilitation robot in improving lower limb muscle strength and motion dysfunction of stroke patients: a clinical research[J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2016, 31(9): 955-959.
- [7] 杜洛民, 任瑞霞. 运动疗法对偏瘫康复的作用[J]. 中国康复, 2012, 27(1): 8.
DU L M, REN R X. Effect of exercise therapy on hemiplegia rehabilitation[J]. Chinese Journal of Rehabilitation, 2012, 27(1): 8.
- [8] PREISING B, HSIA T, MITTELSTADT B. A literature review: robots in medicine[J]. IEEE Eng Med Biol, 1991, 10(2): 13-22.
- [9] KREBS H I, HOGAN N, AISEN M L, et al. Robot-aided neurorehabilitation[J]. IEEE Trans Rehabil Eng, 1998, 6(1): 75-87.
- [10] VOLPE B T, KREBS H I, HOGAN N, et al. A novel approach to stroke rehabilitation: robot-aided sensorimotor stimulation [J]. Neurology, 2000, 54(10): 1938-1944.
- [11] MIHELJ M, NEF T, RIENER R. ARMin II-7 DoF rehabilitation robot: mechanics and kinematics [C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE, 2007: 4120-4125.
- [12] NEF T, GUIDAI M, RIENER R. ARMin III-arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation [J]. Appl Bionics Biomech, 2009, 6(2): 127-142.
- [13] 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 Trans Robot, 2010, 26(4): 710-715.
- [14] 王东岩, 李庆玲, 杜志江, 等. 5 DOF穿戴式上肢康复机器人控制方法研究[J]. 哈尔滨工业大学学报, 2007, 39(9): 1383-1387.
WANG D Y, LI Q L, DU Z J, et al. Control method of a 5 DOF wearable rehabilitation robot for upper limb[J]. Journal of Harbin Institute of Technology, 2007, 39(9): 1383-1387.
- [15] 许祥, 侯丽雅, 黄新燕, 等. 基于外骨骼的可穿戴式上肢康复机器人设计与研究[J]. 机器人, 2014, 36(2): 147-155.
XU X, HOU L Y, HUANG X Y, et al. Design and research of a wearable robot for upper limbs rehabilitation based on exoskeleton [J]. Robot, 2014, 36(2): 147-155.
- [16] XING K, XU Q, HE J, et al. A wearable device for repetitive hand therapy [C]//IEEE Ras & Embs International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics. IEEE, 2009: 919-923.
- [17] XIONG C, JIANG X, SUN R, et al. Control methods for exoskeleton rehabilitation robot driven with pneumatic muscles[J]. Ind Rob, 2013, 36(3): 210-220.
- [18] 荣湘江, 马炳存. 太极拳运动对中年人平衡能力的影响[J]. 中国康复医学杂志, 2008, 23(4): 344-346.
RONG X J, MA B C. Research on impacts of Taijiquan on the balance ability of the middle-aged people[J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2008, 23(4): 344-346.
- [19] 王正源, 徐秀林. 基于斜床减重式下肢康复训练的人体关节受力分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2018, 35(1): 114-119.
WANG Z Y, XU X L. Analysis of human joint force during lower limb rehabilitation training based on bed partial weight support[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2018, 35(1): 114-119.
- [20] 于海涛, 郭伟, 谭宏伟, 等. 基于气动肌腱驱动的拮抗式仿生关节设计与控制[J]. 机械工程学报, 2012, 48(17): 1-9.
YU H T, GUO W, TAN H W, et al. Design and control on antagonistic bionic joint driven by pneumatic muscles actuators [J]. Journal of Mechanical Engineering, 2012, 48(17): 1-9.
- [21] 朱坚民, 黄春燕, 雷静桃, 等. 气动肌腱驱动的拮抗式仿生关节位置/刚度控制[J]. 机械工程学报, 2017, 53(13): 64-74.
ZHU J M, HUANG C Y, LEI J T, et al. Position/stiffness control of antagonistic bionic joint driven by pneumatic muscles actuators [J]. Journal of Mechanical Engineering, 2017, 53(13): 64-74.
- [22] TONDU B, LOPEZ P. Modeling and control of McKibben artificial muscle robot actuators [J]. Control Systems IEEE, 2000, 20(2): 15-38.
- [23] WANG X, LI M, GUO W, et al. Development of an antagonistic bionic joint controller for a musculoskeletal quadruped [C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE, 2013: 4466-4471.

(编辑:薛泽玲)