

面向单臂弯举的气动肌肉上肢外骨骼系统设计与实验

赵智睿¹ 李 醒^{2,3} 张 航¹ 刘明芳¹ 马天华¹ 郝丽娜¹

(1. 东北大学机械工程与自动化学院, 沈阳 110819; 2. 东莞理工学院电子工程与智能化学院, 东莞 523808;
3. 东北大学流程工业综合自动化重点实验室, 沈阳 110004)

摘要: 针对人体手臂负载弯举过程中易产生肩袖损伤的问题,设计了一种气动肌肉上肢外骨骼机器人。其本体结构由一个肘关节外骨骼机器人和气动式外展肩枕构成,并通过双层护肩结构固定于穿戴者上肢。该设计结合了刚性外骨骼机器人结构的力传递优势和柔性仿生式织物结构的柔顺性优势,在负载弯举过程中对穿戴者的肘关节和肩关节提供必要的助力,同时提高了肩关节处的人机相容性。对比实验结果表明,实验者手持负载并穿戴气动式上肢外骨骼机器人后可以在心率无显著性增加的状态下完成弯举动作,并且在气动式外展肩枕的作用下肩部外展轨迹更近似于自然弯举状态下的轨迹。与无穿戴状态下对比,肱二头肌肌电信号的平均绝对值和均方根分别降为 69.92% ~ 70.97% 和 66.46% ~ 78.85%,冈上肌肌电信号的平均绝对值和均方根分别降为 80.67% ~ 81.51% 和 78.02% ~ 89.22%。

关键词: 上肢外骨骼机器人; 单臂弯举; 肩袖损伤; 气动肌肉

中图分类号: TP242 文献标识码: A 文章编号: 1000-1298(2022)01-0423-08

OSID: 

Design and Experiment of Upper-limb Exoskeleton Robot System Driven by Pneumatic Artificial Muscle in Lifting Task by Single Arm

ZHAO Zhirui¹ LI Xing^{2,3} ZHANG Hang¹ LIU Mingfang¹ MA Tianhua¹ HAO Li'na¹

(1. School of Mechanical Engineering and Automation, Northeastern University, Shenyang 110819, China
2. School of Electrical Engineering and Intelligentization, Dongguan University of Technology, Dongguan 523808, China
3. State Key Laboratory of Synthetical Automation for Process Industries, Northeastern University, Shenyang 110004, China)

Abstract: Lifting with a single arm is a common upper-limb action but it is easy to cause the rotator cuff injury. An upper-limb exoskeleton was designed to provide assistant force/torque to the human for accomplishing the lifting task on the premise of safety. The proposed prototype was comprised of two parts: 1-DOF elbow exoskeleton and a pneumatic shoulder pillow. The proposed structure was combined with the benefit of power transmission in the rigid exoskeleton and flexible double weave shoulder movement in the bionic exosuit. Such devices can provide necessary force assistance for the elbow flexion/extension and shoulder abduction of the wearer and improve the kinematic compatibility between the human arm and the exoskeleton. Further on, to verify the performance of the exoskeleton, a subject was asked to lifting 1 kg and 5 kg weight of loads with and without the robot-assisted, respectively. From the results, the mean absolute values of electromyography on biceps and supraspinatus were reduced to 70.97% and 80.67% of the non-wearable state during the 1kg weight lifting task, and 69.92% and 81.51% in the 5 kg weight lifting task. The root mean squares of the relative muscle electromyography were reduced to 78.85% and 78.02% in 1 kg, and 66.46% and 89.22% in 5 kg. By using the pneumatic abduction shoulder pillow, the abduction trajectory of the shoulder was similar to the natural state during the lifting tasks. The heart rate of the subject was also recorded in the experiment. From the statistical analysis, the heart rate was not obviously changed ($p > 0.01$). These results illustrated the potential risk of rotator cuff injury can be reduced in the robot-assisted lifting task.

Key words: upper-limb exoskeleton; lifting task; rotator cuff injury; pneumatic artificial muscle

收稿日期: 2021-01-07 修回日期: 2021-03-20

基金项目: 国家自然科学基金项目(61873054,62073063)

作者简介: 赵智睿(1991—),男,博士生,主要从事外骨骼机器人关节控制研究,E-mail: 1710091@stu.neu.edu.cn

通信作者: 郝丽娜(1968—),女,教授,博士生导师,主要从事智能控制研究,E-mail: haolina@me.neu.edu.cn

0 引言

随着机器人技术和传感器技术的快速发展^[1-3],其应用领域也越来越广泛。负重弯举动作是人类日常生活和农业生产劳动中较为常见运动行为之一,具有无法替代性。因此,有效预防肩袖损伤是现代医学面对的一项难题。

外骨骼机器人是预防负重弯举动作中发生肩袖损伤的一种尝试。相关研究表明,外骨骼机器人(exoskeleton)可以有效改善穿戴者的运动能力,提高人体负载极限^[4-8]。按驱动方式的不同,外骨骼机器人可分为电动式^[5]、液压式^[6-7]与气动式^[8-9]。传统的外骨骼机器人通过刚性结构包裹穿戴者的上肢、下肢或全身,跟随穿戴者的动作并提供辅助动力^[4]。其主要用于增强穿戴者的负载能力,但其本体质量较大^[5-6]。各关节的有效力矩不仅用于承担外部负载,还需要提供外骨骼机器人本体的关节力矩,进而导致续航能力差^[8]。此外,外骨骼机器人的各关节多以旋转关节代替人体的球窝关节,在运动过程中,二者的关节旋转中心不重合,因此人机相容性较低^[10]。以肩关节为例,盂肱关节具有浮动转心的生物运动学属性,并且由于不同个体的转心位置也不同,进一步限制了外骨骼的适用性^[11]。文献[12-16]通过设计滑块导轨机构或多连杆机构以增加自由度的方式补偿外骨骼关节与人体关节中心之间的位移偏差,但是增加了外骨骼本体质量。并且由于个体差异性,需要额外设计调整机构^[15]。另一种方法是采用仿生式结构设计,以织物绑带或弹性材料替代外骨骼关节处的刚性旋转/平移关节,既贴合人体结构又降低机构惯性^[17-20],但该方案无法实现肩关节外展助力,无法有效预防肩袖损伤。

气动肌肉是一类新型的气动执行器,与伺服液压系统和电机系统等驱动器相比,具有良好的柔顺性和较高的功率密度比,可减小机器人在控制中人与环境之间的撞击并降低外骨骼机器人本体质量,目前被广泛应用于肘关节外骨骼机器人、双臂外骨骼机器人和外骨骼手套,用于医疗辅助康复、仿生和农业机器人等领域^[21-27]。气动肌肉上肢外骨骼机器人结合了传统外骨骼机器人的刚性承载结构和织物仿生结构的柔性结构,可以辅助穿戴者在手持负载的状态下完成肘关节屈曲/伸展和肩关节外展,有效降低上肢相关肌群的肌活度。其中,柔性护肩紧贴穿戴者的肩关节,提高人机相容性,减少外展/内收动作中人机旋转中心不重合现象。本文分析上肢负载弯举运动并提出一种预防肩袖损伤的结构方

案。在此基础上设计气动肌肉上肢外骨骼机器人的本体结构以及传感和控制系统。最后通过对比实验验证上肢外骨骼机器人助力的有效性。

1 上肢负载弯举与肩袖损伤

人体上肢包含肩关节、肘关节、腕关节和指关节。由于各关节解剖结构较为复杂,一般将各关节简化为旋转关节,分析其在矢状面、冠状面和额状面内的旋转运动。上肢弯举动作主要由肘关节在矢状面内的屈曲/伸展运动和额状面内的肩关节外展/内收运动构成。其中,上臂的肱肌和肱二头肌收缩运动产生了肘关节屈曲运动;肱三头肌收缩产生了肘关节伸展运动;三角肌和冈上肌收缩带动肩关节完成外展;胸大肌收缩则带动肩关节完成内收运动。

为进一步描述弯举动作的关节运动过程,利用惯性传感器搭建了上肢运动捕捉系统,收集一名健康成年男子(身高 174 cm,体质量 65 kg)在单臂弯举过程中的肘关节、肩关节的运动信息,如图 1 所示^[28]。采样频率 $f=50\text{ Hz}$,收集后的数据经滤波和拟合处理,由图 2 可知,肘关节屈曲/伸展的运动范围为 $[18^\circ,65^\circ]$,肩关节外展运动范围为 $[5^\circ,22^\circ]$ 。从生理学角度分析,肩袖用于维持盂肱关节稳定,只有肩袖稳定时,才能提供足够的力量。肩袖是由附着于肱骨头处的肩部肌群(主要为肩胛下肌、冈上

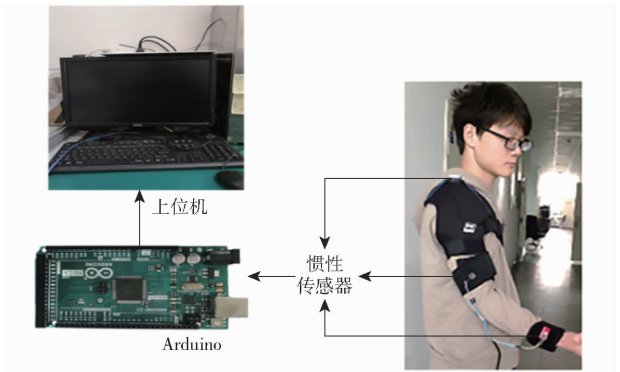


图 1 基于惯性传感器的人体上肢运动捕捉系统
Fig. 1 Human upper-limb motion capture system based on inertial measurement unit

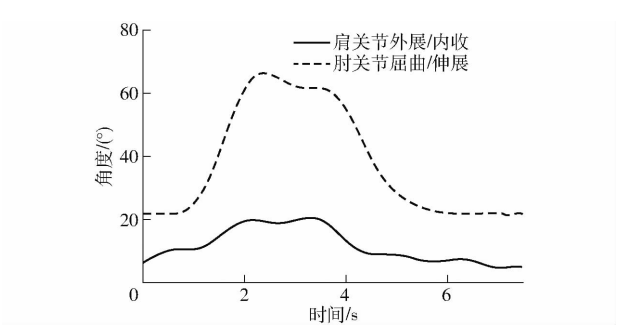


图 2 上肢弯举运动轨迹

Fig. 2 Position trajectory in upper-limb lifting task

肌、冈下肌和小圆肌)构成的袖套样结构。由于增龄或长期劳动,冈上肌肌腱出现的组织退化、肩峰增生等因素而引发肌腱磨损或局部创口^[29]。而当弯举重物时,上肢的肱二头肌和三角肌等主动肌群沿手臂向上发力,肩部肱骨头在外力作用下产生旋转运动导致手臂离开躯体侧,肩关节发生外展。此时,肩袖在牵引力作用下处于一种不稳定的状态,同时肩胛骨带动肩峰上移,在力的作用下磨损肩袖而造成肌腱的撕裂性损伤。因此,对于肩峰空间狭窄或肩袖损伤等肩功能异常患者,在治疗阶段使用外展肩枕作为护具以提高肩关节处的稳定性^[30]。外展肩枕可放置于肱骨内部腋下处,使得肩关节与胸椎和肱骨形成了稳定的力学三角形,如图 3 所示。

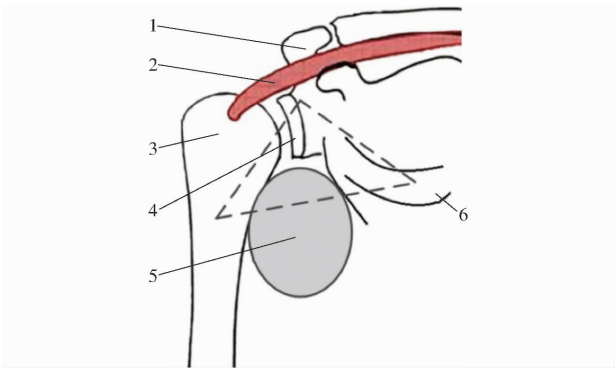


图 3 人体上肢肩袖结构与外展肩枕原理图
Fig. 3 Structure diagram of rotator cuff and principle of shoulder pillow

1. 肩峰 2. 冈上肌肌腱 3. 肱骨头 4. 盂肱关节 5. 外展肩枕
6. 胸椎

2 气动肌肉上肢外骨骼系统设计

2.1 本体结构设计

气动肌肉上肢外骨骼系统由外骨骼本体、气源及控制系统和传感器系统 3 部分组成。与其他单臂外骨骼系统不同,本文的设计重点是在辅助穿戴者完成弯举任务的同时保证其肩关节的稳定,降低负载弯举中肩部肌肉的肌活性,进而降低穿戴者发生肩袖损伤的风险。根据前文分析,单臂弯举动作主要涉及了肘关节屈曲/伸展和肩关节外展/内收。肘关节为铰链关节,尺骨骨头可以沿滑车关节面内产生滑动动作,因此肘关节屈曲/伸展运动的旋转中心不固定^[31-32]。但是 CT 影像的结果表明,在肘关节的生理运动范围内(即 $[0^{\circ}, 120^{\circ}]$),尺桡关节移动平均值为 2.14 mm,最大值为 1.13 cm,而在单臂弯举运动范围内(即 $[18^{\circ}, 65^{\circ}]$)仅移动 0.19 mm^[32-33]。因此,在本体结构设计中将肘关节简化为单自由度旋转关节。与肘关节相比,人体肩关节是更为复杂的球窝关节,其旋转中心相对

于胸椎位置发生浮动,最大值约为 8 cm^[11]。在单臂负载弯举过程中,重物的牵引力将导致肩峰移动,加剧盂肱关节的偏移。为提高人机相容性,一些外骨骼机器人在肩关节处增加多个旋转副和移动副^[12-16]。但是,过多的运动副增加了外骨骼的本体质量,却无法约束肩峰偏移。

为此,本文设计了一种柔性的护肩结构以代替肩关节的多运动副复合结构。该结构可以保证穿戴者与外骨骼的肩部紧密贴合,配合外展肩枕以稳固肩峰。护肩紧贴穿戴者肩部,因此穿戴外骨骼机器人后的肩关节外展/内收的旋转中心不会产生偏移。如图 4 所示,护肩具有 2 层结构。底层护肩的外形近似于 2 个对顶三角形,用于包裹穿戴者的肩部和大臂,防止肩峰在外展/内收运动中在水平方向发生偏移;顶层肩带是 Y 形的弹性绷带,两端与外展肩枕相连。绷紧后,肩带产生张力与外展肩枕推力的共同作用下在铅锤方向锁定穿戴者的肩峰,预防肩袖损伤。

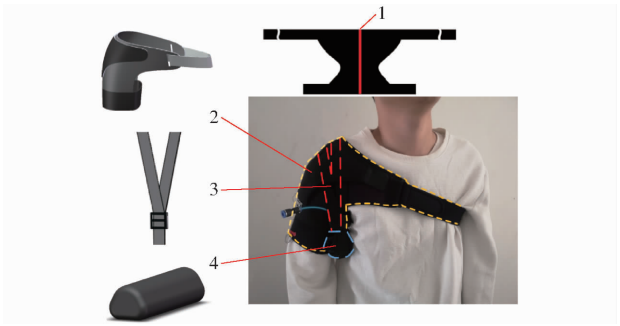


图 4 护肩结构图
Fig. 4 Structure diagram of soft shoulder pad

1. 底层护肩(展开) 2. 底层护肩(穿戴) 3. 顶层肩带 4. 气动式外展肩枕

综上,气动肌肉上肢外骨骼如图 5 所示。其本体结构包含两部分,其中刚性部分为肘关节外骨骼机器人,具有一个旋转自由度,结构参数见表 1。如图 6 所示,为了追求本体的轻量化,肘关节外骨骼的上臂和前臂连杆都由铝合金材料制成,各连杆间设计了 U 形槽(树脂材料)以便安置手臂,并在末端设计了抓握手柄(树脂材料)。为进一步降低外骨骼机器人的本体质量,选择气动肌肉作为外骨骼机器人的执行器。两根收缩型气动肌肉并联在气动式单臂外骨骼的肘关节处,一端连接前臂连杆,另一端连接大臂连杆,通过控制其内部气压以辅助穿戴者完成肘关节屈曲/伸展运动。整体质量为 1.06 kg,在负载弯举过程中,肘关节外骨骼机器人将为穿戴者的肘关节提供辅助力矩。经测试,一根长度 $l = 260$ mm 收缩型气动肌肉在充气压力 2.5 MPa 下可提供超过 90 N 的拉力^[34]。



图5 完整穿戴效果

Fig.5 Effect diagram of subject wearing upper-limb exoskeleton

表1 结构参数

Tab.1 Parameters of upper-limb exoskeleton					mm
参数	大臂长度 l_a	前臂长度 l_f	PAM 长度 (肩) l_s	PAM 长度 (肘) l_e	
数值	200	300 ~ 335 (可调)	200	260	

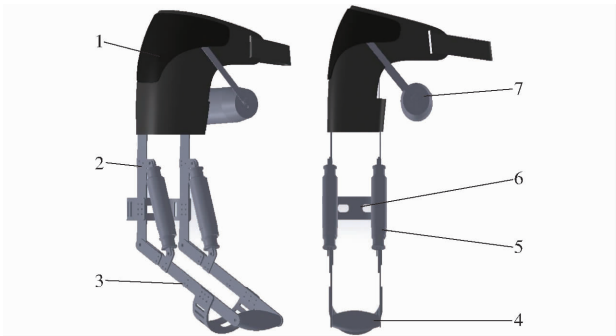


图6 三维设计

Fig.6 Structure design of upper-limb exoskeleton

- 1.护肩 2.上臂连杆 3.前臂连杆 4.U形槽手柄 5.手柄U形槽 6.气动肌肉 7.气动式外展肩枕

气动肌肉上肢外骨骼机器人的柔性部分由护肩和气动式外展肩枕组成。底层护肩的两侧装有连接卡扣,方便与肘关节外骨骼机器人连接。顶层肩带采用可调式黏扣带设计,可以根据使用者的身材以及需求调整。肩枕的针织软袋内安置一根收缩型气动肌肉,通过调整其内部气压辅助穿戴者完成适度的外展和内收动作。为降低穿戴者的腋下产生不适感,针织软袋中填充适度的海绵层以增强其柔顺性。

2.2 传感器与控制系统设计

气动肌肉上肢外骨骼系统的传感器与控制系统如图7所示,其中气动控制部分主要有气源、调压阀、高速开关阀、功率放大器、微型控制器(Arduino)、串口模块和上位机。经测试,微型控制器执行一次代码耗时约为0.4 ms,串口通信频率为100 Hz。因此,所采用的控制系统满足实时性要求。

考虑到实际应用的工作环境未知,如果工作空间狭窄有限,则利用750 mL的便携气瓶作为气源;反之,则使用空压机作为气源为气动肌肉提供高压气体。调压阀用于调整高速开关阀的输入气压。两个高速开关阀在功率放大器和微型控制器的指令下,根据上位机的信号切换阀口的进气与排气状态。串口模块用于建立上位机与微型控制器的信号通道。机器人共布置了两种传感器。其中,惯性传感器用于测量肘关节屈曲/伸展角度和肩关节的外展/内收角度。接触力传感器则用于测量肘关节外骨骼和穿戴者手臂之间的接触力。

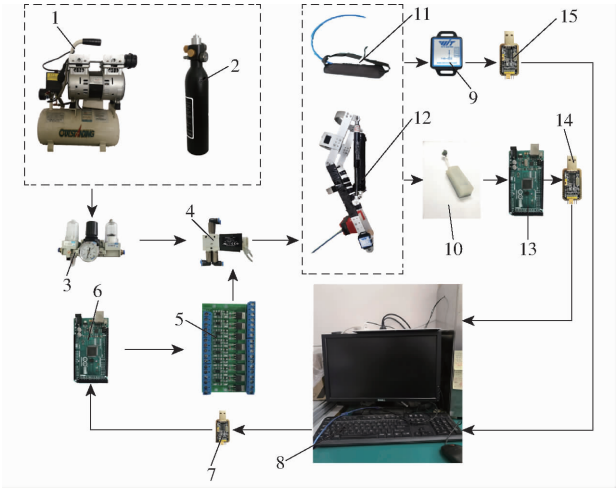


图7 传感器与控制系统

Fig.7 Diagram of sensors and control system

- 1.空压机 2.便携气瓶 3.调压阀 4.高速开关阀 5.功率放大电路板 6、13.微型控制器 7、14、15.串口模块 8.上位机 9.惯性传感器 10.接触力传感器 11.气动式外展肩枕 12.肘关节外骨骼

控制方法包含两部分,见图8。其中,两个接触力传感器用于检测穿戴者在完成肘关节屈曲/伸展动作中的人机接触力,结合人机阻抗模型估计肘关节的期望轨迹,再根据惯性传感器测量肘关节的实际角度,利用PID控制器实现轨迹跟踪^[35]。两个接触力传感器用于检测穿戴者在完成肩关节外展动作中的人机接触力。将该值与设定合理的阈值进行比较(表2),评估穿戴者的运动状态(内收、保持、外展),并根据运动状态控制高速开关阀调整气动式外展肩枕的气压。

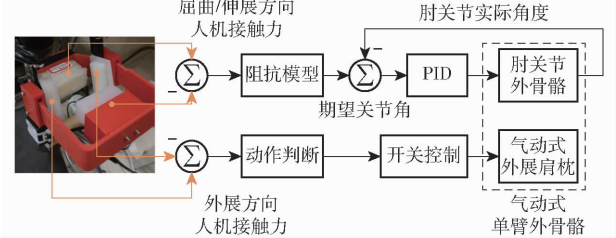


图8 控制方法框图

Fig.8 Diagram of control method

表 2 运动状态判断规则

Tab.2 If-then rules

条件	肩关节状态	高速开关阀状态
$F \geq F_{d1}$	外展	阀 1 关, 阀 2 关
$F_{d2} < F < F_{d1}$	保持	阀 1 开, 阀 2 关
$F \leq F_{d2}$	内收	阀 1 开, 阀 2 开

2.3 力学仿真

参照相关文献的实验结果,所设计的气动肌肉上肢外骨骼机器人系统的最大有效负载为 5 kg^[36]。因此,首先对外骨骼机器人的刚性部分进行力学分析,检验主要零件的强度。其次,对外骨骼机器人进行动力学仿真,得到肘关节力矩的参考值,进而验证气动肌肉的输出力是否达到设计目的。

静力学分析结果如图 9、10 所示,其中刚性的连杆机构材料设为铝合金 2024,把手和 U 形槽为树脂材料(弹性模量 3 000 MPa,弯曲模量 150 MPa,拉伸强度 60 MPa)。在末端手柄处施加 50 N 的外力,利用 SolidWorks Simulation 平台计算肘关节外骨骼的应力和应变。结果表明,最大应变和最大应力都产生于肘关节处。



图 9 肘关节外骨骼机器人应力分析

Fig.9 Stress analysis of elbow exoskeleton

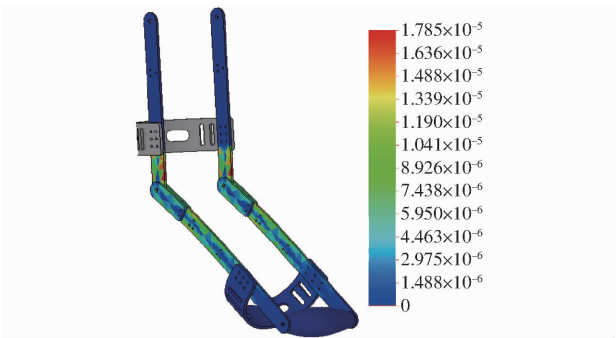


图 10 肘关节外骨骼机器人应变分析

Fig.10 Strain analysis of elbow exoskeleton

根据图 2 所示的关节运动曲线及表 1 所示的相关参数,利用 Matlab/Simulink 平台可以计算出肘关节处的驱动力矩,其结果如图 11 所示。负载为 5 kg 的状态下,肘关节处最大驱动力矩 $M = 15.39 \text{ N} \cdot \text{m}$ 。

由于气动肌肉力臂为 0.1 m,因此最大驱动力为 153.9 N,小于两根气动肌肉并联输出的最大收缩力 180 N。

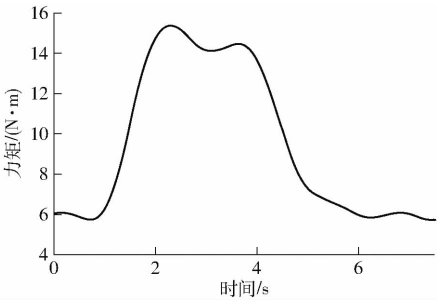


图 11 5 kg 负载下肘关节外骨骼机器人的关节力矩

Fig.11 Torque of elbow exoskeleton during 5 kg lifting task

3 负载弯举实验

实验者在被告知操作方法和相关风险的前提下进行了负载弯举实验。在实验阶段,一名健康成年男子面向实验台(距离地面水平高度 0.75 m)站立于固定位置处(距实验台 0.4 m),在语音提示下完成单臂提拉,保持和落臂动作,负载质量分别为 1 kg 砝码和 5 kg 哑铃。实验者在实验全程中需佩戴心率带(美国 Polar Electro 公司,H10 心率胸带),并在肱二头肌和冈上肌处粘贴电极贴(加拿大 Thought Technology 有限责任公司,Flex Comp Infiniti 多通道表面肌电信号仪)。图 12 为实验过程。在第 1 阶段(图 12a),实验者不佩戴任何助力设备,在自然状态下根据语音指令反复完成同样动作。为了有效评估助力效果,运动持续时间 $t = 5 \text{ min}$,每组动作结束后待心率恢复正常后再次进行。在第 2 阶段(图 12b),实验者被要求穿戴肘关节外骨骼机器人并重复上述过程。在第 3 阶段(图 12c),实验者穿戴了完整的气动肌肉上肢外骨骼机器人完成相同任务。实验过程中记录了实验者的肱二头肌和冈上肌的肌电信号、肩关节外展轨迹以及实验者心率。

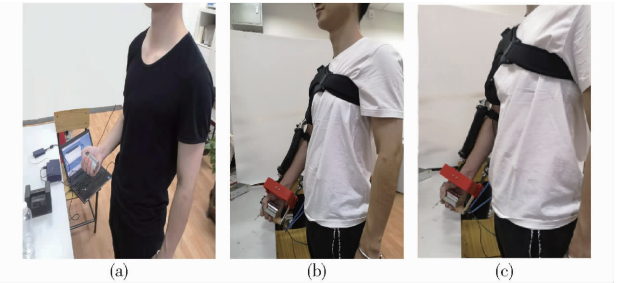


图 12 实验过程

Fig.12 Experimental process

图 13 为一个动作周期内实验者的肱二头肌肌电信号。采集的生肌电信号首先经带通滤波

(20 ~ 400 Hz) 处理后,提取特征值,见表 3。相关研究表明,肌电信号的平均绝对值和均方根对包括表面肌电电极位置偏移、肌肉收缩力变化和肌肉疲劳等干扰不敏感,可以作为时域特征值反映待测肌肉状态^[26-28]。穿戴气动肌肉上肢外骨骼机器人和仅穿戴肘关节外骨骼机器人都影响了肱二头肌的肌活性。其中,在 1 kg 外部负载下,平均绝对值分别为未穿戴条件下的 70.97% 和 73.49%,均方根分别为未穿戴条件下的 78.85% 和 71.03%;在 5 kg 外部负载下,平均绝对值对应为 69.92% 和 66.24%,均方根对应为 66.46% 和 60.41%。因此,证明了实验者在气动肌肉上肢外骨骼机器人的帮助下减少弯举动作中肱二头肌肌纤维募集数量,为其肘关节提供有效的外力矩补偿,降低肱二头肌肌纤维损伤风险。

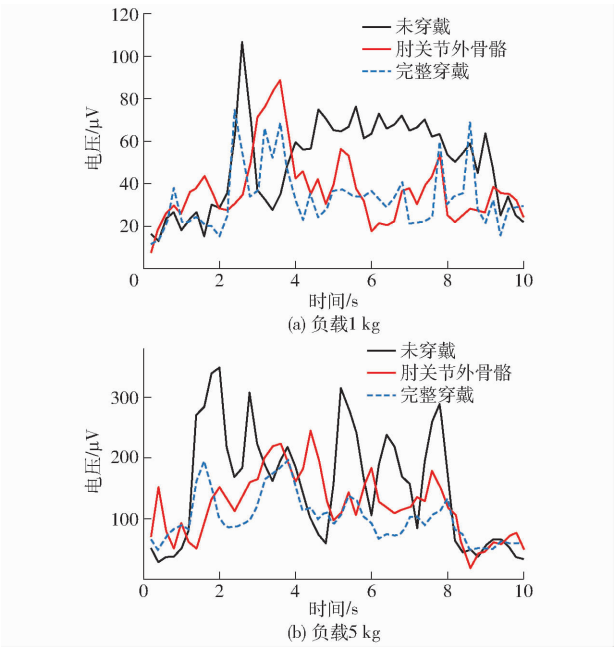


图 13 单臂弯举过程的肱二头肌肌电信号
Fig. 13 Electromyographies of biceps

表 3 穿戴者的肱二头肌肌电信号 (电压)

Tab. 3 Characteristic values of biceps				
electromyography				
状态	负载 1 kg		负载 5 kg	
	均方根	平均绝对值	均方根	平均绝对值
未穿戴	53.90	106.50	180.48	349.37
肘关节外骨骼	38.29	78.26	119.55	244.28
完整穿戴	42.50	75.58	109.03	231.42

图 14 为一个动作周期内实验者的网上肌电信号。其特征值见表 4。实验结果表明,穿戴气动肌肉上肢外骨骼机器人影响了肩部冈上肌的肌活性。分析表明,在外部负载 1 kg 下,冈上肌平均绝对值为未穿戴条件下的 80.67%,是仅穿戴肘关节

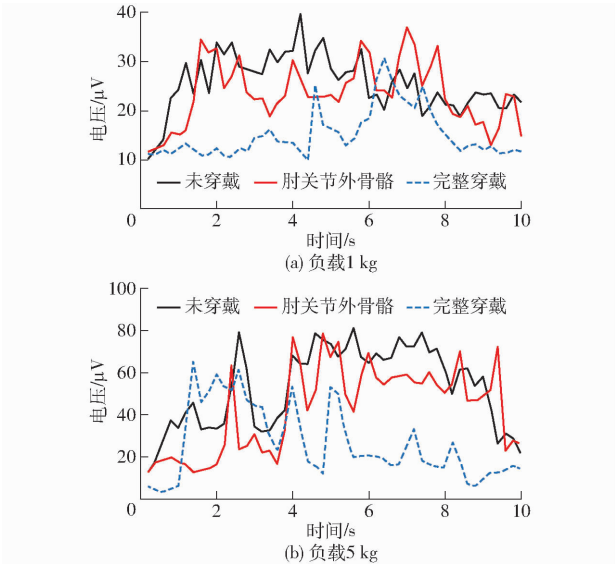


图 14 单臂弯举过程的网上肌电信号

Fig. 14 Electromyographies of supraspinatus

表 4 穿戴者的网上肌电信号 (电压)

Tab. 4 Characteristic values of supraspinatus				
electromyography				
状态	负载 1 kg		负载 5 kg	
	均方根	平均绝对值	均方根	平均绝对值
未穿戴	26.21	39.51	56.35	81.26
肘关节外骨骼	26.12	36.92	59.24	67.77
完整穿戴	20.45	31.87	50.28	66.24

外骨骼机器人条件下的 86.32%, 均方根分别为 78.02% 和 78.30%。在外部负载 5 kg 条件下,平均绝对值为 81.51% 和 83.40%,均方根为 89.22% 和 84.87%。因此,气动式外展肩枕在弯举过程中为肩关节提供了有效支撑,降低了肩部冈上肌的肌活性。进而降低了弯举动作中磨损冈上肌肌腱而造成肩袖损伤的风险。

图 15 为一个动作周期内实验者完成负载弯举动作的肩关节外展轨迹。其中自然弯举是指实验者在手无负载且未穿戴外骨骼机器人的条件下完成单臂弯举动作。与仅穿戴肘关节外骨骼机器人相比,穿戴气动肌肉上肢外骨骼机器人后,其肩关节外展轨迹更近似于自然弯举状态下的肩部外展轨迹。进一步证明了所设计的护肩结构和气动式外展肩枕对穿戴者肩部外展助力的有效性。

实验者心率变化如图 16 所示。实验者 1 未穿戴任何外骨骼机器人,实验者 2 仅穿戴肘关节外骨骼机器人,实验者 3 穿戴完整的气动肌肉上肢外骨骼机器人。心率变化反映了实验者的代谢状态^[28]。从实验结果来看,实验者在未穿戴任何助力设备弯举重物 1 kg 时,其平均心率为 107 次/min,弯举重物 5 kg 时,其平均心率为 110 次/min。当实验者仅

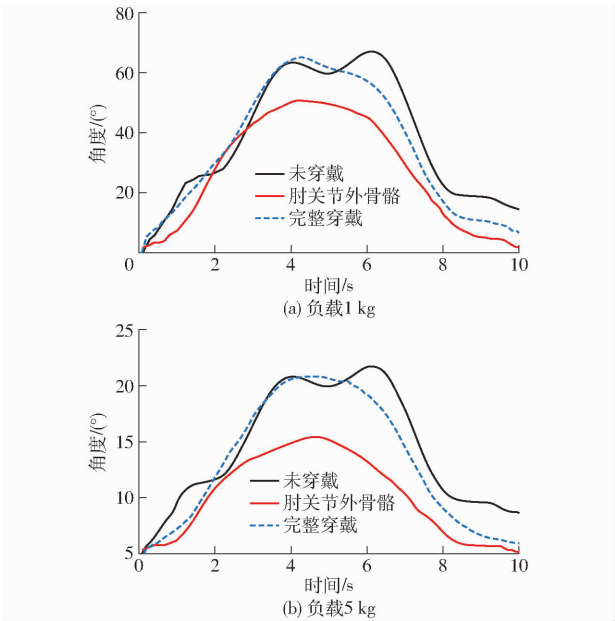


图 15 单臂弯举过程的肩关节外展轨迹
Fig. 15 Abduction trajectories of shoulder joint

穿戴肘关节外骨骼机器人时,其平均心率分别变为 109 次/min 和 112 次/min。当完整穿戴外骨骼机器人时,其平均心率分别变为 109 次/min 和 112 次/min。需要说明的是,由于所设计方案并不包含下肢结构,负载经由刚性的肘关节外骨骼机器人和气动式外展肩枕传递至实验者的肩胛骨、胸椎以及脊柱各处,并未直接卸荷至身体外,因此实验者的平均心率略有增加。运用统计学分析穿戴外骨骼机器人对实验者的心率变化是否显著,对负载 1 kg 和 5 kg 弯举动作的心率数据分别运用 Anova 算法进行方差检验。结果表明,在负载 1 kg 弯举过程中, $p =$

0.29;在 5 kg 负载弯举过程中, $p = 0.24$,均满足 $p > 0.01$ 。因此,穿戴外骨骼机器人对实验者的心率变化不显著。进而说明,实验者在穿戴外骨骼机器人前后的代谢状态无显著性变化。

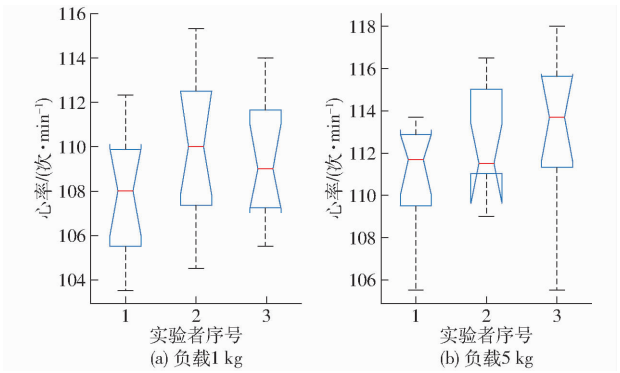


图 16 实验者心率
Fig. 16 Heart rate of subject

4 结论

(1)提出了一种针对负载弯举任务的气动肌肉上肢外骨骼机器人。其设计结合了刚性外骨骼系统良好的力传递性以及仿生式结构的关节灵活性,兼顾了外骨骼机器人的便携性和助力有效性。

(2)气动肌肉上肢外骨骼机器人可以降低实验者在手持负载状态下弯举过程中的肱二头肌和冈上肌肌活性,使得实验者的肩关节外展轨迹更加近似于自然弯举状态下的肩关节外展轨迹。并且,穿戴外骨骼机器人后实验者的心率无显著性变化。进一步证实了所提方案可以在辅助穿戴者完成上肢弯举运动的同时降低肩袖损伤的发生风险。

参 考 文 献

[1] 王天然. 机器人技术的发展[J]. 机器人, 2017, 39(4): 385 – 386.
WANG Tianran. Development of the robot technology[J]. Robot, 2017, 39(4): 385 – 386. (in Chinese)

[2] 孟明辉, 周传德, 陈礼彬, 等. 工业机器人的研发及应用综述[J]. 上海交通大学学报, 2016, 50(增刊 1): 98 – 101.
MENG Minghui, ZHOU Chuande, CHEN Libin, et al. A review of the research and development of industrial robot[J]. Journal of Shanghai Jiao Tong University, 2016, 50(Supp. 1): 98 – 101. (in Chinese)

[3] 黄玲涛, 王彬, 倪水, 等. 基于力传感器重力补偿的机器人柔顺控制研究[J]. 农业机械学报, 2020, 51(3): 386 – 393.
HUANG Lingtao, WANG Bin, NI Shui, et al. Robotic compliant control based on force sensor gravity compensation[J]. Transactions of the Chinese Society for Agricultural Machinery, 2020, 51(3): 386 – 393. (in Chinese)

[4] PONS JOSE L. Wearable robots: biomechatronic exoskeletons[M]. New Jersey: John Wiley & Sons, 2008.

[5] SATOH H, KAWABATA T, SANKAI Y. Bathing care assistance with robot suit HAL[C] // International Conference on Robotics & Biomimetics. IEEE, 2009.

[6] ZOISS A B, KAZEROONI H, CHU A. Biomechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2006, 11(2): 128 – 138.

[7] 陈庆诚, 朱世强, 蒋瑜, 等. 液压外骨骼机器人非线性模糊滑模控制方法[J]. 农业机械学报, 2017, 48(4): 355 – 361.
CHEN Qingcheng, ZHU Shiqiang, JIANG Yu, et al. Nonlinear fuzzy SMC algorithm for hydraulic-driven exoskeleton robot system[J]. Transactions of the Chinese Society for Agricultural Machinery, 2017, 48(4): 355 – 361. (in Chinese)

[8] NODA T, MORIMOTO J. Development of upper-extremity exoskeleton driven by pneumatic cylinder toward robotic rehabilitation platform for shoulder elevation[C] // International Conference on Rehabilitation Robotics, IEEE, 2015.

[9] 孟德远, 李顺利, 杨林, 等. 气动肌肉力-位移迟滞特性实验与建模[J]. 农业机械学报, 2021, 52(4): 402 – 410.
MENG Deyuan, LI Shunli, YANG Lin, et al. Experimental investigation and modeling of force – displacement hysteresis of pneumatic muscles[J]. Transactions of the Chinese Society for Agricultural Machinery, 2021, 52(4): 402 – 410. (in Chinese)

[10] MIGUEL A G, ALEJANDRO A. A review on compliant joint mechanisms for lower limb exoskeletons[J]. Journal of Robotics,

- 2016, 8: 1 – 10.
- [11] 李剑锋, 刘钧辉, 张雷雨, 等. 人机相容型肩关节康复外骨骼机构的运动学与灵活性分析[J]. 机械工程学报, 2018, 54(3): 60 – 68.
LI Jianfeng, LIU Junhui, ZHANG Leiyu, et al. Kinematics and dexterity analysis of the human-machine compatible exoskeleton mechanism for shoulder joint rehabilitation[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2018, 54(3): 60 – 68. (in Chinese)
- [12] YUAN P, WANG T, MA F, et al. Key technologies and prospects of individual combat exoskeleton [C] // International Conference on Seventh International Conference on Intelligent System & Knowledge Engineering, 2012.
- [13] LENZI T, VITIELLO N, ROSSI S M M D, et al. NEUROExos: a variable impedance powered elbow exoskeleton [C] // ICRA. IEEE, 2011.
- [14] 李银波, 汤子汉, 季林红, 等. 下肢外骨骼人机互连装置对关节内力的影响[J]. 清华大学学报(自然科学版), 2019, 59(7): 544 – 550.
LI Yinbo, TANG Zihan, JI Linhong, et al. Physical human-robot interface for lower limb exoskeletons to affect internal joint forces[J]. Journal of Tsinghua University, 2019, 59(7): 544 – 550. (in Chinese)
- [15] ZHANG J, JIA M. Human-machine compatibility and dynamic analysis oi a novel unpowered and self-adaptive shoulder rehabilitation exoskeleton[J]. Journal of Southeast University(English Edition), 2020, 36(2): 138 – 144.
- [16] VITIELLO N, LENZI T, ROCCELLA S, et al. NEUROExos: a powered elbow exoskeleton for physical rehabilitation[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2013, 29(1): 220 – 235.
- [17] DING Y, GALIANA I, ASBECK A, et al. Multi-joint actuation platform for lower extremity soft exosuits [C] // ICRA. IEEE, 2014.
- [18] DING Y, PANIZZOLO F A, SIVIY C, et al. Effect of timing of hip extension assistance during loaded walking with a soft exosuit[J]. Journal of Neuroengineering & Rehabilitation, 2016, 13(1): 87.
- [19] DELPH M A, FISCHER S A, GAUTHIER P W, et al. A soft robotic exomusculature glove with integrated sEMG sensing for hand rehabilitation [C] // ICORR. IEEE, 2013.
- [20] CAPPELLO L, DINH B K, YEN S C, et al. Design and preliminary characterization of a soft wearable exoskeleton for upper limb [C] // 6th International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). IEEE, 2016.
- [21] 张丹婷. 基于气动肌肉的外骨骼上肢助力系统研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2014.
- [22] SUN N, LIANG D, WU Y, et al. Adaptive control for pneumatic artificial muscle systems with parametric uncertainties and unidirectional input constraints[J]. IEEE Transactions on Industrial Informatics, 2020, 16(2): 969 – 979.
- [23] 项超群, 郝丽娜, 张颖, 等. 软体手臂刚度特性分析[J]. 农业机械学报, 2017, 48(6): 407 – 412.
XIANG Chaoqun, HAO Li'na, ZHANG Ying, et al. Analysis of stiffness characteristics of soft arm[J]. Transactions of the Chinese Society for Agricultural Machinery, 2017, 48(6): 407 – 412. (in Chinese)
- [24] XING K, HUANG J, XU Q, et al. Design of a wearable rehabilitation robotic hand actuated by pneumatic artificial muscles [C] // Asian Control Conference. IEEE, 2009.
- [25] TU X, ZHOU X, LI J, et al. Iterative learning control applied to a hybrid rehabilitation exoskeleton system powered by PAM and FES[J]. Cluster Computing, 2017, 20(4): 1 – 14.
- [26] COPILUSI C, CECCARELLI M, MARGINE A. Experimental approach regarding the behavior of a human rehabilitation exoskeleton[J]. Applied Mechanics & Materials, 2016, 823: 125 – 130.
- [27] 王斌锐, 芦韩, 靳明涛, 等. 气动肌肉肘关节 MPI 迟滞模型与补偿控制[J]. 农业机械学报, 2019, 50(6): 412 – 418.
WANG Binrui, LU Han, JIN Mingtao, et al. Hysteresis model based on modified PI model and compensation control for elbow joint driven by pneumatic muscles[J]. Transactions of the Chinese Society for Agricultural Machinery, 2019, 50(6): 412 – 418. (in Chinese)
- [28] MULLER P, BEGIN M A, SCHAUER T, et al. Alignment-free, self-calibrating elbow angles measurement using inertial sensors[J]. IEEE Journal of Biomedical & Health Informatics, 2016, 21(99): 312.
- [29] 汪新华, 钱军, 翁习生. 肩袖损伤的解剖学研究进展[J]. 中华解剖与临床杂志, 2017, 22(3): 256 – 259.
WANG Xinhua, QIAN Jun, WENG Xisheng. Advances in anatomical factors for rotator cuff injury[J]. Chinese Journal of Anatomy and Clinics, 2017, 22(3): 256 – 259. (in Chinese)
- [30] 桂辉琼, 杨靖, 李黎. 肩关节外展支具在关节镜下肩袖修补术后患者中的应用及康复护理[J]. 护理实践与研究, 2016, 13(19): 39 – 40.
- [31] GAO Xifeng, SUN Yao, HAO Lina, et al. A new soft pneumatic elbow pad for joint assistance with application to smart campus [J]. IEEE Access, 2018, 6: 38967 – 38976.
- [32] ADIKRISHNA A, KEKATPURE A L, TAN J, et al. Vortical flow in human elbow joints: a three-dimensional computed tomography modeling study[J]. Journal of Anatomy, 2015, 225(4): 390 – 394.
- [33] STOKDIJK M, MESKERS C G M, VEEGER H E J, et al. Determination of the optimal elbow axis for evaluation of placement of prostheses[J]. Clinical Biomechanics, 1999, 14(3): 177 – 184.
- [34] ZHANG Y, LIU H, MA T, et al. A comprehensive dynamic model for pneumatic artificial muscles considering different input frequencies and mechanical loads[J]. Mechanical Systems and Signal Processing, 2021, 148: 1 – 19.
- [35] HAO L, ZHAO Z, LI X, et al. A safe human-robot interactive control structure with human arm movement detection for an upper-limb wearable robot used during lifting tasks[J]. International Journal of Advanced Robotic Systems, 2020, 17(5): 1 – 15.
- [36] LI Z, WANG B, SUN F, et al. SEMG-based joint force control for an upper-limb power-assist exoskeleton robot[J]. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 2014, 18(3): 1043 – 1050.
- [37] CHARLOT K, JEREMY C, BORNE R, et al. Improvement of energy expenditure prediction from heart rate during running [J]. Physiological Measurement, 2014, 35(2): 253 – 266.