

一种新型松耦合并联式上身外骨骼设计

田鑫辉¹ 周鑫¹ 谢斌¹

(1. 中南大学自动化学院, 湖南 长沙 410083)

摘要 外骨骼作为一种可穿戴的人机协同装备,能够有效减轻人长时间的搬运重物和过顶作业导致的肌肉疲劳,然而现有的主动外骨骼普遍是紧耦合、串联式结构设计,主要存在舒适性不够,肌肉覆盖范围小,工作空间局限的问题。为了解决这些问题,本文设计了一款新型松耦合并联式上身外骨骼,这款外骨骼仅仅与人体的腰部和肘部相连,助力范围不仅覆盖人体手部与肩部的小肌肉群,也覆盖了人体的腰部、背部、胸部等大肌肉群。同时外骨骼质量大的关节电机等都集中在人体腰后部位置,其重心更靠近人体重心。为了验证外骨骼设计的可行性,穿戴者穿上外骨骼允许人体摆任意姿势,并对脊椎不造成任何约束。这表明这款外骨骼在长期搬运重物、过顶作业等工作辅助方面具有潜力。

关键词 结构设计; 松耦合; 并联五连杆机构; 上身外骨骼; 运动学

Design of a Novel Loosely Coupled Parallel Structural Upper Body Exoskeleton

TIAN Xinhui¹ ZHOU Xin¹ XIE Bin¹

(1. School of Automation, Central South University, Changsha 410083, China)

Abstract As a wearable human-machine collaborative device, exoskeletons can effectively alleviate muscle fatigue in humans caused by prolonged heavy lifting and overhead work. However, existing active exoskeletons generally adopt tightly coupled, series structural designs, which are mainly plagued by issues such as insufficient comfort, limited coverage of muscle groups, and restricted workspace. To address these problems, this paper presents a novel loosely coupled parallel structural upper body exoskeleton, which only connects to the human waist and elbows. Its assistance range covers not only the small muscle groups of the hands and shoulders but also the large muscle groups such as the waist, back, and chest. Meanwhile, heavy components of the exoskeleton, such as joint motors, are concentrated at the rear of the human waist, with its center of gravity coinciding with that of the human body. To verify the feasibility of the exoskeleton design, wearers can assume arbitrary postures while wearing it without imposing any constraints on the spine. This indicates that the exoskeleton holds potential in work assistance scenarios such as long-term heavy lifting and overhead work.

Key words Structural Design; Loosely Coupled; Parallel Five-Bar Linkage Structural; Upper Body Exoskeleton; Kinematics

在制造业、仓储物流、建筑施工等行业的日常作业中,工人常需进行长时间的重物搬运、过顶安装等操作。这类作业往往需要人体持续调动上身肌肉群发力,尤其是腰部、背部、肩部及手臂等部位的肌肉,长期处于高负荷状态下,极易引发肌肉疲

劳。肌肉疲劳不仅会降低作业效率,还可能增加肌肉劳损、脊椎损伤等职业伤病的发生风险,对工人的身体健康和工作安全性构成严重威胁^[1-2]。因此,研发能够有效缓解上身肌肉负荷、辅助工人完成高

收稿日期 2025-08-14.

作者简介 田鑫辉(1996-),男,硕士研究生, E-mail: 756325698@qq.com.

周鑫(2002-),男,硕士研究生, E-mail: 244612205@csu.edu.cn.

通讯作者 谢斌(1983-),男,副教授, E-mail: xiebin@csu.edu.cn.

强度作业的辅助装备，成为当前职业健康与工程装备领域的重要研究方向^[3-6]。

外骨骼作为一种可穿戴的人机协同装备，通过与人体运动协同并提供辅助力，能够有效减轻人体肌肉负担，已成为解决上述问题的关键技术之一。其中，主动外骨骼凭借其可主动输出辅助力的特性，在作业辅助方面展现出良好的应用前景，受到了学界和产业界的广泛关注。然而，现有主动外骨骼在结构设计上多采用紧耦合、串联式方案，这类设计虽然能在一定程度上实现助力功能，但存在明显的局限性。紧耦合的连接方式往往需要外骨骼与人体多个部位紧密贴合，容易对人体的自然运动产生束缚，导致穿戴舒适性不佳；同时，串联式结构的助力范围相对有限，大多集中在特定关节或局部肌肉群，难以覆盖上身大范围的肌肉发力需求，且工作空间也受到结构本身的限制，无法很好地适配复杂多变的作业姿势。这些问题极大地制约了主动外骨骼在长期、复杂作业场景中的实际应用效果^[7-11]。并联式结构在助力大小范围有明显的优势^[12-13]，因此并联式结构在外骨骼设计中有广阔的应用场景。

针对现有主动外骨骼的舒适性不够、肌肉覆盖范围小以及工作空间局限的问题，研发一款能够兼顾舒适性、肌肉覆盖范围及灵活运动空间特性的上身外骨骼具有重要的现实意义。本文设计的一款新型松耦合并联式上身外骨骼可以有效解决以上问题。其结构具有独特优势，在舒适性、肌肉覆盖范围和工作空间等方面具有明显的优势。穿戴者穿上外骨骼允许人体摆任意姿势，并对脊椎不造成任何约束。该外骨骼旨在通过创新的结构设计，突破传统外骨骼的局限，为工人在长期搬运重物、过顶作业等场景中提供更高效、更舒适的作业辅助，进而为改善职业作业环境、降低职业伤病风险提供新的技术支撑。

本文的主要贡献如下：

1) 这款外骨骼仅仅与人体的腰部和肘部相连，肌肉助力范围不仅覆盖人体手部与肩部的小肌肉群，也覆盖了人体的腰部、背部、胸部等大肌肉群。

2) 将质量大的关节电机等集中分布在人腰后部，需要相对高速运动的连杆采用碳纤维材料，使得整个外骨骼的重心靠近人的重心。

3) 穿戴者穿上这款外骨骼可实现各种极端动作，而不对穿戴者造成任何约束。

1 结构设计

1.1 人体上身自由度分析

为了设计一款理想的外骨骼，不论是柔性外骨骼还是刚性外骨骼，都会具有两个特点。第一，穿戴舒适；第二，在有效工作空间提供足量的力去保证任务的完成。为了适用者穿戴舒适，首先我们需要对人体上身自由度进行分析。

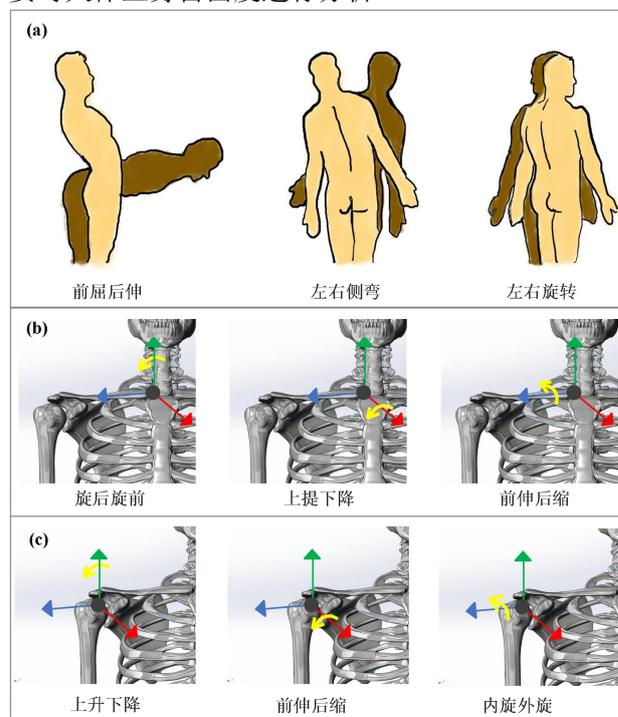


图1 人体上身活动度 (a)脊椎活动度 (b)胸锁关节活动度 (c)盂肱关节活动度

如图1(a)是人体背部，即人体脊椎活动度，如图描绘了脊椎运动所产生的三个动作：前屈后伸、左右侧弯、左右旋转。在串联式上肢外骨骼设计中，由于脊椎的高冗余自由度，往往将脊椎所提供的自由度忽略，如果忽略脊椎所带来的自由度，会给使用者带来上半身僵硬感，同时工人们在过顶作业时，由于上半身的僵硬，会产生重心失衡乃至摔倒的风险。

而在平时生活运动及工作中，忽略脊椎自由度的外骨骼反倒可以在屈伸运动中保护脊椎，保持腰椎相对稳定，从而减少腰部磨损（基本上腰部助力型外骨骼都是按此来设计的）。但是在左右侧弯及旋转中，此类型的外骨骼起到了限制作用，人体往往要移动或转动整个躯干才能到达想要的工作空间，因此，为了不降低人体的灵活性，不能忽略脊椎所带来的自由度。

图1(b)展示胸锁关节活动度，锁骨有三个动作：上提下降、前伸后缩以及旋后旋前。图1(c)盂肱关

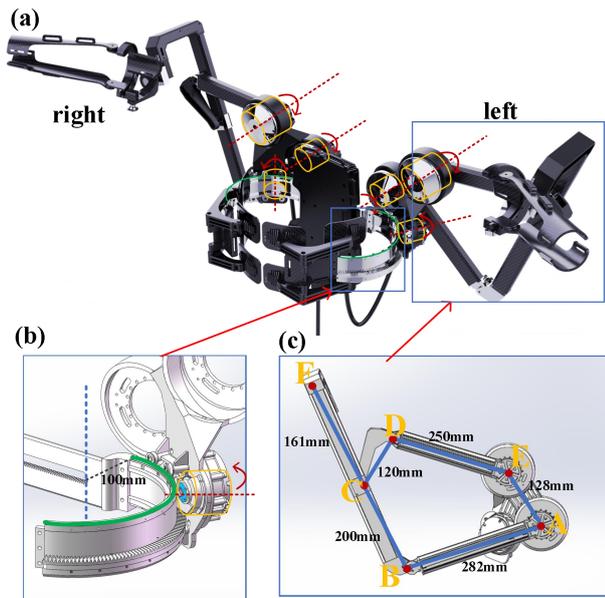


图2 新型松耦合并联式上身外骨骼 (a)外骨骼整体视图 (b)腰部圆形导轨 (c)平面五连杆并联机构
节有三个自由度，类似于胸锁关节，分别为：上升下降、前伸后缩以及内旋外旋^[14]。

由于人体极大的冗余的自由度，有一些外骨骼设计为了减轻重量，选择忽视肩带结构，会造成肩峰碰撞，肱骨滑脱，肌肉损伤等一系列问题。因此，对照人体上半身自由度可以发现，一般的串联式外骨骼系统，只是模仿了人体的盂肱关节，串联式紧耦合外骨骼的设计忽略了脊椎关节以及胸锁关节。在 Ferreira 的论文^[15]中指出，在四个星期的外骨骼穿戴后，工人的穿戴意愿明显下降，不仅是因为串联式外骨骼因为忽视了人体结构而导致的关节组织疼痛，还有外骨骼结构所带来的僵硬、笨重感，这是在过顶作业中极其危险的。

因此，为了最大程度上满足人上身自由度，让适用者穿戴舒适，本文设计的新型松耦合并联式外骨骼覆盖了上身绝大多数自由度，避免了因忽略人体自由度而引起的关节组织疼痛等。

1.2 松耦合并联式上身外骨骼结构分析

依照人体的左右对称性本文设计的身外骨骼的结构也具有对称，接下来将对外骨骼一边进行分析。

如图2所示，上身外骨骼主动自由度主要分两个部分，第一部分图2(b)主要负责手臂水平内外收，也就是人体水平面自由度，它是由一个圆形滑轨和关节电机1组成，电机突出的齿轮和滑轨齿轮进行啮合，以产生推力。圆形滑轨的中心轴在人体肩关节圆心铅垂线的后下方，以保证连杆机构在运动次级连杆时不会产生奇异位姿(有的奇异位姿要利用，但是有的奇异位姿需要避免)，并且使用了带槽V

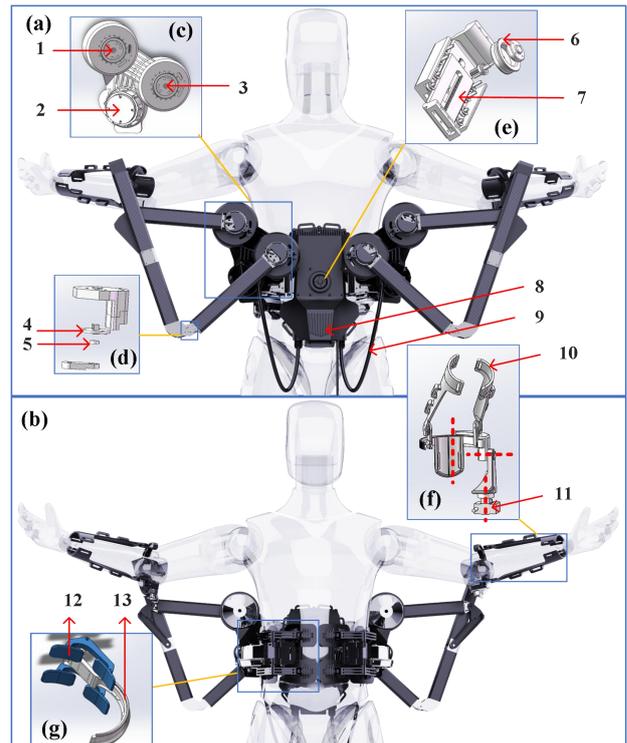


图3 新型松耦合并联式上身外骨骼结构视图 (a)外骨骼后视图 (b)外骨骼前视图 (c)关节电机 (d)被动关节 (e)腰部收扩装置 (f)肘部束缚装置 (g)腰腹部自适应装置

1.DM4340P 关节电机 2.CyberGear 关节电机
3.DM4340P 关节电机 4.MT6835 磁编码器 5.磁铁 6.腰部棘轮盘 7.收扩滑轨 8.电源、电路板 9.线束 10.小臂束缚件 11.三维力传感器 12.腰腹部自适应挡件 13.腰部关节圆形滑轨

型轴承，以对抗弯曲扭矩。之所以使用直条齿轮机构，首先它可以贴合人体腰部，满足水平面自由度需求，其次它可以产生巨大的推力。

如图2(c)所示松耦合并联式外骨骼第二个主要结构为平面五连杆并联机构，分别负责人体矢状面和冠状面的自由度，也就是手臂的抬起和放下，由关节电机2和关节电机3进行驱动，所有的连杆和连接件由铝合金与碳纤维组成，在保证刚度的同时兼顾轻量化。

综上，单边外骨骼有三个关节电机，关节电机1分布在腰后，与腰部固定，关节电机2和关节电机3相互并联，并且关节电机1和关节电机2、3相互串联。平面并联五连杆的末端与人手肘绑缚。上述外骨骼的设计可以控制在人体肘关节在平移坐标系进行移动，而手臂的旋转运动都是采用被动关节的处理。在控制上，由于其并联式结构，质量较大的三个关节电机都集中在人的腰后部，并且无论在何种位姿下，在工作空间中给定何种速度，其产生的速度较小，所以在动力学方程中，其惯性项和科式力项数值都可以保持较低的数值。其产生的效

果非常明显，在跟随人体运动的过程中，产生的高速运动的只有碳纤维的轻质量的杆件。

上述外骨骼两部分的结构负责人肘部的三维力，而空间中运动的三维力矩由如图 3(f)所示的肘部相连的被动自由度提供，红色虚线代表被动自由度的旋转轴。其与并联五连杆末端固连了一个三维的力传感器，该装置测量人体肘部与外骨骼的人机交互力。

除了上述的人机连接结构外，这款外骨骼还有一些设计的特点。如图 3(e)的腰部棘轮盘，两侧的滑轨可以向中间收缩，同时通过棘轮盘抵住防止外扩；如图 3(g)的腰部自适应挡件，为了抵住外骨骼给人体带来的前向或者侧向的巨大扭矩，使用八片刚性的挡板抵住腰腹部，同时结合滑轨结构，使得挡板可以自适应贴合任意形状的腰腹部；如图 3(f)的大臂自旋机构：采用半自锁结构，当外骨骼给手肘施加压力时手肘旋转关节自锁，当外骨骼施加拉力时手肘旋转关节松开。

为了满足身高为 1.6m~1.9m 的人群，我们合理分配了各连杆的长度，如图 2(b)和(c)所示，腰部圆形导轨的半径 $R=100\text{mm}$ ，AB 杆 $L_{AB}=282\text{mm}$ 、BC 杆 $L_{BC}=200\text{mm}$ 、CD 杆 $L_{CD}=120\text{mm}$ 、DE 杆 $L_{DE}=250\text{mm}$ 、AE 杆 $L_{AE}=128\text{mm}$ 、CF 杆 $L_{CF}=161\text{mm}$ 。

2 外骨骼硬件系统

为了更好的适配这款新型外骨骼，满足穿戴者穿戴舒适等要求，我们为其设计了外骨骼控制系统包括印刷电路板的设计、电气架构设计等。

上身松耦合并联式外骨骼的控制系统如图 4 所示，外骨骼的控制系统主要由控制模块、感知模块、驱动模块和电源模块组成，以瑞芯微 RK3588 边缘计算板作为高阶决策核心，凭借其强大数据处理能力承担复杂算法运行与系统任务调度，其通过 UART 与底层控制单元的 STM32F407VET6 单片机进行交互；STM32F407VET6 则依托 SPI 接口，连接 ADS1256 数据采集模块，对感知模块两个斯巴拓三维力传感器和两个 MT6835 角度传感器采集的多维度物理信号进行预处理，用来感知人与外骨骼的交互并进行控制。驱动模块由四个达妙 DM4340P 关节电机和两个小米 CyberGear 关节电机组成，六个关节电机均通过单片机由 CAN 总线进行控制；电源模块由 24V 电池及降压电路组成，

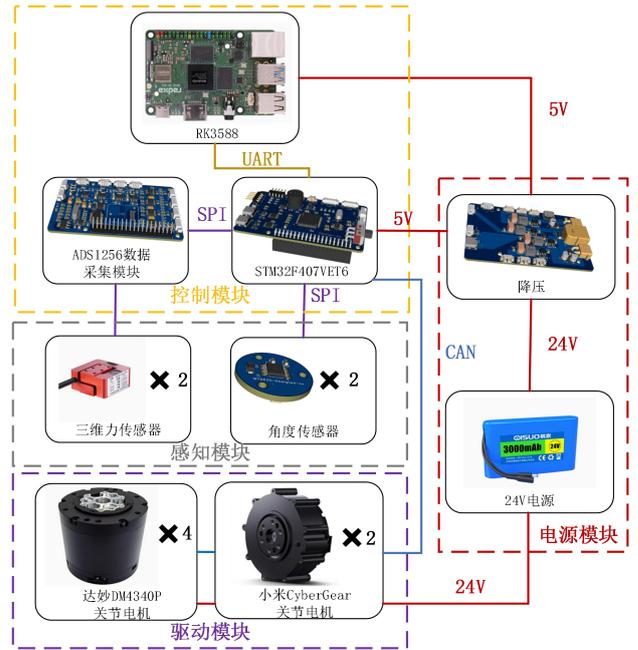


图 4 外骨骼控制系统

为驱动模块的关节电机提供 24V 供电，为控制模块和感知模块的各印刷电路板提供 5V 供电。上述印刷电路板都是自主研发，以满足外骨骼轻量化的要求。

3 外骨骼运动学和静力学分析

3.1 外骨骼运动学建模

如图 5 所示为外骨骼机器人在零位时的关节坐标系设置（只对半边外骨骼进行分析），世界坐标系与人体骨盆位置重合，其他关节坐标系附在对应的关节上，所有关节坐标系均采用右手坐标系。为了方便计算，平面并联五连杆的所有关节坐标系的 x 轴和 y 轴分别与世界坐标系的 y 轴和 z 轴重合，电机 1 的关节坐标系 O 的 z 轴与世界坐标系的 z 轴重合。基于以上建立的关节坐标系和关节之间位姿关系可以求得外骨骼的正运动学方程。因此三维力传感器坐标系 F 在世界坐标系的齐次变换矩阵 T_F 可以由以下两个公式表示：

$$T_F = A_{W0}A_{0A}A_{AB}A_{BC}A_{CF} \quad (1)$$

$$T_F = A_{W0}A_{0E}A_{ED}A_{DC}A_{CF} \quad (2)$$

其中 A_{ij} 为图中第 i 个坐标系和第 j 个坐标系之间的齐次变化矩阵。

因为外骨骼只有三个主动关节，用 $\theta_i (i=1,2,3)$ 表示三个主动关节旋转量。为了消去关节坐标系 B、C、D 的关节旋转变量，在平面并联五连杆 ABCDE 中进行运动学分析，采用几何法。具体计算方法参考论文^[16]。因此 A_{AF} 可以用 θ_2 和 θ_3 表示。

$$T_F = A_{WO}A_{OA}A_{AF} \quad (3)$$

上面建立了正运动学模型计算了三维力传感器坐标系相对于人体骨盆的位置和朝向。三维力传感器的期望位置和朝向可以使用位置向量

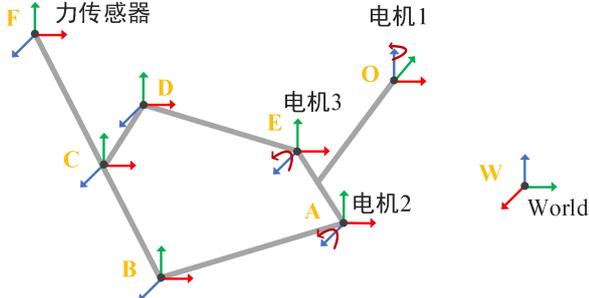


图5 外骨骼关节坐标系设置

$P = [x, y, z]^T$ 和欧拉角 $R = [\alpha, \beta, \gamma]^T$ 进行描述, 即三维力传感器坐标系相对于人体骨盆坐标系的齐次变换矩阵 T_F 为:

$$T_F = \begin{bmatrix} R & P \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

因为只有三个主动自由度, 所以已知三个主动关节的旋转量, 其三维力传感器的位置向量唯一确定。

3.2 外骨骼静力学分析

根据上面的运动学建模, 可以用以下公式代表外骨骼的正逆运动学方程:

$$P(x, y, z) = \text{forward}(\theta_1, \theta_2, \theta_3) \quad (5)$$

$$[\theta_1, \theta_2, \theta_3] = \text{forward}^{-1}(P(x, y, z)) \quad (6)$$

forward 为外骨骼的正运动学方程。这是一个三自由度的系统输入变量是三个主动关节的旋转量 $\theta_i(i=1,2,3)$, 输出变量是笛卡尔空间的 x, y, z 。从输入速度到输出速度的变化方程为:

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{z} \end{bmatrix} = J \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad (7)$$

其中矩阵 J 为雅可比矩阵。定义输入的关节力矩为 τ_1, τ_2, τ_3 , 末端输出的力为 F_x, F_y, F_z [17]。根据虚功原理可以推出如下式子:

$$\begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} = J^T \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} \quad (8)$$

根据此公式可以根据需要助力的大小方向来计算三个关节电机的关节力矩。

所有的关节都在机械上或软件上进行的限位, 防止机构运动超出最大限位范围, 同时也巧妙的避开了输入奇异点。在外骨骼的运动空间中合理分布了输出奇异点, 如图所示当BCD共线时, 沿BCD方向的力等于末端的有效力。此时雅可比矩阵 J 奇异,

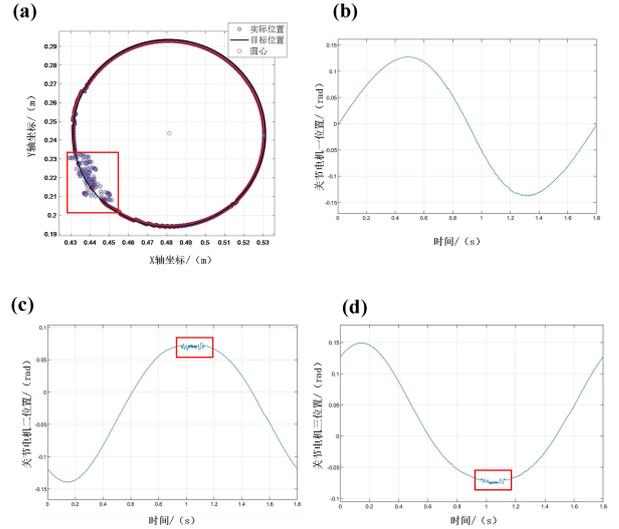


图6 末端跟踪效果对比 (a)X-Y平面圆形跟踪绘图 (b)关节电机一位置变化 (c)关节电机二位置跟踪变化 (d)关节电机三位置变化

因此在B点引入了一个关节编码器, 从而能在输出奇异点计算出末端的位姿, 同时又能减少因为机械间隙而引起的误差。

由于在运动空间中存在输出奇异点, 在计算逆运动学时, 采用数值解法更为方便, 在这里采用基于梯度下降的算法来计算外骨骼的逆运动学。

4 实验

4.1 运动学的验证

为了验证前面的正逆运动学是否正确, 我们在外骨骼的运动空间中跟踪一个圆, 这个跟踪实验通过梯度下降法求解单边外骨骼的逆运动学问题, 使外骨骼末端执行器沿特定圆形轨迹运动。实验中, 首先根据时间参数生成圆心为 $[0.4812, 0.2436, 0.2570]$ 、半径0.05米的圆形目标轨迹, 角速度设为 $2\pi/1.8 \text{ rad/s}$; 然后以初始关节角 $[0; 0; 0]$ 为起点, 通过迭代计算当前末端位置与目标位置的误差, 利用数值梯度法求解误差随各关节角的变化率, 再沿误差减小的方向更新关节角; 当位置误差小于 $1e-3$ 米或达到最大100次迭代时停止, 最终输出使末端执行器跟踪圆形轨迹的三个关节角度。整个过程通过不断调整关节角来减小末端位置误差, 实现对预设圆轨迹的跟踪。如图6(a)所示, 实际位置与目标位置重合, 这证明了前面分析的正逆运动学是正确的。在时间1s左右, 关节电机二和关节电机三出现了明显抖动, 这导致末端位置出现了震荡, 这是因为并联五连杆机构处在输出奇异的位置, 也正是在这个时候末端的有效力最大。为了获得末端的位置,

我们在被动关节如图 3(d)处加入了角度编码器，从而在外骨骼的输出奇异点位置计算末端的位置，同时又能减少因为机械间隙而引起的误差。

4.2 运动空间的分析

关于工作空间的分析：要判断上肢外骨骼设计是否满足整个上半身的工作空间，这确实是个棘手的问题。关键在于既要确保外骨骼与人体四肢躯干之间不存在冲突，又要确认外骨骼末端的工作空间与人体实际活动范围完全吻合。本研究通过测试人体能够完成的五种极限动作，验证了并联式外骨骼是否符合人体工作空间要求。

通过分析五种动作的研究发现，这种并联式外骨骼能完美适配人体各部位的运动空间，且与躯干完全无碰撞。若采用传统串联式结构外骨骼进行动作一(图 7b)时，当上臂抬升过程中肩部后侧可能产生碰撞现象。而本研究采用的并行式结构外骨骼将驱动关节组件置于人体腰部后方，为肩部后侧及背部提供了充足活动空间。在动作二(图 7c)中，当手臂向侧方抬升时，串联式外骨骼只能跟随手臂的运动，而无法跟随肩关节的节律，这容易造成肩部甚至头部受伤，这说明该外骨骼覆盖胸锁关节自由度，避免身体的自然运动(如肩胛骨-肱骨节律)受到外骨骼的运动的干扰，同时消除肩关节组织受伤的风险。在动作三(图 7d)时，将手臂向后方拉回，通过调整腰部电机位置，以防止手臂与电机相撞。并联式结构的设计能够使人体向前大幅度伸展，执行动作四(图 7e)前臂前伸和动作五(图 7f)脊柱前伸，表明该外骨骼覆盖脊柱自由度，有效的消除穿戴者上半身僵硬与笨重的情况。这一特性还解决了不同体型穿戴者手臂长度不同的问题。

由此可见，在保持相同主动自由度的前提下，并联式外骨骼在上肢工作空间方面优于串联式外骨骼。此外，该结构还具有较高的运动灵活性和适应性，能够更好地匹配人体复杂的运动模式。在实际应用中，这种松耦合设计不仅提升了穿戴舒适性，还能显著降低因结构刚性过高而导致的运动约束问题。

5 结论

在本研究中，提出了一种新型松耦合并联式上身外骨骼，用于辅助过顶作业。详细介绍了其结构设计的特点和其自主设计的电气系统架构和控制电

路等。并对外骨骼机器人并联结构的运动学和静力

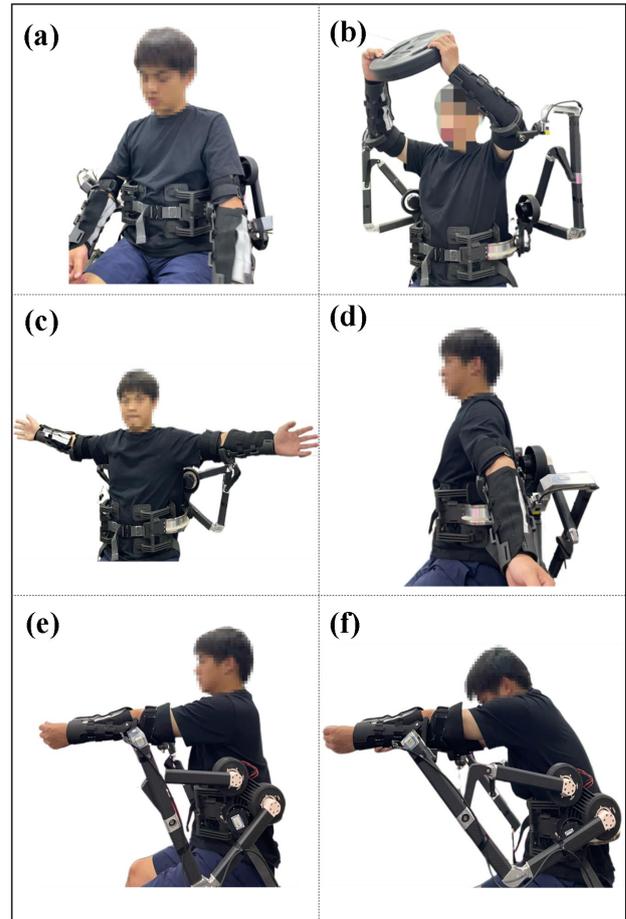


图 7 人穿上外骨骼摆放不同动作 (a)初始动作：双臂自然下垂 (b)动作一：双臂最大幅度抬高，此动作是过顶作业最常用的动作 (c)动作二：将双臂从身体两侧水平向上举 (d)动作三：双臂向后伸展至身体最大角度 (e)动作四：双臂自然前伸，保持脊柱挺直 (f)动作五：双臂前伸，脊柱前伸

学进行分析和实验证明。接着我们搭建的外骨骼的样机实验平台，让穿戴者穿上外骨骼对其工作空间进行分析，证明了这种并联结构外骨骼能够更灵活地跟随人体运动，且具有足够的工作空间。在接下来的工作中，我们将研究外骨骼的阻抗和导纳控制，实现外骨骼的随动和助力效果。

参 考 文 献

- [1] Latella C, Tirupachuri Y, Tagliapietra L, et al. Analysis of human whole-body joint torques during overhead work with a passive exoskeleton[J]. IEEE Transactions on Human-Machine Systems, 2021, 52(5): 1060-1068.
- [2] Jo H, Lim O, Ahn Y S, et al. Negative impacts of prolonged standing at work on musculoskeletal symptoms and physical fatigue: The fifth korean working conditions survey[J]. Yonsei medical journal, 2021, 62(6): 510.
- [3] Flor-Unda O, Casa B, Fuentes M, et al. Exoskeletons:

-
- Contribution to occupational health and safety[J]. *Bioengineering*, 2023, 10(9): 1039.
- [4] Lamers E P, Soltys J C, Scherpereel K L, et al. Low-profile elastic exosuit reduces back muscle fatigue[J]. *Scientific Reports*, 2020, 10(1): 15958.
- [5] Van Engelhoven L, Poon N, Kazerooni H, et al. Evaluation of an adjustable support shoulder exoskeleton on static and dynamic overhead tasks[C]//*Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*. Sage CA: Los Angeles, CA: SAGE Publications, 2018, 62(1): 804-808.
- [6] Pacifico I, Scano A, Guanziroli E, et al. An experimental evaluation of the proto-mate: a novel ergonomic upper-limb exoskeleton to reduce workers' physical strain[J]. *IEEE robotics & automation magazine*, 2020, 27(1): 54-65.
- [7] Grazi L, Trigili E, Proface G, et al. Design and experimental evaluation of a semi-passive upper-limb exoskeleton for workers with motorized tuning of assistance[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2020, 28(10): 2276-2285.
- [8] Grazi L, Trigili E, Caloi N, et al. Kinematics-based adaptive assistance of a semi-passive upper-limb exoskeleton for workers in static and dynamic tasks[J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2022, 7(4): 8675-8682.
- [9] Liu H, Fang K, Chen L, et al. Implementation of a Long-Lasting, Untethered, Lightweight, Upper Limb Exoskeleton[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2024.1083-4435
- [10] Zhou X, Zheng L. Model-based comparison of passive and active assistance designs in an occupational upper limb exoskeleton for overhead lifting[J]. *IIESE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 2021, 9(3-4): 167-185.
- [11] Otten B M, Weidner R, Argubi-Wollesen A. Evaluation of a novel active exoskeleton for tasks at or above head level[J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2018, 3(3): 2408-2415.
- [12] Ramesh S, Plecnik M. A direct-drive five-bar manipulator with tuned directional first-order kinematics for low energy consumption in vertical loading[J]. *The International Journal of Robotics Research*, 2025, 44(2): 317-338.
- [13] Ramesh S, Wensing P M, Plecnik M. Output Mode Switching for Parallel Five-bar Manipulators Using a Projection-based Direct Collocation Method[C]//*2024 6th International Conference on Reconfigurable Mechanisms and Robots (ReMAR)*. IEEE, 2024: 1-8.
- [14] 张争艳, 申文豹, 蒋飞飞, 等. 人机相容型上肢康复外骨骼的构型设计与运动学分析[J]. *机械设计*, 2025, 42(02): 50-60.
- [15] Ferreira G, Gaspar J, Fужão C, et al. Piloting the use of an upper limb passive exoskeleton in automotive industry: Assessing user acceptance and intention of use[C]//*International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics*. Cham: Springer International Publishing, 2020: 342-349.
- [16] 于红英, 唐德威, 王建宇. 平面五杆机构运动学和动力学特性分析[J]. *哈尔滨工业大学学报*, 2007, (06): 940-943.
- [17] 陈阳, 王洪玺, 张兰勇. 轮腿式平衡机器人控制[J]. *信息与控制*, 2023, 52(05): 648-659.