

# 基于摇杆滑块机构的外骨骼肘关节优化设计\*

马相林<sup>1</sup>, 黄嘉昕<sup>1</sup>, 茅琨<sup>1</sup>, 李耀<sup>1</sup>, 吴洪涛<sup>2</sup>

(1. 南京工程学院工业中心、创新创业学院 南京, 211167)

(2. 南京航空航天大学机电学院 南京, 210016)

**摘要** 针对当前上肢外骨骼肘关节活动范围受限和助力效果不佳的问题,设计了一种基于摇杆滑块机构的上肢外骨骼。通过 D-H 参数建立上肢体外骨骼机构的运动学模型,对其工作空间进行了分析。基于摇杆滑块机构进行上肢体外骨骼的结构设计,并对其进行力学分析,为气缸选型提供依据。基于 ADAMS 软件建立的参数化模型进行上肢体外骨骼肘关节尺寸优化,优化后的肘关节运动范围提升显著。通过 ANSYS 软件对关键部件进行了强度校核,搭建物理样机采集上肢肌电信号进行助力性能评估,验证了上肢体外骨骼机构具有较好的助力效果。

**关键词** 上肢外骨骼;摇杆滑块机构;尺度优化设计;瞬态结构分析;肘关节弯举试验

**中图分类号** TH112

## 引言

外骨骼主要应用于军事、工业、医疗康复(助老助残)及锻炼等领域,可穿戴式外骨骼机器人的使用率非常高。外骨骼一般分为上肢外骨骼<sup>[1-5]</sup>、下肢外骨骼<sup>[6-7]</sup>、踝关节外骨骼<sup>[8-10]</sup>与手部外骨骼<sup>[11]</sup>,而康复外骨骼涉及脑机接口<sup>[12]</sup>、肌电感知与人机交互<sup>[13]</sup>等技术。目前,针对上肢康复训练外骨骼机器人的研究众多。Wu 等<sup>[14]</sup>设计的 5 自由度运动康复肘腕外骨骼,其肘关节转动协调机构较为复杂。赵智睿等<sup>[15]</sup>设计的负重弯举气动肌肉上肢外骨骼机器人,其肘部结构的弯曲运动使用了气动肌肉。Chang 等<sup>[16]</sup>提出一种新型机器人腿的设计方法,运用了曲柄滑块机构,结合摇杆滑块机构自身运动可靠的优势,运用连杆结构的驱动方式,可改善气缸施力下的缸体自身摆动引起的运动空间较小的缺陷。对于上肢外骨骼机器人的肘部转动结构部分,可将气缸在臂部外侧固定放置,优化连杆结构的尺寸。

笔者设计了一种基于摇杆滑块机构的上肢外骨骼机构,实现肘关节的可靠转动,扩大了运动空间。首先,在运动学分析中利用 D-H 参数法,基于 Matlab 中的机器人工具箱模拟出上肢外骨骼的活动空间,采用静力学分析,推导机构垂直态处的气缸与手部末端的力学关系,根据手部末端受力情况选定合

适的气缸动力源;其次,给出 ADAMS 的尺度优化设计,进行相应机械结构的优化仿真,得到更具鲁棒性的上肢外骨骼肘部尺度;然后,依靠优化数据进行驱动力仿真,利用 ANSYS 软件进行上肢外骨骼的关键零件瞬态结构分析,使校验材料选定时的位移与屈服结果均满足许可条件;最后,采用肌电信号(electromyography,简称 EMG)模块采集上肢肌肉电信号变化情况,比对未穿戴举水实验与穿戴举水实验二者的上肢肌肉(肱二头肌)的功率值,对上肢外骨骼的性能进行评估。

## 1 上肢外骨骼的运动学分析

### 1.1 正向运动学

人体上肢自由度众多,主要来自肩关节、肘关节和腕关节。针对肘关节部分绘制三维模型,考虑控制简便与防止机构干涉,其肘关节的结构设计保留一个自由度。上肢外骨骼机器人 D-H 坐标系如图 1 所示。

为了更好地分析上肢外骨骼机构的运动轨迹,采用 D-H 坐标变换<sup>[17]</sup>建立该机构的运动学模型。上肢外骨骼的 D-H 参数如表 1 所示,其中: $\theta_i$ 为关节角; $d_i$ 为连杆偏距; $a_i$ 为连杆长度; $\alpha_i$ 为连杆扭转角。以外骨骼穿戴时的中间轴线为位姿变换路径,进行

\* 国家自然科学基金面上资助项目(51975277);南京工程学院引进人才科研启动基金资助项目(YKJ202042);江苏省先进数控技术重点实验室开放基金资助项目(SYKJ2103);教育部规划基金资助项目(23YJA630016)

收稿日期:2023-06-08;修回日期:2023-07-14

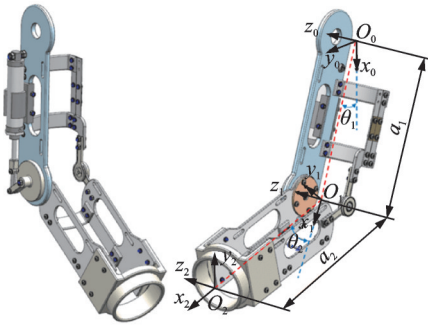


图1 上肢外骨骼机器人D-H坐标系

Fig.1 D-H coordinates system of upper limb exoskeleton robot

表1 上肢外骨骼的D-H参数表

Tab.1 D-H parameters of upper limb exoskeleton

$i$	$\theta_i/(\circ)$	$d_i/\text{mm}$	$a_i/\text{mm}$	$\alpha_i/(\circ)$
1	$\theta_1$	0	$l_1$	0
2	$\theta_2$	0	$l_2$	0

后续研究。其中,肩关节处的 $O_0$ 点可视为基坐标,肘关节处 $O_1$ 点与手腕处 $O_2$ 点视为动坐标,用来简化上肢复杂的自由度,并给出相应的位姿变换矩阵。

定义变换矩阵 ${}^0_N T$ 是关于 $n$ 个关节变量的函数,用来求解如下位姿矩阵

$${}^0_1 T = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\sin\theta_1 & 0 & l_1 \cos\theta_1 \\ \sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & l_1 \sin\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

$${}^0_2 T = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 & 0 & l_2 \cos\theta_2 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & l_2 \sin\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

将以上变换矩阵连乘可得到 $O_2$ 点相对于基点 $O_0$ 的变换矩阵 ${}^0_2 T = {}^0_1 T {}^1_2 T$ ,即

$${}^0_2 T = \begin{bmatrix} c_{12} & -s_{12} & 0 & l_1 c_1 + l_2 c_{12} \\ s_{12} & c_{12} & 0 & l_1 s_1 + l_2 s_{12} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

其中: $c_1$ 表示 $\cos\theta_1$ ; $s_1$ 表示 $\sin\theta_1$ ; $c_{12}$ 表示 $\cos(\theta_1 + \theta_2)$ ; $s_{12}$ 表示 $\sin(\theta_1 + \theta_2)$ ; $l_1$ 表示 $a_1$ , $l_1 = 300 \text{ mm}$ ; $l_2$ 表示 $a_2$ , $l_2 = 280 \text{ mm}$ 。

基于正向运动学模型,可以根据关节驱动的变化得到外骨骼机器人手部位姿变化,为计算上肢外骨骼的工作空间提供依据<sup>[18]</sup>。

## 1.2 逆向运动学

对于上肢外骨骼机器人的逆向运动学求解,在运动中给定末端的位姿,从而求解各个关节的运动

变量<sup>[19]</sup>,即

$$\begin{bmatrix} c_{12} & -s_{12} & 0 & l_1 c_1 + l_2 c_{12} \\ s_{12} & c_{12} & 0 & l_1 s_1 + l_2 s_{12} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = {}^0_1 T {}^1_2 T \quad (4)$$

在式(4)左边,末端执行器的位姿是已知的,而 ${}^0_1 T$ 和 ${}^1_2 T$ 未知,由 $\theta_1, \theta_2$ 的大小确定 $T_i$ 的值,分离关节变量,求解各个关节变量的转角,即

$${}^1_2 T(\theta_2) = {}^0_1 T(\theta_1) {}^0_2 T \quad (5)$$

## 1.3 上肢外骨骼的活动空间

上肢活动空间定义为上肢外骨骼机器人的末端所能达到的任何子空间集合。为避免在使用过程中对人体产生伤害,必须限制运动空间范围。在上肢外骨骼的模拟中定义了关节限制,肩关节的运动范围 $\theta_1 \in [-15^\circ, 80^\circ]$ ,肘关节的运动范围 $\theta_2 \in [0^\circ, 90^\circ]$ ,设置迭代次数为30 000次,利用Matlab模拟上肢外骨骼的平面活动空间,如图2所示。

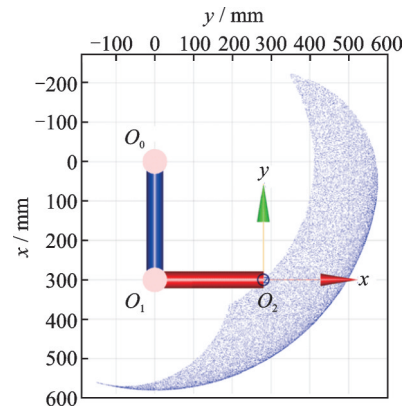


图2 上肢外骨骼的活动空间

Fig.2 The outer skeleton of the upper limb

## 2 摇杆滑块机构的设计

上肢外骨骼摇杆滑块机构<sup>[20-21]</sup>的运动状态二维简图如图3所示,其中: $O_1$ 为肘关节旋转中心; $S$ 为悬垂点至垂直点距离(气杆行程)。气缸固定,气杆可视作滑块,转动关节(肘部)结构可视作摇杆。

上肢外骨骼的姿态可设定为如图3所示的2种位置姿态:①气杆零位移时的悬垂态;②气杆满行程时的垂直态。通过式(6)可算得摇杆滑块机构的自由度为1,即只需要1个驱动就能驱动整个上肢外骨骼处的肘关节,故该机构控制简单,关节运动协调性好。

$$\delta = 3n - 2P_L - P_H \quad (6)$$

其中: $\delta$ 为摇杆滑块机构的自由度; $n$ 为运动构件的

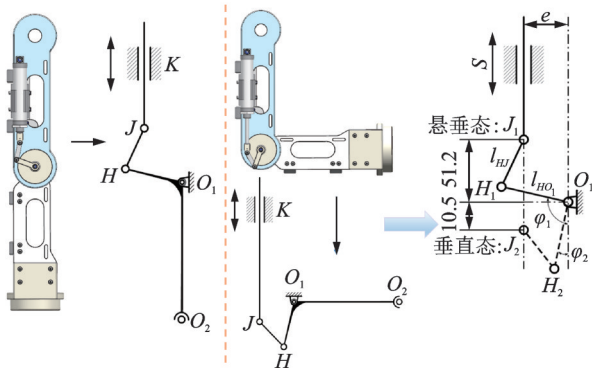


图3 摇杆滑块机构的运动状态二维简图(mm)

Fig.3 The motion state of the rocker slider mechanism two-dimensional diagram (mm)

数目(不含机架); $P_L$ 为低副的个数; $P_H$ 为高副的个数。

机构具有确定运动的条件为自由度大于零且主动件的数目要等于自由度数,可知摇杆滑块机构的设计符合条件。定义图3中杆件长度 $l_{HJ}=40\text{ mm}$ , $l_{HO_1}=45\text{ mm}$ , $e=34.7\text{ mm}$ , $\varphi_1=105^\circ$ , $\varphi_2=15^\circ$ , $S=61.7\text{ mm}$ ,杆件 $HJ$ 与杆件 $HO_1$ 之间的夹角记为 $\beta$ 。在垂直态的静态状况下进行受力分析,可分别推导出其静力学公式。

对于杆件 $HO_1O_2$ ,可得

$$\begin{cases} F_{HJ}\cos(\beta-\varphi_2)+F_X-F_{O_1y}=0 \\ F_{HJ}\sin(\beta-\varphi_2)-F_{O_1x}=0 \end{cases} \quad (7)$$

对于活塞杆件 $KJ$ ,可得

$$\begin{cases} F_{JH}\cos(\beta-\varphi_2)=F_{K_y} \\ F_{JH}\sin(\beta-\varphi_2)=F_{K_x} \end{cases} \quad (8)$$

杆件 $JH$ 为二力杆件,即 $F_{JH}=F_{HJ}$ 。

由合力矩定理,在杆件 $HO_1O_2$ 中,以 $H$ 点、 $O_1$ 点及 $O_2$ 点分别起矩,可得

$$\begin{cases} l_{HO_1}F_{O_1y}+l_{HJ}F_{O_1x}=(l_{HO_2}+l_{HO_1})F_X \\ l_{HO_1}F_{HJy}+l_{HJ}F_{HJx}=l_{HO_2}F_X \\ l_{HJ}F_{HJx}+(l_{HO_1}+l_{HO_2})F_{HJy}=l_{HO_2}F_{O_1y} \end{cases} \quad (9)$$

进一步可以推出

$$F_{HJ}=\frac{l_{HO_2}}{l_{HO_1}\sin\beta}F_X \quad (10)$$

因此可以得到

$$\begin{cases} F_{K_x}=\frac{l_{HO_2}\sin(\beta-\varphi_2)}{l_{HO_1}\sin\beta}F_X \\ F_{K_y}=\frac{l_{HO_2}\cos(\beta-\varphi_2)}{l_{HO_1}\sin\beta}F_X \end{cases} \quad (11)$$

其中: $F_X$ 为 upper 外骨骼在垂直态时手腕处负载垂直分力。

由气缸理论出力估算公式,可得

$$F=P\frac{\pi}{4}D^2\approx F_{K_y} \quad (12)$$

其中: $F$ 为理论值; $D$ 为气缸内径(活塞直径); $P$ 为气缸的工作压力。

可以得到

$$F_X=\frac{\pi}{4}\frac{l_{HO_1}\sin\beta}{l_{O_1O_2}\cos(\beta-\varphi_2)}PD^2 \quad (13)$$

由图3中预设尺寸,在垂直态处有

$$\beta=\arccos\left(\frac{l_{HJ}^2+l_{HO_1}^2-l_{HO_2}^2}{2l_{HJ}l_{HO_1}}\right) \quad (14)$$

将杆件尺寸与预设尺寸代入,可得 $\beta\approx 50^\circ$ ,于是可间接得到

$$F_X=0.118PD^2 \quad (15)$$

根据工作所需力的大小来确定活塞杆上的推力和拉力。在实际应用中,设定对应的末端负载 $F_X$ 后,便可得到相应的气缸型号参数 $PD^2$ 。在确定型号时,气缸的尺寸需要尽可能小,目的是避免结构笨重,即在气缸内径取定后,便可得到对应的气源压力。机构的运动极限位置源于气缸的行程及其摆放位置与连杆长度,若需要增大上肢活动空间,可改变连杆长度与转动关节(摇杆)的长度及方位,根据设计需要进行选择。

### 3 基于 ADAMS 的尺度优化设计

#### 3.1 尺度优化设计

根据已知的几何尺寸,建立如图4所示的上肢外骨骼机器人的运动分析图。其中:点 $A$ 左侧为大臂的水平位置, $CD$ 为小臂的位置; $L_{12}$ 、 $L_{23}$ 分别为连杆的长度; $J_1$ 、 $J_2$ 分别为 $AB$ 的初始位置和 $DCE$ 三点夹角; $L$ 为气缸运动行程。在此基础上建立目标函数以及约束函数,计算的主要目标是得到合适的杆长和初始位置,使得大小臂之间的夹角尽量最小。

定义模型的设计变量为

$$\mathbf{X}=[L_{12} \quad L_{23} \quad J_1]^T \quad (16)$$

目标函数为

$$\min F(x)=\min(J_2) \quad (17)$$

约束条件为

$$\begin{cases} C_1=30\text{ mm}\leq L_{12}\leq 50\text{ mm} \\ C_2=30\text{ mm}\leq L_{23}\leq 70\text{ mm} \\ C_3=-30^\circ\leq J_1\leq 15^\circ \end{cases} \quad (18)$$

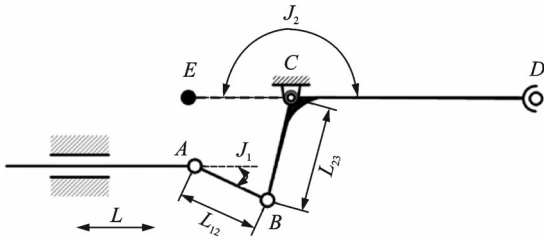


图 4 上肢外骨骼机器人的运动分析图

Fig.4 Motion analysis diagram of an upper limb exoskeleton robot

根据上述条件对各点进行如下参数化定义

$$\begin{cases} I = \sqrt{L_{23}^2 - (35 + L_{12} \sin(J_1))^2} \\ A: \begin{cases} x_A = L \\ y_A = 0 \end{cases} \\ B: \begin{cases} x_B = L_{12} \cos(J_1) \\ y_B = L_{12} \sin(J_1) \end{cases} \\ C: \begin{cases} x_C = L_{12} \cos(J_1) + I \\ y_C = 35 \end{cases} \\ D: \begin{cases} x_D = 100 + L_{12} \cos(J_1) + I \\ y_D = 35 \end{cases} \end{cases} \quad (19)$$

在 ADAMS 环境下建立参数点和杆件以及各个杆件之间的运动副关系,相应的参数化模型如图 5 所示。

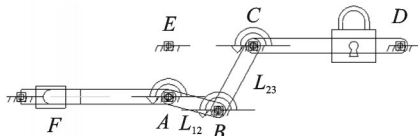
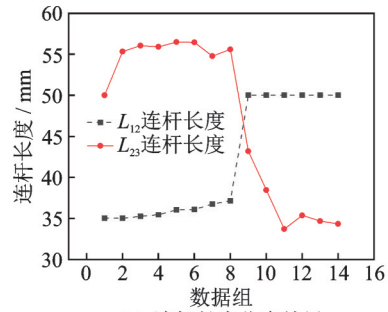


图 5 ADAMS 环境下参数化模型的建立

Fig.5 Parametric model building in the ADAMS environment

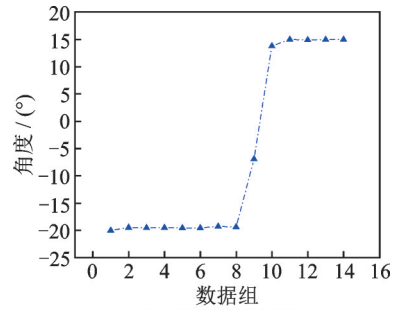
图 5 与图 4 的结构一致,其中 A, B, C 点都为铰链点。C 点是与机架进行连接的铰链点,其他都是两杆件连接的铰链点。运动过程为左侧滑动副驱动带动 AB 杆和 BCD 杆转动,完成小臂的转动。E 点为测量点,直接测量 ECD 角度,其余点为固定点,是为了方便创建测量数据。参数点和杆件以及各个杆件之间的运动副关系建立之后,进行相应的机械结构优化仿真,结构优化设计结果趋势见图 6。

可以看出: $L_{12}$ ,  $L_{23}$  和  $J_1$  为自变量,在约束条件下不断变化; $J_2$  为因变量,会随着设计变量不断变化,使其产生最小值来满足目标函数的要求。由图 6 可



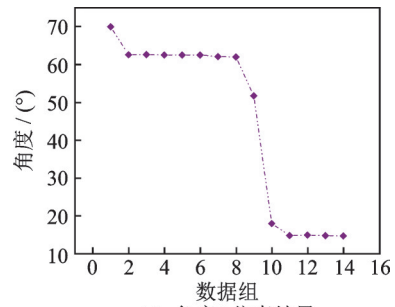
(a) 连杆长度仿真结果

(a) Simulation results of connecting rod length



(b) 角度  $J_1$  仿真结果

(b) Simulation results of angle  $J_1$



(c) 角度  $J_2$  仿真结果

(c) Simulation results of angle  $J_2$

图 6 结构优化设计结果趋势图

Fig.6 Trend diagram of the results of the structural optimization design

知, $J_2$  在设计变量的作用下不断变小,在允许约束条件下产生的最小值为  $15^\circ$ ,表明大臂和小臂之间的夹角在图示的最终参数下能够产生最小值在  $15^\circ$  左右,满足人体手臂运动的极限位置要求。优化前后参数对比如表 2 所示。

$J_2$  的优化角度值缩减为原始的 58.9%,大小臂之间的运动范围角度是  $J_2$  的补角, $J_2$  越小,大小臂运

表 2 优化前后参数对比表

Tab.2 Comparison table of parameters before and after optimisation

参数	初始值	优化值
$L_{12}/\text{mm}$	40	50
$L_{23}/\text{mm}$	45	34.31
$J_1/^\circ$	-15	14.99
$J_2/^\circ$	35.68	14.67

动范围角就越大。由表 2 可以看出,优化后  $J_2$  变小,大小臂的运动区域越大。

### 3.2 运动规律过程分析

根据优化后的杆长数值,将原先初步设计的尺寸进行更替,取整数  $l_{H1} = L_{12} = 50 \text{ mm}$ ,  $l_{HO_1} = L_{23} = 34 \text{ mm}$ ,气缸位置固定不变,可以得到在行程为  $S = 61.7 \text{ mm}$  时优化前后的极限位置变化对比,如图 7 所示。

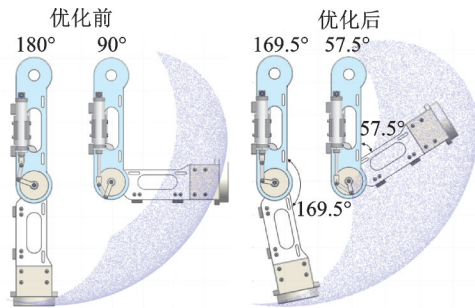


图 7 优化前后的极限位置变化对比

Fig.7 Comparison of limit position changes before and after optimization

可以发现,在优化后的杆长更替下,机构的运动范围得到了大幅度提升,且在人体上肢的安全活动范围内。大小臂的弯曲夹角由气杆满行程时的垂直态变化到  $57.5^\circ$ ,零位移时小臂偏离悬垂态夹角仅为  $10.5^\circ$ ,与人体上肢放松时姿态一致,故尺度优化效果显著。

## 4 驱动力仿真与瞬态结构分析

### 4.1 驱动力仿真

根据尺度优化的结果更新外骨骼模型,将更新后的模型导入 ADAMS,分析在手臂进行收拢时所需要的驱动力,以及在末端载荷为  $10 \sim 50 \text{ N}$  时的驱动力变化状况。气杆推力来源于摇杆滑块机构的设计,优化后的外骨骼收拢示意图如图 8 所示。

收拢过程分析结果如图 9 所示。由图可知,在外界负载的变化下,大臂与小臂的收拢动作中只有一段距离内的驱动力范围较大,其他过程的驱动力范围较小,故只需对该范围内的最大点进行关键零部件的验证即可。

提取驱动力范围部分数据,如表 3 所示。可以发现,位于  $4.61 \text{ s}$  处在不同外界负载的作用力下,气缸驱动力增长速率远大于其余时间点,故只对该点进行关键零部件的瞬态结构分析。

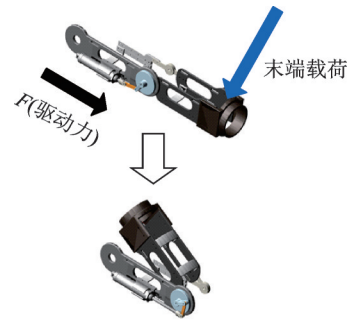


图 8 优化后的外骨骼收拢示意图

Fig.8 Schematic diagram of the assembled exoskeleton after optimization

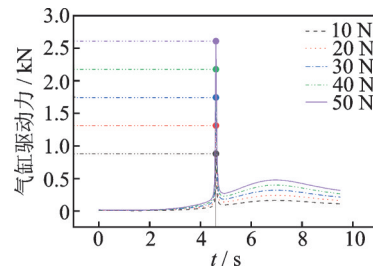


图 9 收拢过程分析结果

Fig.9 Analysis results of the folding process

表 3 驱动力范围部分数据

Tab.3 Drive range partial data

t/s	末端载荷				
	10 N	20 N	30 N	40 N	50 N
4.56	149.89	223.33	296.78	370.23	443.67
4.61	876.83	1 309.44	1 742.05	2 174.65	2 607.26
4.66	259.84	388.32	516.80	645.28	773.76
4.70	138.17	206.35	274.53	342.72	410.90
4.75	108.92	162.49	216.05	269.62	323.19

### 4.2 瞬态结构分析

确定好零部件的几何尺寸后,验算关键零部件的受力情况和变形程度。在 Ansys workbench 的平台内创建瞬态结构分析模组,导入模型设置好的零部件材料属性,对各个零部件的运动副关系进行约束。定义重力方向和末端的作用力方向,作用力的大小为  $50 \text{ N}$ 。对驱动结构中的连杆进行网格划分,其他的都定义为刚体,以减少分析难度和计算量。瞬态结构分析模型设置如图 10 所示,其中:A 为作用在腕部始终垂直向下的作用力,其大小为  $50 \text{ N}$ ;B 为向下的标准地球重力。

在瞬态结构下分析连杆的变形和受力情况,瞬态结构分析结果如图 11 所示。由图可知,材料为 5052 铝合金时,最大变形量为  $0.008 9 \text{ mm}$ ,最大等

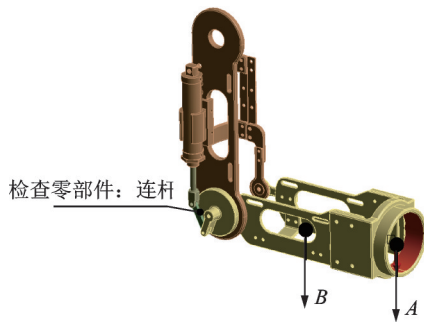


图 10 瞬态结构分析模型设置

Fig.10 Transient structure analysis model setup

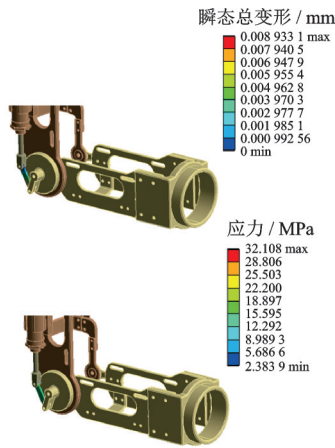


图 11 瞬态结构分析结果

Fig.11 Transient structure analysis results

效应力为 32.1 MPa。材料本身的屈服强度为 195 MPa(25°C),连杆的变形和受力大小满足工作条件,最大变形量均在可接受范围内,校验材料选定时位移与屈服结果均在许可条件内,结构优化设计符合使用条件。

## 5 上肢外骨骼的性能评估

上肢外骨骼的性能评估采用肌电信号 EMG 模块采集上肢肌肉电信号,对比未穿戴举水与穿戴举水二者的上肢肌肉(肱二头肌)的功率值变化情况。

表面肌电信号(surface electromyography,简称 sEMG)是浅层肌肉 EMG 和神经干上电活动在皮肤表面的综合效应,其信号是神经肌肉系统在进行随意性和非随意性活动时的生物电变化经表面电极引导、放大、显示和记录所获得的一维电压时间序列信号,能在一定程度上反映神经肌肉的活动情况<sup>[22-24]</sup>。具体性能评估采取上臂弯举握水实验,人体上肢运动实验示意图如图 12 所示。

针对实验人体上肢的肱二头肌,采集 EMG 信

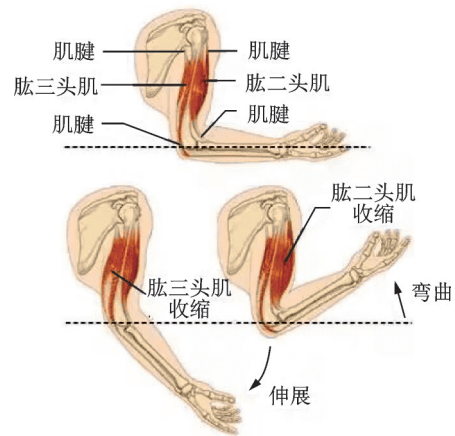


图 12 人体上肢运动示意图

Fig.12 Diagram of human upper limb movement

号来进行上肢外骨骼的使用性能评估。基于 EMG 硬件与上位机数据采集,进行单臂肘关节弯举水瓶实验,得到未穿戴上肢外骨骼机器人时的 EMG 数据(OFF-Exo)与穿戴上肢外骨骼机器人时的 EMG 数据(ON-Exo)。单臂肘关节弯举水瓶实验如图 13 所示。

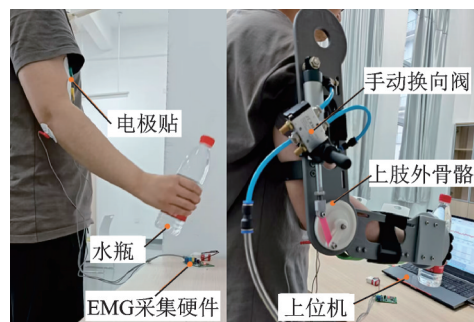


图 13 单臂肘关节弯举水瓶实验

Fig.13 One arm elbow joint bending water bottle lifting experiment

OFF-Exo 与 ON-Exo 采集后需要进行数据处理。将上位机所采集的数据文本 txt 文件导入 Excel 中进行简单处理,再将所需的数据集导入 Matlab 中进行 EMG 肌电信号分析,得到滤波处理后的 EMG 肌电信号包络线如图 14 所示,其中纵坐标为肱二头肌的肌电强度。

比对 OFF-Exo 与 ON-Exo 的功率信号包络发现,穿戴上肢外骨骼进行弯举水瓶时的肱二头肌肌肉激活功率相比未穿戴上肢外骨骼时有所下降,说明上肢外骨骼机器人的助力效果良好,可增强人体上肢运动的耐力,或对上肢无力者进行康复训练。通过肱二头肌的肌电信号特征进行分析,验证了肘关节助力的可行性与正确性。

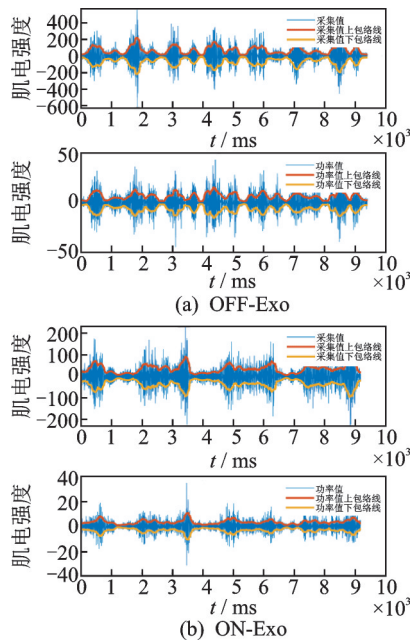


图14 实验采集的EMG信号滤波处理后的信号包络

Fig.14 Signal envelope of EMG signal collected by experiment after filtering

## 6 结束语

针对上肢助力外骨骼肘关节采用优化设计的理念,对摇杆滑块机构进行设计,在给定参数下进行肘部结构的尺度优化,从而计算出更加合理的结构参数。通过优化前后的工作空间对比发现,运动效果改善显著。依靠优化数据进行驱动力仿真,采用ANSYS软件对上肢外骨骼的关键零件进行瞬态结构分析,得到最大变形量为0.0089 mm,最大 von Mises 等效应力为32.1 MPa,校验材料选定时的位移与屈服结果均满足条件。针对振动问题,采取阻尼转动装置与气动缸的并联方式,实现一定的缓冲助力与减震效果,依靠摇杆滑块机构与阻尼转动装置耦合,使肘部关节的运动更加柔顺,可有效避免振动带来的影响。利用EMG模块采集上肢肱二头肌的肌肉电信号变化情况,发现穿戴外骨骼进行弯举水瓶时的肌肉激活功率相比未穿戴时有所下降,说明上肢外骨骼机器人的助力效果良好。

## 参 考 文 献

[1] KANG H B, WANG J H. Adaptive robust control of 5 DOF upper-limb exoskeleton robot [J]. International Journal of Control, Automation, and Systems, 2015, 13(3): 733-741.  
 [2] KYEONG S, NA Y, KIM J. A mechatronic Mirror-Image Motion Device for Symmetric Upper-Limb Reha-

bilitation [J]. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, 2020, 21(5): 947-956.

- [3] NING Y S, WANG H B, TIAN J J, et al. An eight-degree-of-freedom upper extremity exoskeleton rehabilitation robot: design, optimization, and validation [J]. Journal of Mechanical Science and Technology, 2022, 36(11): 5721-5733.  
 [4] 郭盛, 马可, 王向阳. 新型可穿戴上肢康复机构的设计与分析[J]. 北京交通大学学报, 2020, 44(04): 132-140. GUO Sheng, MA Ke, WANG Xiangyang. Design and analysis of a new wearable upper limb rehabilitation mechanism [J]. Journal of Beijing Jiaotong University, 2020, 44(4): 132-140. (in Chinese)  
 [5] 徐晨阳, 张建斌, 陈伟海, 等. 绳驱动上肢外骨骼康复机器人穿戴机构设计[J]. 机器人, 2021, 43(4): 463-472. XU Chenyang, ZHANG Jianbin, CHEN Weihai, et al. Design of the fixation mechanism for a cable-driven upper-limb exoskeleton rehabilitation robot [J]. Robot, 2021, 43(4): 463-472. (in Chinese)  
 [6] 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, 405. 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, 405. (in Chinese)  
 [7] 陈琦, 刘放, 王智政. 人机携行外骨骼双腿交替多相行走建模与仿真[J]. 机械传动, 2022, 46(7): 80-85. CHEN Qi, LIU Fang, WANG Zhizheng. Modeling and simulation of alternating multiphase walking with two legs on human-machine carrying exoskeleton [J]. Journal of Mechanical Transmission, 2022, 46(7): 80-85. (in Chinese)  
 [8] COLLINS S H, WIGGIN M B, SAWICKI G S. Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton [J]. Nature, 2015, 522(7555): 212-215.  
 [9] WANG X, GUO S, QU B, et al. Design of a passive gait-based ankle-foot exoskeleton with self-adaptive capability [J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2020, 33(3): 94-104.  
 [10] 王存金, 董林杰, 李杰, 等. 基于人行走能耗分析的踝关节外骨骼设计[J]. 机械工程学报, 2021, 57(19): 79-92. WANG Cunjin, DONG Linjie, LI Jie, et al. Design of ankle exoskeleton based on analysis on energy cost of human walking [J]. Journal of Mechanical Engineering, 2021, 57(19): 79-92. (in Chinese)  
 [11] 钟思灵, 于随然. 手部功能康复外骨骼的结构设计与分

- 析[J].机械设计与研究,2020,36(3):12-18.
- ZHONG Siling, YU Suiran. Structural design and analysis of hand functional rehabilitation exoskeleton[J]. Mechanical Design and Research, 2020, 36(3): 12-18. (in Chinese)
- [12] 张小栋,李睿,李耀楠.脑控技术的研究与展望[J].振动、测试与诊断,2014,34(2):205-211,392.
- ZHANG Xiaodong, LI Rui, LI Yaonan. Research on brain control technology[J]. Journal of Vibration, Measurement &.Diagnosis, 2014, 34(2): 205-211, 392. (in Chinese)
- [13] 张小栋,陈江城,尹贵.下肢康复机器人肌电感知与人机交互控制方法[J].振动、测试与断,2018,38(4):649-657.
- ZHANG Xiaodong, CHEN Jiangcheng, YIN Gui. An approach for human-robot interactive control of lower limb rehabilitation robot based on surface emg perception[J]. Journal of Vibration, Measurement &.Diagnosis, 2018, 38(4): 649-657. (in Chinese)
- [14] WU K Y, SU Y Y, YU Y L, et al. A 5-degrees-of-freedom lightweight elbow-wrist exoskeleton for forearm fine-motion rehabilitation [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2019, 24(6): 2684-2695.
- [15] 赵智睿,李醒,张航,等.面向单臂弯举的气动肌肉上肢外骨骼系统设计与实验[J].农业机械学报,2022,53(1):423-430.
- ZHAO Zhirui, LI Xing, ZHANG Hang, et al. Design and experiment of upper-limb exoskeleton robot system driven by pneumatic artificial muscle in lifting task by single arm[J]. Transactions of the Chinese Society for Agricultural Machinery, 2022, 53(1): 423-430. (in Chinese)
- [16] CHANG D, KIM J, CHOI D, et al. Design of a slider-crank leg mechanism for mobile hopping robotic platforms[J]. Journal of Mechanical Science and Technology, 2013, 27(1): 207-214.
- [17] DENAVIT J, HARTENBERG R S. A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices [J]. Journal of Applied Mechanics, 1955, 22(2): 215-221.
- [18] PETRENKO V, TEBUEVA F, ANTONOV V, et al. Method for calculating cartesian coordinates of operator's arm joints for anthropomorphic manipulator master-slave control using exoskeleton [J]. Journal of Harbin Institute of Technology, 2021, 28(5): 38-46.
- [19] 许路航,王钰,王志乐.上肢外骨骼运动的逆向求解与仿真[J].科学技术与工程,2011,11(14):3331-3335.
- XU Luhang, WANG Yu, WANG Zhile. Reserve solving and simulation on the motion of upper-limb exoskeleton [J]. Science Technology and Engineering, 2011, 11(14): 3331-3335. (in Chinese)
- [20] 姚兴田,王旭光,张磊,等.基于滑块摇杆机构的柔性三指机器人手爪研究[J].农业机械学报,2021,52(8):396-405.
- YAO Xingtian, WANG Xuguang, ZHANG Lei, et al. Flexible robot hand based on slider and rocker mechanism [J]. Transactions of the Chinese Society for Agricultural Machinery, 2021, 52(8): 396-405. (in Chinese)
- [21] 王洪刚,康存锋,陈康文,等.滑块摇杆机构对小腿三头肌康复的作用研究[J].工程设计学报,2021,28(6):687-693.
- WANG Honggang, KANG Cunfeng, CHEN Kangwen, et al. Study on effect of slider rocker mechanism on rehabilitation of triceps surae [J]. Chinese Journal of Engineering Design, 2021, 28(6): 687-693. (in Chinese)
- [22] 雷东威,陈彬,雷静桃.穿戴式外骨骼机器人肌电信号采集与处理[J].计量与测试技术,2021,48(12):11-15.
- LEI Dongwei, CHEN Bin, LEI Jingtao. Wearable exoskeleton robot EMG signal acquisition and processing [J]. Metrology & Measurement Technique, 2021, 48(12): 11-15. (in Chinese)
- [23] 曹恩国,王刚,王琨,等.基于弹性装置驱动的外骨骼助行效能评价[J].工程设计学报,2021,28(4):480-488.
- CAO Enguo, WANG Gang, WANG Kun, et al. Evaluation of walking aid effectiveness of exoskeleton driven by elastic device [J]. Chinese Journal of Engineering Design, 2021, 28(4): 480-488. (in Chinese)
- [24] 刘壮,朱纯煜,朱越,等.基于多传感器信息的新型穿戴式上肢外骨骼康复机器人[J].北京生物医学工程,2021,40(3):273-278.
- LIU Zhuang, ZHU Chunyu, ZHU Yue, et al. A new wearable upper limb exoskeleton rehabilitation robot based on multi-sensor information [J]. Beijing Biomedical Engineer, 2021, 40(3): 273-278. (in Chinese)



**第一作者简介:**马相林,男,1974年4月生,博士、副教授。主要研究方向为机器人与智能制造。

E-mail: maxlnj@139.com