

# 末端牵引式上肢外骨骼结构设计及运动学分析<sup>\*</sup>

张凤鑫<sup>1</sup> 孙振兴<sup>2</sup>

( 1 南京工业大学机械与动力工程学院 南京 211816;

2 南京工业大学电气与控制科学学院 南京 211816)

**摘要:** 针对上肢外骨骼关节互联性较差、智能化水平低、本体尺寸较大及制造成本较高等缺点,设计了一种结构简单、价格低廉且可批量定制的新型桌面式三自由度末端牵引式上肢外骨骼。首先,根据患者的康复功能需求,结合人体上肢的尺寸进行整体的结构设计;其次,使用有限元仿真软件 Ansys Workbench 对关键零/部件进行静力学仿真,优化零件刚度、强度及尺寸,从而验证外骨骼材料及尺寸的合理性;然后采用 Denavit-Hartenberg( D-H) 参数法建立坐标系,推导了正运动学并对末端位姿工作空间进行求解,并绘制了工作空间点云图;最后,使用 Adams 软件对末端牵引式上肢外骨骼进行了运动学分析。结果表明,末端牵引式上肢外骨骼结构设计合理,能够满足上肢运动功能障碍患者的康复训练要求。

**关键词:** 末端牵引式上肢外骨骼机器人; 三自由度; 结构设计; 静力学仿真; 运动学仿真; 康复训练

中图分类号: TP242.6 文献标志码: A 文章编号: 1671-3133( 2024) 02-0120-09

DOI: 10.16731/j.cnki.1671-3133.2024.02.016

## End traction upper limb exoskeleton structure design and kinematics analysis

ZHANG Fengxin<sup>1</sup>, SUN Zhenxing<sup>2</sup>

( 1 Faculty of Mechanical and Power Engineering, Nanjing Tech University, Nanjing 211816, China;

2 College of Electrical Engineering and Control Science, Nanjing Tech University, Nanjing 211816, China)

**Abstract:** For the shortcomings of the upper limb exoskeleton interconnection, low intelligence level, large ontology size, and high manufacturing costs, a new desktop three degrees of freedom end traction upper limb exoskeleton robot with simple structure, low price, and mass customization was designed. First of all, according to the patient's rehabilitation function requirements, the overall structure design was carried out in combination with the size of the upper limbs of the human body. Secondly, the finite element simulation software Ansys Workbench to perform static simulation on key parts, optimize the stiffness, strength and size of the parts, so as to verify the rationality of the material and size of the exoskeleton. Then the Denavit-Hartenberg ( D-H) parameter method was used to establish a coordinate system, derives the orthodox motion and solve the work space of the end position, and draws the work space point cloud chart. Finally, the kinematics analysis of the end traction upper limb exoskeleton was carried out using Adams software. The results show that the structure design of the end traction upper limb exoskeleton is reasonable and can meet the rehabilitation training requirements of patients with upper limb motor dysfunction.

**Keywords:** terminal traction upper limb exoskeleton; three degrees of freedom; structural design; static simulation; kinematics simulation; rehabilitation training

## 0 引言

脑卒中是因为中枢神经受到损伤,阻断血液流入大脑,使大脑处于一种缺氧的状态,从而带来各种并发症。据统计全球中低收入国家脑卒中的发病人数占

世界总发病人数的 70 %<sup>[1]</sup>。脑卒中后上肢功能的康复往往需要多领域、多学科的协作,上肢高重复运动训练对改善患肢运动功能有重要作用<sup>[2]</sup>。康复运动训练能有效地重新建立偏瘫患者大脑中枢与肢体运动控制之间的联系。由于外骨骼机器人可以持续工

\* 国家自然科学基金项目( 61903186)

作,能够对患肢进行针对性康复训练,从而大大降低了康复训练的成本。此外它可以详细记录训练数据,客观地评估康复效果,实现康复训练智能化<sup>[3]</sup>。

康复机器人的分类有很多标准,但从专业领域来说,康复机器人主要分为外骨骼型和末端牵引式两大类<sup>[4]</sup>。

外骨骼机器人能够对关节实现精确的控制,但其机构复杂、舒适性和灵活性差、制造成本较高及整体尺寸较大,与此同时外骨骼机器人与上肢的多重“捆绑”,导致患者在遇到意外危险时无法快速脱离机器人而受到伤害<sup>[5]</sup>。末端牵引式外骨骼结构简单、运行灵活、与患者接触面积小且整体尺寸较小,但其各个关节运行角度不够准确。

末端牵引式外骨骼仅依靠末端手柄与患者手部的耦合来辅助康复训练,因为机器人关节轴与四肢关节轴不要求重合,从而提高了康复训练过程中的安全性<sup>[6]</sup>。

文献[7]将2种康复机器人对脑卒中患者上肢康复训练效果做了对比,实验结果显示末端牵引式外骨骼机器人的康复效果明显高于外骨骼式康复机器人。末端牵引式外骨骼机器人因其结构简单,在国内外引起了学者们的广泛关注;如加拿大 ETS 团队研制的上肢康复机器人和上海傅里叶智能科技专为脑卒中患者研发的上肢智能康复机器人 M2,它们都将虚拟现实技术与康复训练相结合,大大提高了患者康复训练的效率<sup>[8]</sup>,但它们整体尺寸较大、造价较为昂贵,不适应家庭使用。

本文设计了一种三自由度末端牵引式上肢外骨骼,其主要特点是结构简单、运行灵活且成本较低,适合家庭使用。首先对其结构进行静力学分析,验证结构的合理性;其次对末端牵引式外骨骼进行正运动学分析,并对结果进行了验证;然后对外骨骼工作空间进行计算,并绘制外骨骼运动范围的空间点云图;最后对整机进行运动学仿真,验证了其结构设计的合理性。

## 1 末端牵引式上肢外骨骼本体机构

### 1.1 人体上肢各关节运动

人体的上肢具有肩部、肘部和腕部3个关节,各关节活动示意如图1所示<sup>[9]</sup>。

肩关节有3个自由度,分别为肩关节的伸展和屈曲、内收和外展及旋内和旋外<sup>[10]</sup>,肩关节活动示意如图1a)所示;肘关节有2个自由度,分别为肘关节的屈

曲和伸展、旋内和旋外,肘关节活动示意如图1b)所示;腕关节有2个自由度,分别为内收和外展、伸展和屈曲,腕关节活动示意如图1c)所示。

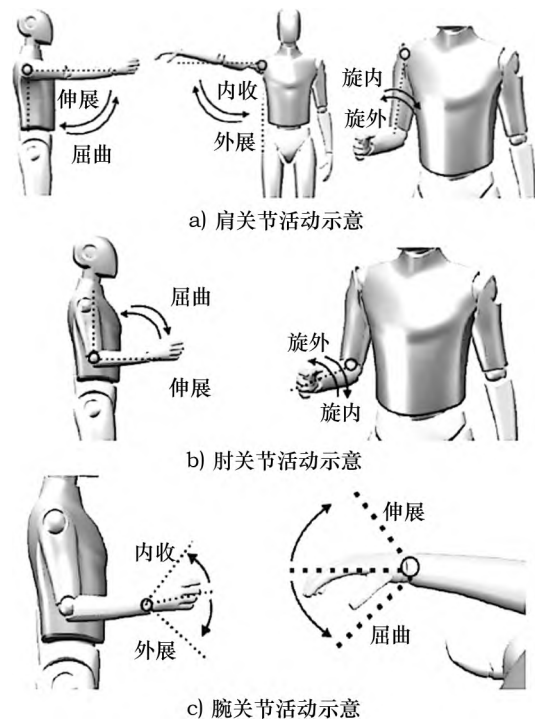


图1 各关节活动示意

患者在康复初期,由于中枢神经系统受损,受上肢自身重力的影响,不能够有效地控制上肢的运动,需要一定的辅助支撑,所以在竖直方向的训练相对较少,并且效果达不到预期要求<sup>[9]</sup>。腕关节的训练相对复杂,在前期康复训练中,作用并不明显,所以前期上肢康复训练在二维平面中进行效果相对较好;因此本文所设计的末端牵引式上肢外骨骼主要在二维平面内运动。

基于运动生物力学中的人体数据,参照中国成年人人体标准尺寸(GB/T 10000—1988),由于考虑到患者患肢尺寸的差距,因此选取身高165~175 cm之间成年人上肢的平均数据作为参考,身高175 cm人体上肢尺寸如表1所示<sup>[11]</sup>。

表1 身高175 cm人体上肢尺寸

部位	长度/mm	周长/mm
大臂	337	302
小臂	257	267
手长	196	176

研究表明,操作者在坐姿下较为舒适的手部工作空间在220 mm×250 mm×250 mm左右<sup>[12]</sup>。上肢关节活动范围如表2所示<sup>[13-14]</sup>。

表2 上肢关节活动范围

关节名称	运动自由度	基准面	人体上肢活动范围/(°)	功能活动范围/(°)
肩关节	内收-外展	水平面	外展 0~180	外展 0~110
			内收 0~50	内收 0~45
	伸展-屈曲	水平面	伸展 0~60	伸展 0~45
			屈曲 0~180	屈曲 0~110
	旋内-旋外	矢状面	旋内 0~90	旋内 0~80
			旋外 0~80	旋外 0~50
肘关节	伸展-屈曲	垂直轴	伸展 0~20	伸展 0~5
			屈曲 0~150	屈曲 0~140
	旋内-旋外	矢状轴	旋内 0~90	旋内 0~90
			旋外 0~90	旋外 0~50

患者在康复训练时处于坐姿状态,其上肢活动范围较外骨骼式康复机器人偏小;因此在尽可能缩小结构整体尺寸的前提下,保证患肢的活动范围足够大。最终相关参数确定  $X$  向行程为 320 mm, $Y$  向行程为 300 mm, $Z$  向旋转角度为  $-70^{\circ} \sim 70^{\circ}$ 。整体活动范围为 400 mm $\times$ 900 mm,能够满足患者的康复训练需求。

1.2 结构设计

根据表 1 所示上肢关节活动范围,对末端牵引式上肢外骨骼进行结构设计。为了缩小整体结构的尺寸、减轻整机的质量,设计了一种菱形伸缩机构。在满足患者康复训练的基础上,整机采用混联式设计,有效地避免了单一串联式结构尺寸偏大、转动惯量及重力矩较大的问题,对康复机器人的柔顺性、普适性提供了设计基础。为了满足不同患者的康复需求,机构末端支撑的位置可根据患者小臂的尺寸进行任意调节,同时可使末端跟随患者的患肢转动,使整个康复训练更加舒适。

末端牵引式上肢外骨骼的三维模型如图 2 所示,本体主要由底座 1、直线滑台 2、旋转模块 3、菱形伸缩机构 4 和末端机构 5 组成。其中电机驱动直线滑台 2 实现沿  $Y$  向的移动,电机驱动旋转模块 3 实现绕  $Z$  向的转动,电机驱动菱形伸缩机构 4 实现沿  $X$  向的移动,整体可实现末端在二维空间内的运动。

直线滑台 2 的电机安装在直线滑台 2 的侧面,选用同步带传动,减轻了机构的整体质量。同步带传动运行平稳,在患者突然停止训练时能够起到一定的缓冲作用。旋转模块如图 3 所示,电机安装在旋转模块的正上方,并设计有机械限位槽,保证患者在康复训练时的安全性,其活动范围为  $-70^{\circ} \sim 70^{\circ}$ 。

菱形伸缩机构的工作原理如图 4 所示。电机安装在旋转模块连接板处,通过电机旋转驱动 2 对外啮合

齿轮转动,从而实现  $X$  向的移动,当点  $A$  固定时, $AB_1$  和  $AC_1$  这 2 根连杆绕点  $A$  转动一定角度时,连杆  $AB$  和连杆  $AC$  也会转动相同的角度,因为其是由 2 对外啮合的齿轮传动,所以始终会沿一个方向运动,菱形伸缩机构如图 5 所示。

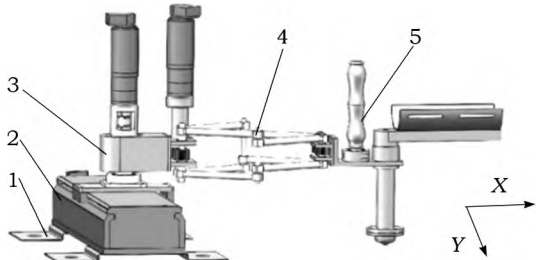


图2 末端牵引式上肢外骨骼的三维模型

1.底座 2.直线滑台 3.旋转模块 4.菱形伸缩机构 5.末端机构

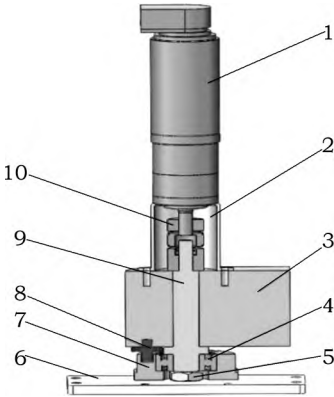


图3 旋转模块

1.电机 2.电机座 3.旋转机构 4.轴承 5.锁紧螺母  
6.连接板 7.轴承座 8.限位销 9.旋转轴 10.轴承

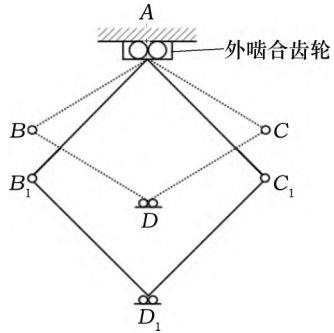


图4 菱形伸缩机构的工作原理

末端机构如图 6 所示,通过 L 形连接板 3 与菱形伸缩机构相连,L 形连接板 3 装配有末端把手 5、三维力传感器 4、连接杆 2 和固定板 7。固定板 7 可以跟随患者的手臂转动,连接杆 2 底部装有万向球 1,主要起支撑作用,且可以在康复训练时自由移动。在康复训练的过程中,将患肢固定在固定板 7 上,手部握在末端

把手5上进行康复训练。当患者进行康复训练时,固定板7、末端支撑板6和末端把手5会跟患肢一起运动,从而提高患者康复训练的舒适度。

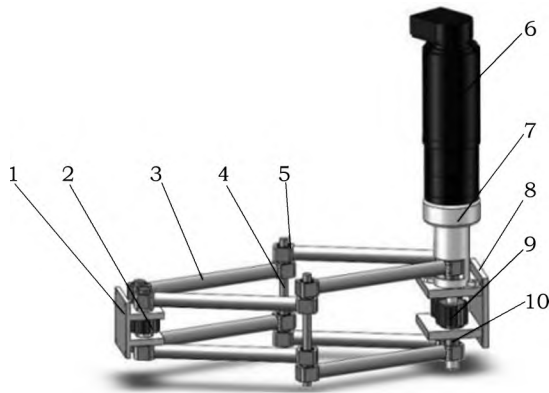


图5 菱形伸缩机构

1.连接板 2.齿轮 3.连杆 4.连接轴 5.轴承 6.电机  
7.电机座 8.末端连接板 9.齿轮 10.轴套

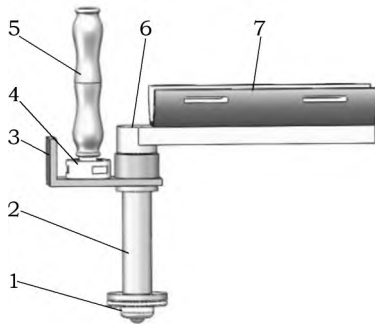


图6 末端机构

1.万向球 2.连接杆 3.L形连接板 4.三维力传感器  
5.末端把手 6.末端支撑板 7.固定板

## 2 末端牵引式上肢外骨骼关键部件静力学仿真

### 2.1 末端牵引式上肢外骨骼关键部件静力学仿真

本文选择 Ansys Workbench 软件对末端牵引式上肢外骨骼的关键部件进行静力学仿真。通过静力学仿真可以得到末端牵引式上肢外骨骼的结构在受到外力后的形变、应力和应变的变化,从而验证关键部件结构设计的合理性和安全性。

末端牵引式上肢外骨骼的关键部件主要受力特征为:患者患肢的质量、患者患肢推动末端把手的推力和末端牵引式上肢外骨骼的自重。根据中国成年人人体标准尺寸(GB/T 10000—1988),为简化相关计算,将上肢简化成圆柱体,计算上肢质量,计算式为:

$$m = \rho s l = \rho \pi r^2 l = \rho \pi \left( \frac{c}{2\pi} \right)^2 l \quad (1)$$

式中: $m$ 为质量,kg; $\rho$ 为密度,kg/m<sup>3</sup>; $s$ 为上肢简化圆柱体端面面积; $l$ 为上肢简化圆柱体长度,mm; $r$ 为上肢简化圆柱体半径,mm; $c$ 为上肢简化圆柱体周长。

将大臂相关数据  $l_1 = 337$  mm,  $c_1 = 302$  mm,  $\rho = 1\,008.4$  kg/m<sup>3</sup>,代入式(1),得到大臂质量  $m_1$  为:

$$m_1 = 1\,008.4 \times 0.337 \times \frac{0.302^2}{4 \times 3.14} = 2.47 \text{ kg} \quad (2)$$

将小臂相关数据  $l_2 = 257$  mm,  $c_2 = 267$  mm,  $\rho = 1\,008.4$  kg/m<sup>3</sup>,代入式(1),得到小臂质量  $m_2$  为:

$$m_2 = 1\,008.4 \times 0.257 \times \frac{0.267^2}{4 \times 3.14} = 1.47 \text{ kg} \quad (3)$$

将手部相关数据  $l_3 = 196$  mm,  $c_3 = 176$  mm,  $\rho = 1\,008.4$  kg/m<sup>3</sup>,代入式(1),得到手部质量  $m_3$  为:

$$m_3 = 1\,008.4 \times 0.196 \times \frac{0.176^2}{4 \times 3.14} = 0.48 \text{ kg} \quad (4)$$

经过分析,在康复训练中末端支撑需承受患者整个上肢的质量,容易发生较大的变形,影响康复训练的效果;L形连接板部分处于悬空状态,并且需要承受患者在康复训练时所施加的外力,悬空处容易发生较大的变形;旋转机构连接板中间部分处于悬空状态,需要承受旋转机构和电机的自重以及康复训练时所施加的外力,悬空处容易发生较大的变形;因此分别对末端支撑、L形连接板及旋转机构连接板进行形变分析和应力分析,验证结构设计的合理性和安全性。主要零/部件受力特性如表3所示。

表3 主要零/部件受力特性

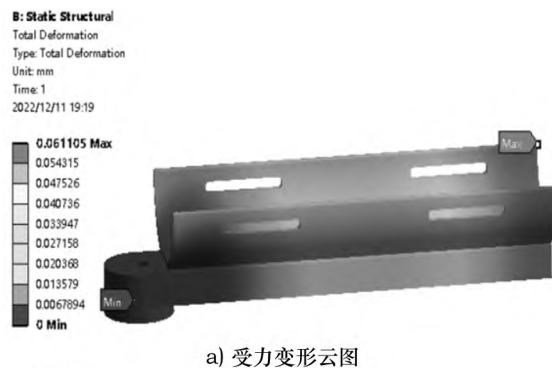
名称	力的类型	力的大小/N
末端	患肢的重力和外力	80
L型支架	患肢推力和重力	160
旋转机构连接板	机构重力和外力	30

### 2.2 关键部件的静态分析

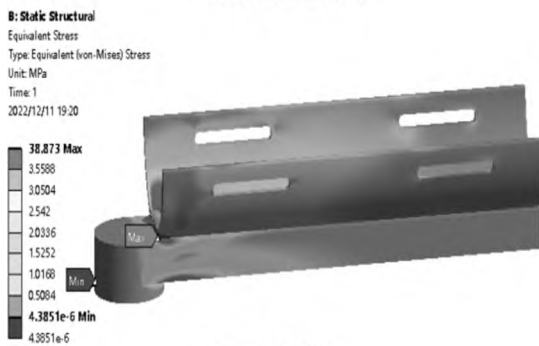
将末端支撑的三维模型导入有限元仿真软件,导入模型前需将相关的螺栓孔和与分析无关的部件删除,目的是为了后期分析时方便网格化处理。根据表3所示的末端支撑主受力体的受力特征(患肢的重力和外力),对得到的网格化模型进行约束和载荷加载,并利用求解器对末端支撑模型进行求解<sup>[15]</sup>。末端支撑分析如图7所示。

由图7a)所示受力变形云图可知,末端支撑最大变形发生在尾部,最大变形量为0.061 105 mm,由于变形量较小,对于患者上肢康复训练的影响可以忽略不计。由图7b)所示应力云图可知末端支撑最大应力发

生在前端,最大应力为 38.873 MPa,远小于铝合金的抗拉强度,满足强度要求。



a) 受力变形云图



b) 应力云图

图7 末端支撑分析

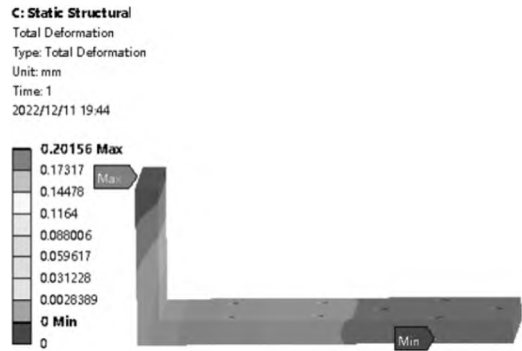
按照末端支撑的分析步骤,L形连接板分析如图8所示。

由图8a)所示受力变形云图可知,L形连接板最大变形发生在顶部,最大变形量为 0.201 56 mm,由于变形量较小,对于上肢康复的影响可以忽略不计。由图8b)所示应力云图可知,L形连接板最大应力发生在中部,最大应力为 36.667 MPa,最大应力远小于铝合金的抗拉强度,满足强度要求。

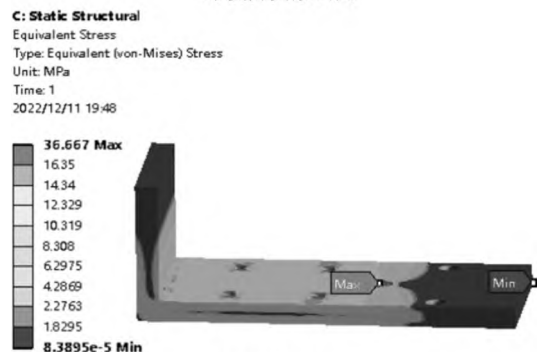
旋转机构连接板分析结果如图9所示。

由图9a)所示的受力变形云图可知,变形发生在中间部分,最大变形量仅为 0.001 5 mm,变形可以忽略不计。由图9b)所示应力云图可知旋转机构连接板最大应力发生在四周螺栓连接孔处,最大应力为 2.916 1 MPa,远小于铝合金的抗拉强度,满足强度要求。

本节主要对末端牵引式上肢外骨骼的关键部件末端支撑、L形连接板及旋转机构连接板进行静力学分析。通过有限元软件分析得到了变形云图和应力云图,能够比较直观地对关键部件的受力进行讨论分析。由分析结果可知关键部件的受力变形及应力情况满足设计需求。

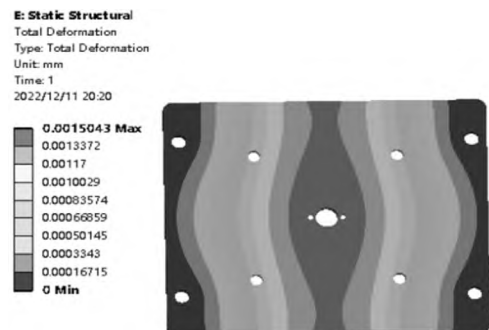


a) 受力变形云图

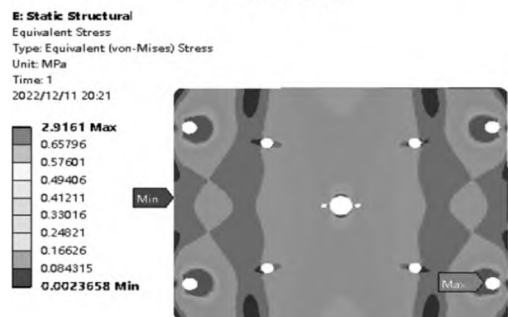


b) 应力云图

图8 L形连接板分析



a) 受力变形云图



b) 应力云图

图9 旋转机构连接板分析结果

### 3 末端牵引式上肢外骨骼正运动学分析

#### 3.1 建立 D-H 坐标系

采用 D-H( Denavit-Hartenberg) 参数法建立末端牵

引式上肢外骨骼连杆坐标系<sup>[16]</sup>,如图10所示。

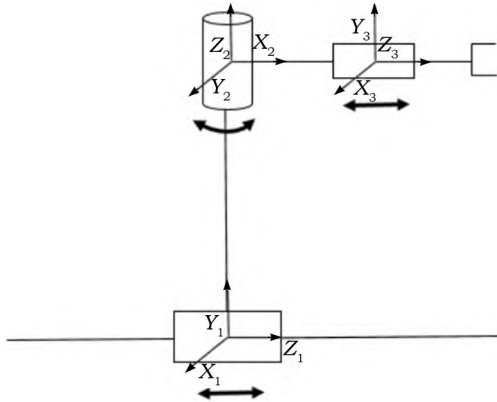


图10 末端牵引式上肢外骨骼连杆坐标系

根据建立的 D-H 坐标系计算出每个关节的 D-H 参数,然后绘制 D-H 参数表,末端牵引式上肢外骨骼 D-H 参数如表4所示。

表4 末端牵引式上肢外骨骼 D-H 参数

$i$	$\alpha_{i-1}/(^{\circ})$	$a_{i-1}/\text{mm}$	$d_i/\text{mm}$	$\theta_i/(^{\circ})$	变量范围
1	90	0	$d_1$	0	0~300 mm
2	-90	0	100	$\theta_1$	-70°~70°
3	90	0	$d_3$	0	144~450 mm

表4中  $i$  为关节序号  $\theta_i$  为关节转角  $\alpha_{i-1}$  为连杆  $i-1$  扭转角度  $a_{i-1}$  为连杆  $i-1$  的长度  $d_i$  为连杆偏距。

末端牵引式上肢外骨骼在初始位姿下的  $d_1 = 0$  mm  $d_3 = 144$  mm  $\theta_1 = 0^{\circ}$ 。

### 3.2 正运动学推导及验证

末端外骨骼 D-H 坐标系中相邻关节坐标系  $i-1$  与  $i$  之间的位姿变换矩阵<sup>[17]</sup>  ${}^{i-1}_iT$  为:

$${}^{i-1}_iT = \text{Rot}(x, \alpha_{i-1}) \times \text{Trans}(x, a_{i-1}) \times \text{Rot}(z, \theta_i) \times \text{Trans}(z, d_i)$$

式中:  $\text{Rot}()$ 、 $\text{Trans}()$ 、 $x$  及  $z$  的定义见文献[17]。

将表4中 D-H 参数代入位姿变换矩阵,求得:

$${}^{i-1}_iT = \begin{bmatrix} c\theta_i & -s\theta_i & 0 & \alpha_{i-1} \\ s\theta_i c\alpha_{i-1} & c\theta_i c\alpha_{i-1} & -s\alpha_{i-1} & -s\alpha_{i-1}d_i \\ s\theta_i s\alpha_{i-1} & c\theta_i s\alpha_{i-1} & c\alpha_{i-1} & c\alpha_{i-1}d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

式中:  $c$  为  $\cos\theta$ ;  $s$  为  $\sin\theta$ 。

$${}^0_1T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & -d_1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^1_2T = \begin{bmatrix} c\theta_1 & -s\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 100 \\ -s\theta_1 & -c\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2_3T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & -d_3 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

将3个位姿矩阵相乘得到末端牵引式上肢外骨骼末端的姿态矩阵 ${}^0_3T$ :

$${}^0_3T = {}^0_1T {}^1_2T {}^2_3T = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & p_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & p_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c\theta_1 & 0 & s\theta_1 & d_3 s\theta_1 \\ s\theta_1 & 0 & -c\theta_1 & -d_1 - d_3 c\theta_1 \\ 0 & 1 & 0 & 100 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

式中:  $r_{11} \sim r_{33}$ 、 $p_x$ 、 $p_y$ 、 $p_z$  与矩阵式(7)数值一一对应。

将初始参数连杆偏距  $d_1 = 0$  mm  $d_3 = 144$  mm,关节角  $\theta_1 = 0^{\circ}$  代入式(6)中,得到末端牵引式上肢外骨骼的初始位姿矩阵 ${}^0_3T$ 为:

$${}^0_3T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & -144 \\ 0 & 1 & 0 & 100 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

利用 MATLAB 的机器人工具箱(Robotics Toolbox)对其进行验证。首先根据表4中相关参数进行编程,然后利用工具箱 robot.teach 调出机器人示教器,输入初始值,得到末端位置矢量  $P = [P_x \ P_y \ P_z]^T = [0 \ -144 \ 100]^T$ ,外骨骼末端初始位姿如图11所示。

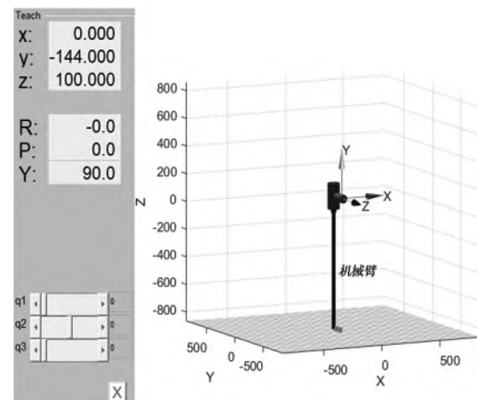


图11 外骨骼末端初始位姿

通过对正运动学计算得到的结果和机器人的工具箱得到的结果进行比较,可以得出两者结果相同,因此可以说明建立的 D-H 参数与推导的正运动学方程是正确的。

### 3.3 末端牵引式上肢外骨骼 workspace 分析

根据外骨骼末端位姿矩阵以及各个关节的活动范围,利用 MATLAB 编程计算末端牵引式上肢外骨骼的工作空间。通过计算,得到外骨骼的工作空间点云如图 12 所示。

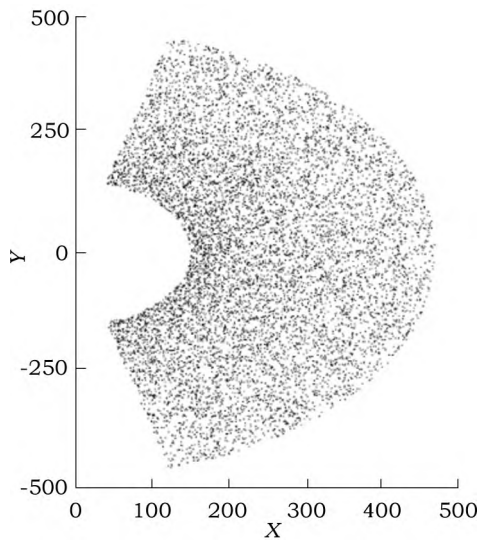


图 12 外骨骼的工作空间点云

康复外骨骼工作空间范围为  $x \in [50, 450]$  mm,  $y \in [-450, 450]$  mm。图 13 所示为末端牵引式上肢外骨骼的仿真模型,蓝色的点为外骨骼工作时的仿真空间。

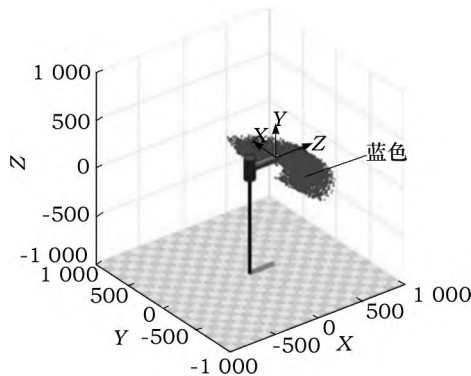


图 13 上肢外骨骼的仿真模型

## 4 运动学仿真

肩关节的屈与伸和肘关节的屈与伸是人体上肢康复训练最常用的动作之一<sup>[18]</sup>。使用 Adams 软件对末端牵引式上肢外骨骼进行运动学仿真。通过对末

端牵引式上肢外骨骼的直线滑台、旋转机构和菱形伸缩机构设置驱动,来模拟肩关节和肘关节的运动,从而获得外骨骼末端质心的位移、速度及加速度图像。现模拟肩关节伸展  $70^\circ$ ,再屈曲  $70^\circ$ 返回初始位姿,此运动过程由旋转机构来完成。接着模拟肘关节旋外  $5^\circ$ ,再旋内  $5^\circ$ 返回初始位姿。肘关节的旋内和旋外是由菱形伸缩机构控制,通过电机旋转转化为肘关节的平移,由于导入 Adams 的菱形伸缩机构处于收缩状态,所以此处只让肘关节活动  $5^\circ$ 。最后通过直线滑台的移动让肩关节再次模拟肩关节伸展  $90^\circ$ ,再屈曲  $90^\circ$ 返回初始位姿。

肩关节驱动函数如下:

```
Step ( time 0 0d 3 70d* sin( 30d* time ) ) +
Step( time 3 0d 6 -70d* sin( 30d* time ) )
Step ( time 12 0 15 -300* sin( 30d* time ) ) +
Step( time 15 0d 18 300* sin( 30d* time ) )
```

肘关节驱动函数如下:

```
Step ( time 6 0d 9 45d* sin( 30d* time ) ) +
Step( time 9 0d 12 -45d* sin( 30d* time ) )
```

仿真分析前,在末端把手质心处添加标记点作为末端质心。仿真 18 s,步长设置 0.1 s。其末端质心位移-时间曲线变化如图 14 所示。

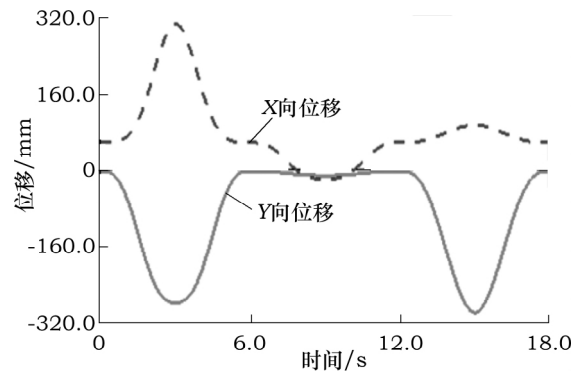


图 14 末端质心位移-时间曲线变化

通过测量可得,末端牵引式上肢外骨骼在初始时刻时  $X$  向为 60 mm,  $Y$  向为 0 mm。

在  $t = 3$  s 时,肩关节完成伸展  $70^\circ$ ,  $X$  向为 310 mm,  $Y$  向为 -280 mm。

在  $t = 6$  s 时,返回至初始位置。

在  $t = 9$  s 时,肘关节旋外  $5^\circ$ ,  $X$  向为 -20 mm,  $Y$  向为 -10 mm,由于初始状态  $X$  向和  $Y$  向并不是处于垂直状态,所以此时  $Y$  向发生偏移。

在  $t = 12$  s 时,返回至初始位置。

在  $t = 15$  s 时,肩关节伸展  $90^\circ$ ,  $Y$  向为 -300 mm,  $X$

向为 100 mm。

最后  $t=18\text{ s}$  时,返回至初始位置。

由于这两关节在  $XOY$  平面运动,所以  $Z$  向数据始终为 0 mm,与实际情况相符。

图 15 所示为末端质心的速度-时间曲线变化。

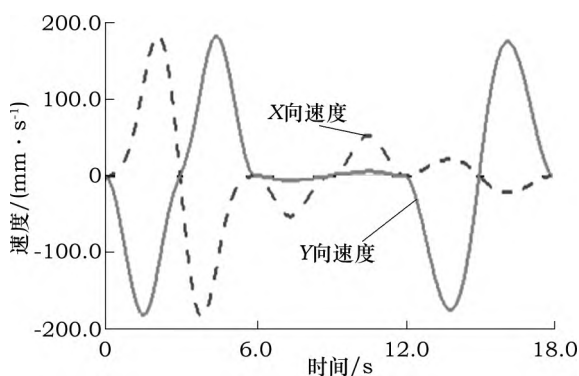


图 15 末端质心的速度-时间曲线变化

图 16 所示为末端质心加速度-时间曲线变化。

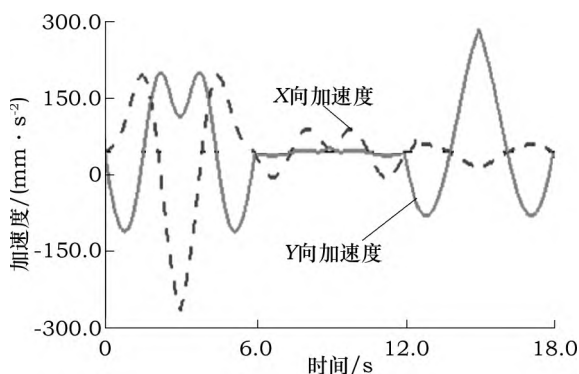


图 16 末端质心加速度-时间曲线变化

由仿真结果可知,各个关节运动数据在每个康复阶段内平滑连续、运行稳定,与实际情况相符。速度和加速度没有出现突变,因此,说明结构设计合理可行。

## 5 结语

本文根据现有的上肢外骨骼存在的缺点,设计了一款小型的适合家庭使用的末端牵引式上肢外骨骼。其具有结构简单、运行灵活、与患者接触面积小、整体尺寸较小且价格相对较低等优点。

使用 Ansys Workbench 软件对机构进行静力学仿真,通过仿真分析得到了相关部件受到外力后的变形、应力和应变情况,验证了关键部件结构设计的合理性和安全性。

通过机器人工具箱验证了正运动学推导的正

确性。

使用 MATLAB 编程计算出末端牵引式上肢外骨骼的工作空间,并且绘制空间点云图。

使用 Adams 软件对末端牵引式上肢外骨骼进行运动学仿真,通过模拟肩关节的屈与伸和肘关节的屈与伸,来验证机构运行的平稳性。仿真结果表明,末端质心的位移过渡平稳,速度及加速度曲线没有发生突变的情况,检验证明了机构可以按照康复轨迹安全稳定运行。

## 参考文献:

- [1] LANAS T, FERNANDO R, PAMELA S. Facing the stroke burden worldwide [J]. The Lancet Global Health, 2021, 9(3): 235-236.
- [2] 冷冰,李旺鑫,刘斌.上肢康复机器人研究及发展[J].科学技术与工程,2021,21(11):4311-4322.
- [3] 周呈科.上肢偏瘫康复外骨骼机器人结构设计及初步实现[D].成都:电子科技大学,2019.
- [4] ESLAMI M, MOKHTARIAN A, PIRMORADIAN M, et al. Design and fabrication of a passive upper limb rehabilitation robot with adjustable automatic balance based on variable mass of end-effector [J]. Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering, 2020, 42(1): 1-8.
- [5] PANG Z, WANG T, WANG Z, et al. Design and analysis of a wearable upper limb rehabilitation robot with characteristics of tension mechanism [J]. Applied Sciences, 2020, 10(6): 2101.
- [6] LI L, FU Q, TYSON S, et al. A scoping review of design requirements for a home-based upper limb rehabilitation robot for stroke [J]. Topics in Stroke Rehabilitation, 2022, 29(6): 449-463.
- [7] LEE S H, PARK G, CHO D Y, et al. Comparisons between end-effector and exoskeleton rehabilitation robots regarding upper extremity function among chronic stroke patients with moderate-to-severe upper limb impairment [J]. Scientific Reports, 2020, 10(1): 1-8.
- [8] 徐海明,吴海帆,刘勇,等.桌面上肢神经康复机器人的研究[J].机械工程与技术,2022,11(2):102-109.
- [9] 曾欣.新型力反馈手控器的设计及应用[D].南京:东南大学,2020.
- [10] 赵彤彤,章悦,曹港生,等.一种新型7自由度上肢康复外骨骼机器人的结构设计和运动学仿真[J].机械传动,2022,46(2):66-72.
- [11] 中国标准化与信息分类编码研究所.中国成年人人体尺寸:GB/T 10000—1988[S].北京:中国标准出版社,1988:2-5.

(下转第158页)



- 1699-1706.
- [43] HACENE N ,MENDIL B.Fuzzy behavior-based control of three wheeled omnidirectional mobile robot [J]. International Journal of Automation and Computing 2019 ,16( 2) : 163-185.
- [44] 郭娜,李彩虹,王迪,等.结合预测和模糊控制的移动机器人路径规划[J].计算机工程与应用,2020,56( 8) : 104-109.
- [45] 魏立新,吴绍坤,孙浩,等.基于多行为的移动机器人路径规划[J].控制与决策,2019,34( 12) : 2721-2726.
- [46] XU Q L ,TANG G ,LIU H ,et al.Radom intermediate points based path planning in unknown environment [J]. Applied Mechanics and Materials 2013 ,325-326: 1688-1691.
- [47] XU Q L.RandomBug: novel path planning algorithm in unknown environment [J].The Open Electrical & Electronic Engineering Journal 2014 8: 252-257.
- [48] YE M ,DONG X ,ZHAO J ,et al. Path planning of manipulator based on improved RRT\* algorithm [J]. Journal of Physics: Conference Series 2022 ,2365: 012038.
- [49] 彭艳,鲍凌志,瞿栋,等.Multi-bug 全局路径规划算法研究[J].农业机械学报,2020,51( 6) : 375-384.
- [50] XU Q ,YU T ,BAI J.The mobile robot path planning with motion constraints based on bug algorithm [C]//2017 Chinese Automation Congress.Jinan: IEEE 2017: 2348-2352.
- [51] HU Y ,ZHANG Q ,QIN L ,et al.Escaping depressions in lrrs with wall following method [C]//2017 Ninth International Conference on Intelligent Human-Machine Systems and Cybernetics.New York: IEEE 2017: 134-138.
- [52] SALAH A ,SABATTO Z S.Development of behavior-based control systems for autonomous vehicle navigation [C]// World Congress on Industrial Control Systems Security.London ,United Kingdom: Institute of Electrical and Electronics Engineers 2020: 19-24.
- [53] KHAZAEI M ,SADEDEL M ,DAVARPANAH A.Behavior-based navigation of an autonomous hexapod robot using a hybrid automaton [J].Journal of Intelligent & Robotic Systems 2021 ,102( 2) : 29.

作者简介: 徐胜, 硕士, 工程师, 主要研究方向为移动机器人。

沙鑫美, 通信作者, 硕士, 副教授, 工程师, 主要研究方向为数字化设计和机械工程。

E-mail: sheng-xu@ sac-china.com; shaxinmei2018@ 163.com

收稿日期: 2023-03-21

## ( 上接第 127 页)

- [12] GUO L.Quantitative evaluation system of upper limb motor function of stroke patients based on desktop rehabilitation robot [J].Sensors 2022 22 ( 3) : 1170.
- [13] 禹鑫焱,王正安,吴加鑫,等.满足不同交互任务的人机共融系统设计[J].自动化学报,2022,48( 9) : 2265-2276.
- [14] 王颖卿,李杨,马凌风,等.人体上肢康复外骨骼机器人结构设计分析[J].组成技术与生产现代化,2020,37( 2) : 22-27.
- [15] 王斌,阮立,王燕飞,等.基于有限元方法的电动自行车静动力学仿真[J].自动化仪表,2022,43( 1) : 77-81.
- [16] 李靖,曹民.外骨骼上肢康复机器人的运动学与验证[J].机械传动,2018,42( 11) : 89-95.
- [17] 丁江,陈磊,付兵,等.三自由度上肢康复外骨骼结构设计与仿真[J].广西大学学报( 自然科学版),2022,47( 3) : 683-691.
- [18] 葛国强,张卫锋,李敬涵,等.一种 10 自由度外骨骼康复机器人结构与运动学分析[J].机械传动,2022,46( 8) : 131-138.

作者简介: 张凤鑫, 硕士研究生, 主要从事上肢外骨骼结构设计及人机交互等方面研究。

孙振兴, 通信作者, 博士, 副教授, 主要从事先进机器人控制系统、机电控制系统的时域/频域建模和机电控制系统的抗干扰控制等方面研究。

E-mail: zhangfenfu@ qq.com; sunzx@ njtech.edu.cn

收稿日期: 2023-05-10