

DOI:10.19344/j.cnki.issn1671-5276.2025.01.029

外骨骼上肢康复机器人动力学分析与仿真研究

杜佳乐, 张卫锋, 王晖, 葛国强

(青岛科技大学 机电工程学院, 山东 青岛 266061)

摘 要:针对一种新型外骨骼上肢 8 自由度康复机器人, 介绍其方案设计与动力系统型号选择的理论依据, 采用基于机器人系统能量的拉格朗日函数对简化对象建立动力学数学模型。运用 Adams 进行动力学分析, 采用 step 函数对关节惯性力、加速度进行仿真验证。仿真结果表明: 机器人关节动力学理论与仿真数据相近, 为 8 自由度数学模型建立提供仿真数据支持, 并可在此基础上进行物理样机控制系统及算法的研究, 为实验验证提供理论支撑及数据基础。

关键词:上肢康复机器人; 动力元件选型; 动力学; 拉格朗日法; Adams 仿真

中图分类号:TH122; TP242.3 **文献标志码:**B **文章编号:**1671-5276(2025)01-0135-08

Dynamic Analysis and Simulation Research of Exoskeleton Upper Limb Rehabilitation Robot

DU Jiale, ZHANG Weifeng, WANG Hui, GE Guoqiang

(College of Electromechanical Engineering, Qingdao University of Science and Technology, Qingdao 266061, China)

Abstract: For a new exoskeleton upper limb eight degrees of freedom rehabilitation robot, the theoretical basis for its scheme design and power system model selection is introduced, and a mathematical model of the dynamics of the simplified object is established using the Lagrangian function based on the energy of the robot system. Adams is used for dynamics analysis, and the key inertial forces and accelerations are simulated and verified by using the step function. The simulation results show that the theoretical technique of robot joint dynamics is similar to the simulation data, which provides simulation data support for the establishment of the mathematical model of eight degrees of freedom, and the study of physical prototype control system and algorithm can be carried out on this basis to provide theoretical support and data basis for experimental verification.

Keywords: upper limb rehabilitation robot; power element selection; dynamics; Lagrangian method; Adams simulation

0 引言

2019 年, 我国 60 岁以上人口为 2.54 亿, 占总人口的 18.1%, 其中全国失能、部分失能的老年人约有 4 000 万人^[1], 其主要典型病症是脑卒中与脊髓损伤导致的肢体残疾。在中国年龄大于 40 岁的公民脑卒中标准化患病率由 2012 年的 1.89% 上升至 2018 年的 2.32%。由此推算, 年龄大于 40 岁的脑卒中患者人数在 1 318 万^[2]。脑卒中患者人数呈逐年上升趋势, 给医疗卫生、社会家庭带来了巨大压力。经医学临床治疗结果表明, 通过康复训练可以修复受损的中枢神经, 进而实现对机体的有效康复。但传统的康复治疗存在效率低、成本高、康复评价带有主观性等问题。

基于外骨骼康复训练是解决目前困境的最有效方法之一^[3], 因此外骨骼康复机器人成为医疗机器人领域的一个重要分支。使康复机器人按照治疗师要求完成对患者的康复训练是亟需解决的

关键问题, 而关于康复训练动力学及肌电控制理论的研究是解决康复训练的理论依据和前提条件。

目前对下肢康复机器人的研究较为深入。程思远等^[4]基于 Adams 软件, 模拟行走, 获得各关节转矩时间图, 得到整个步态周期内的动力学信息。陈炜等^[5]采用拉格朗日法建立了动力学模型, 为控制系统提供理论支撑。本文结合人体解剖学理论进行方案设计, 预选核心动力元件, 三维建模, 采用拉格朗日法建立动力学模型, 借助 Adams 软件对上肢外骨骼康复机器人进行动力学仿真分析。

1 方案设计

1.1 驱动系统

目前应用在外骨骼康复机器人的驱动元件以液压、气动肌肉、电机为主。气动肌肉功率密度比大, 具有较好的柔顺性, 但对力的响应较慢, 不利

第一作者简介:杜佳乐(2000—), 男, 陕西宝鸡人, 硕士研究生, 研究方向为康复机器人, 2022030016@mails.qust.edu.cn。

于控制系统的建立^[6]。液压传动存在漏油风险,不适合医疗设备。电机运动精度高,可进行多种方式运动控制,因此采用电机驱动。若采用电机直接驱动负载运动,输出转矩大,但成本过高,故选用伺服电机结合谐波减速机作为驱动系统。

1.2 自由度分配

为研究人体运动学,建立临床医学与人机工程学而使用的人体空间坐标系如图 1 所示。

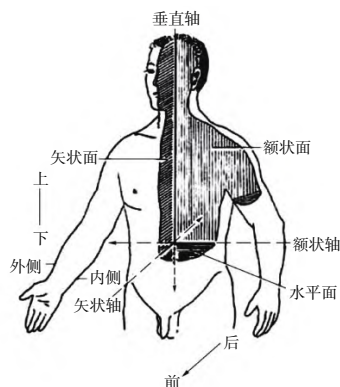


图 1 人体空间坐标系

人体上肢由肩关节、大臂、肘关节、前臂、腕关节和手组成,其中肩关节、肘关节、腕关节共有 7 个自由度。各关节在空间运动形式如表 1 所示。

表 1 各关节在空间运动形式

关节	运动名称	参考轴	参考平面
肩关节	内收/外展	矢状轴	额状面
	旋内/旋外	垂直轴	水平面
	前屈/后伸	额状轴	矢状面
肘关节	前屈/后伸	冠状轴	矢状面
	前屈/后伸	冠状轴	矢状面
腕关节	旋内/旋外	冠状轴	水平面
	内收/外展	矢状轴	额状面

一个 6 自由度机械臂可以为自由空间中的末端执行器生成任意轨迹^[7]。肩关节处结构通过球铰关节得以实现^[8]。由于腕关节内收/外展自由度运动范围最小,可通过腕关节其他 2 自由度对手腕进行较为充分的训练^[9]。为避免结构过于复杂,舍弃该自由度,设计 6 个主动自由度的外骨骼康复机器人,通过伺服电机驱动,完成康复训练^[10]。右臂部分自由度分布示意图如图 2 所示。

坐标系 O_0 表示基坐标系,坐标系 O_1 、 O_2 、 O_3 分别表示肩关节内收/外展、旋内/旋外、前屈/后伸,且三者原点相交于同一点,距离基坐标系长

d_1 ;坐标系 O_4 表示肘关节前屈/后伸;坐标系 O_5 、 O_6 分别表示腕关节内收/外展、旋内/旋外, a_4 、 a_5 分别表示上臂和前臂长度。

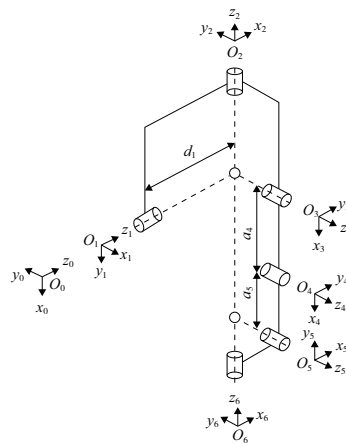


图 2 自由度分布示意图

2 预选驱动元件

依据人体解剖学上肢各部分质量可以表示为体质量 M 的百分比^[11],以体质量 100 kg 对象为例,上肢各部位参数如表 2 所示。

表 2 人体上肢质量参数

参数	上臂 m_{b1}	前臂 m_{b2}	手部 m_{b3}
体质量百分比/%	3.25	1.87	0.65
质量/kg	3.25	1.87	0.65

依据中国成人人体尺寸前 99% 所对应数据^[12],臂长参数如表 3 所示。

表 3 人体上肢尺寸参数 单位:mm

上臂 l_u	前臂 l_f	腕部 l_s
349	268	202

外骨骼上肢康复机器人结构质量假定在上臂 $m_{s1}=4\text{ kg}$,前臂 $m_{s2}=2.5\text{ kg}$,手部 $m_{s3}=1\text{ kg}$ 。此时各部位需驱动负载总质量如表 4 所示。

表 4 各部位需驱动负载总质量 单位:kg

参数	上臂 m_1	前臂 m_2	手部 m_3
质量	7.25	4.37	1.65

关于人体上肢质心分布如图 3 所示,其所占臂长百分比如表 5^[13]所示,同时假定外骨骼上肢康复机器人结构质心与人体手臂质心重合,各部位质心尺寸如表 5 所示。

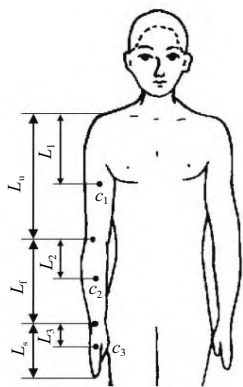


图3 人体上肢质心分布图

表5 人体上肢质心参数

参数	上臂 l_1	前臂 l_2	腕部 l_3
百分比/%	43.6	43	46.8
尺寸/mm	152.2	115.2	94.5

以矢状面内的肩关节前屈/后伸运动为例,选择合适的动力元件型号。伺服电机选型从转速、负载惯量、驱动力矩、惯量比和功率方面进行预选。

NEF 等^[14]测得正常人肩关节在日常生活中的角速度数据为 $60 \sim 150^\circ/\text{s}$, 即 $10 \sim 25 \text{ r/min}$, 取 $w = 0.5\pi \text{ rad/s}$, 即负载转速为 15 r/min , 属于低转速。伺服电机可变频调速且无低频振动, 由于人体肘关节和腕关节运动的角速度与肩关节相近, 暂选 6 个电机的额定转速为 $3\,000 \text{ r/min}$ 。

负载转矩最大位姿下, 关节转动惯量 J :

$$J_{\max i} = m_i l_i^2 = m_1 l_1^2 + m_2 (l_u + l_2)^2 + m_3 (l_u + l_1 + l_3)^2 = 1.93 \text{ (kg} \cdot \text{m}^2) \quad (1)$$

最大负载转矩包括最大负载重力转矩 T_{gi} , 最大负载惯性转矩 T_{li} 。

$$T_{gi} = m_i g (\sin \alpha + \mu \cos \alpha) l_i = m_1 g l_1 + m_2 g (l_u + l_2) + m_3 g (l_u + l_1 + l_3) = 42.8 \text{ Nm} \quad (2)$$

伺服电机具有高响应特性, 启动时间只有几毫秒, 此处取加速时间为 0.05 s 。

$$T_{li} = J_{\max i} \cdot \alpha = 61 \text{ Nm} \quad (3)$$

因此, 在肩关节前屈/后伸中负载的最大转矩:

$$T_i = T_{gi} + T_{li} = 103.8 \text{ Nm} \quad (4)$$

负载功率方面考虑模型预估的不精确性, 且上述驱动元件质量未计入。需乘以安全系数, 取 $n = 5$:

$$P_i = \left(\frac{T_i \cdot n_i}{9.55} \right) \cdot n = 386 \text{ W} \quad (5)$$

功率的确定还需考虑电机惯量大小和控制系统惯量比。惯量比为负载惯量与电机转子惯量比值。结合上述计算数据及三菱电机选型手册, 预选莱福 CS-32-100 型号谐波减速机, 其减速比为 100。为达到频繁启停、正反转, 故选择低惯量的伺服电机, 即 JE 系列三菱伺服电机。预选的 2 个伺服电机参数如表 6 所示。

表6 电机参数

电机型号	额定输出/W	额定转矩/Nm	额定转速/(r/min)	转子转动惯量 $\times 10^{-4}/(\text{kg} \cdot \text{m}^2)$
HG-KN43J-S100	400	1.3	3 000	0.375
HG-KN73J-S100	750	2.4	3 000	1.280

$$k_{400\text{W}} = \frac{J_{\max i}}{J_e \cdot i^2} = 5.1 > 5 \quad (6)$$

$$k_{750\text{W}} = \frac{J_{\max i}}{J_e \cdot i^2} = 1.5 < 5 \quad (7)$$

惯量比应低于 5, 以满足外骨骼上肢康复机器人对精度和响应速度要求, 使负载平稳运行, 电机发挥最大效能。故选择伺服电机型号为 HG-KN73J-S100。

负载端转速, 转矩折算到电机端如下:

$$n = n_i \cdot i = 1\,500 < 3\,000 \text{ r/min} \quad (8)$$

$$T = \frac{T_i}{i} = 1.03 < 2.4 \text{ Nm} \quad (9)$$

输出转速和转矩均满足要求, 虽存在功率浪费, 但是为了后期轨迹规划更好的响应性, 预选 750 W 的电机。

3 上肢康复机器人结构设计

结合上述方案设计与核心元件的选型, 针对现行外骨骼上肢康复机器人柔顺性与普适性不足, 增设两处被动自由度与两处无级尺寸调节机构。

基于人体解剖学上肢的运动过程中, 主动自由度在运动过程中也会带动肩锁关节、胸锁关节运动。为增强结构的拟人性, 增设两处被动旋转自由度, 即无动力元件驱动, 随主动关节运动而运动, 以提高康复过程中的柔顺性与舒适性^[15]。

为适应广大患者穿戴需求, 如图 4 所示, 在上臂、前臂两处增加无级尺寸调节机构。ej01 为肘

关节驱动模块,上臂模块 u101 尺寸调节范围设计为 252~349 mm,前臂模块 f101 尺寸调节范围设计为 186~268 mm,提升结构的普适性。

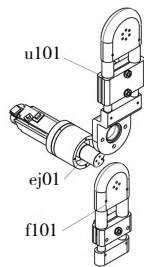


图 4 上臂模块与前臂模块空间布局

整体的三维模型在 SolidWorks 中建立,如图 5 所示。



图 5 外骨骼康复机器人三维模型

这种结构设计在进行左臂康复时,由于左右臂自由度呈对称分布,所以互换时只需将肩关节旋内/旋外模块旋转 180°,省略了重新拆装结构的操作,更换手臂之后的示意图如图 6 所示。



图 6 外骨骼康复机器人左右手臂互换示意图

实物加工、装配后的实物图如图 7 所示。



图 7 外骨骼康复机器人样机

4 上肢康复机器人动力学分析

4.1 康复机器人动力学模型

康复机器人的末端位置由肩关节 3 个自由度和肘关节的屈/伸来调节,末端位姿由腕关节的 2 个自由度进行调整。基于康复资料,对于脑卒中患者的康复治疗,要求能进行大范围运动的关节训练,主要体现在肩关节的内收/外展和肩关节的前屈/后伸以及肘关节的屈/伸^[16]。运动机制如图 8 所示。

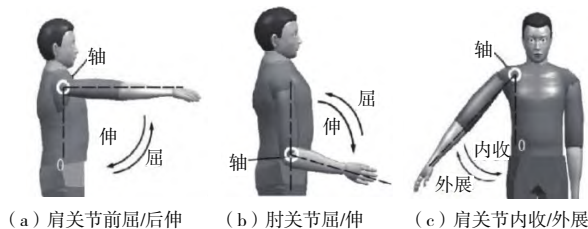


图 8 主要关节运动示意图

由于该机器人动态方程是由 6 个非线性微分联立方程表示,存在复杂的耦合关系,随着自由度的增加,求解的难度会呈指数增加,不利于实时控制机器人^[17]。为了简化动力学模型,在原有基础上舍弃肩关节旋内/旋外及腕关节的 2 个自由度。将上臂和前臂看作两个均质连杆,系统的动力学问题转换成杆件的运动与杆件的力矩之间问题^[18]。简化的动力学模型如图 9 所示。

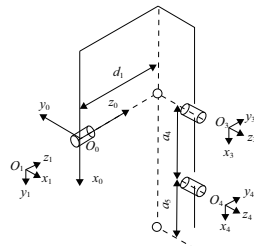


图 9 康复机器人动力学模型

依据机器人学理论,采用修正的 $D-H$ 法,建立 $D-H$ 参数表如表 7 所示。

表 7 $D-H$ 参数表

i	$\alpha_{i-1}/(^{\circ})$	a_{i-1}/mm	d_i/mm	$\theta_i/(^{\circ})$
1	0	0	L_1	θ_1
2	-90	0	0	θ_2
3	0	L_2	0	θ_3

结合表 7,获得相邻连杆间齐次变换矩阵

如下;

$$\begin{cases} {}^0T_1 = \begin{bmatrix} c_1 & -s_1 & 0 & 0 \\ s_1 & c_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & L_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ {}^1T_2 = \begin{bmatrix} c_2 & -s_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ -s_2 & -c_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ {}^2T_3 = \begin{bmatrix} c_1 & -s_1 & 0 & L_2 \\ s_1 & c_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{cases} \quad (10)$$

4.2 拉格朗日动力学方程

1) 各连杆质心空间坐标

杆件 1 质心坐标相对于基座标系方程为

$$\begin{bmatrix} x_{1c} \\ y_{1c} \\ z_{1c} \\ 0 \end{bmatrix} = {}^0T_1 \begin{bmatrix} h \\ 0 \\ -L_1 + L_{1c} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

可得杆件 1 质心的空间坐标为

$$\begin{cases} x_{1c} = hc_1 \\ y_{1c} = hs_1 \\ z_{1c} = L_{1c} \end{cases} \quad (12)$$

杆件 2 质心坐标相对于基座标系方程为

$$\begin{bmatrix} x_{2c} \\ y_{2c} \\ z_{2c} \\ 0 \end{bmatrix} = {}^0T_2 {}^1T_2 \begin{bmatrix} L_{2c} \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (13)$$

可得杆件 2 质心的空间坐标为

$$\begin{cases} x_{2c} = L_{2c}c_1c_2 \\ y_{2c} = L_{2c}s_1c_2 \\ z_{2c} = L_1 + L_{2c}s_2 \end{cases} \quad (14)$$

杆件 3 质心坐标相对于基座标系方程为

$$\begin{bmatrix} x_{3c} \\ y_{3c} \\ z_{3c} \\ 0 \end{bmatrix} = {}^0T_2 {}^1T_2 {}^2T_3 \begin{bmatrix} L_{3c} \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (15)$$

可得杆件 3 质心的空间坐标为

$$\begin{cases} x_{3c} = c_1(L_{3c}c_{23} + L_2c_2) \\ y_{3c} = s_1(L_{3c}c_{23} + L_2c_2) \\ z_{3c} = L_1 + L_2s_2 + L_{3c}s_{23} \end{cases} \quad (16)$$

2) 康复机器人总势能

杆件 1 质心处的势能为

$$P_1 = M_1ghc_1 \quad (17)$$

杆件 2 质心处的势能为

$$P_2 = -M_2g(L_{2c}c_1c_2) \quad (18)$$

杆件 3 质心处的势能为

$$P_3 = -M_3gc_1(L_2c_2 + L_{3c}c_{23}) \quad (19)$$

因此,康复机器人系统的势能为

$$P = P_1 + P_2 + P_3 = M_1ghc_1 - M_2g(L_{2c}c_1c_2) - M_3gc_1(L_2c_2 + L_{3c}c_{23}) \quad (20)$$

式中 M_1, M_2, M_3 为简化杆件的质量 ($M = M_e + M_p$)。

3) 康复机器人总动能

康复机器人动能求解包括两部分,一部分是平移动能 V ,另一部分是旋转动能 E ,因此动能如下:

$$K = V + E = \frac{1}{2}MV^2 + \frac{1}{2}J\omega^2 \quad (21)$$

杆件 1 质心位置对时间 t 求导,可获得质心 1 处的速度:

$$\begin{cases} \dot{x}_{1c} = -hs_1\dot{\theta}_1 \\ \dot{y}_{1c} = hc_1\dot{\theta}_1 \\ \dot{z}_{1c} = 0 \end{cases} \quad (22)$$

质心 1 处速度的平方与角速度的平方分别为:

$$V_1^2 = \dot{x}_{1c}^2 + \dot{y}_{1c}^2 + \dot{z}_{1c}^2 = h^2\dot{\theta}_1^2 \quad (23)$$

$$\omega_1^2 = \dot{\theta}_1^2 \quad (24)$$

由此,质心 1 处的动能为

$$K_1 = V_1 + E_1 = \frac{1}{2}M_1h^2\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}J_1\dot{\theta}_1^2 \quad (25)$$

杆件 2 质心位置对时间 t 求导,可获得质心 2 处的速度:

$$\begin{cases} \dot{x}_{2c} = -L_{2c}s_1\dot{\theta}_1c_2 - L_{2c}c_1s_2\dot{\theta}_2 \\ \dot{y}_{2c} = L_{2c}c_1\dot{\theta}_1c_2 - L_{2c}s_1s_2\dot{\theta}_2 \\ \dot{z}_{2c} = L_{2c}c_2\dot{\theta}_2 \end{cases} \quad (26)$$

质心 2 处速度的平方与角速度的平方分别为:

$$V_2^2 = \dot{x}_{2c}^2 + \dot{y}_{2c}^2 + \dot{z}_{2c}^2 = L_{2c}^2\dot{\theta}_1^2c_2^2 + L_{2c}^2\dot{\theta}_2^2 \quad (27)$$

$$\omega_2^2 = \dot{\theta}_2^2 \quad (28)$$

由此,质心 2 处的动能为

$$K_2 = V_2 + E_2 = \frac{1}{2}M_2(L_{2c}^2\dot{\theta}_1^2c_2^2 + L_{2c}^2\dot{\theta}_2^2) + \frac{1}{2}J_2\dot{\theta}_2^2 \quad (29)$$

杆件 3 质心位置对时间 t 求导,可获得质心 3 处的速度:

$$\begin{cases} \dot{x}_{3c} = -s_1 \dot{\theta}_1 (L_{3c} c_{23} + L_2 c_2) + c_1 (-L_{3c} s_{23} (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) - L_2 s_2 \dot{\theta}_2) \\ \dot{y}_{3c} = c_1 \dot{\theta}_1 (L_{3c} c_{23} + L_2 c_2) + s_1 (-L_{3c} s_{23} (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) - L_2 s_2 \dot{\theta}_2) \\ \dot{z}_{3c} = L_{3c} c_{23} (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) + L_2 c_2 \dot{\theta}_2 \end{cases} \quad (30)$$

质心 3 处速度的平方与角速度的平方分别为:

$$V_3^2 = \dot{x}_{3c}^2 + \dot{y}_{3c}^2 + \dot{z}_{3c}^2 = \dot{\theta}_1^2 (L_{3c}^2 c_{23}^2 + 2L_{3c} c_{23} L_2 c_2 + L_2^2 c_2^2) + L_{3c}^2 (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + 2L_{3c} L_2 (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \dot{\theta}_2 (s_{23} s_2 + c_{23} c_2) + L_2^2 \dot{\theta}_2^2 \quad (31)$$

$$\omega_3^2 = (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \quad (32)$$

由此,质心 3 处的动能为

$$K_3 = V_3 + E_3 = \frac{1}{2} M_3 [\dot{\theta}_1^2 (L_{3c}^2 c_{23}^2 + 2L_{3c} c_{23} L_2 c_2 + L_2^2 c_2^2) + L_{3c}^2 (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + 2L_{3c} L_2 (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \dot{\theta}_2 (s_{23} s_2 + c_{23} c_2) + L_2^2 \dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{2} J_3 (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2] \quad (33)$$

因此,康复机器人系统的动能为

$$K = K_1 + K_2 + K_3 = \frac{1}{2} M_1 h^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} J_1 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} M_2 (L_{2c} \dot{\theta}_1^2 c_2^2 + L_{2c} \dot{\theta}_2^2) + \frac{1}{2} J_2 \dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{2} M_3 [\dot{\theta}_1^2 (L_{3c}^2 c_{23}^2 + 2L_{3c} c_{23} L_2 c_2 + L_2^2 c_2^2) + L_{3c}^2 (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + 2L_{3c} L_2 (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \dot{\theta}_2 (s_{23} s_2 + c_{23} c_2) + L_2^2 \dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{2} J_3 (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2] \quad (34)$$

4) 关节驱动例动力学方程式

通过上述分析,简化后的三连杆外骨骼上肢康复机器人系统的拉格朗日函数表达式:

$$L = K - P = \frac{1}{2} M_1 h^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} J_1 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} M_2 (L_{2c} \dot{\theta}_1^2 c_2^2 + L_{2c} \dot{\theta}_2^2) + \frac{1}{2} J_2 \dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{2} M_3 [\dot{\theta}_1^2 (L_{3c}^2 c_{23}^2 + 2L_{3c} c_{23} L_2 c_2 + L_2^2 c_2^2) + L_{3c}^2 (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + 2L_{3c} L_2 (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \dot{\theta}_2 (s_{23} s_2 + c_{23} c_2) + L_2^2 \dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{2} J_3 (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2] - M_1 g h c_1 + M_2 g (L_{2c} c_1 c_2) + M_3 g c_1 (L_2 c_2 + L_{3c} c_{23}) \quad (35)$$

肩关节前屈/后伸对应关节角 θ_2 , 对 L 求偏导数和导数得 $\frac{\partial L}{\partial \theta_2}, \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2}, \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2}$ 。

简化后肩关节前屈/后伸力矩的动力学方程式如下:

$$T_2 = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} - \frac{\partial L}{\partial \theta_2} [M_2 L_{2c}^2 + J_2 + M_3 L_{3c}^2 + M_3 L_2^2 +$$

5 仿真分析

Adams 具有强大的动力学分析能力,但交互性欠佳,不利于直接建立复杂的三维模型,需将在 SolidWorks 建立的上肢外骨骼康复机器人模型,保持 Parasolid 格式,导入 Adams 中。对非运动件进行布尔求和运算,简化模型,修改部件名称及颜色并添加材料及质量属性^[19]。

对于电机、减速机等核心元件采用用户输入方式,将 SolidWorks 中相关质量、惯性矩、惯性积等数据输入,其他零件选择与 SolidWorks 中对应的铝合金 6061 与 A3 钢等材料。建立旋转副、固定副,完成约束限制。使用 model verify 命令对模型进行检查,结果如图 10 所示,与设计相符^[20]。

模型验证正确
验证模型: . Exoskeleton_upper_limb_rehabilitation_robot
8 Gruebler 数(近似自由度)
17 移动部件(不包括地面)
8 Revolute Joints
9 Fixed Joints
8 自由度关于: . Exoskeleton_upper_limb_rehabilitation_robot
无过约束方程。
模型验证正确

图 10 检测结果数据

在模型中各关节上设置驱动函数,此处采用 step 函数控制,为验证上述理论分析的正确性及核心元件选型是否合适,依旧以上肢肩关节在矢状面内的前屈/后伸运动分析,控制类型为速度方式,驱动函数与对应的函数图如图 11 所示。

$\text{step}(\text{time}, 0, 0\text{d}, 0.05, 90\text{d}) + \text{step}(\text{time}, 0.95, 0\text{d}, 1.05, -180\text{d}) + \text{step}(\text{time}, 1.95, 0\text{d}, 2, 90\text{d})$

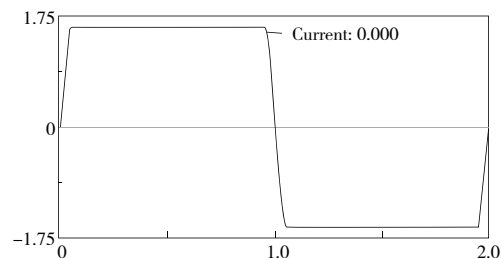


图 11 肩关节前屈后伸速度驱动图

控制过程中电机加速、减速时间与理论分析一致,均为 0.05 s ,匀速运行阶段为 0.9 s ,转速 $n = 90^\circ/\text{s}$,转为弧度制 $n = 1.57\text{ rad/s}$ 。

在把手质心设置参考点,其运动轨迹如图 12 黑色线所示。

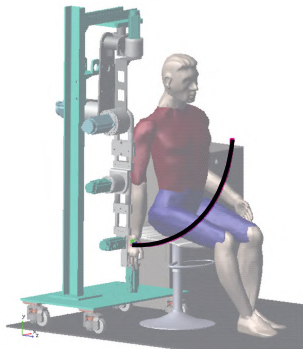


图 12 上肢外骨骼康复机器人动力学仿真模型

将仿真时长设置 2 s ,步长设置 0.01 s ,测量腕关节末端质心参考点在笛卡尔坐标系下的位移、速度、加速度如图 13—图 15 所示。

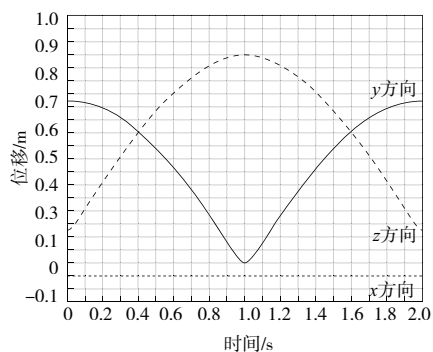


图 13 末端质心位移时间图

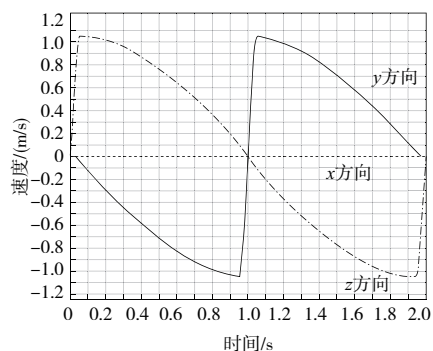


图 14 末端质心速度时间图

在肩关节前屈/后伸康复运动过程中,末端质心参考点只在 y 方向和 z 方向有位移,故 x 方向所有数据为零速度。 y 方向和 z 方向,速度与加速度变化平稳,符合康复训练需要,位移变化符合实际。

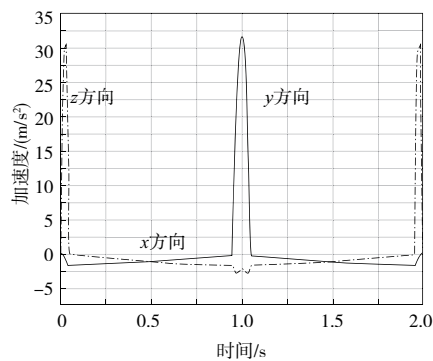


图 15 末端质心加速度时间图

通过后处理测量肩关节前屈/后伸康复运动的旋转角位移、角速度、角加速度图像如图 16—图 18 所示。

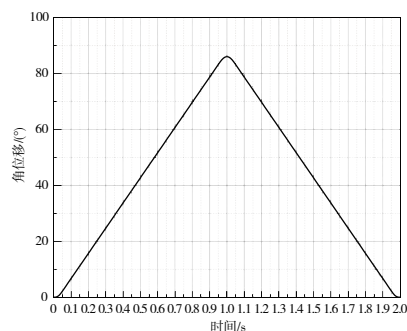


图 16 角位移时间图

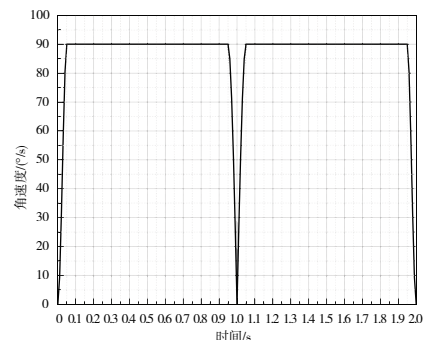


图 17 角速度时间图

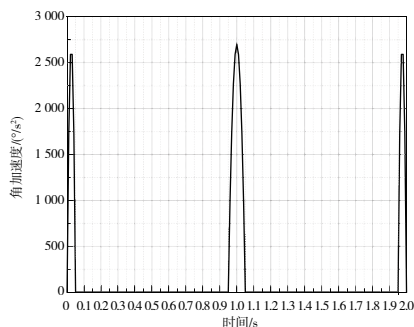


图 18 角加速度时间图

由上可知在 0~1.00 s 时间内肩关节完成前屈运动,0~2 s 时间内肩关节完成后伸运动。0~0.05 s 与 1.00~1.05 s 为加速阶段,0.95~1 s 与 1.95~2 s 为减速阶段。0.05~0.95 s 与 1.05~1.95 s 为匀速运动阶段,其角速度为 $90^{\circ}/\text{s}$ 。

肩关节前屈/后伸在各阶段的驱动力矩,如图 19 所示。

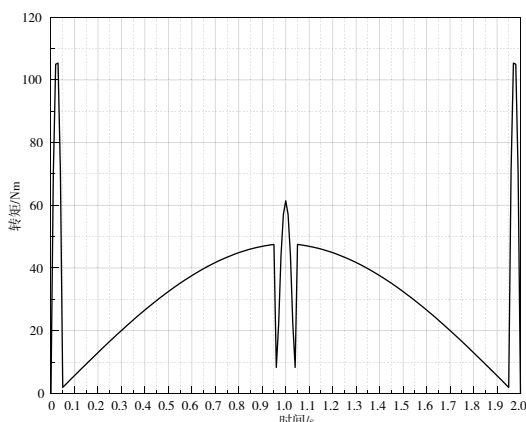


图 19 关节驱动力矩

在启停的加减速阶段,电机驱动肩关节的转矩为 105.3 Nm,在匀速运动阶段,电机驱动肩关节的驱动力矩为 47.5 Nm。理论计算中加减速阶段所需驱动力矩为 103.8 Nm,匀速阶段所需驱动力矩为 42.8 Nm。二者结果相近,存在的误差原因主要为理论计算中质心位置统一按与人体各关节处质心重合计算。但二者结果接近,验证了理论计算的准确性与电机选择的合理性。

6 结语

针对已搭建的上肢外骨骼康复机器人样机,介绍其设计方案及电机与减速机选择的理论依据,采用拉格朗日法进行动力学建模分析,同时在 Adams 建立虚拟样机,将肩关节前屈/后伸所需转矩的理论计算与仿真结果进行对比,数据基本一致,验证了该康复机器人动力元件选型的合理性与理论计算的正确性。

参考文献:

- [1] 莫永珍.前言:应对老龄化趋势,发展老年护理技术的点、线、面[J].实用老年医学,2021,35(1):1-2.
- [2] 中国脑卒中防治报告编写组.中国脑卒中防治报告 2019 概要[J].中国脑血管病杂志,2020,17(5):272-281.
- [3] MANNA S K, DUBEY V N. Comparative study of actuation systems for portable upper limb exoskeletons[J]. Medical Engineering & Physics, 2018, 60: 1-13.

- [4] 程思远,陈广锋,王琳霞,等.下肢康复外骨骼机器人动力学分析及仿真[J].东华大学学报(自然科学版),2019,45(6):899-905,917.
- [5] 陈炜,王立柱,张林琰,等.下肢外骨骼康复机器人动力学分析与仿真[J].机械设计,2018,35(4):71-77.
- [6] MANNA S K, DUBEY V N. Comparative study of actuation systems for portable upper limb exoskeletons[J]. Medical Engineering & Physics, 2018, 60: 1-13.
- [7] LIU K, XIONG C H, HE L, et al. Postural synergy based design of exoskeleton robot replicating human arm reaching movements[J]. Robotics and Autonomous Systems, 2018, 99: 84-96.
- [8] 朱德海,张继国,王昊,等.肩部康复外骨骼拟人化机构设计与研究[J].制造业自动化,2022,44(8):61-65.
- [9] 檀祝新,余晓流,高文斌.一种六自由度上肢康复训练机器人运动学及工作空间仿真分析[J].机床与液压,2019,47(3):32-36.
- [10] 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设计与运动学分析[J].机械传动,2022,46(8):131-138,145.
- [11] PLAGENHOEF S, EVANS F G, ABDELNOUR T. Anatomical data for analyzing human motion[J]. Research Quarterly for Exercise and Sport, 1983, 54(2):169-178.
- [12] 成大先.机械设计手册[M].北京:化学工业出版社,2010.
- [13] 陶建波.全驱动上肢外骨骼康复机器人设计方法研究[D].武汉:华中科技大学,2019.
- [14] NEF T, MIHELJ M, RIENER R. ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy[J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2007, 45(9):887-900.
- [15] ZHANG L Y, LI J F, JI S T, et al. Design and human-machine compatibility analysis of Co-exos II for upper-limb rehabilitation[J]. Assembly Automation, 2019, 39(4):715-726.
- [16] YE H S S, HSU P L. Adaptive-feedrate interpolation for parametric curves with a confined chord error[J]. Computer-Aided Design, 2002, 34(3):229-237.
- [17] 王富刚,时运来,张军,等.前列腺针刺机器人的动力学建模与仿真研究[J].机电工程,2019,36(12):1314-1319.
- [18] 李静,周建军,赵轶钦,等.可穿戴膝关节外骨骼结构设计分析与运动分析[J].机械传动,2017,41(8):114-117.
- [19] 刘数,尚欣,高希振,等.基于 ADAMS 的螺栓拆卸机器人动力学分析与仿真[J].制造业自动化,2022,44(9):83-85,95.
- [20] 陶胤强.基于 ADAMS 的六轴机器人动力学仿真分析[J].包装工程,2021,42(17):266-269.

收稿日期:2023-06-09