

电动上肢运动康复系统建模及运动学仿真研究*

胡 搏, 王洪艳

(电子科技大学, 四川 成都 611731)

摘要:文中设计了一款电机驱动医疗康复机械臂,并对机械臂的运动过程进行仿真分析,研究其在运动过程中的安全性和可靠性。主要研究内容包括对机械臂进行机械结构设计,利用SolidWorks软件完成建模工作;对机械臂进行正运动学分析和逆运动学分析,建立运动学方程;在Adams环境下对机械臂进行运动学分析,分析机械臂的运动轨迹和运动速度。

关键词:上肢医疗康复机械臂;运动学分析;建模;仿真分析

中图分类号:TH132 文献标识码:A 文章编号:1008-5300(2023)02-0010-05

Study on Modeling and Kinematic Simulation of Electric Upper Limb Motor Rehabilitation System

HU Bo, WANG Hongyan

(University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 611731, China)

Abstract: In this paper a motor-driven medical rehabilitation mechanical arm is designed and the movement process of the mechanical arm is simulated and analyzed to study its safety and reliability in the movement process. The main research contents include the mechanical structure design of the mechanical arm and the modeling using SolidWorks software, the analysis for the forward kinematics and inverse kinematics of the mechanical arm and the establishment of kinematics equations, the analysis on Adams platform for the kinematics of the mechanical arm including the motion trajectory and speed of the mechanical arm.

Key words: upper limb medical rehabilitation mechanical arm; kinematic analysis; modeling; simulation analysis

引 言

近年来,脑卒中造成的肢体功能障碍越发常见^[1],无数患者和家庭因此承受了巨大的诊疗压力。为了帮助脑卒中患者进行术后康复训练,常采用康复师人工辅助的方式^[2]。但康复师数量少、效率低、价格高,不适合大多数患者群体^[3]。

为解决这一问题,将机器人技术运用到医疗中正是新兴的治疗手段。搭建康复机械臂,辅助存在肢体运动障碍的患者进行被动运动,能极大地减少康复师的人工投入。为了实现这一目标,国内外相关领域的专家学者都做过很多的研究。芝加哥研究所和美国加州大学共同研制出一款名为ARM-Guide的上肢康复训练机器人^[4]。该机器人具有3个自由度,且仅有1个主动自由度,由电机带动,实现肩关节、肘关节的屈/伸和肩关节的内旋/外旋。瑞士苏黎世大学研发出一款名为ARMin的六自由度外骨骼机器人^[5]。该机器人

不同于之前的牵引式机器人,不只是牵引患者的某个部位,外骨骼式设计使其能够更好地贴合人体上肢,运动过程更加舒适。哈尔滨工业大学设计出一款具有5个自由度的外骨骼式机器人^[6],设计者提出了“阻尼式”和“弹簧式”两种上肢运动策略,可以更好地满足患者的不同需求,还可实现左右臂的互换。华中科技大学设计出一款基于虚拟现实的穿戴式气动上肢康复机器人^[7]。该机器人可以实现肩关节3个自由度的运动以及肘关节的屈伸运动,并安装有多个传感器,可以很好地实时监测运动情况。

本文在切实了解偏瘫患者需求的基础上,研究了国内外医疗康复机械臂的发展现状,并以此为依据,针对其他机械臂自由度不够、安全性不足等情况,重新设计了六自由度的电机驱动的上肢康复机械臂。使用SolidWorks建模软件进行了运动学的理论分析,并进行了Adams环境下的仿真分析,验证设计结构的合理性。

* 收稿日期:2022-10-29

1 电动上肢运动康复系统结构建模

1.1 尺寸指标和总体设计

根据国家标准《中国成年人人体尺寸》,可以得到人体上肢相应的长度和质量^[8]。本文以质量60 kg、身高1.7 m的成年男性患者为分析对象,相应参数如表1所示。

表 1 人体上肢参数估计

| 参数 | 上臂 | 小臂 | 手掌 |
|-------|------|------|------|
| 长度/mm | 313 | 237 | 187 |
| 质量/kg | 1.68 | 1.45 | 0.50 |

本文以上述尺寸为设计指标,设计了一款上肢医疗康复机械臂,辅助患者的上肢康复训练。该医疗上肢康复系统共有6个自由度,采用电机驱动,主要分为肩关节模块、肘关节模块和腕关节模块3个模块。

本文通过SolidWorks平台建模,得到上肢医疗康复机械臂的总体机械设计(图1)。使用过程中,患者坐在座椅上,背后的杆件可以活动,可根据患者坐姿高度调节机械臂的高度,调节范围为1000~1500 mm。患者将上肢固定在机械臂的固定件之间,上肢即可随着各个关节电机的转动而运动。该机械臂主要对上肢的肩关节、肘关节和腕关节进行康复训练,共有6个自由度,且可根据不同患者的上肢尺寸进行合理的尺寸调节。

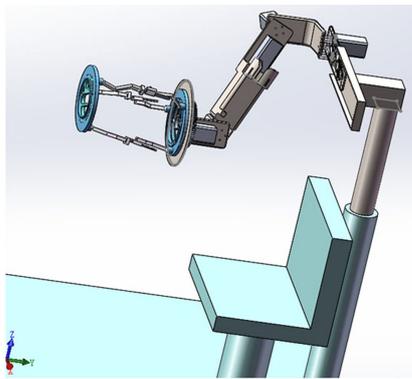


图 1 上肢医疗康复机械臂总体机械设计

1.2 肩关节模块

肩关节模块(图2)有3个基本的正交旋转自由度,3个电机安装在3个轴向上,分别控制肩关节的3个基本动作。基本动作分别称为垂直外展/垂直内收、前屈/后展、内旋/外旋。当患者坐在椅子上将上臂固定于机械臂上时,机械臂的肩宽可以调节,调节范围为100~200 mm,即肩宽调节杆的移动范围。上臂杆的长度为150 mm,也可后续调节机械臂的上臂长度。

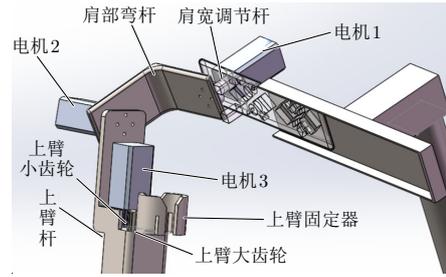


图 2 肩关节模块示意图

1.3 肘关节模块

肘关节模块(图3)在运动过程中具有2个自由度,分别是肘关节的屈/伸、小臂的内旋/外旋。上臂调节杆卡在上臂杆背后的卡槽中,使用过程中可以上下滑动,调节上臂杆的尺寸,适应不同患者的需求。电机4的转动带动小臂杆的转动,电机4控制肘关节的屈/伸,运动范围为0°~90°。电机5的转动控制小臂的内旋/外旋,运动范围为±45°。

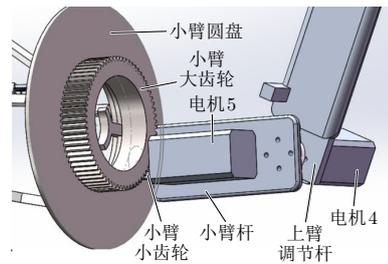


图 3 肘关节模块示意图

1.4 腕关节模块

腕关节模块(图4)的6根连杆两两连接,可以调节两块圆板之间的距离,调节范围为100~200 mm,适应不同患者的尺寸和需求。在做康复训练时,人体的手掌抓在抓板上,随着电机5的转动,小臂随之运动,人体腕部可自由活动。

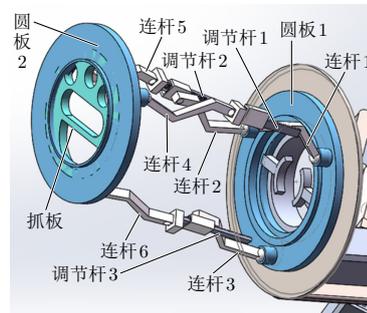


图 4 腕关节模块示意图

2 系统运动学理论分析

2.1 正运动学分析

对该机械臂的运动学正解求解,先建立合适的D-H(Denavit-Hartenberg)转换坐标系^[9],即图5中的

基坐标系0以及坐标系1—坐标系4。该上肢医疗康复机械臂的正运动学分析的主要内容就是求坐标系4关于基坐标系0的位姿变换矩阵。建立的坐标系中的各个参数和变量如表2所示。

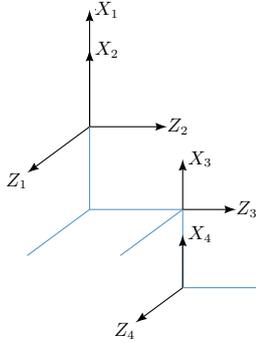


图5 建立的坐标系

表2 医疗康复机械臂各关节杆件参数

| 坐标系 序列 <i>i</i> | 扭角 $\alpha/$ ($^{\circ}$) | 杆长 $l/$ mm | 关节角 $\theta/$ ($^{\circ}$) | 偏距 $d/$ mm |
|--------------------|--------------------------------|---------------|---------------------------------|---------------|
| 1 | 0 | 0 | θ_1 | 0 |
| 2 | 90 | 0 | θ_2 | 0 |
| 3 | 0 | 20 | θ_3 | 10 |
| 4 | -90 | 0 | θ_4 | 15 |

表2中数据所代表的含义为:

- 1) α_i 表示坐标系 i 中轴 Z_{i-1} 绕 X_i 旋转到 Z_i 的位置时所转过的角度;
- 2) l_i 表示轴 Z_{i-1} 与轴 Z_i 之间的距离;
- 3) θ_i 表示坐标系 i 中轴 Z_{i-1} 绕 Z_i 旋转到 X_i 的位置时所转过的角度;
- 4) d_i 表示 X_{i-1} 与 X_i 之间的距离。

在正运动学分析过程中,以上各项均为已知量,以此计算总的位姿变换矩阵中的各项值。

根据 D-H 后置法,坐标系 i 相对于坐标系 $i-1$ 的位姿变换矩阵的通式为:

$$\mathbf{A}_i = \mathbf{R}(z, \theta_i) \mathbf{T}(z, d_i) \mathbf{T}(x, l_i) \mathbf{R}(z, \alpha_i) = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \cos \alpha_i & \sin \theta_i \sin \alpha_i & l_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \cos \alpha_i & -\cos \theta_i \sin \alpha_i & l_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \theta_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

式中: $\mathbf{R}(z, \theta_i)$ 表示绕 z 轴旋转 θ_i 的旋转矩阵; $\mathbf{T}(z, d_i)$ 表示沿 z 轴平移 d_i 的位移矩阵; $\mathbf{T}(x, l_i)$ 表示沿 x 轴平移 l_i 的位移矩阵; $\mathbf{R}(z, \alpha_i)$ 表示绕 z 轴旋转 α_i 的旋转矩阵。

可根据上述公式,代入已知数据,求解两相邻矩阵之间的位姿变换矩阵 $\mathbf{A}_1, \mathbf{A}_2, \mathbf{A}_3$ 和 \mathbf{A}_4 。矩阵 \mathbf{A}_i 表示坐标系 i 相对于坐标系 $i-1$ 的位姿变换矩阵。

该医疗康复机械臂的末端坐标系4相对于基坐标系0的位姿变换矩阵的计算如下:

$$\mathbf{T} = \mathbf{A}_1 \mathbf{A}_2 \mathbf{A}_3 \mathbf{A}_4 = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

式中:

$$n_x = (C_1 C_2 - S_1 S_2)(C_3 C_4 - S_3 S_4)$$

$$o_x = -(C_1 S_2 + S_1 C_2)$$

$$a_x = (C_1 C_2 - S_1 S_2)(-C_3 S_4 - S_3 C_4)$$

$$p_x = (C_1 S_2 + S_1 C_2) d_4 + (C_1 C_2 - S_1 S_2) a_3 C_3 + (C_1 S_2 + S_1 C_2) d_3$$

$$n_y = (S_1 C_2 + C_1 S_2)(C_3 C_4 - S_3 S_4)$$

$$o_y = C_1 C_2 - S_1 S_2$$

$$a_y = (S_1 C_2 + C_1 S_2)(-C_3 S_4 - S_3 C_4)$$

$$p_y = (S_1 S_2 - C_1 C_2) d_4 + (S_1 C_2 + C_1 S_2) a_3 C_3 + (S_1 S_2 - C_1 C_2) d_3$$

$$n_z = S_3 C_4 + C_3 S_4$$

$$o_z = 0$$

$$a_z = -S_3 S_4 + C_3 C_4$$

$$p_z = 0$$

$n_x, n_y, n_z, o_x, o_y, o_z, a_x, a_y, a_z$ 表示机构的末端姿态; p_x, p_y, p_z 表示机构的末端位置; C_i 表示 $\cos \theta_i$; S_i 表示 $\sin \theta_i$; d_i 为偏距。

对机械臂进行逆运动学分析,就是在已知机械臂姿态的情况下,求解各关节转动角。

2.2 逆运动学分析

本文对上肢医疗康复机械臂的逆运动学分析主要用到 Paul 等人提出的解析求解方法,即用逆变换逐渐左乘,对比方程两端的对应元素,即可得到相应的求解方程。联立计算,即可得到未知数的值,将已求解出的未知数带入其他方程组,即可求解出所有未知数的值,如式(3)一式(6)所示。

$$\theta_1 = \arctan \frac{2p_y}{p_x} \quad (3)$$

$$\theta_2 = 2 \arctan \frac{-S_1 \pm \sqrt{S_1^2 - C_1^2 - o_y^2}}{C_1 - o_y} \quad (4)$$

$$\theta_3 = \arccos \frac{p_x + o_x(d_4 + d_3)}{o_y l_3} \quad (5)$$

$$\theta_4 = 2 \arctan \frac{-S_3 \pm \sqrt{S_3^2 - C_3^2 - a_z^2}}{C_3 - a_z} \quad (6)$$

通过对机械臂进行逆运动学分析,可以更好地操控机械臂到达所需位置,为后续章节的分析提供了运动学理论基础。

3 仿真及结果分析

本文主要使用Adams软件对机械臂进行仿真分析。将SolidWorks模型导入Adams中,设定好对应的运动副和驱动,观察机械臂的仿真情况。本文主要对机械臂的运动轨迹和运动速度以及扭矩进行分析,生成运动范围的图表以及机械臂末端速度和加速度的数据。

3.1 运动范围仿真分析

文中主要涉及的运动过程如下:

1) 0 ~ 5 s, 肩关节从初始位置开始外展45°, 并前屈60°, 同时肘关节从初始位置开始前屈45°, 此时腕关节不运动。

2) 5 ~ 7.5 s, 肩关节保持不动, 肘关节后伸45°, 腕关节内旋45°。7.5 ~ 10 s, 肘关节前屈45°, 腕关节外旋45°回到初始位置。

3) 10 ~ 15 s, 肩关节内收45°、后伸60°, 回到初始位置, 肘关节后伸45°回到初始位置。

设定仿真时间为15 s, 仿真步数为500步, 开始仿真^[10]。取机械臂末端的抓板构件的质心为标记点, 观察该标记点在运动过程中的运动轨迹, 轨迹如图6中白色线条所示。



图6 机械臂末端运动轨迹

图6中的运动轨迹光滑圆润, 无明显波动。该点的运动范围如图7所示, 图中3条线分别表示机械臂的末端(即抓板质心位置)在 x, y, z 三个方向上的位置随时间的变化情况。

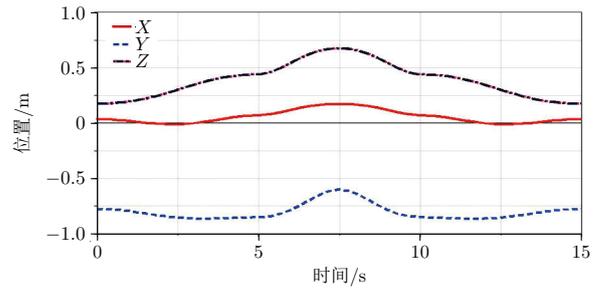


图7 抓板质心位置随时间变化情况

在0 ~ 5 s内, 肩关节从初始位置开始外展45°, 并前屈60°。空间向量的 x 分量先增大后减小, 机械臂末端抓板质心在 x 轴正方向的运动幅度不大。 y 分量逐渐减小, 表示机械臂末端抓板质心朝着 y 轴负方向运动了约0.1 m。 z 分量逐渐变大, 表示机械臂末端抓板质心朝着 z 轴正方向运动了约0.5 m。

在5 ~ 10 s内, 肩关节保持不动, 肘关节先后伸45°再前屈45°, 进行了往复运动。 x 分量略微变化, 大概向 x 轴正方向移动了0.1 m又反向移动0.1 m回到原位。 y 分量先增大后减小, 变化幅度在0.25 m左右。 z 分量同样发生变化, 先增大后减小, 变化范围在0.25 m左右。第5 s和第10 s的位置信息相同, 即做了1次往复运动。

在10 ~ 15 s内, 肩关节内收45°、后伸60°, 机械臂回到了第0 s的初始位置。各分量在空间坐标系中的运动和0 ~ 5 s内相反。

由以上分析可知, 机械臂末端在 x 方向上的运动幅度约为0.2 m, 在 y 方向上的运动幅度约为0.25 m, 在 z 方向上的运动幅度约为0.5 m。

3.2 运动速度和加速度分析

在分析了机械臂的运动轨迹之后, 为了进一步确定机械运动的合理性和可靠性, 本文将继续进行机械臂末端运动速度的分析^[11]。继续取抓板质心为标记点, 计算运动过程中的运动速度, 运动情况如图8所示。

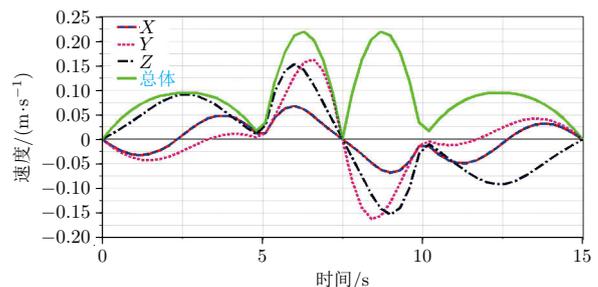


图8 抓板质心运动速度

图8中的4条曲线分别代表标记点在 x, y, z 方向上的运动速度以及总的运动速度。可以看到, x 方向上最大运动速度约为0.07 m/s, y 方向上最大运动速度约为0.17 m/s, z 方向上最大运动速度约为0.15 m/s,总体的最大运动速度约为0.22 m/s。

图8所示的运动速度曲线平滑,无明显大波动,运动速度适中,不会对人体上肢造成伤害。因此,从运动速度的分析来看,该机械臂运动的安全性具有一定保证。

图9中的4条曲线分别代表标记点在 x, y, z 方向上的运动加速度以及总的运动加速度。可以看到, x 方向上最大加速度约为0.12 m/s², y 方向上最大加速度约为-0.34 m/s², z 方向上最大加速度约为0.10 m/s²,总体的最大加速度约为0.37 m/s²。

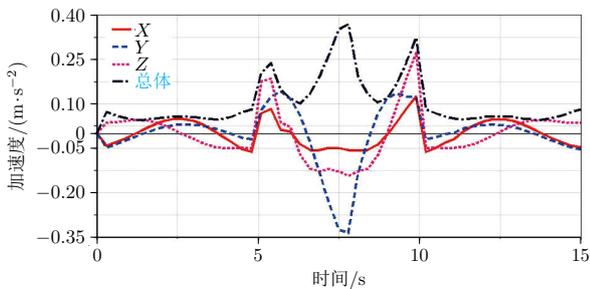


图9 抓板质心运动加速度

从运动的加速度层面分析,最大加速度为0.37 m/s²,最大值在合理范围内,没有过于激烈的速度变化,不会伤害到患者的肢体。

4 结束语

本文以上肢医疗康复机械臂为研究课题,对机械臂的机械结构和运动过程展开研究分析。主要进行了机械结构的建模和设计、运动学的理论分析、Adams环境下的仿真分析等工作内容。

由以上的仿真分析可知,机械臂的运动范围合理,总体的最大运动速度约为0.22 m/s,最大加速度约为0.37 m/s²,不会对患者造成伤害,所设计的系统结构合理。

参考文献

- [1] 刘鑫鑫, 马艳玲, 刘艳君, 等. 卒中后失语患者非语言认知功能损害特点的临床研究[J]. 中国卒中杂志, 2019, 14(2): 116-120.
- [2] DAWSON-ELLI A R, ADAMCZYK P G. Design and validation of a lower-limb haptic rehabilitation robot[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2020, 7(28): 1584-1594.
- [3] CÉSPEDES Y N, MÚNERA M, GÓMEZ C, et al. Social human-robot interaction for gait rehabilitation [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2020, 6(28): 1299-1307.
- [4] FASOLI S E, ADANS-DESTER C. A paradigm shift: rehabilitation robotics, cognitive skills training, and function after stroke [J]. Frontiers in Neurology, 2008, 27(4): 61-70.
- [5] TOBIAS N, MATJAZ M, GERY C. ARMin-robot for rehabilitation of the upper extremities [C] // Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006: 3152-3157.
- [6] 李庆铃. 基于SEMG信号的外骨骼式机器人上肢康复系统研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2009.
- [7] 郭萌. 基于虚拟现实的穿戴式气动上肢康复机器人控制研究[D]. 武汉: 华中科技大学, 2016.
- [8] 闫继宏, 郭鑫, 刘玉斌, 等. 一种模块化机械臂的设计与运动学分析[J]. 哈尔滨工业大学学报, 2015, 47(1): 20-25.
- [9] 赵亚川, 李庆杰, 高世卿, 等. 一种超冗余机械臂的工作空间求解方法[J]. 电子机械工程, 2019, 35(6): 61-64.
- [10] 夏金凤. 上肢仿生康复机器人结构设计及控制系统研究[D]. 柳州: 广西科技大学, 2019.
- [11] 封大伟. 模块化机械臂设计与运动控制研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工程大学, 2017.

胡搏男, 2001年生, 硕士研究生, 主要研究方向为机电测控。

王洪艳女, 1979年生, 博士, 主要研究方向为机电测控。