

刚柔耦合串并联康复机械臂运动特性分析*

KINEMATIC CHARACTERISTICS ANALYSIS OF RIGID-FLEXIBLE COUPLING SERIES-PARALLEL REHABILITATION MANIPULATOR

李文霞** 赵志刚*** 赵祥堂 陈毅凡

(兰州交通大学机电工程学院, 兰州 730070)

LI WenXia ZHAO ZhiGang ZHAO XiangTang CHEN YiFan

(School of Mechatronic Engineering, Lanzhou Jiaotong University, Lanzhou 730070, China)

摘要 针对目前大多数上肢康复机器人在结构上存在的不足,首先,设计了一种兼具绳索驱动和并联机构优点的4自由度刚柔耦合串并联康复机械臂。其次,在基于此康复机械臂绳索空间和关节空间映射关系的条件下,运用D-H坐标法建立了康复机械臂的运动学模型。最后,在Matlab环境下,仿真分析了各关节角与绳长、速度随时间变化的关系曲线。分析结果表明,该刚柔耦合串并联康复机械臂结构设计的合理性,也为分析康复机械臂的轨迹规划问题提供理论基础。

关键词 刚柔耦合 康复机械臂 结构设计 正逆运动学 仿真分析

中图分类号 TP241.3

Abstract Aiming at the shortcomings of most of the current upper limb rehabilitation robots, this paper first designed a 4-DOF rigid-flexible coupled series-parallel rehabilitation robot arm with the advantages of rope drive and parallel structure. Secondly, under the condition of mapping relationship with joint space, the kinematic model of the rehabilitation manipulator was established by using the D-H coordinate method. Finally, in the Matlab environment, the relation between each joint angle, rope length and speed with time was simulated and analyzed. The analysis results show that the rationality of the structural design of the rigid-flexible coupling series-parallel rehabilitation manipulator is presented, and it also provides a theoretical basis for analyzing the trajectory planning of the rehabilitation manipulator.

Key words Rigid-flexible coupling; Rehabilitation robotic arm; Structural design; Forward and inverse kinematics; Simulation analysis

Corresponding author: LI WenXia, E-mail: lzjtulx@163.com

The project supported by the National Natural Science Foundation of China (No.51965032), the Natural Science Foundation Project of Gansu (No.22JR5RA319), and the Science and Technology Project of Gansu Province (No.21YF5WA060).

Manuscript received 20220913, in revised form 20230116.

0 引言

在现今人口老龄化的大背景下,脑卒中患者呈现出爆发式的增长态势。尽管越来越先进的医疗水平使脑卒中患者的死亡率逐步下降,但是,一些不同程度的后遗症又相继出现^[1]。当前,偏瘫就属一种显著的脑卒中后遗症,既影响了患者的正常生活,还会给患者带来不同程度的心理和经济负担^[2]。目前针对偏瘫患者的治疗仍然是采用传统的一对一临床康复治疗方

式,该方式工作烦琐,康复师极易产生疲劳感,同时能接受康复的患者也受限制,治疗效率低下^[3]。近年来,随着机器人技术的逐步发展,国内外院校的实验室和康复医疗机构相继开展了对康复医疗机械臂的研究。但是,现有的康复机械臂在驱动设计和肩关节机构方面仍有诸多不足之处。

一方面,传统康复机器人采用串联式刚性机构,驱动装置与执行装置相隔较近,如苏黎世大学研制的名为ARMin III的上肢外骨骼康复训练机器人^[4],加拿大

* 20220913 收到初稿,20230116 收到修改稿。国家自然科学基金项目(51965032),甘肃省自然科学基金重点项目(22JR5RA319),甘肃省科技计划资助项目(21YF5WA060)资助。

** 李文霞,女,1995年生,甘肃定西人,汉族,兰州交通大学硕士研究生,主要研究方向为康复机器人。

*** 赵志刚,男,1975年生,甘肃庆阳人,汉族,兰州交通大学教授,博士研究生导师,主要研究方向为特种机器人、多机器人系统建模与控制等。

女皇大学研制的一款名为 MEDARM 的五自由度 (Degree of Freedom, DOF) 肩关节康复机器人^[5], 美国天主教大学的 Spring wear 可穿戴式机器人^[6] 及意大利高校研制的四自由度康复机器人^[7-8] 等。因为电动机直接与关节相连, 所以康复机器人的精度更高, 速度更快。然而, 刚性连杆与人体会产生接触力, 容易对患者手臂造成冲击。如此一来, 人体的舒适性和安全性得不到有效保障。不仅如此, 康复机械臂的肩、肘关节大都需模拟人体上肢所对应的关节分布特征, 这就使得人体胳膊对应关节的轴线/心在康复过程中要与康复机械臂的轴心保持对齐或是重合。对于此问题, 有采用串联刚性驱动器的康复机械臂, 但其机械轴线难以实时与肩关节轴线/心对齐或重合。相反, 并联外骨骼摒弃了刚性串联机械臂为主体的设计思路, 改用人体上肢作为主要支撑来构建并联机构, 同时采用气动、绳驱动等远程方式驱动外骨骼。这类外骨骼包括气动肌肉驱动的可穿戴上肢外骨骼康复机器人 RUPERT^[9] 和绳驱动外骨骼康复机器人 CAREX^[10] 等。这类机械结构的设计同时拥有柔性驱动和并联结构的特点, 发展前景非常广阔。另一方面, 人体肩关节被视作为三自由度的机构, 运动相对复杂, 传统的康复机械臂对肩关节的设计很难满足运动需求, 如天津理工大学开发的康复机械手臂^[11], 肩关节只有一个前屈后伸自由度, RAHMAN M H 等^[12] 开发的全臂可穿戴康复机器人 ETS-MARSE。没有外收内展自由度, 而南昌大学开发的机械臂^[13] 不能实现肩部自旋。张彭豪等^[14-15] 设计的康复机械臂虽然实现了肩部三自由度, 但驱动方式为电机, 缺少柔性。

综上所述, 本文设计了一种刚柔耦合串并联康复机械臂, 为保证外骨骼各个关节与人体肩关节对应的关节轴保持在同一条直线上, 提出用并联嵌套机构实现 3 个旋转自由度的旋转轴正交于一点, 以此点为转动中心, 使机械臂带动肩关节进行完整的三自由度运动。并用绳索传递驱动, 绳索运动时的柔顺性可以降低电机速度波动时产生的惯性力, 进而起到保护患者手臂的作用。最后分析了该机构的运动学与工作空间, 验证了设计机构的合理性。

1 串并联康复机械臂构型设计

1.1 串并联康复机械臂构型方案

人体上肢由肩关节、肘关节和腕关节组成。人体肩关节又有 3 个自由度, 分别是展收、屈伸和旋内旋外。肘关节只有 1 个自由度, 即前臂的屈伸运动。腕关节有 3 个旋转自由度, 即屈伸、收展以及旋前旋后。

本研究只考虑肩关节 3 个自由度及肘部关节的 1 个屈伸自由度。经过文献调研, 各个关节的自由度运

动范围与机构运动范围如表 1 所示。文中设定上肢自然垂下状态为各关节的初始位置。

表 1 关节运动范围

Tab. 1 Joint range of motion

关节自由度 Arthrosis DOF		运动范围 Range of motion/(°)	可达运动范围 Reach range of motion/(°)
肩 Shoulder	前屈 Antexion	180	90
	后伸 Extension	45	35
	外展 Abduction	180	90
	内收 Adduction	45	0
肘 Elbow	旋内 Intort	45	35
	旋外 Extorsion	45	35
	前屈 Antexion	135	90
	后伸 Extension	0	0

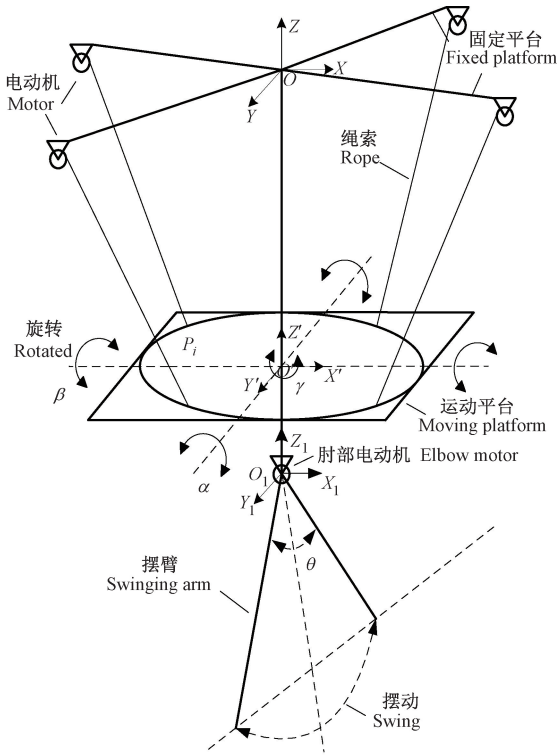
在确定康复机械臂自由度的基础上, 根据国家标准 GB 10000—2023, 将上肢的尺寸做如下设计: 大臂的基本长度为 290 mm, 小臂的基本长度为 220 mm。其设计的康复机械臂整体机构方案如图 1 所示。

由刚柔耦合串并联康复机械臂机构简图可看出, 康复机械臂整体机构由固定平台(支架)、运动平台(肩部), 以及摆臂(肘部)三大部分构成, 机构整体呈串联式构型, 此外为使康复机械臂肘部末端有更高的位姿精度, 本文对肩部采用三自由度并联嵌套机构方案设计并进行绳索驱动。

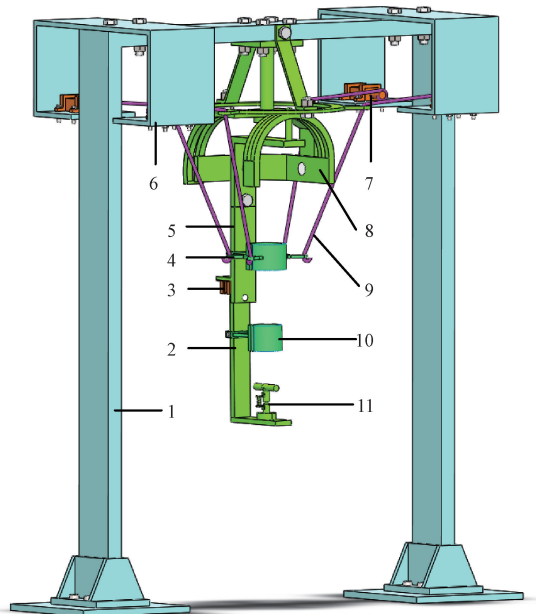
整个刚柔耦合串并联康复机械臂由支撑架、肩关节嵌套机构、驱动电机、连杆及绳索等构成, 其中肩部连杆为一个嵌套的三自由度机构, 4 根绳索分别连接在大臂连杆的袖环上, 驱动电机通过拉伸控制 4 根绳索, 进而实现肩部的 3 个自由度。为了满足肘关节处的 1 个旋转自由度, 在小臂连杆处单独采用电机进行驱动, 实现肘部的前屈与后伸运动。机构为了满足不同类型的患者, 在大臂和小臂处设计了可调余量为 30 mm 的长度调节机构, 利用螺栓进行长度调节, 从而实现人体肘关节轴线与机械臂关节轴线重合, 降低机械臂运动过程中对肘关节的损伤。同时, 在小臂连杆的末端设计了腕部固定杆, 在康复途中患者的手腕可以将其固定, 使其上肢完全与机械臂连接为一体, 此设计进一步提高了人体上肢与刚柔耦合串并联康复机械臂的连接稳定性。

1.2 肩部三自由度嵌套关节设计

由人体上肢运动特性可知, 人体肩关节与三自由度的球铰关节完全相类似。在设计之初, 人体关节的旋转轴理应与设计关节旋转轴处于同一直线上。在实际应用中, 对于球铰链而言, 3 个旋转自由度的旋转中心相交于球铰处一点, 理论上可满足肩关节三自由度的设计需求, 但受球铰可以灵活旋转的自身特点、绳索



(a) 刚柔耦合串并联康复机械臂机构简图
(a) Structure diagram of the rigid-flexible coupling series-parallel rehabilitation manipulator



1-支撑柱板; 2-小臂连杆; 3-肘部驱动电动机; 4-大臂袖环;
5-大臂连杆; 6-电动机支撑架; 7-绳索牵引电机; 8-肩部嵌套机构;
9-绳索; 10-小臂袖环; 11-腕部固定杆。
1- Support column plate; 2- Forearm connecting rod; 3- Elbow drive motor; 4- Big arm cuff; 5- Big arm connecting rod;
6- Motor support frame; 7- Rope traction motor; 8- Shoulder nested mechanism; 9- Rope; 10- Forearm cuff; 11- Wrist fixed rod.

(b) 刚柔耦合串并联康复机械臂虚拟样机模型

(b) Virtual prototype model of the rigid-flexible coupling series-parallel manipulator recovery

图 1 康复机械臂整体机构方案

Fig. 1 Overall mechanism scheme of rehabilitation mechanical arm

数目的限制与关节运动角度范围的限制,球铰难以实现康复机械臂的实际应用需求。因此,本文特此设计

肩部三自由度嵌套机构,该机构可实现人体肩部 3 个旋转自由度的旋转轴正交于一点,使交点作为肩部的转动中心。另外,为减少机械臂与人体连接部分质量,提高康复机械臂的运动特性、灵活性,肩部采用绳索驱动各运动关节,从而将驱动电动机放置在与人体连接部分以外的机架处。肩关节的 3 个自由度相互垂直且独立,本文用 4 根绳索进行驱动,运动原理则采用两根绳索伸长两根绳索收缩的方式,4 根绳索的协调控制,实现了肩部的三自由度。

图 2 所示为肩关节三自由度嵌套机构模型。该机构有 3 个转动关节,并分别由 3 根连杆相互嵌套进行连接,连杆 1、2、3 分别用于实现肩部的旋内/旋外运动、前驱/后伸运动和外展/内展运动,嵌套的目的是让该机构的三维正交转动自由度相互独立且 3 个相互独立的转轴正交于一点,并将此点作为肩部的转动中心。本文将肩关节旋内/旋外固定作为起始轴,使其可以用绳索并联的方式进行驱动,不仅增加了工作空间,还使机构有绳索驱动质量低、柔性好的优点。

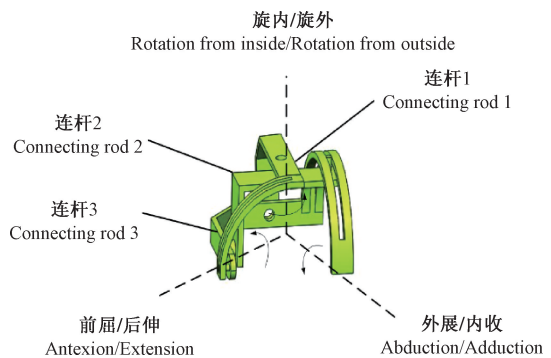


图 2 肩关节三自由度嵌套机构模型

Fig. 2 Shoulder joint 3 DOF model nested institutions

2 康复机械臂运动学分析

刚柔耦合串并联康复机械臂的运动学分析包括逆运动学分析和正运动学分析。由于本文设计的刚柔耦合串并联康复机械臂机构运动采用肩部并联、肘部串联的方式,故无法针对正、逆运动学给出一个完整的计算公式。为此,本文将肩部并联部分、肘部串联部分分别分析,然后将机构进行整合。对于肩部,可通过计算得到大臂驱动绳长与关节角的函数关系式,也即已知绳长输入,可求得关节角,并用闭合矢量法对肩部进行运动学分析。对于肘部串联部分,则用 D-H 法对其进行运动学分析。

2.1 肩部运动学分析

肩关节的前屈/后伸、外展/内收和旋内/旋外完全是由绳索进行驱动的,通过控制绳长的变化进而驱动关节,因此,建立驱动绳长与关节角之间的函数表达式至关重要。

由于本文设计的肩部机构是对称的,所以人体矢状面的展收运动,以及冠状面的屈伸运动所对应的变化关系图是一样的。下面将针对肩关节的展收运动与屈伸运动建立驱动绳长与关节角之间的函数表达式。

如图3所示,椭圆 $P_1P_2P_3P_4$ 表示为运动平台,即大臂袖环, $A_1A_2A_3A_4$ 表示为固定支架, $A_i(i=1,2,3,4)$ 为绳索与固定支架(固定平台)的连接点, $P_i(i=1,2,3,4)$ 为绳索与大臂袖环(运动平台)的连接点。 $l'_i(i=1,2,3,4)$ 为静态时绳索的初始绳长, α 为肩关节外展/内收时大臂袖环摆过的关节角度,其关节角度变化范围如表1所示, $l_i(i=1,2,3,4)$ 为大臂袖环转过 α 时绳索的长度, O 为转动中心。 $P'_i(i=1,2,3,4)$ 为大臂袖环转过 α 时大臂袖环与绳索相对应的连接点位置。则由几何关系可以推导出肩关节做外展/内收运动时的驱动绳长与摆动关节角之间的函数表达式为

$$l_1 = l_2 = \sqrt{(A_1A_4/2)^2 + d_1^2 - A_1A_4 \times d_1 \times \cos(\frac{\pi}{2} + \alpha - \varphi)} \quad (1)$$

$$l_3 = l_4 = \sqrt{(A_1A_4/2)^2 + d_1^2 - A_1A_4 \times d_1 \times \cos(\frac{\pi}{2} - \alpha - \varphi)} \quad (2)$$

其中,

$$\varphi = \arctan[P_1P_4/(2O_AO_P)]$$

$$d_1 = (P_1P_4/2)^2 + (O_AO_P)^2$$

式中, A_1A_4 为 A_1 点到 A_4 点的距离,下同; P_1P_4 为 P_1 点到 P_4 点的距离,下同; O_AO_P 为 O_A 点到 O_P 点的距离。

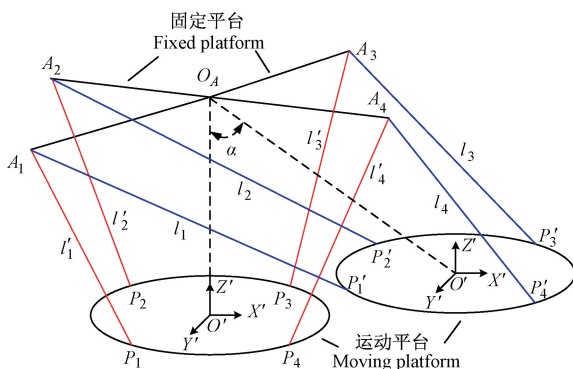


图3 肩关节展收/屈伸运动示意图

Fig. 3 Schematic diagram of shoulder joint extension/flexion

鉴于三自由度肩部嵌套机构的对称性,因此人体矢状面的展收运动及冠状面的屈伸运动在其运动示意图中的表现形式是一样的,则令 β 为肩关节前屈/后伸时大臂袖环转过的关节角度,由于其前屈/后伸运动示意图与肩关节展收/屈伸运动示意图类似,此处不再画出其示意图,其中的关节角度变化范围如表1所示。

同理,可由几何关系推导得出肩关节做外展/内收运动时的驱动绳长与摆动关节角之间的函数表达式为

$$l_1 = l_4 = \sqrt{(A_1A_4/2)^2 + d_1^2 - A_1A_4 \times d_1 \times \cos(\frac{\pi}{2} + \beta - \varphi)} \quad (3)$$

$$l_2 = l_3 = \sqrt{(A_1A_4/2)^2 + d_1^2 - A_1A_4 \times d_1 \times \cos(\frac{\pi}{2} - \beta - \varphi)} \quad (4)$$

其中,式(3)与式(4)的计算式符号定义同肩关节展收/屈伸运动时的符号定义相似,故不再赘述。

图4为肩关节旋内/旋外运动示意图。图4中各标识与肩关节展收/屈伸运动示意图相类似,故在此不再做赘述。 γ 为肩关节旋内/旋外时大臂袖环转过的关节角度,其关节角度变化范围如表1所示, O' 为转动中心,则由几何关系可以推导出肩关节做旋内/旋外运动时的驱动绳长与转动关节角之间的函数表达式为

$$l_1 = l_3 = \sqrt{d_3^2 + (O_AO' + d_2)^2 - d_3 \times (O_AO'^2 + d_2^2) \cos \tau} \quad (5)$$

$$l_2 = l_4 = \sqrt{d_3^2 + (O_AO' + d_2)^2 - d_3 \times (O_AO'^2 + d_2^2) \cos(\pi - \tau)} \quad (6)$$

其中,

$$\tau = \arctan(2O_AO'/P_2P_4)$$

$$d_2 = \sqrt{(P_1P_3/2)^2 + (P_2P_4/2)^2 - (P_1P_3 \times P_2P_4)/2 \cos \gamma}$$

$$d_3 = (A_1A_4 - P_1P_4)/2$$

式中, O_AO' 为 O_A 点到 O' 点的距离; P_1P_3 为 P_1 点到 P_3 点的距离; P_2P_4 为 P_2 点到 P_4 点的距离。

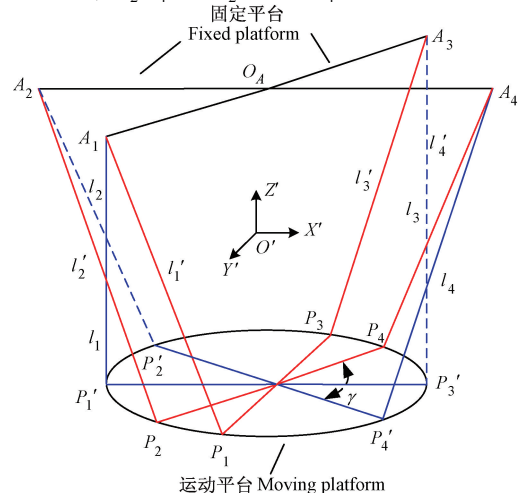


图4 肩关节旋内/旋外运动示意图

Fig. 4 Schematic diagram of shoulder pronation in/out

在分别求得肩关节前屈/后伸、外展/内收,以及旋内/旋外运动时驱动绳长与关节转角之间的函数表达式后,对于整个肩部机构,则采用闭合矢量法对其进行运动学分析。

如图 5 所示为整个肩部机构的运动学模型, O - XYZ 为固定坐标系, O' - $X'Y'Z'$ 为运动坐标系。 P_i 为绳索 i 与运动平台(大臂袖环)的连接点, A_i 为绳索 i 与固定平台(支架)的连接点, b_i 为由固定坐标系原点 O 指向 A_i 点的矢量, e_i 为由运动坐标系原点 O' 指向 P_i 点的矢量, L_i 为绳索矢量, r 表示在固定坐标系中,运动平台的质心位置,也即为 o 与 o' 之间的距离。机械臂的运动平台的姿态可以用旋转变换矩阵表达。

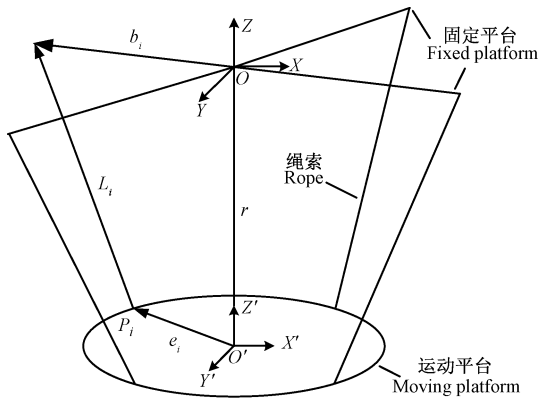


图 5 肩部运动学模型

Fig. 5 Shoulder kinematics model

旋转矩阵表示运动坐标系 O' - $X'Y'Z'$ 相对于固定坐标系 O - XYZ 的姿态,则用欧拉角 Z - Y - X 求解的运动坐标系相对于固坐标系的旋转矩阵 R 为

$$R = \begin{bmatrix} c \alpha c \beta c \gamma - s \alpha s \gamma & -c \alpha c \beta s \gamma - s \alpha c \gamma & c \alpha s \beta \\ s \alpha c \beta c \gamma + c \alpha s \gamma & -s \alpha c \beta s \gamma + c \alpha c \gamma & s \alpha s \beta \\ -s \beta c \gamma & s \beta s \gamma & c \beta \end{bmatrix} \quad (7)$$

式中, c 代表 $\cos$ 函数, s 代表 $\sin$ 函数。

肩部运动学逆解即已知运动平台姿态求绳长,利用闭合矢量法求得

$$L_i = b_i - r - R e_i \quad (8)$$

由式(8)可以求出各绳索的长度,即

$$l_i = |L_i| = |b_i - r - R e_i| \quad (9)$$

2.2 肘部运动学分析

利用 D-H 法对肘部进行正运动学分析。将肩部运动平台作为肘部的初始位置,建立肘连杆坐标系,如图 6 所示。

基坐标系记为“0”,肘部的屈伸坐标系记为“1”相应的连杆参数值为 $a = 260 \text{ mm}$, $d = -130 \text{ mm}$, $\alpha = -p_i/2$, 按照坐标旋转平移变换公式可以得到肘部连杆到机械臂末端的变换矩阵。因为肘部只有 1 个自由度,所以串联部分的旋转矩阵 ${}^0T_1 = A$, 则

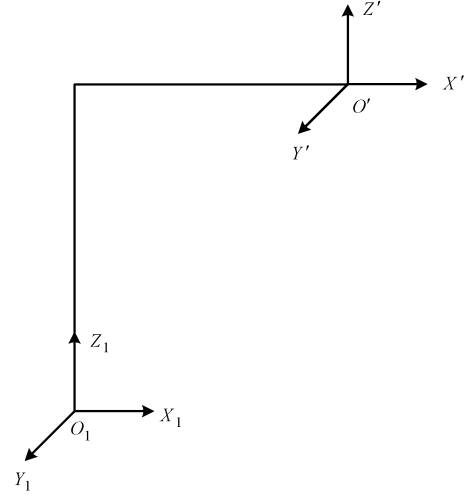


图 6 连杆坐标系

Fig. 6 Connecting rod coordinate system

$$A = \begin{bmatrix} c \theta & 0 & -s \theta & ac \theta \\ s \theta & 0 & c \theta & as \theta \\ 0 & -1 & 0 & -d \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

由对肩并联机构和肘串联机构的运动学分析可得两个机构的旋转矩阵,将所得的旋转矩阵式(7)、式(10)相乘,可得肘串联部分的末端坐标系与肩并联部分的固定坐标系之间的变换关系,进而求得机械臂的运动学方程为

$$\begin{cases} x = -as \alpha s \lambda \theta + ac \gamma c \theta c \alpha \beta - dc \alpha s \beta \\ y = ac \alpha s \gamma \theta + as \alpha s \beta c \lambda \theta - ds \alpha s \beta \\ z = ac \beta c \lambda \theta - dc \beta \end{cases} \quad (11)$$

式中, c_{ij} 代表 $\cos(i+j)$, s_{ij} 代表 $\sin(i+j)$ 。

3 机械臂工作空间分析

工作空间分析能很好的反映康复机械臂的工作性能,本文康复机械臂的工作空间将求解出康复机械臂末端(腕部)的可达工作范围。

目前,求解工作空间的方法主要有 3 种,分别是解析法、图解法和数值法。解析法通过多次包络来确定其工作空间边界,但此方法求解得到的工作空间直观性不强,也不适用于关节数较多的康复机械臂。图解法是通过绘图的方式来确定其工作空间边界,此方法求解得到的工作空间虽然直观性强,但此方法求解工作空间边界会受机械臂机构自由度数的限制,使得求解变得相对困难。数值法是通过计算机机械臂工作空间边界曲面上的特征点来近似求解而构成工作空间边界曲面。因此,本文将选取蒙特卡洛法来求解康复机械臂的工作空间

蒙特卡洛法通过随机变量的统计试验去求解相应问题的近似解。相较于解析法和图解法,蒙特卡洛法

没有纷繁复杂的数学推导和演算过程,可编程性更强,可以得到工作空间的整体云图,比较适合康复机械臂工作空间的求解。本文运用蒙特卡洛法对机械臂工作空间进行求解的求解流程如图7所示,具体求解流程如下:

1) 通过求得的正运动学方程,得到康复机械臂末端相对于基坐标系的位置向量 P 。

2) 在每个关节的运动范围内,用 $\text{rand}(j)$ 函数产生 N 个 $0 \sim 1$ 的随机值作为随机步长变量,得到关节角度的伪随机值为

$$\theta_i = \theta_{\min} + (\theta_{\max} - \theta_{\min}) \text{rand}(j) \quad (12)$$

式中, $\theta_{\min}$ 为关节角度的最小值; $\theta_{\max}$ 为关节角度的最大值; i 为关节数目,取值为 $1 \sim 4$; j 为选取的样本量。

3) 将步骤2)中得到的 N 个伪随机值代入正运动学方程,求得机械臂末端相对于基坐标系的位置向量。

4) 通过描点的方式即可得到机械臂末端的工作空间。取 $N=80\,000$,求解得到的康复机械臂末端的工作空间如图8所示。

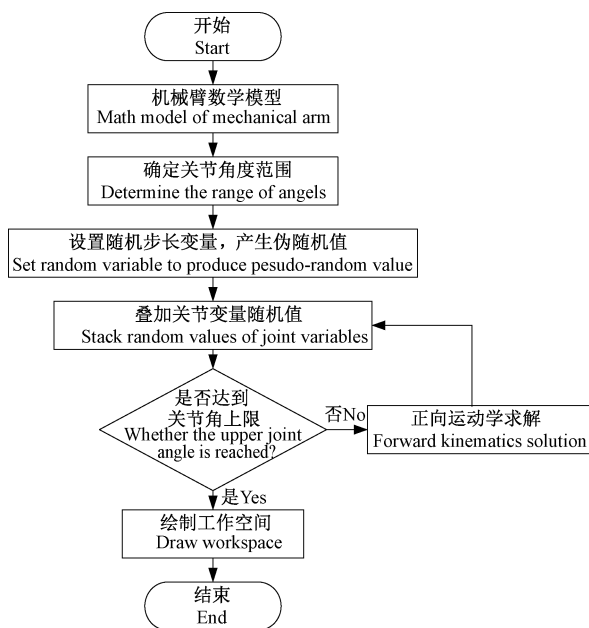


图7 康复机械臂工作空间求解流程

Fig. 7 Flow chart of rehabilitation manipulator workspace solving

由图8可以看出,康复机械臂末端可到达的空间形状紧凑,无明显空洞,符合康复机械臂各关节的实际运动空间,工作空间的范围和分布与康复机械臂设计参数相符。从而验证了刚柔耦合串并联康复机械臂机构设计的正确性,也为后续轨迹规划研究提供了理论基础。

4 机械臂运动轨迹仿真分析

在关节空间按三次多项式插值进行轨迹规划,关节轨迹函数为

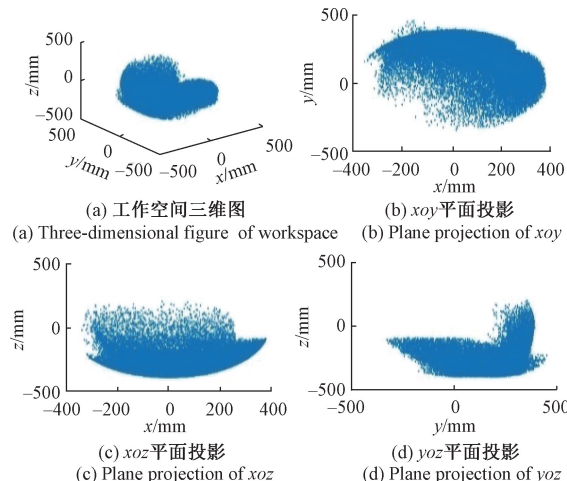


图8 康复机械臂工作空间

Fig. 8 Rehabilitation manipulator workspace

$$\begin{cases} \alpha = -\frac{\pi}{125}t^2 + \frac{2\pi}{375}t^3 \\ \beta = \frac{\pi}{125}t^2 - \frac{2\pi}{375}t^3 \\ \gamma = \frac{\pi}{25}t^2 - \frac{3\pi}{500}t^3 \\ \theta = \frac{3\pi}{50}t^2 - \frac{\pi}{125}t^3 \\ 0 \leq t \leq 5 \end{cases} \quad (13)$$

式中, α, β, γ 均为肩部运动关节角; θ 为肘部的屈伸角; t 为运动时间,将关节轨迹函数代入式(11),在 Matlab 工作环境下,求解得出式(13)的康复机械臂末端姿态轨迹变化曲线如图9所示。

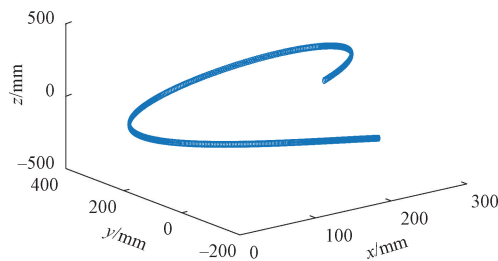


图9 机械臂末端姿态变化曲线

Fig. 9 Change curve of mechanical arm end attitude

在得到康复机械臂末端轨迹的基础上进行逆运动学求解,得到肩肘各关节角度变化以及肩部绳索的长度、速度变化仿真结果如图10所示。图10所示绳长变化平稳,仿真结果说明了该康复机械臂结构设计的合理性。

5 结论

通过对现有康复机器人的研究现状进行调研,设计了一种刚柔耦合串并联康复机械臂并对其进行了运动特性分析,研究结论如下:

1) 提出一种四自由度刚柔耦合串并联康复机械

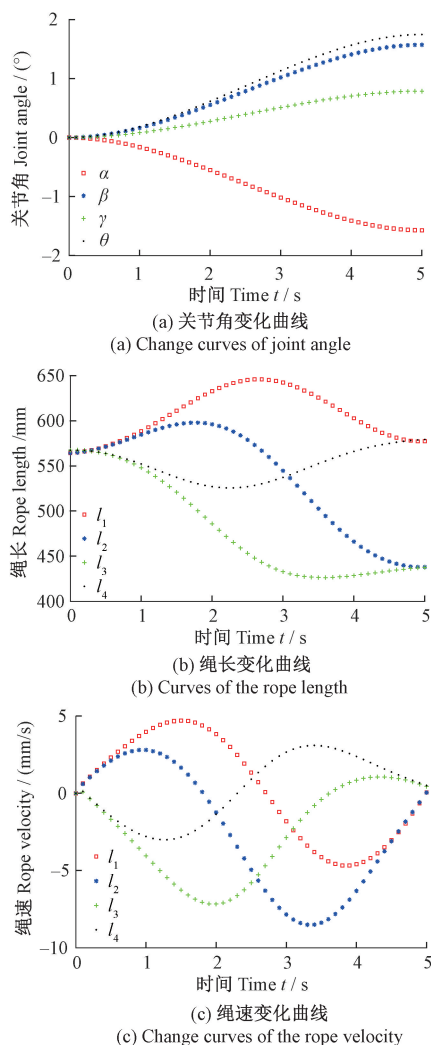


图 10 仿真结果

Fig. 10 Simulation results

臂机构,设计了肩关节机构与手肘关节机构,克服了传统刚性串联康复机械臂机构笨重,机械关节与人体关节难以对齐/重合等的缺点。

2)建立了驱动绳长与机械臂关节角之间的函数关系,用闭合矢量法对肩部机构进行分析,得到各绳索长度和姿态角的变化矩阵,用 D-H 法对肘部机构分析,从而得到肘部的变化矩阵,将所求两个变化矩阵相乘即可完成康复机械臂运动学建模。采用蒙特卡洛法求得了康复机械臂的工作空间。

3)在康复机械臂关节工作空间用三次多项式插值进行轨迹规划,利用 Matlab 对运动学进行了仿真分析,得到了关节角和机械臂末端姿态变化曲线,以及绳长、速度随时间的变化曲线。

参考文献 (References)

[1] 王陇德,毛群安,张宗久. 中国脑卒中防治报告-2018[M]. 北京: 人民卫生出版社,2018:1-5.
WANG LongDe, MAO QunAn, ZHANG ZongJiu. Report on the prevention and treatment of stroke in China [M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2018:1-5 (In Chinese).

[2] 王陇德. 中国脑卒中防治工程的现状与未来[J]. 第二军医大学学报,2018,39(9):941-943.
WANG LongDe. Current situation and future of stroke prevention and control project in China [J]. Journal of the Second Military Medical University, 2018,39(9):941-943 (In Chinese).

[3] 姜荣荣,叶正茂,陈艳,等. 上肢康复机器人对偏瘫上肢运动功能和日常活动能力的影响[J]. 中国康复,2020,35(10):517-521.
JIANG RongRong, YE ZhengMao, CHEN Yan, et al. Effect of upper limb rehabilitation robot on motor function and daily activity of hemiplegic upper limbs [J]. China Rehabilitation, 2020,35(10):517-521 (In Chinese).

[4] NEF T, GUIDALI M, RIENER R. ARMinIII-arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation [J]. Applied Bionics and Biomechanics, 2009, 6(2): 127-142.

[5] BALL S J, BROWN I E, SCOTT S H. A rehabilitation robot with 5 DOF at the shoulder complex [C]// IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. Piscataway, USA: IEEE, 2007: 1-6.

[6] CHEN J, LUM P S. Pilot testing of the spring operated wearable enhancer for arm rehabilitation (Spring Wear) [J]. Journal of Neuro-engineering & Rehabilitation, 2018, 15(1):13.

[7] TRIGILI E, CREA S, MOISE M, et al. Design and experimental characterization of a shoulder-elbow exoskeleton with compliant joints for post stroke rehabilitation [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2019, 24(4):1485-1496.

[8] PANG Z X, WANG T Y, WANG Z L, et al. Design and analysis of a wearable upper limb rehabilitation robot with characteristics of tension mechanism [J]. Applied Sciences, 2020, 10(6):2101-2111.

[9] HUANG J, TU X K, HE J P. Design and evaluation of the RUPERT wearable upper extremity exoskeleton robot for clinical and in-home therapies [J]. IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics: Systems, 2016, 46: 926-935.

[10] CUI X, CHEN W H, JIN X, et al. Design of a 7-DOF cable-driven arm exoskeleton (CAREX-7) and a controller for dexterous motion training or assistance [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2017, 22(1): 161-172.

[11] GUO S X, WANG Z, GUO J, et al. Design of the speech control system for a upper limb rehabilitation robot based on wavelet denoising [C]//2018 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA). IEEE, 2018:2300-2305.

[12] RAHMAN M H, RAHMAN M J, CRISTOBAL O L, et al. Development of a whole arm wearable robotic exoskeleton for rehabilitation and to assist upper limb movements [J]. Robotica, 2015, 33(1):19-39.

[13] 熊睿洋,贾剑平,胡璐华,等. 基于插值时间相同的 4-1-4 样条插值的机器人轨迹规划[J]. 机械强度,2020,42(5):1254-1260.
XIONG RuiYang, JIA JianPing, HU RongHua, et al. Robot trajectory planning based on 4-1-4 spline interpolation with the same interpolation time [J]. Journal of Mechanical Strength, 2020, 42(5):1254-1260 (In Chinese).

[14] 谭月生,詹登辉,张彭豪. 刚柔耦合串联机械臂末端位置误差分析与补偿研究[J]. 农业机械学报, 2021,52(2):416-426.
TAN YueSheng, ZHAN DengHui, ZHANG PengHao. Analysis and compensation of end position error of rigid flexible coupling serial manipulator [J]. Transactions of the Chinese Society for Agricultural Machinery, 2021,52(2):416-426 (In Chinese).

[15] 张青云,赵新华,刘凉,等. 空间刚柔耦合并联机器人动力学建模及仿真[J]. 机械设计,2020,37(4):61-66.
ZHANG QingYun, ZHAO XinHua, LIU Liang, et al. Dynamic modeling and simulation of space rigid flexible coupling parallel robot [J]. Journal of Machine Design, 2020,37(4): 61-66 (In Chinese).