

床旁上肢康复机器人设计研究

杜妍辰^{1,2,3}, 龚玲凯^{1,2,3}, 张洪源^{1,2,3}, 喻洪流^{1,2,3}

¹上海理工大学康复工程与技术研究所, 上海

²上海康复器械工程技术研究中心, 上海

³民政部神经功能信息与康复工程重点实验室, 上海

收稿日期: 2023年2月20日; 录用日期: 2023年5月8日; 发布日期: 2023年5月15日

摘要

目的: 针对由脑卒中导致的卧床的上肢偏瘫患者, 设计一种床旁式上肢康复训练机器人。方法: 通过研究人体上肢结构与运动, 进行床旁上肢康复机器人的构型和尺寸优化设计。通过模块化建模思想综合功能构型尺寸等因素进行机械设计, 使用ANSYS仿真对关键零部件进行强度校核。构建床旁上肢机器人运动学模型, 并进行正逆运动学方程的计算与分析, 进行机器人训练轨迹研究。结果: 该床旁式上肢康复训练机器人在验证过程中无机械干涉, 能实现上肢康复训练的要求, 训练效果均达到预期。结论: 该床旁式上肢康复训练机器人设计合理, 方法可行。

关键词

上肢康复机器人, 上肢功能障碍, 上肢康复

Research on Bedside Upper Limb Rehabilitation Robot

Yanchen Du^{1,2,3}, Linkai Gong^{1,2,3}, Hongyuan Zhang^{1,2,3}, Hongliu Yu^{1,2,3}

¹Institute of Rehabilitation Engineering and Technology, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai

²Shanghai Engineering Research Center of Assistive Device, Shanghai

³Key Laboratory of Neurofunctional Information and Rehabilitation Engineering, Ministry of Civil Affairs, Shanghai

Received: Feb. 20th, 2023; accepted: May 8th, 2023; published: May 15th, 2023

Abstract

Objective: To design a bedside upper limb rehabilitation training robot for patients with upper

limb hemiplegia caused by stroke. Methods: By studying the structure and movement of human upper limbs, the configuration and size of bedside upper limb rehabilitation robot were optimized. Mechanical design is carried out by integrating functional configuration dimensions and other factors through modular modeling idea, and the strength of key components is checked by ANSYS simulation. The kinematics model of bedside upper limb robot is constructed, and the forward and inverse kinematics equations are calculated and analyzed to study the robot training trajectory. Results: The bedside upper limb rehabilitation training robot had no mechanical interference in the verification process and could meet the requirements of upper limb rehabilitation training. Conclusion: The bedside upper limb rehabilitation training robot is reasonable in design and feasible in method. The training effect has reached the expectation.

Keywords

Upper Limb Rehabilitation Robot, Upper Limb Dysfunction, Upper Limb Rehabilitation

Copyright © 2023 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

近年来,脑卒中成为对人类健康危害最大的疾病之一,呈现发病死亡率逐年上升的趋势,并随着生活习惯改变,患者逐渐年轻化[1]。我国脑卒中发病率高于全球平均水平,据统计,我国现有40岁以上脑卒中患者达到1036万人[2]。患者在卒中术后,70%至80%会伴有不同程度的残疾,尤以偏瘫最为常见,产生越来越多丧失肢体运动功能的患者[3]。康复训练可以防止神经肌肉进一步萎缩,提高患肢的功能,使脑卒中患者尽可能地回归社会[4]。康复机器人的出现一定程度上解决了人工康复训练的问题,对于病患有着很好的恢复效果[5]。

上肢康复机器人按照不同的构型又可以分为:末端牵引式机器人、外骨骼式机器人与生活辅助机器人[6]。末端牵引式康复训练机器人以普通连杆机构或者串联机械结构为主体机构,通过末端执行器同人体手臂固连,牵引人体上肢进行康复训练,以机器人的末端运动规划调整患者的康复训练模式[7]。典型的末端牵引式上肢康复机器人如美国麻省理工学院的Hogan等人发明的具有两个自由度的末端牵引式机器人MIT.MANUS,可以实现4自由度的上肢康复训练方案[8]。TyroMotion公司生产研发的DIEGO是一种悬吊式末端牵引式康复机器人能够对两侧上肢同时进行上肢康复训练与功能评定,对上肢进行规律的协调运动训练[9]。

在上肢训练过程中,外骨骼式机器人通过在人体肢体各部分施加力,从而实现关节康复训练的目的[10]。典型的外骨骼式上肢康复机器人如瑞士苏黎世大学研发的一款可实现上肢各关节主/被动训练的上肢康复机器人ARMin III。ARMin III在肩部设置了三个主动驱动自由度,肘部一个主动驱动自由度[11]。美国的Perry等人设计的7自由度外骨骼绳驱CADEN.7。训练模式有肩关节的屈曲伸展、外展内收、内外旋与肘部的屈曲伸展、旋前旋后以及腕部的屈曲伸展、尺侧偏桡侧偏[12]。

以上的上肢康复与辅助机器人大多针对在坐姿情况下使用的上肢功能障碍患者,而大部分卧床的偏瘫患者处于软瘫期,无主动训练能力,一般依赖被动的康复训练来帮助其恢复肢体运动能力。本文提出并设计了一款适用于卧床上肢功能障碍患者进行床旁上肢康复训练的机器人,针对卧床偏瘫患者,实现全周期的康复治疗,对于补全康复器具的研究,有至关重要的作用。

本文创新点在于使用三个自由度完成对肩关节三个自由度与肘关节一个自由度的上肢康复训练，具有对上肢关节大范围地康复训练并且具有多关节联动的上肢训练模式。通过切换训练模式达到对上肢肩关节的屈曲伸展、外展内收、内外旋康复训练以及肘关节屈曲伸展康复训练，以及肩肘联动训练和三关节联动训练模式。本文着重介绍了该机器人的结构设计、静力学分析和运动学分析。最后通过工作空间验证，验证机器人是否达到预期目标。

2. 一种床旁上肢康复训练机器人的结构设计

2.1. 人体上肢分析研究

人体上肢参与日常生活中大多数的运动，从解剖学来看，上肢的组成结构为肌肉、骨骼和关节[13]。骨与骨通过关节连接，并通过肌肉附着骨与骨进行驱动。外骨骼式上肢康复机器人与人体联合运动，需要在运动的过程中保持人体关节转动中心与机构转动中心保持一致，并且在人体运动范围内不对人体运动造成干涉。人体上肢的运动部分分为肩关节区域、肘关节区域、腕关节区域与手部，如图1所示，

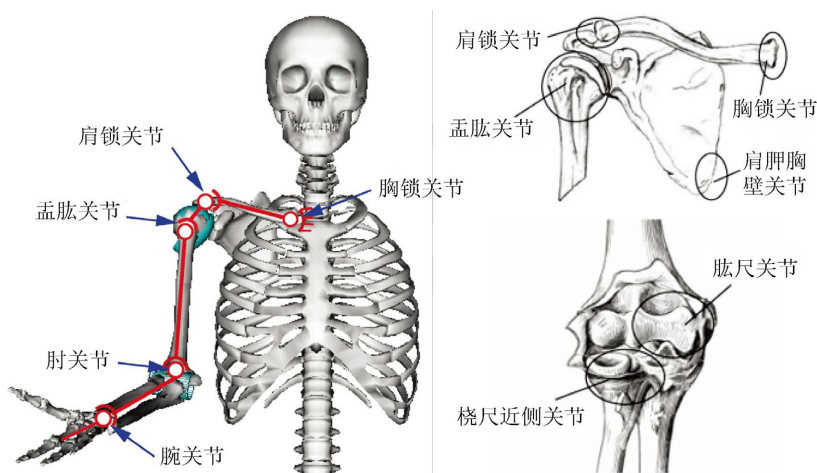


Figure 1. Schematic diagram of human upper limb structure
图 1. 人体上肢结构示意图

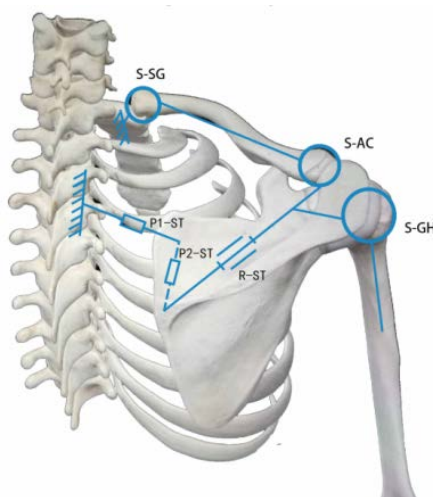


Figure 2. Schematic diagram of motion configuration of shoulder composite belt
图 2. 肩复合带运动配置示意图

上肢的运动由肌肉的带动在关节处产生旋转而发生。其中肩关节是人体上肢最为复杂的结构，他的运动由肩复合带的共同运动而决定，可以完成肩胛区由锁骨和肩胛骨构成，联接躯干和肱骨。其中肩胛区的动作是由肩锁关节、肩胛胸关节和胸锁关节三者的共同运动决定。锁骨关节与胸骨柄以及首根肋骨的软骨配合运动，锁骨的另一端与肩胛骨上的骨峰构成肩锁关节，肩胛区由锁骨和肩胛骨构成，联接躯干和肱骨。其中肩胛区的动作是由肩锁关节、肩胛胸关节和胸锁关节三者的共同运动决定；锁骨通过胸锁复合关节与人体相连，即锁骨关节与胸骨柄以及首根肋骨的软骨配合运动，锁骨的另一端与肩胛骨上的骨峰构成肩锁关节。如图 2 所示。

从运动配置而言，锁骨可视为球副 SAC 和球销副 SSC 联接肩胛骨和躯干(或胸骨)的中介。肩胛胸关节通过两个接触面间(肩胛下肌和前锯肌)的相对运动来实现，从而保证了肩胛骨相对躯干的平移和旋转，从运动配置上可用平移副 TST1、TST2 和 1 个旋转副 RST 来表示肩胛骨与躯干间的自由度总和为 $f = 3 + 3 + 1 + 1 = 9$ 其中连杆数目 $N = 4$ ，关节数目 $n = 5$ [14]。

$$F = \lambda(N - n) + f \quad (1)$$

λ 在空间中取值为 6，计算得肩胛骨相对自由度总和为 3，表示肩胛骨相对躯体三个方向的运动。由此简化上肢，根据光电追踪肢体实验可以看出于孟肱关节旋转中心相对躯体拥有三个方向的位置变化，通过简化为二自由度万向节 U 与一个移动副 P 表示孟肱关节在空间中的位移变化。通过确立准确且简化的人体 UPS 运动学模型，能够更加直观的反应肩复合带的运动情况，使用采集的人体运动参数能够使得模型的运动按照人体的实际运动路线运动，建立的仿真模型运动情况与人体实际运动相符。

对于卧床病患的上肢康复训练通常采取康复医师带动患者肢体进行被动运动的康复模式，目的是通过适当的关节被动运动，保持关节的正常活动范围，所以活动范围应该尽量贴近人体本身的关节活动度。

对于卧床病患的训练方法：

1) 肩关节屈曲被动活动：患者卧床仰面朝上，治疗师托住患者肘关节与腕关节，将患者患侧上肢沿矢状面向上牵引至头部。

2) 肩关节外展被动活动：患者卧床仰面朝上，治疗师托住患者肘关节与腕关节，慢慢把患者上肢沿额状面向上牵引至头部。

3) 肩关节内外旋被动活动：患者卧床仰面朝上，保持肘关节屈曲，治疗师托住肘关节，施加力于患者腕关节，以肘关节为轴，保持肩关节内外旋运动。

4) 肘关节屈曲伸展被动活动：患者卧床仰面朝上，治疗师托住肘关节，施加力于患者腕关节，沿着患者冠状轴旋转做肘关节屈曲伸展运动。

2.2. 床旁上肢康复机器人机构构型与尺寸综合

通过康复运动治疗学对于卧床病患上肢康复的动作指导，选取肩关节屈曲伸展、外展内收、内外旋以及肘关节屈曲作为床旁上肢康复机器人的训练运动姿态。由此确立的上肢主动驱动自由度为四自由度，受限于床旁空间的影响如果能够减少主动自由度仍能达到对于四种动作的康复训练，能够有效的减少床旁空间的占用，减少人体运动域护理床之间的干涉。

根据医院病床尺寸，对于上肢外骨骼式康复机器人需要保证机构的转动中心对准人体上肢的关节转心。通过设立升降机构模块，来达到保持机械臂与人体上肢高度一致能够进行配合运动的设计需求。并且病人上肢距离床边距离决定上肢床旁康复机器人悬臂梁长度，以通过悬臂梁将机械臂与人体上肢对接起来，从需求的角度出发理应考虑床旁上肢到床边的距离来确定悬臂梁的设计尺寸。护理床具有将床靠背升起的人性化设计，当患者进行喂食训练等活动时都需要将护理床靠背摇起保持一定角度的坐姿进行使用，因此床旁上肢康复机器人能够适应床倾角的变化，需要引入机械臂翻转机构的设计。卧床病患肩

关节距离床头空间是一个动态的量，需要确定肩关节到床头的最小距离来确立床旁上肢康复机器人的切换机构尺寸，需要保证肩部的翻转电机能够容纳于床头空间，并且切换臂的长度需要满足在人体肩关节抬升时不干涉上肢的运动。

根据我国脑卒中情况的统计来看，脑卒中患者中近半数以上年龄在 40 至 60 周岁之间。且发病率风险方面，大于 40 周岁的人患脑卒中的风险大幅提高，且呈现男性发病率更高的状况。因此本文选取 36 至 60 周岁的成年男性为主要的人体尺寸参考[15]。

2.3. 机械结构设计

根据上一章节床旁上肢康复机器人总体设计需求进行机械结构的设计与建模。在了解了人体上肢生理结构以及相关参数以及卧床病患卧床时可利用空间以及医院的病床参数等尺寸之后，开始床旁上肢机器人机械结构的设计。设计的床旁上肢康复外骨骼机构工作渲染图如图 3 所示。采用功能模块化设计，对不同的功能进行总体设计。将其分为三个功能模块，分别为移动与升降机构、切换箱机构、机械臂机构。如图 3 所示。

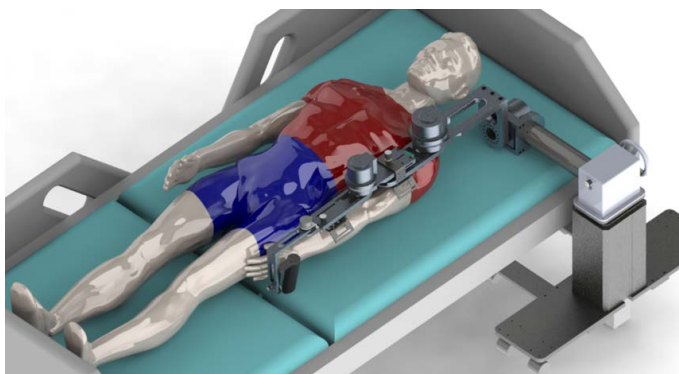


Figure 3. Rendering of bedside upper limb rehabilitation robot
图 3. 床旁上肢康复机器人工作渲染图

底座与升降机构图 4 所示，主要包括底座、升降柱、点控脚轮组件。升降柱上端面与翻转机构底板相连，下端固定在于底架上。根据底板与叉板不同的离地高度使用不同尺寸的点控脚轮，作为床旁医疗器械，需要移动方便以及作用力中心落于病床上，所以底座的设计需要有一部分伸入护理床的床底，这就需要到底板的高度进行限制，在医院使用还需要具有承载能力强，运动灵活静音的特点。如图 4、图 5 所示。

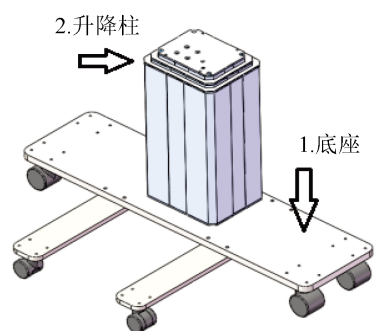


Figure 4. Moving and lifting mechanism
图 4. 移动与升降机构

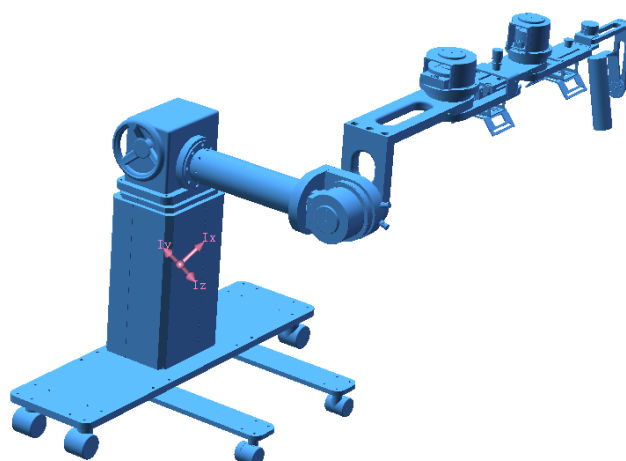


Figure 5. Center of gravity position of the whole machine
图 5. 整机重心位置

机械臂的部分为设计的核心，根据构型综合选取的机械臂构型设计采用两个转动副正交于盂肱关节旋转中心，并以垂直轴的转动副为起始自由度，依次串联肩部冠状轴旋转副，以及肘部冠状轴旋转副，如图 2 所示。当进行大角度的运动如肩关节屈曲伸展时连杆不会干涉到机构本身，并且具有肩关节内外旋自由度。而当肩关节内外旋旋转副作为模式切换自由度将机构旋转 90° 后，原来的肩肘部冠状轴旋转副会来到人体正面并沿矢状轴工作，可以带动人体上肢进行肩关节外展内收的训练，并且在大角度训练时也不会和机构构型产生冲突，切换自由度也可用于左右手调换。如图 6 所示。

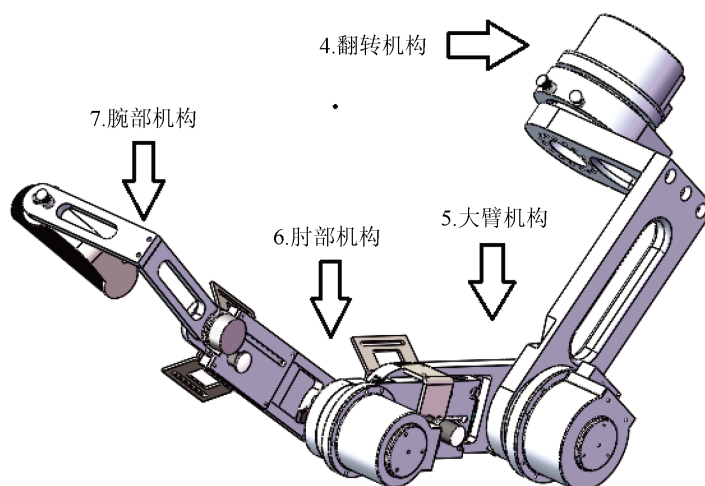


Figure 6. Mechanical arm mechanism
图 6. 机械臂机构

本文中的床旁上肢康复机器人有三个主动驱动机构包括：翻转电机模组、大臂电机模组、肘部电机模组采用相同的模组连接方式，由电机、法兰盘、谐波减速器、转子毂、抱闸、电机外壳依次相连。电机和减速器安装于法兰盘上，电机采用的是双出轴加工，一端轴驱动谐波减速器柔轮，通过内部刚柔轮拟合放大输入力矩降低输入转速，另一端轴连接抱闸适配的转子毂，当需要紧急制动时抱闸抱死转子毂使得电机停止工作。如图 7 所示。

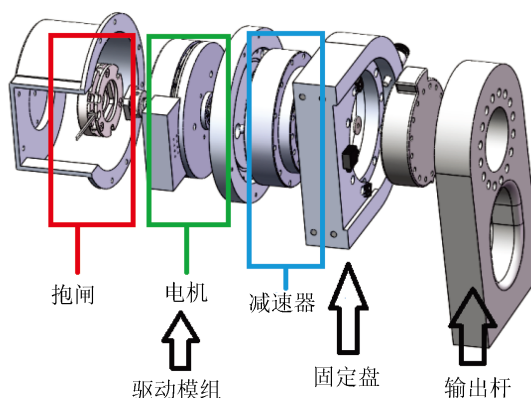


Figure 7. Design of driving mechanism
图 7. 驱动机构设计

手臂调节采用两种设计方案，大臂处负载较大使用重负载间隙小的滑块滑轨相连，使大臂调节更平顺柔滑。小臂处负载小使用机加工件的过渡配合方式，通过分度销分级调节长度，配合间隙小于 0.1 mm，末端偏差较小。通过拔插分度销式臂长处于不同档位。臂长调节遵循尺寸综合大臂长度最小 280 mm，最大 350 mm 调节范围 70 mm，能够覆盖大多数成年人上肢大臂长尺寸。小臂长度最小 240 mm，最大 310 mm，调节范围 70 mm，覆盖大多数成年人上肢小臂尺寸。如图 8、图 9 所示。

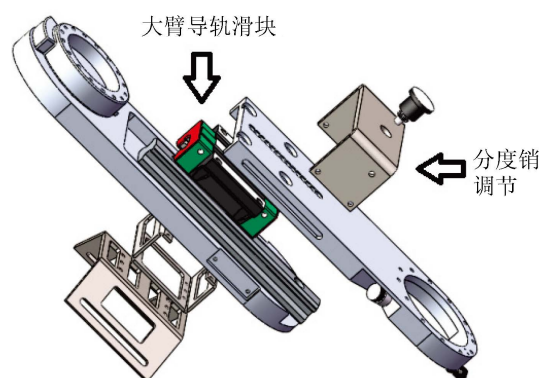


Figure 8. Large arm length adjusting mechanism
图 8. 大臂长调节机构

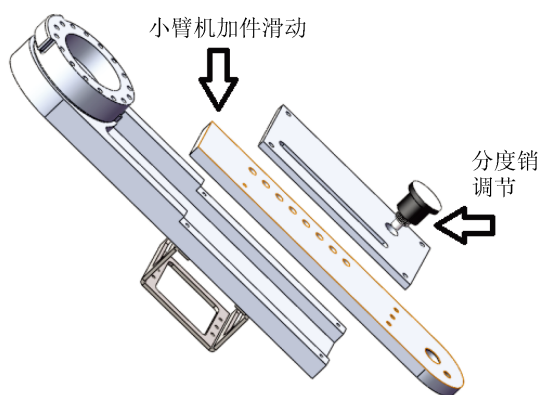


Figure 9. Arm length adjusting mechanism
图 9. 小臂长调节机构

3. 关键零部件强度校核

本文中的床旁上肢康复机器人呈现悬臂梁结构，并且在切换模式进行肩关节外展内收运动时部分零件以强度较弱部分承托机械臂以及人体上肢，需要对关键的承重零件进行强度校核，以验证其满足使用需求。本章基于 ANSYS 仿真软件，对需要校核的零部件进行有限元仿真，输入真实参数以及冗余量，以模拟真实甚至是超载情况下，零部件的强度表现。

由于床旁上肢康复机器人的切换箱输出管与大臂板通过工作状态划分是一种悬臂梁，会在局部承受较大的载荷，需要对其进行强度校核，来验证工作状态下机构的稳定性[16]。本文通过有限元软件对主要关键零部件进行了有限元分析，对其强度与刚度分析，分析的零部件及过程如下。

首先对切换箱输出管进行强度仿真分析，输出管有起止端，起始端连接于切换箱上，输出端连接整个机械臂起始位置，需要承受机械臂和人体上肢重量带来的竖直方向弯矩以及作用于管壁的扭矩，受整个设备绝大部分的力，其结构强度至关重要，因此对其进行基于 ANSYS 的强度仿真计算。根据上肢与机械臂总重计算施加在起始端，输出管所受剪应力为机械臂与人体上肢的总重，输出管所受扭矩在机械臂与地面保持水平时最大。如图 10、图 11 所示。

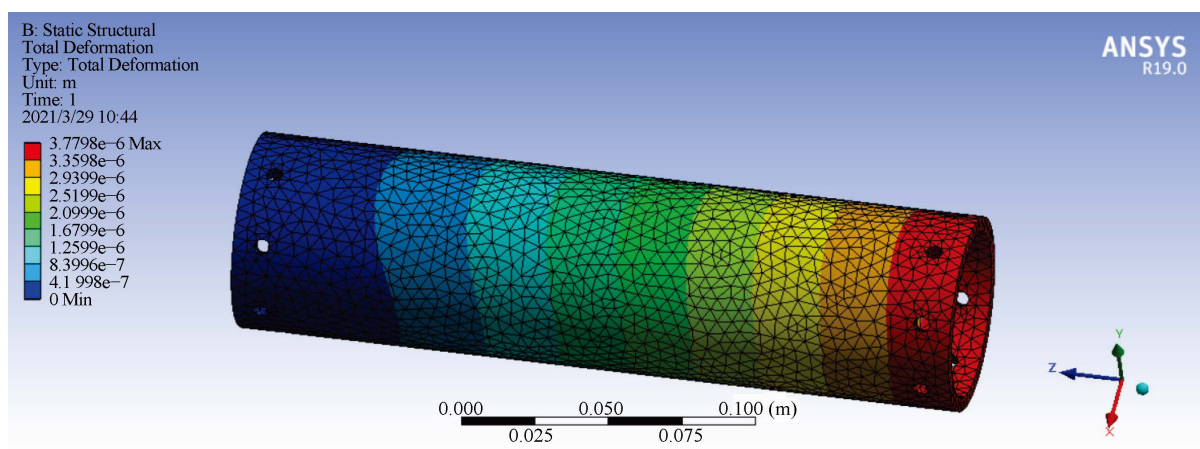


Figure 10. Shear stress displacement diagram of output pipe

图 10. 输出管剪应力位移图

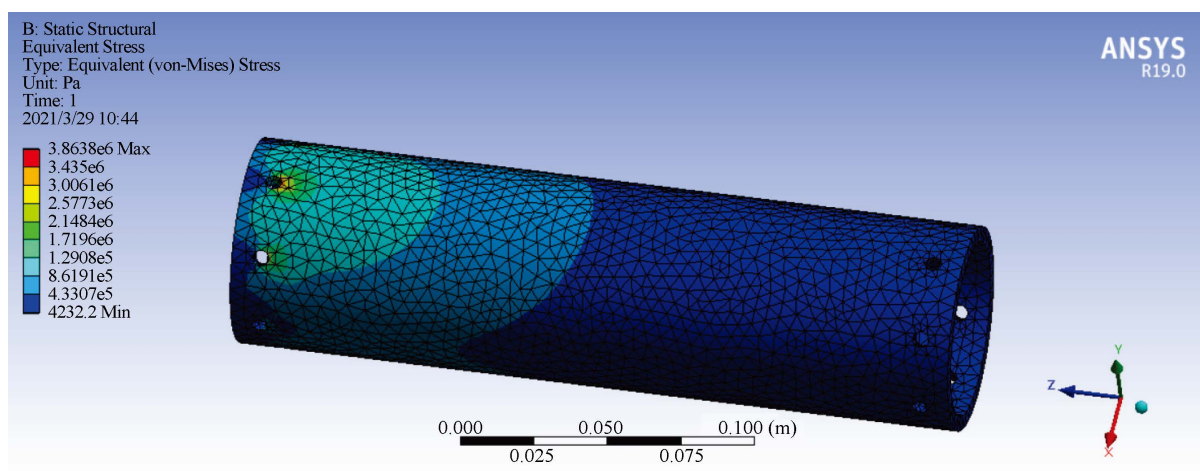


Figure 11. Shear stress change diagram of output pipe

图 11. 输出管剪应力变化图

由于机械臂的重心在很多情况下不落在输出管末端区域，并且在机械臂保持与地面水平的情况下重心距离输出管末端点最远，此时的输出管所受扭矩最大。此时的机械臂与人体上肢的重心距离输出管末端为 160 mm，上肢和机械臂重量为 200 N 作用于输出管输出端的扭矩为 200 NM，通过仿真计算得到输出管最大所受应力为 1.31 MPa，低于材料屈服强度，最大位移为 $1.021e-5$ mm，形变量微小，因此对于输出管末端扭矩强度的校核通过，满足设计需求。

机械臂上承重杆，长度较长，处于机械臂起始端，承受较大机械臂与手臂重量，需要对其进行负载能力的有限元仿真校核。当机械臂处于肩关节外展内收模式时，承重杆处于主要承重姿态，并且此时的受力截面最小，最需要在此时分析此关键零部件能够通过强度校核。如图 12、图 13 所示。

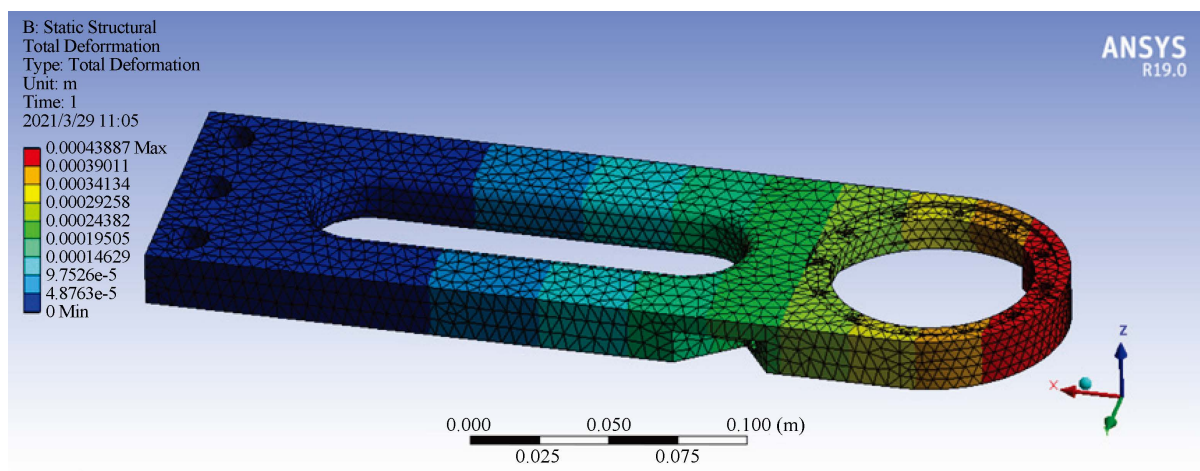


Figure 12. Displacement diagram of boom

图 12. 大臂杆位移变化图

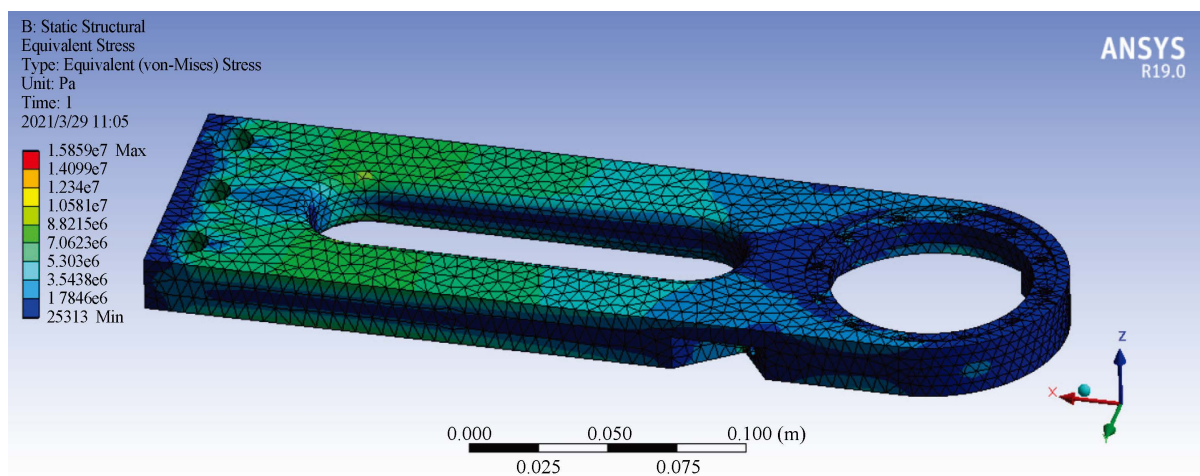


Figure 13. Variation diagram of shear stress of boom

图 13. 大臂杆剪应力变化图

承受机械臂前中部重量以及患者上肢重量总计 150 N。此零件材质选择高强度铝合金 6061.T6，6061 的极限抗拉强度为 205 MPa 以上；受压屈服强度 55.2 MPa。对此零件进行网格划分，选取初始固定点，施加重力与外部载荷、输出仿真结果。由结果分析可得，该承重杆所受最大应力为 1.586 Mpa，远低于该零件屈服强度，最大位移约为 0，形变量改变微小。此零件在最大负载处仍满足设计需求。

4. 运动学建模与分析

4.1. 运动学模型建立和正运动学

床旁上肢康复机器人的运动学方程是建立基准坐标系再根据各个关节坐标系的坐标变换得到关节与关节之间的位置角度关系，即将机器人各个关节的坐标系关系转化为函数，通过对各个关节之间关系的构建可以做出机器人的运动空间，对机器人的运动轨迹进行控制[17]。

机器人的 D.H 表示法是对机器人建模最常用的方法，内容是指定起始点坐标，列举关节与关节之间 X 轴、Z 轴的移动位置与偏移角度列举出几个量的齐次矩阵作为对于某一关节的变换坐标，通过矩阵连乘的方式，建立基准坐标与末端坐标之间的函数关系，对于每一个关节旋转角度的改变通过建立的函数关系都能映射出末端位置的改变，即机器人系统的运动学关系[18]。如图 14 所示。

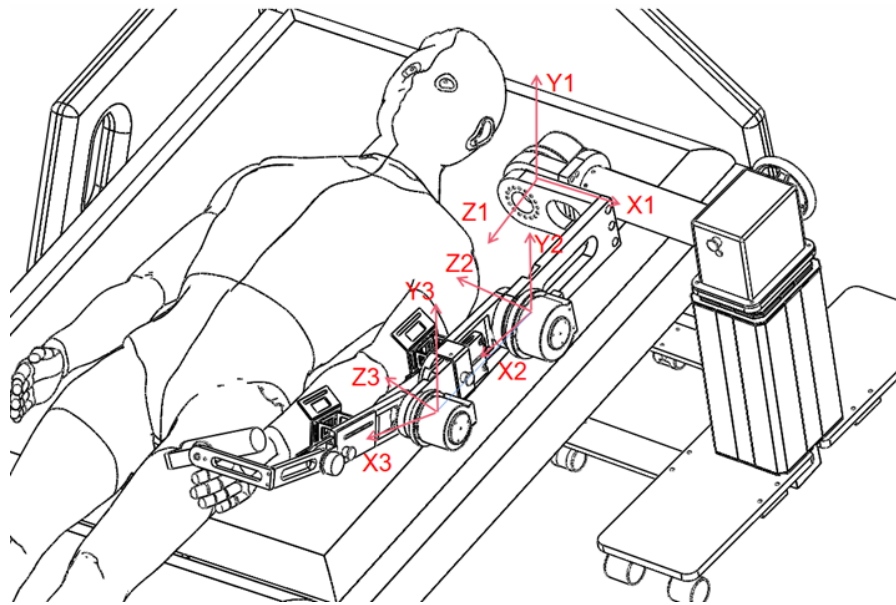


Figure 14. Kinematic coordinate model
图 14. 运动学坐标模型

D-H 坐标法的变换坐标 T 表示关节沿着某方向移动，下标或括号内 XYZ 表示沿着哪个轴移动，R 表示旋转，下标或括号内 XYZ 表示沿着哪个轴旋转

$$T_{xa} \begin{pmatrix} 1 & 0 & a \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} T_{yb} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & b \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} T_{zc} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1+c \end{pmatrix} \quad (4.1)$$

$$R_{\alpha} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 1 \\ 0 & C_{\alpha} & -S_{\alpha} \\ 0 & S_{\alpha} & C_{\alpha} \end{pmatrix} R_{\beta} \begin{pmatrix} C_{\beta} & 0 & S_{\beta} \\ 0 & 1 & 0 \\ -S_{\beta} & 0 & C_{\beta} \end{pmatrix} R_{\gamma} \begin{pmatrix} C_{\gamma} & -S_{\gamma} & 0 \\ S_{\gamma} & C_{\gamma} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.2)$$

本文研究的床旁上肢外骨骼机械臂具有三个主动自由度两个被动自由度，将三个主动自由度进行运动学建模可以得出腕部的末端运动轨迹与工作空间，通过分析作用域验证本床旁上肢机器人能否满足卧床病患的上肢康复运动需要。通过在正交于肩关节的两个自由度与对准肘关节的一个自由度建立坐标系，通过矩阵连乘得到末端位置的正运动学表达。

$$\begin{aligned}
A_1 &= R_{x0\ 90^\circ} \cdot R_{z0\ 90^\circ} \cdot R_{x0\ \theta_1} \\
A_2 &= T_{x1\ l1} \cdot T_{z1\ l2} \cdot R_{y1\ -90^\circ} \cdot R_{-x1\ \theta_2} \\
A_3 &= T_{x2\ l3} \cdot R_{z2\ \theta_3} \\
A_4 &= T_{x3\ l4}
\end{aligned} \tag{4.3}$$

其中, 设定基准坐标系 $Z_0 - X_0$ 作为参考坐标系, 并把该初始关节记为关节 1, 其余关节按串联顺序依次排列, 并将 $Z_H - X_H$ 计为机器人末端坐标系。根据上述建立的坐标系写出床旁上肢康复机器人 D.H 参数如表 1 所示。

Table 1. D.H parameter table of bedside upper limb rehabilitation robot

表 1. 床旁上肢康复机器人 D.H 参数表

序号	θ	d	a	α	ca	sa	关节活动范围
0.1	0	0	0	90°	0	1	0
1.2	Θ_1	0	L1	90°	0	1	$-70^\circ \sim 10^\circ$
2.3	90°	0	L2	90°	0	1	0
3.4	Θ_2	0	L3	0	0	1	$0^\circ \sim 120^\circ$
4.5	Θ_3	0	L4	0	0	1	$0^\circ \sim 120^\circ$

根据齐次变换坐标矩阵连乘得到机器人标定点的坐标矩阵, 坐标变换齐次矩阵如下:

$$\begin{aligned}
{}^n T_{n+1} &= A_{n+1} = Rot(z, \theta_{n+1}) \times Trans(0, 0, d_{n+1}) \times trans(a_{n+1}, 0, 0) \times Rot(x, \alpha_{n+1}) \\
&= \begin{pmatrix} c\theta_{n+1} & -s\theta_{n+1} & 0 & 0 \\ s\theta_{n+1} & c\theta_{n+1} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_{n+1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\
&\times \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & a_{n+1} \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & c\alpha_{n+1} & -s\alpha_{n+1} & 0 \\ 0 & s\alpha_{n+1} & c\alpha_{n+1} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\
&= \begin{pmatrix} c\theta_{n+1} & -s\theta_{n+1}c\alpha_{n+1} & s\theta_{n+1}s\alpha_{n+1} & a_{n+1}c\theta_{n+1} \\ s\theta_{n+1} & c\theta_{n+1}c\alpha_{n+1} & -c\theta_{n+1}s\alpha_{n+1} & a_{n+1}s\theta_{n+1} \\ 0 & s\alpha_{n+1} & c\alpha_{n+1} & d_{n+1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}
\end{aligned} \tag{4.4}$$

$$A_{n+1} = \begin{pmatrix} c\theta_{n+1} & -s\theta_{n+1}c\alpha_{n+1} & s\theta_{n+1}s\alpha_{n+1} & a_{n+1}c\theta_{n+1} \\ s\theta_{n+1} & c\theta_{n+1}c\alpha_{n+1} & -c\theta_{n+1}s\alpha_{n+1} & a_{n+1}s\theta_{n+1} \\ 0 & s\alpha_{n+1} & c\alpha_{n+1} & d_{n+1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{4.5}$$

$$A_1 = \begin{pmatrix} c0 & -s0c0 & s0s90 & 0c0 \\ s0 & c0c1 & -c0s90 & 0s0 \\ 0 & s90 & c90 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{4.6}$$

$$A_2 = \begin{pmatrix} c\theta_1 & -s\theta_1c90 & s\theta_1s90 & L_1c\theta_1 \\ s\theta_1 & c\theta_1c90 & -c\theta_1s90 & L_1s\theta_1 \\ 0 & s90 & c90 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c\theta_1 & 0 & s\theta_1 & 0 \\ s\theta_1 & 0 & -c\theta_1 & L_1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.7)$$

$$A_3 = \begin{pmatrix} 0 & 0 & -1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & L_2 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} A_4 = \begin{pmatrix} c\theta_2 & -s\theta_2 & 0 & L_3c\theta_2 \\ s\theta_2 & c\theta_2 & 0 & L_3s\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} A_5 = \begin{pmatrix} c\theta_3 & -s\theta_3 & 0 & L_4c\theta_3 \\ s\theta_3 & c\theta_3 & 0 & L_4s\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.8)$$

由式(4.4), 可建立床旁上肢康复机器人基准坐标系与末端腕手部坐标系之间的运动矩阵变化为:

$${}^0T_H = {}^0T_1 {}^1T_2 {}^2T_3 \cdots {}^8T_H = A_1 A_2 A_3 \cdots A_H \quad (4.9)$$

因此,

$${}^0T_H = \begin{pmatrix} n_x & o_x & a_x & P_x \\ n_y & o_y & a_y & P_y \\ n_z & o_z & a_z & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} = A_1 A_2 A_3 \cdots A_H \quad (4.10)$$

将上述矩阵坐标带入式(4.6)中, 利用 Matlab 软件编程求解与分析, 即可得出计算结果如下。

$$\begin{aligned} n_x &= -\sin(\theta_2 + \theta_3) * \sin(\theta_1) \\ n_y &= -\cos(\theta_2 + \theta_3) \\ n_z &= \sin(\theta_2 + \theta_3) * \cos(\theta_1) \end{aligned} \quad (4.11)$$

$$\begin{aligned} o_x &= -\cos(\theta_2 + \theta_3) * \sin(\theta_1) \\ o_y &= \sin(\theta_2 + \theta_3) \\ o_z &= \cos(\theta_2 + \theta_3) * \cos(\theta_1) \end{aligned} \quad (4.12)$$

$$\begin{aligned} a_x &= -\cos(\theta_1) \\ a_y &= 0 \\ a_z &= -\sin(\theta_1) \end{aligned} \quad (4.13)$$

$$\begin{aligned} P_x &= -\sin(\theta_1) * (L4 * \sin(\theta_2 + \theta_3) + L3 * \sin(\theta_2)) \\ P_y &= -L2 - L4 * \cos(\theta_2 + \theta_3) - L3 * \cos(\theta_2) \\ P_z &= L1 + L3 * \cos(\theta_1) * \sin(\theta_2) + L4 * \cos(\theta_1) * \cos(\theta_2) * \sin(\theta_3) \\ &\quad + L4 * \cos(\theta_1) * \cos(\theta_3) * \sin(\theta_2) \end{aligned} \quad (4.14)$$

4.2. 逆运动学方程

本主要计算三个主动自由度的求解, 结合上文中的运动学方程, 对于三个驱动自由度进行求逆解的工作。机器人的你运动学求救是个比较复杂的过程, 有多种流行的解法, 例如利用几何推导求解、数值分析求解、解析法求解等方式。本文运用, 运用解析求解床旁上肢康复机器人运动学逆解, 对正运动学矩阵连乘逆矩阵求解各个关节的角度公式, 计算得:

$$\begin{aligned}
A_1^{-1} &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & A_2^{-1} &= \begin{bmatrix} \frac{c\theta_1}{c\theta_1^2+s\theta_1^2} & \frac{s\theta_1}{c\theta_1^2+s\theta_1^2} & 0 & \frac{-L_1s\theta_1}{c\theta_1^2+s\theta_1^2} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \frac{s\theta_1}{c\theta_1^2+s\theta_1^2} & \frac{-c\theta_1}{c\theta_1^2+s\theta_1^2} & 0 & \frac{L_1c\theta_1}{c\theta_1^2+s\theta_1^2} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
A_3^{-1} &= \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & -L2 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & A_4^{-1} &= \begin{bmatrix} \frac{c\theta_2}{c\theta_2^2+s\theta_2^2} & \frac{s\theta_2}{c\theta_2^2+s\theta_2^2} & 0 & -L_3 \\ \frac{-s\theta_2}{c\theta_2^2+s\theta_2^2} & \frac{c\theta_2}{c\theta_2^2+s\theta_2^2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
A_5^{-1} &= \begin{bmatrix} \frac{c\theta_3}{c\theta_3^2+s\theta_3^2} & \frac{s\theta_3}{c\theta_3^2+s\theta_3^2} & 0 & -L_4 \\ \frac{-s\theta_3}{c\theta_3^2+s\theta_3^2} & \frac{c\theta_3}{c\theta_3^2+s\theta_3^2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{4.15}$$

由于 AH 矩阵的值为 0，所以其逆矩阵的形式不存在。

根据上述正运动矩阵的逆矩阵，分别乘以式(4.8)，将得到的运算结果等于 0，得到方程，化简求解出 θ_1 ， θ_2 ， θ_3 。

$${}^0T_H = {}^0T_1 {}^1T_2 {}^2T_3 \cdots {}^8T_H = A_1 A_2 A_3 \cdots A_H \tag{4.16}$$

由于机器人关节较多，当机器人达到一种末端位置时，关节角度的解不唯一，求解较为复杂，为更好的计算求解，本文只取这些关节角度解中的一种，求得机器人各个关节角度为：

$$\begin{aligned}
\theta_1 &= \arctan\left(\frac{c_1P_x - s_2P_y}{c_2P_x + c_1s_2P_y + c_2P_z}\right) \\
\theta_2 &= \arctan 2\left(c_1s_2P_x - P_y c_2s_2 + s_2P_y + c_2s_2P_z\right) \\
\theta_3 &= \arccos\left(\frac{\left(s_2(L_1P_x - c_4P_y c_2) + n_y s_4 + c_4 n_x L_4\right)}{c_2 L_3}\right)
\end{aligned} \tag{4.17}$$

4.3. 康复机器人训练模式训练轨迹与作用域

根据床旁上肢康复运动疗法确认的运动模式，分别表示为对上肢进行肩关节外展内收、屈曲伸展、内外旋与肘关节屈曲伸展的运动训练。四种单一关节训练模式为本文研究的床旁上肢康复机器人提供单一关节轨迹规划，在运动平面内表现为一条平滑圆弧轨迹。在单一关节训练模式下，分别为在矢状面、冠状面以及水平面的平面运动。而真实情况下的康复训练一般为由康复医师牵引进行的多关节联动训练。而不处于同一平面的三个自由度机械臂，为联动模式、复杂的多关节复合运动以及复杂生活轨迹的规划提供可能性。本节对于床旁上肢康复机器人进行运动学建模，规划不同模式下的驱动关节与驱动角度，将操作空间与轨迹进行可视化展现。如图所示为床旁上肢康复机器人在 Matlab 机器人工具箱中的模型。如图 15 所示。

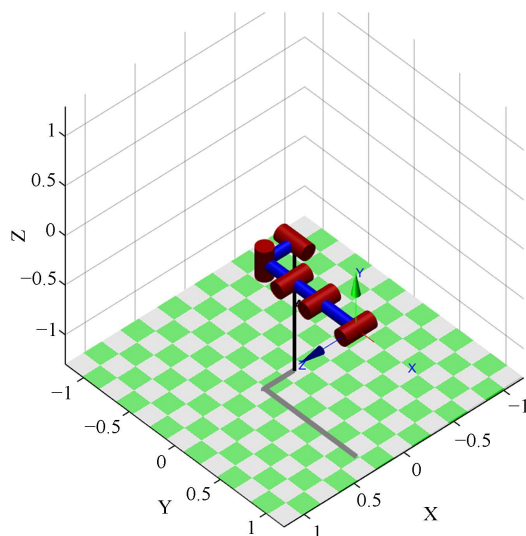


Figure 15. Kinematic model of bedside upper limb rehabilitation robot
图 15. 床旁上肢康复机器人运动学模型

通过对训练动作的需求进行关节角度与运动方式的设置。本文通过对运动康复学的研究，规划了多种模式的床旁上肢康复训练，使用关节等速运动对驱动电机控制，使用患者卧床上肢运动角度对多种模式训练进行轨迹仿真与运动空间仿真。可以实现对患者的单关节训练以及多关节联动训练。

4.4. 康复机器人多关节联合训练轨迹规划

多关节联动训练尤其对日常生活上肢运动轨迹的多关节联动训练对于提高上肢运动协调性，提高康复训练效率也具有重要意义。研究表明多关节复合运动对于肢体功能的恢复效果更好。通过对于多个关节的驱动可以达到空间中的多个位置，使得上肢运动范围更广，对于整体上肢功能的恢复效果好于单关节的被动康复训练。如图 16 所示。

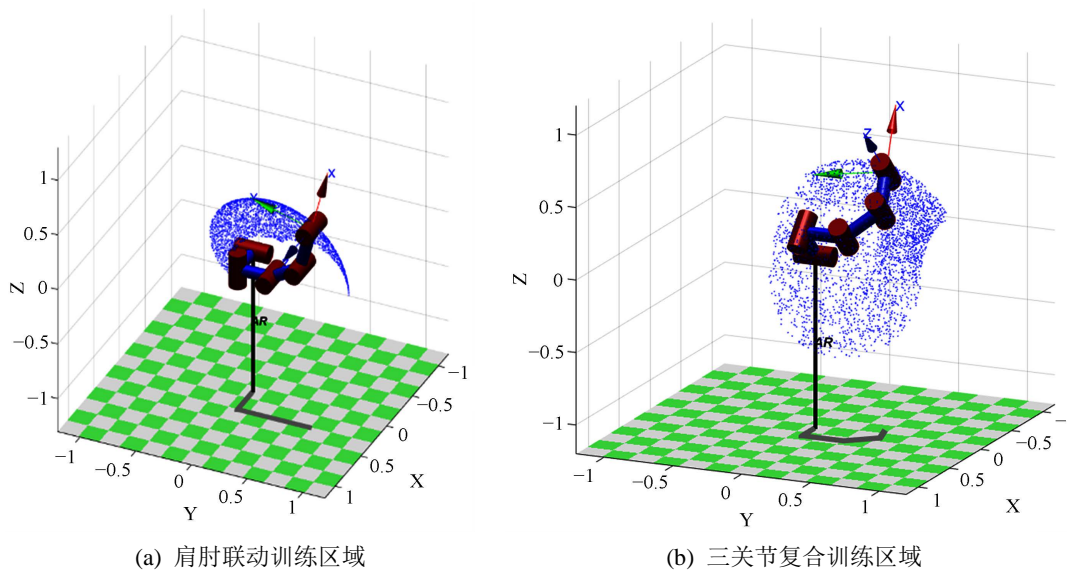


Figure 16. Joint linkage training mode
图 16. 关节联动训练模式

多关节复合运动可以通过示教模式,对末端点进行逆运动学求解计算各个电机角度复现运动轨迹。可以看出肩肘联动模式下患者上肢运动包含矢状面的对个轨迹对于上肢肩肘功能的运动较为充分。三关节联动模式包含人体上肢大部分的活动范围,在空间中都具有较好的运动性能。多关节联动训练模式下,床旁上肢外骨骼不经局限于床旁康复训练,在其他位姿情况下也有较大的关节活动度。

本节通过对床旁上肢单关节被动康复的训练动作进行轨迹规划,在建立运动学方程的基础上,考虑人体运动关节角度与机构干涉以及外界干涉之后确立单关节运动的运动轨迹,能够使得上肢床旁机器人进行肩关节的屈曲伸展、外展内收、内外旋以及肘关节屈曲伸展训练,此外多关节的联动模式被认为是对上肢康复效果更好的训练方式,因此本文还采用对多个关节驱动进行蒙特卡罗法求救上肢运动工作域,对肩肘关节联动训练以及上肢三自由度联动训练的联动训练模式,所求作用域满足对大范围的训练需求以及床旁生活辅助的需求。

5. 总结与展望

本文根据卧床上肢功能障碍患者的实际康复需求,采取运动治疗学中床旁上肢康复的训练动作作为指导,进行机构构型综合选取最优构型作为床旁上肢康复机器人的设计。具有多种训练模式与生活辅助功能。本设计具有三个自由度,通过电机切换模式却可以达到肩关节外展内收,屈曲伸展,内外旋以及肘关节屈曲伸展的康复训练,具有的切换箱模块能够实现左右手切换,配合护理床倾角功能,充分满足患者对床旁上肢康复的需求。

基金项目

上海市“科技创新行动计划”生物医药领域科技支撑项目,项目编号:16441905102,项目名称:外骨骼式上肢康复机器人的机械机构及人机工程学设计。

参考文献

- [1] 王陇德,刘建民,杨弋,彭斌,王伊龙.我国脑卒中防治仍面临巨大挑战——《中国脑卒中防治报告 2018》概要[J].中国循环杂志,2019,34(2):105-119.
- [2] 吴万容.脑卒中偏瘫患者肢体运动功能的康复护理训练[J].实用临床护理学电子杂志,2017,2(3):59.
- [3] 成洋.个体化主动康复训练用于脑出血恢复期的神经功能重建价值探究[J].海南医学院学报,2018,24(4):468-471.
- [4] 梁天佳,吴小平,莫明玉.上肢康复机器人训练对偏瘫患者上肢功能恢复的影响[J].中国康复医学杂志,2012,27(3):254-256.
- [5] 毛丽民,卢振利,安唱,等.上肢康复训练机器人的研究[J].制造业自动化,2017,39(2):65-69.
- [6] 刘恩辰,梁蔓安.上肢康复机器人研究进展[J].中国康复理论与实践,2014(9):895,897.
- [7] 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.
- [8] Krebs, H.I., Ferraro, M., Buerger, S.P., et al. (2004) Rehabilitation Robotics: Pilot Trial of a Spatial Extension for MIT-Manus. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 1, Article No. 5.
- [9] Qiu, Q., Ramirez, D.A., Saleh, S., et al. (2009) The New Jersey Institute of Technology Robot-Assisted Virtual Rehabilitation (NJIT-RAVR) System for Children with Cerebral Palsy: A Feasibility Study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6, Article No. 40. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-6-40>
- [10] 鲁守银,张蔚然,赵洪华.主从式上肢外骨骼康复机器人的运动学研究[J].济南大学学报(自然科学版),2021,35(5):1494-501.
- [11] Tobias, N., Marco, G. and Robert, R. (2009) ARMin III—Arm Therapy Exoskeleton with an Ergonomic Shoulder Actuation. *Applied Bionics and Biomechanics*, 6, 127-142. <https://doi.org/10.1080/11762320902840179>
- [12] Raymond, T. (2011) A Wearable Exoskeletal Rehabilitation Robot for Interactive Therapy. *Biomechanics in Medicine and Healthcare*, 1, 9-30.

- [13] 林斌, 张海参, 郭志民, 等. 正常国人活体肩锁关节的运动特点[J]. 临床骨科杂志, 2009, 12(4): 451-454.
- [14] 任凭, 何梦伊. 二自由度悬索并联机器人计算力矩控制[J]. 清华大学学报(自然科学版), 2021, 61(3): 209-216.
- [15] 徐国政, 宋爱国, 高翔, 等. 机器人辅助上肢关节运动控制与临床实验研究[J]. 机器人, 2012, 34(1): 92-97, 103.
- [16] 陈苗苗. 上肢康复机器人辅助训练对脑卒中偏瘫患者上肢运动功能及日常活动能力的影响[J]. 双足与保健, 2017, 26(13): 59, 63.
- [17] Si, L.L. and Zhang, J.B. (2015) Finite Element Analysis on the Key Parts of Rubber Suspension. *Advanced Materials Research*, **1090**, 217-221. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.1090.217>
- [18] 李醒, 王建辉, 方晓柯. 五自由度上肢康复机器人动力学建模及仿真[J]. 控制工程, 2012, 19(5): 823-826, 831.