·康复工程·

基于人体坐立转换运动规律的三自由度站立康复机器人设计*

李 晋[1] 薛 强[1,2] 杨 硕[1]

摘要

目的:探究以何种方式设计站立康复辅具,降低因人机匹配度差导致的固化姿态形成几率。

方法:选取30例成年健康男性受试者,捕捉其坐立转换时肩峰、大转子隆起处、外侧髂隆起处的运动轨迹和运动特征。提出了三自由度串联机械臂设计方案。

结果:根据受试者的运动特征将坐立转换过程分成了四个阶段。根据不同受试者的人体参数,推荐了三条大转子轨迹,设计了三自由度站立康复机器人。

结论:站立康复辅具应以大转子位置为辅助支撑点为佳,小腿的自由度不应被限制,配合控制躯干倾角,以保证与自然状态下的站立过程较高的相似度。站立康复辅具能够根据不同人体参数调整坐立转换的运动轨迹,避免人机融合性差导致错误的固化姿态。

关键词 坐立转换;站立康复机器人;人体运动规律

中图分类号:R496 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-1242(2020)-08-0921-05

Research on the design method of sit-to-stand assistance robot based on the motion law of human sit-to-stand conversion/LI Jin, XUE Qiang, YANG Shuo//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2020, 35(8): 921—925

Abstract

Objective: To explore how to design sit-to-stand assistance robot to reduce the probability of curing posture formation caused by poor man-machine corperation.

Method: Firstly,30 healthy adult male subjects were selected to capture the trajectory and movement characteristics of acromion, trochanter and lateral iliac eminence on the sagittal plane during sit-to-stand transition.Secondly,the design scheme of three-degree-of-freedom serial manipulator was proposed. The workspace and kinematics of the designed manipulator were analyzed by Monte Carlo algorithm and complex vector equation method.

Result: According to the motion characteristics of the subjects, the sitting to standing transition process was divided into four stages. According to the human parameters of different subjects, three large rotor trajectories were recommended and three-degree-of-freedom sit-to-stand assistance robot was designed.

Conclusion: The position of the hip should be the best supporting point for sit-to-stand assistance robot, and the freedom of the lower leg should not be limited. The angle of the trunk should be controlled to ensure a high similarity with the standing process in the natural state. Sit-to-stand assistance robot can adjust the movement track of sitting and standing conversion according to different human body parameters, so as to avoid the wrong curing posture caused by poor human-computer integration.

Author's address Tianjin University of Science & Technology, Tianjin, 300222

Key word sit-to-stand conversion; sit-to-stand assistant robot; kinematics analysis

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2020.08.007

*基金项目:天津市自然科学基金重点项目(19JCZDJC33200)

1 天津科技大学机械工程学院,天津市轻工与食品工程机械装备集成设计与在线监控重点实验室,天津市,300222; 2 通讯作者

第一作者简介:李晋,男,硕士研究生; 收稿日期:2019-07-21

在日常生活起居过程中，坐立转换（sit-to-stand，STS）动作必不可少，调查显示健康成年人每天约进行（60±20）次坐立转换运动[1]。而随着人口老龄化现象加剧，高龄老年人及患有脑血管等疾病导致运动障碍的人数不断增加，他们往往不能自主完成STS运动。站立康复辅具相对于人工护理能够提供更加安全、稳定的辅助引导，降低护理人员身体负荷[2—3]，在完成生活中的STS运动或进行康复训练时发挥着重要作用。

人机融合性的好坏取决于康复辅具在与人发生交互时辅具对人体下一步的姿态、位置的评估能力[4]。若人机融合性不好，不可避免的会对患者肢体造成伤害。例如站立康复辅具如果不能针对不同个体、不同病情进行相应的姿态及位置调整，同样会对患者造成不必要的二次伤害。然而康复辅具种类繁多，如何提高康复辅具的人机融合性，达到更好的康复效果，成为设计康复辅具的重要前提。

我国医疗器械起步较晚，多数站立康复器具仅以帮助站立为目标，智能化程度不高。虽然能够安全地帮助患者完成坐立转换运动，但是并没有充分考虑人体STS运动规律，患者身体自由度被过多的限制，会造成起立姿态与自然状态下的动作差异较大，如果长期使用智能化程度低的站立康复辅具进行康复训练将会造成不可逆转的固化姿态。

国外设计的站立康复辅具更加倾向于智能化。Chuy O等[5]研究了基于支撑力矩的运动控制算法，根据支撑力矩调整站立辅助姿态。Pasqui V[6]研究的Monimad站立康复机器人能够自主地为不同运动障碍者提供不同的手臂支撑轨迹，以降低运动障碍者的肌肉负荷，缓解肌肉疼痛，提高了人机融合性。Hoang KLH[7]、Geravand M[8]基于STS运动，开发了能够根据识别运动障碍者行为和动作的站立康复机器人，确定了最优坐立转换运动策略，能够自适应地提供更友好的STS和步行辅助。但集成化程度较高的康复辅具又具有应用性不强、结构复杂、操作不便等缺点[9]。而使用过于简单的站立助行康复器具又会造成不可逆的前倾固化姿态，以及动作限制，不利于患者的康复[10]。所以如何设计康复辅具，做到高人机融合性与高应用性成为急需解决的问题。为了提高人机融合性，人们开始研究健康人的坐立转换规律，Diakhaté等[11]研究了17例健康男性在不同的座椅—大腿接触面积对STS速度的影响，发现接触面积越小坐立转换速度越快。Janssen[12]综述了大量相关研究，认为造成STS运动过程呈现不同运动特性的关键因素是：座椅高度、有无扶手以及脚的位置。

本文采集了30例健康男性志愿者的STS过程肩峰、大转子隆起处、外侧髂隆起处在矢状面上的运动轨迹，对STS过程进行了分段，分析和总结了各个阶段的运动特征和运动规律，根据不同受试者的人体参数，提出了三条大转子的参考运动轨迹，并结合所获轨迹设计了三自由度站立康复机器人，为站立康复辅具的设计提出了新思路与新方案。

1　人体STS轨迹数据采集实验

选取30例成年健康男性受试者，为模拟患者在站立康复机器人中的身体状态，本文固定了座椅高度和所有受试者踝关节位置，选择了43cm高非软质无靠背座椅，该座椅高度不低于所有受试者小腿长度的85%，并在椅子的一侧设置有两个平面参考点。

在开始实验之前，受试者被要求身着紧质紧身衣，目的是减少身—衣错动和脂肪晃动对数据采集的影响，上身挺直，双手抱拳并拢，小臂紧贴胸部，STS过程中保持手臂不动，避免手臂的摆动影响躯干动作。在每一位受试者的一侧肩峰、大转子隆起处、外侧髂隆起处以及外踝隆起处贴有标记点，所有受试者的踝关节被固定在同一位置，并且双脚平行确保与肩同宽。除了固定踝关节和座椅的位置外，没有限制受试者的其他初始状态，每位受试者从自己最舒适的起立位置和最习惯的起立方式完成STS运动，期间保持躯干和头部直立，以稳定的动作反复进行STS动作4次，STS过程中不得出现扭头、身体偏斜、停顿等不正常动作。

为了简化运动模型，假设受试者STS过程均在矢状面内完成，受试者接收到起立信号为运动开始，采用高清定焦相机单帧采集标记点的位置，这样就获取了30例受试者踝关节角α_1，膝关节角α_2，躯干角α_3的平均角度随时间变化曲线，如图1所示，图中U1表示臀部离开座椅的时刻，U2表示小腿停止前屈的时刻，U3表示小腿停止向后屈曲的时刻。T(U1)、T(U2)、T(U3)分别为表示0—U1、0—U2、0—

U3所消耗的时间。

根据身体运动特性进一步地将STS动作分为四个阶段：①初始阶段：0—T(U1)，平均占整个过程的18%，动作特征为躯干角角度减小开始，直到mark2在离开座椅位置时刻为结束。②平衡阶段：T(U1)—T(U2)，平均占整个过程的22%，动作特征为大转子离开座椅起，直到小腿停止向前屈曲时刻为结束。③上升阶段：T(U2)—T(U3)，平均占整个过程的51%，动作特征为小腿开始向后屈曲时刻起，直至停止向后屈曲时刻。④稳定阶段：T(U3)—运动结束，平均占整个过程的9%，动作特征为身体躯干与下肢基本直立后，小腿与大腿一同再次向前屈曲，大转子位置继续向前少量位移，mark1点位移变化减少，最终身体达到稳定状态。

因肩峰与外侧髂的轨迹受初始位置、躯干以及下肢长度的影响较大，故本文以大转子轨迹为基准，将30例受试者按照下肢长度（大腿与小腿长度的和）每隔50mm分成了三组，分别为650—700mm、700—750mm和750—800mm。取他们在时间标准化后相同时刻大转子在矢状面上的位置平均值，为了保证轨迹函数不过于复杂和较高的拟合优度，使用三次多项式拟合方法，得出三条大转子的推荐曲线分别为T_1、T_2和T_3，结果如图2所示。上述大转子轨迹、STS过程的阶段划分以及踝关节角α_1、膝关节角α_2和躯干角α_3平均角度的变化规律，为站立康复辅具的设计及姿态调整提供了重要参考。

2 三自由度站立康复辅具机构设计

站立康复辅具种类繁多，绝大多数站立康复辅具仅以完成动作为目标，多以膝盖为支点，加以胸部及手臂支撑以减轻下肢在STS过程中的负荷[13]。但是上述支撑方法限制了小腿在站立过程中的引导作用和躯干的摆动动作，致使全身动作异常，长期以来易形成不可逆的固化姿态，所以要求站立康复辅具应尽可能地还原自然状态下的STS运动。同时，站立康复辅具在运行时与患者之间的高度差如不能合理地控制，则患者身体支撑部位会受到较高负荷，造成关节疼痛、肌肉拉伤以及皮肤磨损等二次伤害，这也要求站立康复辅具应具有一定的调节功能。为实现机构在不过于复杂的同时还有良好的稳定性，满

图1 坐立转换过程α_1、α_2、α_3的平均角度变化曲线

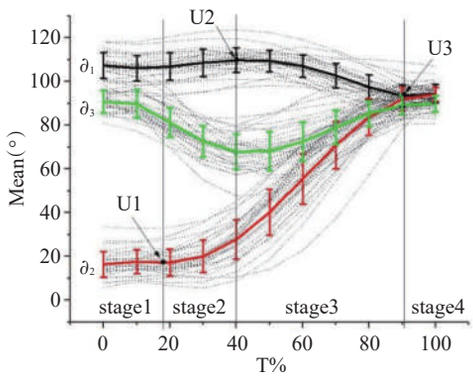
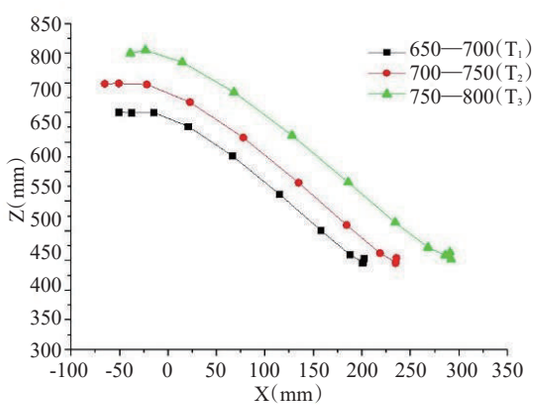


图2 拟合推荐大转子轨迹



足人体踝关节、膝关节和髋关节在矢状面的旋转运动以及高度调节需求，确定机构执行端应具有X、Z方向移动自由度和Y轴的转动自由度。在人机融合性方面，站立康复辅具应做到高自由度和大活动域，从而更好地为不同患者提供相对合理的辅助轨迹，配合合理的支撑方式避免过多的运动限制。在功能需求方面，站立康复辅具应具有多功能集成性和组合使用性，减少多次更换设备所带来的危险与不便，同时还应做到结构稳定和操作便利来提高应用性。由于功能与需求之间彼此制约，综合考虑各限制因素，根据上述理论研究提出了两组三自由度串联机械臂设计方案，设计了站立康复机器人，如图3所示。患者在使用此设备时，身着臀部系带悬吊于吊环中，通过腹板控制躯干倾斜，完成站立辅助过程。该机器人主要有以下优势：

①更合理的支撑方式，通过控制机械臂角度变化，调整大转子起立轨迹，使得小腿的运动不再被限

制，同时控制躯干倾斜角度，以上述实验所获躯干角α_3的平均角度为依据，令腹板随α_3变化，提升身体协调性，能够极大地还原自然状态下的STS动作。

②利用了串联机械臂工作空间大、结构灵活的特点，一方面能够帮助下肢障碍者更精确地针对上述STS四个阶段进行站立训练。另一方面通过对机械臂的轨迹规划，实现为不同人体参数的患者选择合适的起立轨迹，提高人机融合性，减少二次受伤。

③为增加机器人的组合使用性，在两组机械臂中预留较大空间，辅助站立时轮椅可直接进入机器人内，行走训练时还可插入自适应跑台，通过提升吊环高度来减轻患者下肢负荷实现减重平板训练[14]，做到了多功能融合。

3 站立康复机器人辅助站立过程有限元分析与验证

安全是设计康复辅具的首要考虑因素，所以站立康复机器人具有良好的强度和刚度也十分重要。因此去除掉不影响机器人整体力学性能的结构后，对整个康复机器人的辅助站立过程进行有限元分析，边界条件设定为将两边底架固定，在吊环上端悬挂位置施加1000N的载荷，整体网格数为523950个，材料设定为304不锈钢，弹性模量为194020MPa，泊松比0.3。计算结果如图4—5所示，站立辅助过程中最大综合应力为170.1MPa，最大位移为3.55mm。过程受力云图见图6。在实际应用过程中，患者在进行康复训练时下肢仍然需要发力进行康复训练，这使得实际施加在吊环上的工作载荷远小于1000N，所以该机构能够满足实际工作需求，验证了该机构设计的安全性和合理性。

图3 三自由度站立康复机器人的设计

4 样机实验

如图7所示。选取一名下肢长度处于700—750mm内的成年健康受试者，对三自由度设计方案与初期样机运行T2轨迹进行了测试，测试结果显示：①设计方案基本可以实现实际需求，能够完成预想功能。②可以实现人从轮椅上的辅助站立，起立轨迹接近自然状态，患者反馈为过程中不存在不舒适等问题。③做到了多功能适用性，可与自适应跑台等康复设备无缝衔接配合适用，避免了多次更换设备造成的不便。

5 结论

本文利用串联机械臂结构紧凑、活动灵活的特点，设计了三自由度站立康复机器人，以大转子为支撑点，通过末端执行器的移动与旋转辅助患者完成高质量的站立康复训练，并对整体结构的辅助站立

图4 辅助坐立转换过程综合应力趋势图

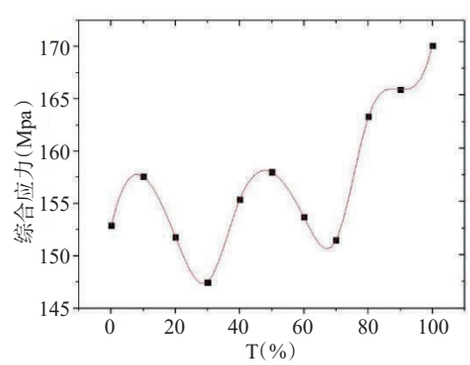


图5 辅助坐立转换过程变形趋势

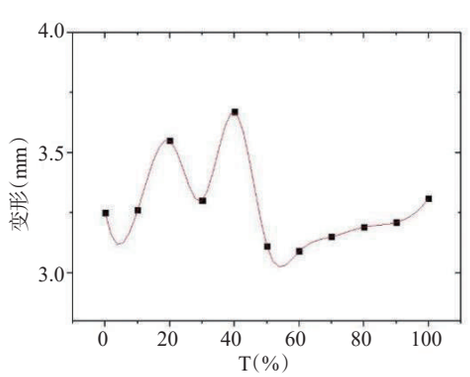


图6 辅助站立过程受力云图

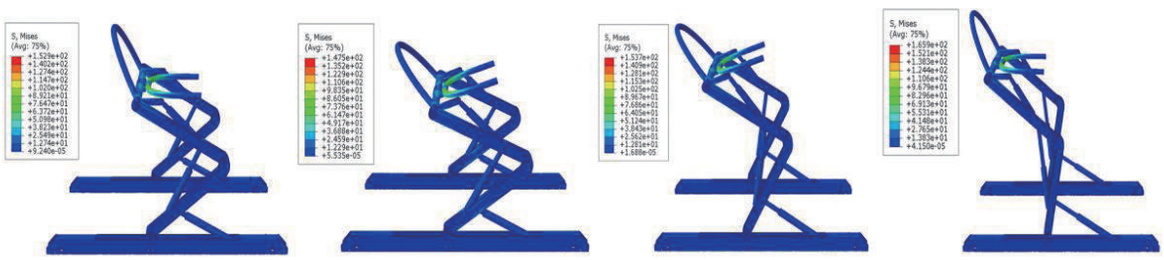
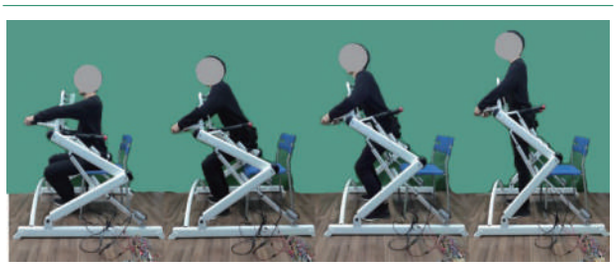


图7 样机辅助站立过程图



过程进行了有限元分析,验证了整体结构的强度刚度满足实际要求,最后进行了样机制造和应用实验,得出结论如下:①根据实验所获规律,小腿在站立过程中的往复摆动十分重要,小腿的自由度不应被限制,同时康复机器人应该尽可能地还原躯干在四个阶段中的运动特点,使被辅助站立过程更自然,避免过多肢体运动限制导致错误的固化姿态产生。②对于机构执行端来讲大转子轨迹的控制相对容易,且控制精度高,站立康复器具应该根据不同受试者的人体参数选择不同的站立轨迹,同时配合躯干倾角的控制,实现较高的人机融合性。③在功能需求方面,站立康复辅具应具有多功能集成性和组合使用性,减少多次更换设备所带来的危险与不便,还应做到结构简单和操作便利以提高应用性。

参考文献

[1] Dall PM, Kerr A. Frequency of the sit to stand task: An observational study of free-living adults[J]. Applied Ergonomics, 2010, 41(1):58—61.

[2] Burnfield JM, Shu Y, Buster TW, et al. Kinematic and electromyographic analyses of normal and device-assisted sit-to-stand transfers[J]. Gait Posture, 2012, 36(3):516—522.

[3] Gebhardt WA. Effectiveness of training to prevent job-related back pain: A meta-analysis[J]. British Journal of Clinical Psychology, 1994, 33 (Pt 4)(4):571—574.

[4] 蒲放, 樊瑜波. 康复辅具设计中的生物力学研究[J]. 医用生物力学, 2013, 28(4):363—365.

[5] Chuy O, Hirat Y, Wang Z, et al. Approach in assisting a sit-to- stand movement using robotic walking support system [C]// IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots & Systems. IEEE, 2006.

[6] Pasqui V, Saintbauzel L, Sigaud O. Characterization of a least effort user-centered trajectory for sit-to-stand assistance [M]//IUTAM Symposium on Dynamics Modeling and Interaction Control in Virtual and Real Environments. 2011.

[7] Hoang KLH, Mombaur K. Optimal design of a physical assistive device to support sit-to-stand motions[C]// IEEE International Conference on Robotics & Automation. IEEE, 2015.

[8] Geravand M,Korondi PZ,Werner C,et al. Human sit-to-stand transfer modeling towards intuitive and biologically-inspired robot assistance[J]. Autonomous Robots,2017,41(3):575—592.

[9] 李剑, 张秀峰, 潘国新. 减重步行康复训练机器人的设计及其临床应用[J]. 医用生物力学, 2012, 27(6):681—686.

[10] 邱启祥, 王小敏, 刘浩. 助行设备在美国老年人群中防跌倒作用的现状分析[J]. 中国康复理论与实践,2014,20(1):85—87.

[11] Diakhaté DG,Do MC,Le Bozec S. Effects of seat-thigh contact on kinematics performance in sit-to-stand and trunk flexion tasks[J].Journal of Biomechanics,2013,46(5):879—882.

[12] Janssen WG, Bussmann HB, Stam HJ. Determinants of the sit-to-stand movement: a review[J]. Physical Therapy, 2002, 82(9):866—879.

[13] Mombaur K, Ho Hoang KL1. How to best support sit to stand transfers of geriatric patients: Motion optimization under external forces for the design of physical assistive devices[J]. Journal of Biomechanics, 2017, 58:131—138.

[14] 王彤, 王翔, 陈旗, 等. 减重平板训练对瘫痪后步行障碍患者的影响[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2002, 24(2):98—101.