

基于膝关节支撑的两自由度人体坐立转换辅具的设计和运动轨迹控制*

周金满^{1,2} 薛 强^{1,2,3} 郑琦春^{1,2} 张 辉^{1,2}

摘要

目的:研究一种两自由度坐立转换辅助装置的设计和轨迹控制方法。

方法:对20名受试者分组进行坐立转换实验,分析受试者在不同坐立转换阶段的运动轨迹及运动学特征参数。

结果:给出了3组不同百分位和不同性别的人体的推荐坐立转换轨迹;提出了坐立转换辅具的设计方案,并设计了一款基于膝关节支撑的两自由度人体坐立转换辅具;建立机电控制系统,实现了两自由度人体坐立转换辅具的运动控制。

结论:坐立转换过程采用膝关节支撑可以提高站立辅助的效果,并提高安全性。各种类型的患者身体状态有所不同,该坐立转换辅具可根据不同患者的身体状态进行辅助阶段的选择。

关键词 康复辅具;坐立转换;膝关节支撑;运动轨迹;控制方法;机构设计

中图分类号:R496 **文献标识码:**B **文章编号:**1001-1242(2022)-04-0523-05

坐立转换(sit-to-stand, STS)、床厕转移等体位转移活动是人们日常生活中最常见的功能活动^[1-3]。而老年人由于衰老或各种疾病,如脑卒中、膝关节骨性关节炎(knee osteoarthritis)、多发性肌炎(polymyositis)、肌肉病变(myopathy),以及帕金森病(Parkinson's disease)等,导致身体功能衰退和下肢功能障碍,很难独立完成坐立转换^[4-9]。因此,老年人需要具有转移和助行等多种功能的下肢康复辅具,来帮助他们顺利完成STS运动,以及下肢康复训练。

坐立转换辅具,可以辅助老年人完成基本的转移、行走或帮助其恢复下肢功能^[10]。立命馆大学(Ritsumeikan University)的Nagai K等^[11]研发了一种动力辅助装置,辅助患者的自我转移,但是该系统是固定的,必须安装在给定的病房里。Tsukahara A等^[12]研发了一种可控制、可穿戴的外骨骼机器人,可以提高使用者的运动能力,但由于机构与人体运动不协调导致使用者关节疼痛,行走训练效果不佳。Pierluigi Rea等^[13]利用三维运动捕捉系统对人体的坐立转换运动进行研究,设计出一种单自由度坐立转换机构,但相对于多自由度机构,其在坐立转换过程中的灵活性和活动范围大大降低。美国Rifton Equipment公司生产的一款转移升降机^[14],能够帮助使用者进行坐立转换和步态训练,该产品设置有称重系统,可以在转移过程称量使用者的体重,并通过蓝牙连接将内置秤上的数据显示在手机和平板电脑上,并基于此来指导使用者进行康复训练。但该产品的运动机构仍属于单自由度升降机构。德国ATO FORM GmbH公司设计的一款Liftolet Tilty站立

升降机^[15],主要用于上厕所等日常活动中的站立转移,当使用者被提升时,座椅倾斜25°并向前抬升,在提升过程中使用者可以通过遥控器手动操作,方便人的站立或坐下。然而Liftolet Tilty站立升降机也采用单自由度机构。

对于老年人及患者来说,由于肌肉力量下降及膝关节屈曲范围有限,导致站立过程较困难,所以在膝关节或腿部处给予一定的支撑可以提高站立辅助的效果。目前用于坐立转换的辅助装置中,具有膝关节支撑的单自由度升降机构较多,具有膝关节支撑的多自由度升降机构较少。本文研究的目的是设计出一款基于膝关节支撑的两自由度人体坐立转换辅具,实现人体自然的坐立转换轨迹,提高人-机融合性,并能够进行下肢康复训练,提高老年人生活自理的能力。首先对受试者分组进行坐立转换实验,分析出不同受试者在不同坐立转换阶段的运动轨迹及运动学特征参数,给出了3组不同百分位和不同性别人体的推荐坐立转换轨迹;其次,基于分析结果提出了坐立转换辅具的设计方案,并设计了一款基于膝关节支撑的两自由度人体坐立转换辅具;最后,建立机电控制系统,实现了两自由度人体坐立转换辅具的运动控制。控制系统可为不同人群制定康复训练方案,完成合理的坐立转换运动轨迹控制。

1 坐立转换实验分析

1.1 实验方法

招募20名健康的青年志愿者进行实验,其中男性12名,

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2022.04.015

*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,300222; 2 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; 3 通讯作者
第一作者简介:周金满,女,硕士研究生; 收稿日期:2020-12-24

女性8名,受试者共分3组进行实验,第一组身高为165—172cm男性受试者6名,平均体重65.4kg,第二组身高为173—178cm男性受试者6名,平均体重68.5kg,第3组身高为160—170cm女性受试者8名,平均体重51.3kg。所有受试者均无病史,肢体各关节活动度均正常且无平衡功能失常现象。

实验开始,要求受试者坐在一个无扶手、高度为43cm的座椅上,上身挺直,不倚靠椅背,双脚平放地面,膝关节与挡板间的初始角度不做约束,以平时STS过程中最舒适位置角度即可。在实验过程中,运动速度尽可能保持匀速,每个受试者要求做两组实验,脚部间距分别是20cm和30cm,如图1所示,每组实验重复做两次。

1.2 结果分析

把3组受试者坐立转换实验数据取平均值进行分析,得到如图2中所示的肩部和膝关节运动轨迹(13个轨迹点),其中坐立点表示坐姿初始位置。通过对轨迹的分析可以看出,身高在172cm以下脚部间距在20cm时相对站立难度更小,身高在172cm以上脚部间距在30cm时相对站立难度更小,这表明脚部间距是影响不同身高人群坐立转换难度的一个重要因素。

2 坐立转换辅具机构设计

2.1 机构设计

根据受试者坐立转换实验数据,不同受试者之间虽然肩部和膝关节位置的运动轨迹表现出相近的运动趋势,但是不同个体之间的运动轨迹仍存在较大的差异,所以在机构设计时,考虑尽可能增大机构的活动域,以满足机构的适应性。为满足人体自然站立轨迹要求,坐立转换辅具在矢状面上应具有2个自由度(DOFs)。如图3机构运动简图所示,我们选择 L_1 、 L_2 、 L_3 、 L_4 四个杆交叉转动连接组成的升降机构作为

垂直方向升降自由度,选择平行四边形机构作为水平方向前屈自由度,并通过抬升臂 L_7 上的P点支撑人体,完成坐立转换运动。

根据坐立转换实验确定的人体在矢状面内的运动范围、图3给出的执行机构构型以及机构设计经验,我们预设辅助机构的初始参数值,如表1所示。其中 θ_1 是升降自由度的活动范围, θ_2 是前屈自由度的活动范围。

2.2 运动学分析

根据机构运动简图,将参考坐标系建立在O点位置,P点为机构与人体肩部腋窝处接触点,建立运动学方程对机构进行运动学求解。如图3所示,点P的位置:

$$P = \begin{Bmatrix} P_x \\ P_y \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} L_5 - L_6 \cdot \cos \theta_2 + L_7 \\ 2L_1 \cdot \sin \theta_1 + H_1 + H_2 + L_6 \cdot \sin \theta_2 + H_3 - H_4 \end{Bmatrix} \quad (1)$$

其中, P_x 、 P_y 为受试者肩部运动轨迹点。将(1)式变换得到角度关系,

$$\begin{cases} \theta_1 = \arcsin \frac{P_y - H_1 - H_2 - H_3 + H_4 - L_6 \cdot \sin \theta_2}{2L_1} \\ \theta_2 = \arccos \frac{L_5 + L_7 - P_x}{L_6} \end{cases} \quad (2)$$

图1 坐立转换实验

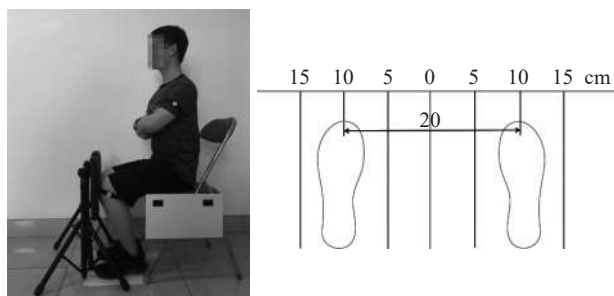
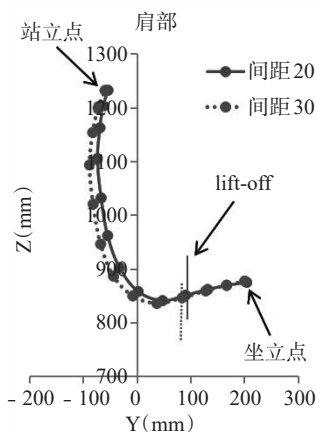
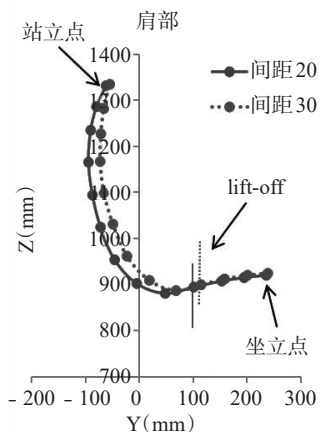


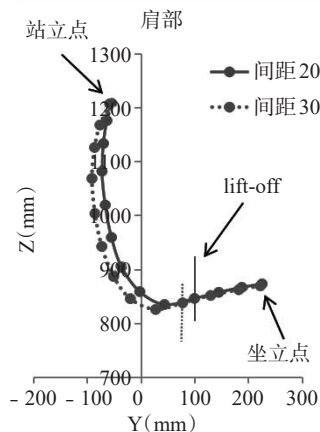
图2 3组轨迹平均值数据图



身高为165—172cm男性受试者



身高为173—178cm男性受试者



身高为160—170cm女性受试者

度 θ_2 ,进而反求出到达每个实验点所需的电动推杆位移量。如表3为各点角度值,表4为相对应的电推杆位移数据。在每两个相邻实验点之间用3次自然样条(natural cubic splines)插值算法进行曲线拟合^[18],将相邻两个点之间的插值算法转换为控制电动推杆运行的时间函数,又已知电动推杆速度,就能使坐立转换辅具按照实验轨迹曲线运动。

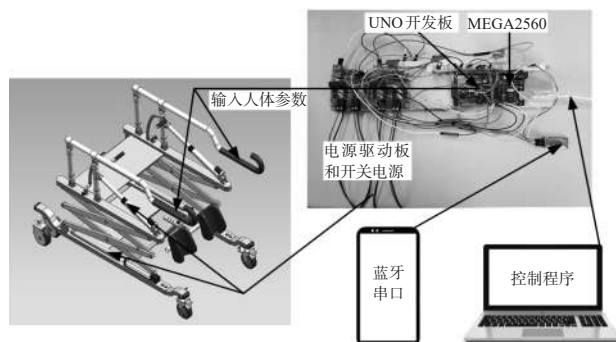
为了能够实现两组电动推杆的平稳控制,选择Arduino UNO板进行控制,并配备电源驱动板和开关电源。Arduino UNO板可以接收人体参数的输入信号,通过USB数据线连接计算机就能实现供电、程序下载和数据通讯,电源驱动板可以实现高低电平触发和PWM控制。Arduino开发板连接到电源驱动板PWM端,电动推杆连接到电源驱动板的被控设备端。同时采用HC-05-06-08-02蓝牙模块与DFRduino MEGA2560蓝牙控制器连接,使用手机与蓝牙串口进行通讯控制DFRduino MEGA2560执行相应命令,见图4。

将编写好的程序下载到Arduino UNO板上,就可以执行程序从而控制辅助装置。在控制电动推杆伸缩实现坐立转换轨迹的程序中,主要是控制电动推杆的伸缩时间和正反转。

控制程序在计算机上进行编写,能在windows系统环境下运行,程序运行出错或者系统发生故障时能够及时报警。计算功能和运动控制器相互通讯,通过对人体参数的获取,选择合理的肩部轨迹,并进行控制算法上的计算处理,然后分配运动时间,使电动推杆运动到相应实验点位置。

由于各种类型的患者身体状态有所不同,在整个坐立转换过程中所需辅助的阶段也会有所不同,所以全程助力不一定适用于每个患者。本文设计的两自由度人体坐立转换辅具是根据实验获得的人体肩关节轨迹进行坐到站过程的控制和辅助,该坐立转换辅具的运动机构可以实现人体坐到站所需要的运动。通过控制程序的编制,该坐立转换辅具可根据不同患者的身体状态,进行辅助阶段的选择,可以对患者在坐到站过程中无法自主完成的阶段进行辅助,也可对坐到站全程进行辅助。比如,对于肌力弱的老年人,可在其刚开始坐到站的时刻提供辅助,在其余时刻允许其自由站立,充分利用他们剩余的肌肉力量。这时,要调整坐立转换辅助装置的运动时间,使坐立转换辅助装置实现对患者的跟随运

图4 坐立转换辅具整体结构与控制逻辑图



动。运动时间的调整可根据表4给出的电推杆位移数据和电动推杆的速度换算出电动推杆的运行时间来进行,这个过程中还要参考实验获得的坐立转换运动各阶段的时间数据来调整。对于坐到站全过程有困难的患者,可全程进行辅助,这时,也需要调整好坐立转换辅助装置的运动时间。

5 讨论

本研究设计的基于膝关节支撑的两自由度人体坐立转换辅具,根据实验获得的人体肩关节轨迹进行坐到站过程的控制和辅助,该坐立转换辅具的运动机构可以按照人体肩关节轨迹引导使用者进行坐立转换运动。在坐立转换过程采用膝关节支撑可以提高站立辅助的效果,并提高安全性。

在基于膝关节支撑的两自由度人体坐立转换辅具设计中,本文给出了3组满足不同百分位和不同性别人体坐立转换运动轨迹的推荐机构尺寸参数值,以及能够适应所有3组不同百分位和不同性别人体坐立转换运动轨迹的最大机构尺寸参数值,并给出了机构初始位置调节方法。这在一定程度上增加了坐立转换辅具结构的复杂性和操作使用的复杂性。在产品化过程中,为了提高基于膝关节支撑的两自由度人体坐立转换辅具的实用性,本文建议:①机构尺寸参数选择适合身高为165—172cm受试者的第一组数值,如表2所示。这组机构参数虽然不能使机构精确适用于每一个使用者,但可以满足大多数的使用者,同时使产品的生产制造成

表3 各实验点角度值

	P_1	P_2	P_3	P_4	P_5	P_6	P_7	P_8	P_9	P_{10}	P_{11}	P_{12}	P_{13}
θ_1	20.6°	19.5°	18.6°	17.9°	17.6°	19.7°	23.4°	28.1°	32.6°	33.3°	40.6°	42.8°	44.4°
θ_2	118.9°	108.7°	98.9°	86.9°	74.6°	61.7°	50.1°	41.8°	36.6°	35.0°	37.1°	39.1°	45.2°

表4 各实验点电动推杆位移量

(mm)

	P_1	P_2	P_3	P_4	P_5	P_6	P_7	P_8	P_9	P_{10}	P_{11}	P_{12}	P_{13}
电1	608.4	612.7	616.1	618.5	619.6	611.9	596.5	573.4	547.6	543.3	493.5	476.9	464.4
电2	381.3	407.2	433.3	465.7	497.9	529.5	554.9	571.2	580.4	583.1	579.5	576.0	564.7

注:电1=升降电动推杆DBTL;电2=前屈电动推杆XTL100

本降低。②本文中膝关节支撑采用了左右膝关节单独支撑的方式,在实际产品中可采用左右膝关节共用一个支撑的方式,使不同身高体型范围的人都能够使用,这样就不需要对左右膝关节支撑进行单独调节,从而降低产品操作使用的复杂性。③在控制系统方面,建议采用模块化设计方法,根据使用者的身体情况,将控制系统模块化,不同的模块具有不同的控制功能,例如全程控制模块、不同运动阶段控制模块、跟随运动控制模块等。这样可以降低控制系统的复杂性,提高针对性,使得坐立转换辅具操作方便,使用者容易理解。同时,便于产品的系列化生产。④本文设计中,可以根据每个使用者身高体型单独调节控制升降自由度范围的 θ_1 及前屈自由度范围的 θ_2 ,从而调节运动机构的初始位置。在实际产品的控制系统中可以将这个微调功能去掉,从而进一步降低系统操作的复杂性,并降低生产制造成本。

6 结论

①通过坐立转换实验和数据分析,身高172cm以下脚部间距20cm相对站立难度更小,身高172cm以上脚部间距30cm相对站立难度更小,辅具膝关节支撑的可调节设计考虑了膝关节尺寸对坐立转换的影响,能够通过调节膝关节支撑使不同人群更容易地完成坐立转换。②本文设计的机构能够分别满足身高165—172cm男性、身高173—178cm男性和身高160—170cm女性的坐立转换运动需求,实现上述人体自然的坐立转换运动轨迹,从而为不同身高、性别的人体提供个性化的坐立转换运动轨迹。③机电控制系统的建立可为不同人群制定康复训练方案,在每两个相邻实验点之间进行3次样条插值和曲线拟合,将相邻两个点之间的插值算法转换为控制电动推杆运行的时间函数,驱动电动推杆可以使坐立转换辅具按照实验轨迹稳定运行。

参考文献

- [1] Dall PM, Andrew Kerr. Frequency of the sit to stand task: An observational study of free-living adults[J]. *Applied Ergonomics*, 2010, 41(1): 58—61.
- [2] Bobbert MF, Kistemaker DA, Vaz MA, et al. Searching for strategies to reduce the mechanical demands of the sit-to-stand task with a muscle-actuated optimal control model[J]. *Clin Biomech*, 2016, 37: 83—90.
- [3] Pierluigi Rea, Erika Ottaviano, Gianni Castelli. A procedure for the design of novel assisting devices for the sit-to-stand[J]. *Journal of Bionic Engineering*, 2013, 10(4): 488—496.
- [4] Julie Vaughan-Graham, Kara Patterson, Dina Brooks, et al. Transitions sit to stand and stand to sit in persons post-stroke: Path of centre of mass, pelvic and limb loading: A pilot study[J]. *Clinical Biomechanics*, 2019, 61: 22—30.
- [5] Davide G de Sousa, Lisa A Harvey, Simone Dorsch, et al. Two weeks of intensive sit-to-stand training in addition to usual care improves sit-to-stand ability in people who are unable to stand up independently after stroke: a randomised trial[J]. *Journal of Physiotherapy*, 2019, 65(3): 152—158.
- [6] Moeka Sonoo, Hirotaka Iijima, Naohiko Kanemura. Altered sagittal plane kinematics and kinetics during sit-to-stand in individuals with knee osteoarthritis: A systematic review and meta-analysis[J]. *Journal of Biomechanics*, 2019(96): 109331.
- [7] Dalise S, Bertolucci F, Simonella C, et al. Intensive aerobic training improves motor performances and oxidative metabolism efficiency in chronic polymyositis: A case report[J]. *Neuromuscular Disorders*, 2012(22):S221—S225.
- [8] Nicola Latronico, Charles Bolton. Critical illness polyneuropathy and myopathy: a major cause of muscle weakness and paralysis[J]. *The Lancet Neurology*, 2011(10):931—941.
- [9] Ângela Fernandes, Andreia S.P.Sousa, Joana Couras, et al. Influence of dual-task on sit-to-stand-to-sit postural control in Parkinson's disease[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2015, 37(11):1070—1075.
- [10] Katja Mombaur, Khai-Long Ho Hoang. 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.
- [11] Nagai K, Nakanishi I, Hanafusa H. Assistance of self-transfer of patients using a power-assisting device[C]. 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.03CH37422), Taipei, Taiwan, 2003.4008—4015.
- [12] Tsukahara A, Hasegawa Y, Sankai Y. Standing-up motion support for paraplegic patient with Robot Suit HAL[C]. 2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Kyoto, 2009. 211—217.
- [13] Pierluigi Rea, Erika Ottaviano. Functional design for customizing sit-to-stand assisting devices[J]. *J Bionic Eng*, 2018, 15: 83—93.
- [14] Rifton Equipment, TRAM: Three powerful functions in one device[EB/OL]. [2021-02-08]. <https://www.rifton.com/products/lift-and-transfer-devices/rifton-tram.html>.
- [15] ATO FORM, Liftolet-Tilty: Stand-up aid, Toilet seat lift[EB/OL]. [2021-02-08]. <https://www.ato-form.com/en/pd/liftolet-tilty-2.html>.
- [16] Christopher James Vincent, Yunqiu Li, Ann Blandford. Integration of human factors and ergonomics during medical device design and development: It's all about communication[J]. *Applied Ergonomics*, 2014, 45(3): 413—419.
- [17] Holden RJ, Cornet VP, Valdez RS. Patient ergonomics: 10-year mapping review of patient-centered human factors[J]. *Applied Ergonomics*, 2020(82):102972.
- [18] Ward Cheney, David Kincaid. Numerical Mathematics and Computing[M]. Seventh Edition, Brooks/Cole: Ceng. 2012.