

· 康复工程 ·

基于人体站立分析的辅助站立移位机研究*

崔腾飞¹ 李浩源¹ 王 玥¹ 段星光^{1,2}

在老龄化过程中,老年人四肢的灵活性会不断下降,其骨骼疏松、肌肉衰退、记忆力下降,很难实现较长时间的独自行走,甚至独立移位,生理减退给老年人的生活带来极大不便。其中由于下肢肌力不足,很多老年人不能像正常人一样站立和坐下^[1],如果站立/坐下时采用上肢辅助的方法,则会对上肢的力量有较高要求。如果长期使用上肢辅助站立,由于上肢要承受几乎全身的重量,很容易导致上肢肌肉拉伤,以及给上肢各关节造成负担,引起各关节的并发症^[2-3]。现实中这类有下肢运动障碍的老人拥有庞大的人群,特别是在床和轮椅之间的移位加大了护理人员的劳动强度。目前为下肢功能障碍老年人实现移位功能的移位机已逐渐成为康复医学领域研究的重点。由于老年人特殊的生理特征,决定了其不能被动接受生硬的辅助,并且这些设备是需要和老年人进行直接接触的,所以辅助站立移位机的设计首先在机构、外观上要更加人性化,同时在老年人的移位准备、移位和移位释放阶段要保证整个设备的平稳、安全运行,为老年人的转移提供便利^[4]。

1 人体站立分析

根据文献^[5],可将站立过程分为四个阶段,人在坐位上时处于一种静止的平衡状态,人体的起立开始时身体前倾,产生向上和向前的动力,身体离开椅面,直到髋、膝关节角度达到最大值,使身体完全直立,处于站立平衡状态。经分析可知,人体在站立过程中主要依靠下肢的踝关节、膝关节和髋关节转动,其中膝关节是主要的支撑和承载部位,发挥着承上启下的作用^[6]。涉及的下肢肌肉有股四头肌、臀大肌、股二头肌、半腱肌、半膜肌、竖脊肌、梨状肌、大收肌、臀中肌、臀小肌及小腿肌等^[7]。同时,上肢也可以经由肩关节、肘关节和腕关节的转动通过支撑外界物体或腿部辅助站立,涉及的肌肉主要为肱三头肌、屈指肌群等肌肉,此过程还需腹部肌肉群的收缩带动臀部的提升,完成人体站立。

对于下肢肌力不足的老年人,在设计辅助站立移位机时可以采用提升躯干部分,同时上肢辅助协调身体姿态的方

法。如图1,双脚踏于机器脚板,膝盖通过膝板固定,通过防护马甲固定人体胸部和肩部,双手紧握机器把手,辅助站立移位机提升机构将人拉起,这样可以降低下肢在起立过程中和站立时所承受的身体载荷,解决利用机器辅助老人移位前站立不舒适的问题。护理人员再通过移位操作把手实现对老人的移位。

图1 辅助站立移位机原理



2 辅助站立移位机设计

辅助站立移位机由提升机构、变角度底盘、稳定把手、吊带、移位把手和辅助站立把手(老人独自行走时辅助装置)组成,见图2。提升装置采用电动推杆(Push Max:6000N, Typical Speed:4.7mm/s)。变角度底盘可以改变底盘张开角度,使机器最大限度的接近人体,方便防护马甲的佩戴和缩小提升空间。稳定把手是在提升过程中方便老人紧握,稳定提升姿态。防护马甲用于紧固老人胸部和肩膀,方便提升。移位把手是护理人员移动辅助站立移位机时的操作把手。辅助站立把手用于老人独立借助机器行走时的辅助把手。

3 辅助站立移位机控制

辅助站立移位机硬件包括嵌入式控制器、控制盒、电控推杆和蓄电池。集成的电机控制器具有位置控制、速度控制和电流控制的功能。通过位置控制能够控制电机提升,通过速度控制,可以对运动优化,使电机的启动、运行和刹车更加

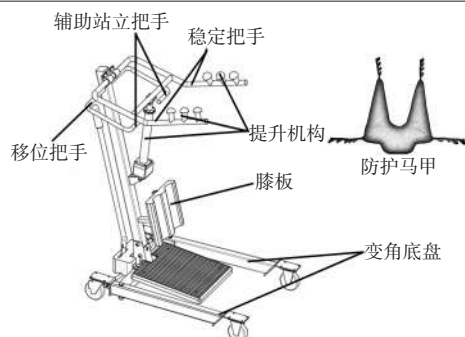
DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2018.01.018

*基金项目:国家科技支撑计划资助项目(2015BAI06B00)

1 北京理工大学,北京,100081; 2 通讯作者

作者简介:崔腾飞,男,博士研究生; 收稿日期:2016-12-23

图2 辅助站立移位机结构



的平稳,减少运行过程中的晃动和冲击,从而提高舒适性。通过电流控制,可以实时调节运动中力的输出,对运动过程进行电流安全监控,避免障碍物对设备造成破坏。

实现的控制方法为控制系统根据优化完成的提升轨迹和速度控制电动推杆,并接受传感器检测到的负载反馈实时调整电动推杆参数,以达到整个提升过程的平稳、安全。通过电流检测,计算电动推杆的载荷数据,经过A/D(Analog-to-Digital Converter,模/数转换器)模块转换信号,送达控制器,实现系统闭环控制。辅助站立移位机控制系统如图3所示。

4 辅助站立移位机辅助人体站立分析

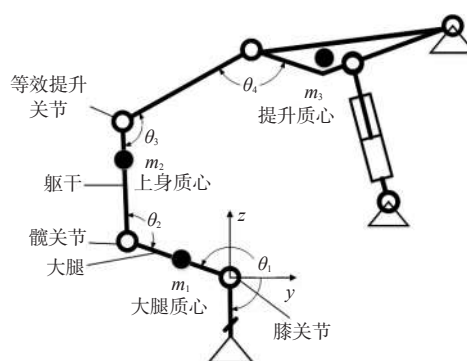
4.1 建立辅助站立移位机辅助人体起立运动模型

为研究辅助站立移位机辅助老年人起立的动力学特性,需要建立起立过程的模型。在建立动力学模型之前需要做出如下假设:①老人穿上防护马甲与机器连接后握住稳定把手,在起立过程中上肢只起到稳定位姿的作用并不参与提升过程。②基于第一点假设,在起立过程中人体可视为两部分组成,即大腿和上身。③人体关节连接处和位移机的各个运动副(安全吊带与移位机连接处、安全吊带与人体连接处视为转动副)均为光滑连接,没有摩擦。④人体各部分和位移

机各部分均为刚体且质量均集中在质心。⑤站立运动是对称的^[9],即各关节、运动副可在人体矢状面内投影。

图4为在矢状面内建立的辅助站立移位机辅助人体起立的示意图。人体在起立时上半身可以认为始终处于竖直状态,本文主要研究辅助站立移位机在辅助人体站立时各关节角位移、角速度和角加速度与辅助站立移位机参数的关系。

图4 辅助站立移位机辅助人体起立运动简图



4.2 辅助站立移位机辅助人体起立模拟及分析

利用Adams软件对下肢肌无力老人在起立过程中各关节的受力情况进行分析,因为膝关节处于人体结构的特殊位置,极容易受到伤害^[10]。根据文献^[11]中所做试验可知,下肢肌无力老人完成站立平均所需时间为2.14s,考虑到使用辅助站立移位机辅助老人站立的安全性,论文所做仿真时间设为3s,通过仿真分析各关节在辅助站立移位机辅助人体由坐姿转为站姿过程中角速度和角加速度的变化和趋势,可以真实反映辅助站立移位机在辅助老人站立时所能提供的便利(图5)。为验证辅助站立移位机辅助人体站立过程中患者膝关节、髌关节的舒适度,通过摄像头采集健康人员站立过程中相关关节的数据,采用Matlab软件编程,对试验数据进行分析。对健康人站立过程中膝关节、髌关节角度和角加速度进行测量,测量结果如图6。

通过观测,健康人员站立前上身向前屈,腿部向后屈,站立过程中不断调整身体姿态以完成站立,而辅助站立移位机辅助患者站立时,由机器提供绝大部分动能,患者只需双手握住稳定把手,保持上身处于竖直安全状态,这是仿真分析曲线和观测曲线差异的主要原因,但是可以通过对比两者相应关节角度参数的变化范围可以验证辅助站立移位机的辅助效果。

健康人站立过程中膝关节角速度为 $4.82^{\circ}/s \sim 59.68^{\circ}/s$,角加速度为 $-50.48^{\circ}/s^2 \sim 240.20^{\circ}/s^2$ 。髌关节的角速度为 $-46.00^{\circ}/s \sim$

图3 辅助站立移位机控制系统图

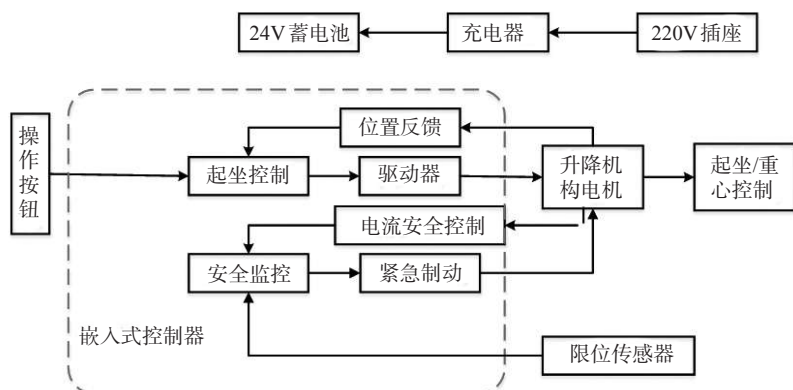


图5 辅助站立移位机辅助人体站立仿真分析

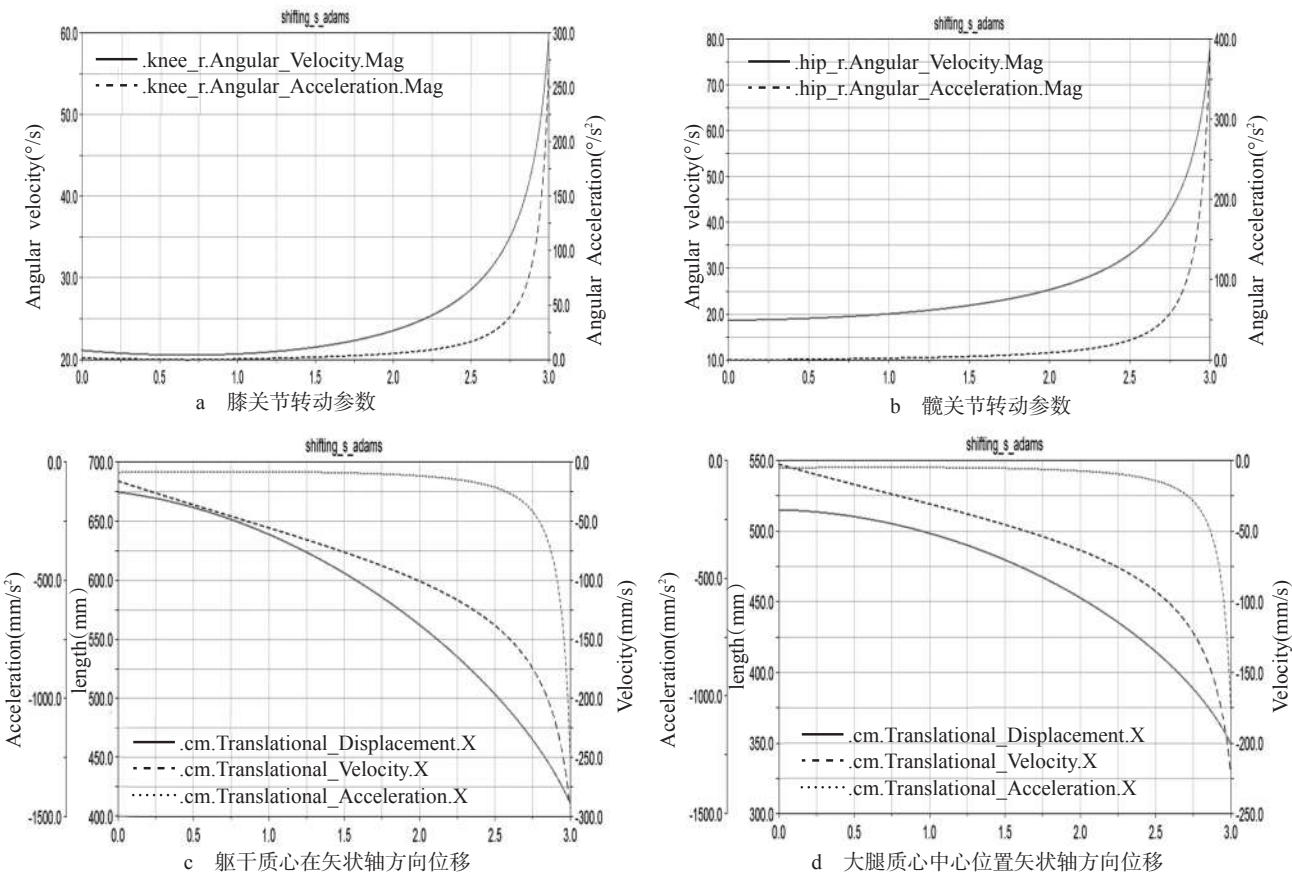
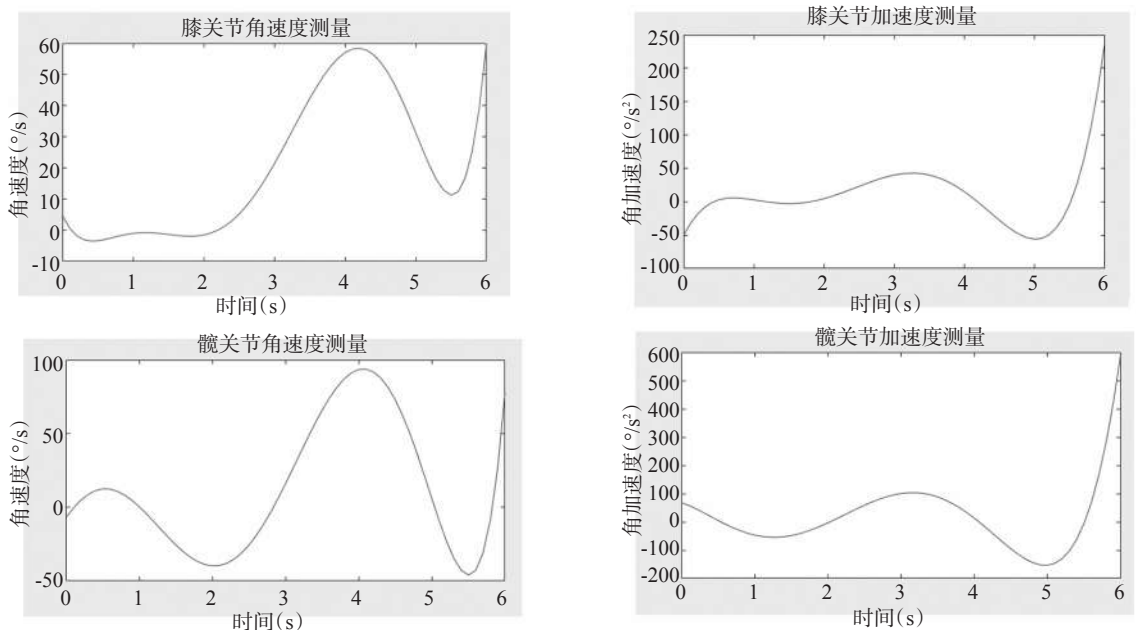
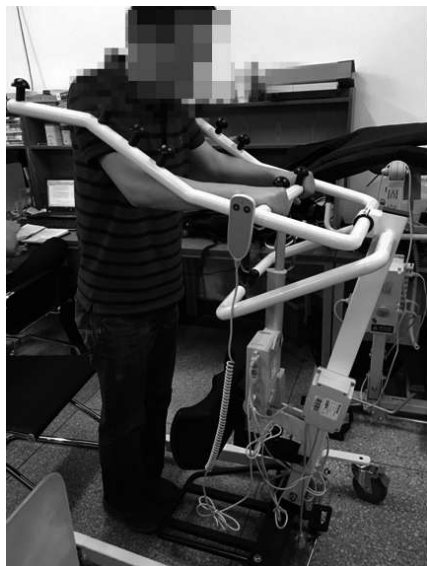


图6 髋关节与膝关节角度参数测量



膝关节的角速度为 $20.60^{\circ}/s$ — $59.44^{\circ}/s$,角加速度为 $0^{\circ}/s^2$ — $266.54^{\circ}/s^2$ 。髋关节角速度为 $18.76^{\circ}/s$ — $78.38^{\circ}/s$,角加速度为 $0.28^{\circ}/s^2$ — $389.24^{\circ}/s^2$ 。

图7 基于人体站立分析的辅助站立移位机(试验样机)



93.68°/s,角加速度为-153.00°/s²—597.60°/s²。由此可以看出,在辅助站立移位机辅助站立时膝关节、髋关节的角速度和角加速度基本落在健康人员站立过程中膝关节、髋关节的角速度和角加速度范围之内或数值更小。进一步分析人体质心位置变化,可以看出人体各部分质心中心位置在起立过程中均为平滑曲线,结合上面的试验数据对比,可知辅助站立移位机在辅助老人起立过程中并不会给老人带来不舒适感,同时可以降低护理人员的工作负荷。图7为试验样机,根据10位试验人员的亲身体会,在辅助站立过程中均感觉舒适。

综上,通过仿真分析和定性试验验证可知辅助站立移位机能够为下肢肌无力患者和老人的辅助站立和移位需要提供便利。

5 结论

本研究从需求出发,专为下肢肌无力老人设计了辅助站立及移位功能的辅助站立移位机,着重对机器的辅助站立功

能进行数学建模,应用仿真软件模拟人体在辅助站立移位机辅助起立过程中各关节所承受的转动角速度和角加速度并制作了试验样机。通过定性试验,验证了辅助站立移位机的安全性、可靠性和舒适度。

参考文献

- [1] 王志强,姜洪源, Roman Kamnik. 基于辅助起立机器人的人体起立动力学建模与试验研究[J]. 力学学报, 2014, 46(3): 457—464.
- [2] 王志强,姜洪源, Roman Kamink. 康复机器人辅助人体站立的关节力矩模拟与试验研究[J]. 中国康复医学杂志, 2014, 29(9): 847—850.
- [3] Kim K, Piao YJ, Kim NG, et al. Characteristic analysis of the isokinetic strength in lower limbs of the elderly on training for postural control[J]. International Journal of Precision Engineering & Manufacturing, 2010, 11(6): 955—967.
- [4] Aissaoui R, Ganea R, Aminian K. Conjugate momentum estimate using non-linear dynamic model of the sit-to-stand correlates well with accelerometric surface data[J]. Journal of Biomechanics, 2011, 44(6): 1073—1077.
- [5] 王建光. 老年人辅助站立座椅设计研究[D]. 浙江大学, 2008.
- [6] Hutchinson EB, Riley PO, Krebs DE. A dynamic analysis of the joint forces and torques during rising from a chair [J]. Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 1994, 2 (2): 49—56.
- [7] Qu XD. Effects of lower-limb muscular fatigue on stair gait [J]. Journal of Biomechanics, 2015, 48(15): 4059—4064.
- [8] Son J, Kim S, Ahn S, et al. Determination of the dynamic knee joint range of motion during leg extension exercise using an EMG-driven model[J]. International Journal of Precision Engineering & Manufacturing, 2012, 13(1): 117—123.
- [9] Chugo D, Kawabata K, Okamoto H, et al. Force assistance system for standing-up motion[J]. Industrial Robot, 2007, 34 (2): 128—134.
- [10] 郑辉. 人体下肢站立平衡调节的肌肉力特性分析与建模[D]. 燕山大学, 2014.
- [11] 王建光. 老年人辅助站立座椅设计研究[D]. 浙江大学, 2008.