



Design and Research of the Auxiliary Toilet Equipment

Weina Han, Haoxuan Meng and Yunsong Shao

EasyChair preprints are intended for rapid dissemination of research results and are integrated with the rest of EasyChair.

June 20, 2022

辅助如厕装置设计与研究

韩伟娜, 孟昊轩, 邵芸松

(北华航天工业学院 机电工程学院, 河北 廊坊 065000)

摘要: 为帮助行动不便的老年人和下肢残疾人等, 设计了一种辅助如厕装置。基于人体站立过程分析, 并进行站立过程实验得到大腿和水平面夹角与时间的关系, 设计机械结构采用变自由度的运动方式为使用者腿部进行助力, 通过腋下支撑结构限制上身自由度, 基于串级 PID 控制方式设计座椅自动调节功能使坐起过程更加符合人体自然站起姿态。结合机械与控制方面的设计制作实物样机, 该装置的设计解决了行动不便的人如厕问题, 为此类装置的设计提出了有效解决方案。

关键词: 辅助如厕装置; 机械结构; 串级 PID

中图分类号: TP2 **文献标识码:** A

Design and Research of the Auxiliary Toilet Equipment

HAN Weina, MENG Haoxuan, SHAO Yunsong

(College of mechanical and electrical engineering, North China Institute of Aerospace Engineering, Langfang, Hebei, 065000)

Abstract: In order to help the elderly with mobility difficulties and lower limb disabilities, a kind of auxiliary toilet device was designed. Stand stand process analysis based on the human body, and process experiment thighs and horizontal Angle and time, the relationship between design of mechanical structure with varying degrees of freedom movement way for the user the leg power, through the armpit limit freedom body, support structure based on cascade PID control method design seats automatic adjustment function to sit up more in line with the body's natural process of stand posture. Combined with the mechanical and control aspects of the design of the prototype, the design of the device to solve the mobility of inconvenient people to go to the toilet problem, for the design of such devices put forward an effective solution.

Key words: Auxiliary toilet equipment; Mechanical structure; Cascade PID

0 引言

随着我国逐渐步入老龄化社会, 老年人已经成为一个不容忽视的人群^[1-4]。由于生理机能下降, 下肢力量不足, 许多老年人在如厕时容易发生意外, 肌肉受损患者、下肢功能丧失患者等, 也存在类似问题。许多专家学者在辅助站立装置方面进行大量研究^[5-8], 例如日本 TOTO 公司针对老人如厕过程研究, 增加臂带并且测量老人如厕时的血压、体温等, 实时监测老人健康状况。美国 Endorphin 公司研发的辅助站立装置^[9], 帮助使用者锻炼腿部肌肉, 增强运动能力。国内在辅助站立方面的研究还在发展过程, 吉林大学设计的辅助如厕装置^[10], 通过扶手与坐垫的联动实现同步升降, 起到辅助站立过程。

武汉理工大学利用 PLC 控制与伺服电机实现闭环控制, 平稳可靠地实现坐起动作^[11]。不过结构复杂、费用高昂、舒适度较差等问题仍然存在。本文通过对正常站立动作的研究, 进行数学模型建立并进行运动学研究和分析, 设计一种辅助如厕装置, 以电推杆为动力来源为使用者腋下和腿部同时进行助力而且可以对坐姿角度进行调整。控制系统方面, 选择电推杆自带的编码器、电机与 NXP i.MX RT1064 实现闭环控制系统, 并加入紧急报警按钮来保证使用者的安全。

1 站立过程运动学分析

简单的站立过程需要人体许多的肌肉、骨骼和神经共同协作才可以实现。在站立过程中，通过腿部发力、改变人体重心位置完成站立的动作。尽管人与人之间的站立过程各有差异，不过大致过程基本相同。人体坐起过程基本分为三个阶段^[12-15]：准备阶段：腿部与水平面夹角变化较小，处在蓄力状态，使人体重心前移；发力阶段：腿部与水平面夹角变化较大，人体处在发力站起状态；稳定阶段：腿部与水平面夹角变化较小，人体处在稳定调整的状态，通过微微调整重心完成坐起动作。整个过程主要是前两个阶段发力，所以主要针对前两个阶段通过辅助装置进行助力。同理，坐下过程可进行逆向分析。

1.1 数学模型简化

通过上述站立过程分析，对人体模型进行简化。以地面为参考建立空间直角坐标系，以人体中轴线为Z轴以人体正前方为Y轴，获得空间直角坐标系。对人体关节进行简化，建立人体站立数学模型主要包括上身、髋关节、大腿、膝关节、小腿、踝关节、脚，构成一个三自由度机构^[16]。

1.2 站立过程运动学分析

基于人体数学模型。设髋关节的坐标为 (y_a, z_a) ，膝关节 (y_b, z_b) ，踝关节 (y_c, z_c) ，上身、大腿、小腿与水平面夹角为 $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ ，上身、大腿、小腿长度为 l_1, l_2, l_3 ，选定踝关节为原点，即 (y_c, z_c) 为原点。

下面分别计算膝关节、髋关节的运动情况。

由数学关系和踝关节设定的条件，可得膝关节坐标 (y_b, z_b) ：

$$\begin{cases} y_b = y_c + l_1 \cos \theta_1 \\ z_b = z_c + l_1 \sin \theta_1 \end{cases} \quad (1)$$

同理，髋关节的坐标 (y_a, z_a) ：

$$\begin{cases} y_a = y_b + l_2 \cos (180 - \theta_2) \\ z_a = z_b + l_2 \sin (180 - \theta_2) \end{cases} \quad (2)$$

结合上述两式，化简可得人站立过程中髋关节的坐标：0

$$\begin{cases} y_a = y_c + l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos \theta_2 \\ z_a = z_c + l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin \theta_2 \end{cases} \quad (3)$$

对上式求导，可得髋关节速度：

$$\begin{cases} \dot{y}_a = -l_1(\sin \theta_1)\dot{\theta}_1 - l_2(\sin \theta_2)\dot{\theta}_2 \\ \dot{z}_a = l_1(\cos \theta_1)\dot{\theta}_1 + l_2(\cos \theta_2)\dot{\theta}_2 \end{cases} \quad (4)$$

基于髋关节速度分析可以看出，人体的站起过程首先是缓慢地向前向上移动，之后快速地向前向上移动，最终缓慢地向前向上移动。下面将通过坐起过程实验更加细致地分析。

1.3 坐起过程实验

1.2 小节通过对人体模型的建立，大致分析得出了坐起过程中的髋关节运动情况，为了更加具体研究人体坐起过程，进行人体坐起过程的实验，选择5名身高体重有差异的普通人进行实验，通过视频截取图像分析人体站立过程中大腿与水平面角度的变化的数据。实验过程，实验者正坐在椅子上，目视前方，双手并拢自然地放在身前，在大腿外侧平行于大腿贴上条形标识以便后期分析图像。实验者要在3s内完成坐起动作，并进行三次实验，取得误差最小的一组数据^[17]。

在实验视频中每0.06s截取一个图像，测量条形标识与水平面夹角，根据大腿与水平部分夹角在规定时间内角度变化绘制变化曲线如图1所示。

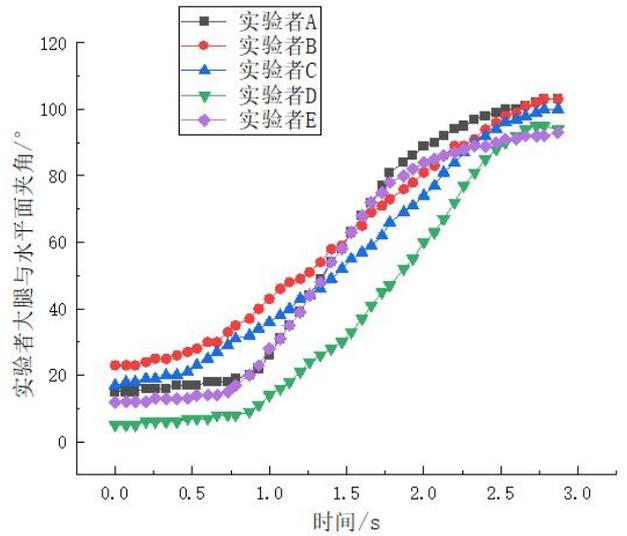


图1 大腿与水平部分夹角在规定时间内角度变化

从图中腿部与水平的夹角变化可以看出，人体坐起过程可分为三个阶段：在0~0.8s左右腿部与水平面夹角变化较小，处在蓄力状态，使人体重心前移，0.8~1.8s左右腿部与水平面夹角变化较大，人体处在发力站起状态，1.8~2.7s左右腿部与水平面夹角变化较小，人体处在稳定调整的状态，通过微微调整重心完成坐起动作。

比较图1中的变化曲线，实验者E身高偏高（1.88m）和实验者B身高偏低（1.65m），实验者D的变化曲线调整重心的过程过快，实验者C蓄力时间和稳定调整时间偏短，相比而言实验者A蓄力与稳定调整时间更合理，所以针对实验者A变化曲线进行分析，将实验者A的实验数据导入MATLAB，进行函数拟合得到坐起过程大腿与水平面夹角与时间的函数：

$$f(x) = 46.07 \sin(1.32x - 1.948) + 4.019 \sin(-4.417x + 9.263) + 57.86 \quad (5)$$

函数变化过程大致符合式(4)的分析,可以看出人体在站起过程中,需要向上与向前两个方向的助力,并且在坐起过程中应该限制人体上半身的自由度增加运行过程的平稳性。运行过程中大腿与水平夹角变化应尽可能符合式(5)模仿自然人体坐起过程以提高使用者的舒适感。

2 辅助如厕装置的机械结构设计

正通过上述分析,站起过程主要针对使用者大腿进行助力,产生向前向上的助力,并为保持平衡需要为使用者上身提供支撑。所以采用两个机构分别为使用者腿部和腋下分别进行助力。

2.1 坐姿调整结构

坐姿调整结构由坐垫和两组电推杆组成。自由度为2,采用双电机驱动。坐姿调整结构采用五杆机构,含有两组电推杆,均具有自锁功能。通过对电推杆的控制,实现将五杆机构转变为四杆机构,在实现目标功能的基础上增加整体结构的稳定性。坐姿调整结构机构图如图2所示。

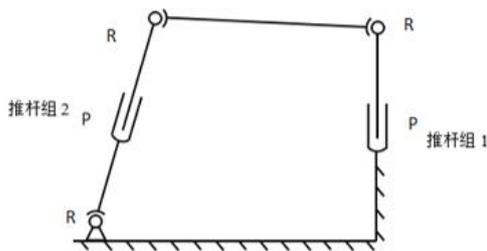


图2 坐姿调整结构机构图

工作时可以实现两种功能,当推杆组1自锁时,推杆组2为驱动器时,可以通过伸缩电推杆组2的长度来改变坐垫与水平面夹角,实现对坐垫角度的调整,以提高使用者体验的舒适度,当推杆2自锁时,推杆1为驱动器时,通过伸缩电推杆组1的长度来改变坐垫与水平面夹角,贴合使用者臀部,为使用者坐起时提供向上和向前的推力,实现辅助坐起的功能。

2.2 腋下支撑结构

如果只为使用者腿部提供向上向前的助力,会导致使用者上身自由度没有被限制而摇晃,所以还需要为使用者上身提供助力以维持平衡。因此提出腋下支撑结构。腋下支撑结构左右两侧对称,通过靠背连接提高使用的舒适度,腋下支撑结构机构图

如图3所示。

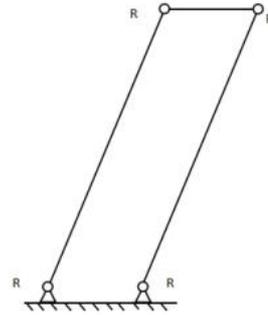


图3 腋下支撑结构机构图

其中腋下支撑结构采用铰链四杆机构,采用电推杆组进行驱动并具有自锁功能保证运行的稳定性。腋下支撑结构与坐姿调整结构配合,辅助人体平稳坐下与站立。

3 辅助如厕装置的控制系统设计

3.1 系统整体框架设计

根据上述机械结构以及功能,进行控制系统设计主要包括控制单元、执行单元、供电单元和交互单元。系统整体框架图如图4所示。

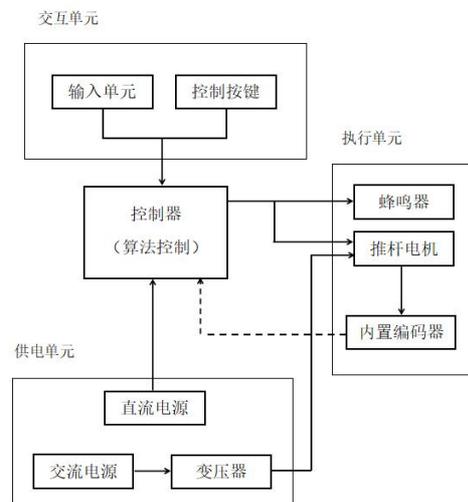


图4 系统整体框架图

其中控制单元使用较快实时响应和较低功耗的恩智浦 NXP i.MX RT1064, 主要实现输入信号的处理和闭环控制的决策; 执行单元使用具有内置编码器的电推杆和蜂鸣器, 内置编码器可实时监测电推杆转速控制座椅位置, 实现稳定准确的闭环控制, 蜂鸣器实现报警功能保障使用者安全; 供电单元使用 AC220V 转 DC12V 变压器为电推杆供电, 使用独立的直流电源为控制系统供电; 交互单元使用按

键控制，提高系统的交互性。

3.2 座椅自动调节功能

为使坐起过程更加舒适，本课题设计了座椅自动调节功能，使座椅高度升降过程更加符合人体工程学。基于人体站立过程所得实验数据，将式(5)作为系统输入，采用串级PID的控制方式^[18]，通过电推杆初始位置与目标位置的差，经过一级PID控制得到目标转速，以实际转速与目标转速之差经过二级PID控制器输出座椅与水平夹角，对坐起过程进行调节，使得坐起过程更加平稳。之后进行直流电机的传递函数计算，根据相关文献^[19]。直流电机的传递函数如下：

$$G(S) = \frac{1}{T_m S^2 + T_m S + 1} K_e \quad (6)$$

T_m : 机械时间常数

K_e : 直流电机电势系数

本设计选用的电推杆中的直流电机型号为3D30-24GN，其相关参数如表1所示：

表1 推杆直流电机参数

工作电压 (VDC)	额定功率 (W)	空载电流 (A)	额定转速 (RPM)	转动惯量 (Kg×m ²)
12	30	2.8	2100	4.5×10 ⁻⁴

根据上述参数，结合直流电机传递函数，计算出直流电机传递函数模型：

$$G(S) = \frac{184.906}{0.00202615S^2 + 0.00202615S + 1} \quad (6)$$

基于simulink仿真平台，搭建串级PID数学模型，并进行各环节PID参数调节，最终得到输出函数如5图所示。系统输出函数可以看出，座椅高度升降过程与之前人体站立实验所得函数基本相同，辅助装置站立过程与实际站立过程时间基本相同，在尽量符合人体站立过程的前提下通过电推杆为使用者腿部进行助力，通过扶手与靠背限制使用者上身自由度，增加使用过程的稳定性，降低突然站起时对腿部和膝盖的冲击，更好地保护下肢关节，减少腿部在站起过程中的发力。

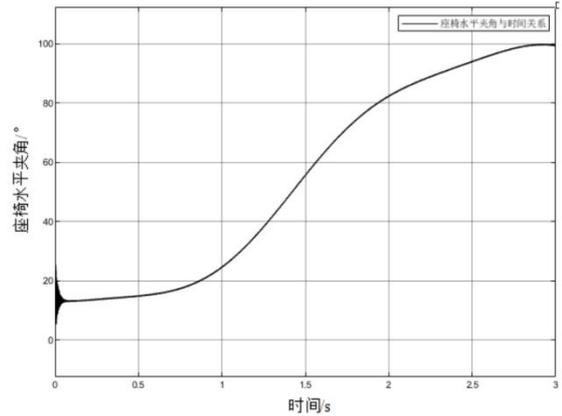


图5 系统输出函数

4 辅助如厕装置实物

基于上述分析，确定设计方案后，进行辅助如厕装置实物制作。辅助如厕装置实物如图6所示。



图6 辅助如厕装置实物

本装置主要由底部支撑结构、腋下支撑结构和坐姿调整结构组成。腋下支撑结构和坐姿调整结构都采用铰链四杆机构，结构简单、传动平稳。工作时除了对人体的臀部及大腿进行助力，同时还对腋下进行支撑，适应人体自然姿态，更符合人体工程学。采用电推杆作为动力来源，电推杆内含编码器，可实时采集推杆长度，进行限位保护。采用串级PID控制方式，控制精度高、稳定且安全。

5 结论

本装置工作时通过坐姿调整结构和腋下支撑结构对使用者的大腿和腋下同时进行助力，提高使用者体验的舒适度和产品的稳定性。通过坐姿调整结构的电推杆组的自锁，可实现坐垫的前倾、后

倾,并与腋下支撑结构共同助力帮助人体完成站立与坐下的动作。采用串级PID的控制方式,对坐起过程进行调节,使得坐起过程更加平稳。整个过程更适应人体自然姿态,较目前市场同种类产品体验更加舒适。

参考文献:

- [1] 乔雅君,王军.老龄化压力下自动化在经济增长中的内生机制分析[J].中国软科学,2022(04):161-171.
- [2] 陈晓,郑玉璐,姚笛.人口老龄化、工业智能化与经济高质量发展[J].统计与决策,2022,38(06):129-132.
- [3] 咸金坤,汪伟,兰袁.人口老龄化必然导致资本替代劳动吗[J].南方经济,2022(05):43-62.
- [4] 赵亚波.人口老龄化对中国经济增长的影响[J].市场周刊,2022,35(03):23-26.
- [5] 张莎,冯聪利,赵培,杜胜.辅助老人如厕装置的研究现状及发展趋势[J].产业创新研究,2020(20):46-47.
- [6] 张莎.老年人智能辅助如厕装置的设计与研究[J].机械设计与制造工程,2021,50(07):51-54.
- [7] 李远利,涂细凯,胡世超,李肖.基于坐立转换运动轨迹的如厕辅助装置设计[J].中国康复理论与实践,2021,27(07):844-851.
- [8] 张幻,谢永智.老年人如厕智能辅助装置的设计[J].机电工程技术,2020,49(10):134-135+157.
- [9] KAMNIK R,BAJD T.Standing-up robot:an assistive reha-bilitative device for training and sssessment[J].Journal of Medical Engineering& Technology,2004,28(2):74-80.
- [10] 刘坤,吉硕,孙震源,徐洪伟,刘勇,赵静霞.多功能坐站辅助型如厕轮椅机械结构设计与优化 [J].吉林大学学报(工学版),2019,49(03):872-880.
- [11] 李兆亮,陈玉海.老年人智能如厕辅助装置设计[J].科技与创新,2019(24):48-50.
- [12] 崔腾飞,李浩源,王玥,段星光.基于人体站立分析的辅助站立移位机研究 [J].中国康复医学杂志,2018,33(01):86-89.
- [13] 陈岱民,韩舒宇.下肢站立康复训练装置运动轨迹联合仿真分析[J].长春大学学报,2020,30(02):1-4.
- [14] 雷铭达,徐汉斌.基于老年人站立分析的辅助站立机构优化设计研究[J].设计,2020,33(15):102-105.
- [15] 张帆,林榕,蒋琴华,王竹影,吴志建,宋彦李青.运用动量分析老年人身体站立前倾时的动态平衡特征[J].中国老年学杂志,2020,40(16):3463-3470.
- [16] 马志飞. 辅助起立康复机器人控制系统的仿真与实验研究[D].哈尔滨工业大学,2011.
- [17] 朱金静. 坐位高度对坐起一行走地反力和身体姿态影响的实验研究[D].大连理工大学,2012.
- [18] 解文周,张子璇,台永鹏.自平衡车串级与并行PID控制方法比较研究[J].电子世界,2021(17):88-90.
- [19] 张江伟. 直流电动推杆同步控制系统研究[D].中国矿业大学,2021.

基金项目:北华航天工业学院研究生创新资助项目(YKY-2021-09)

作者简介:韩伟娜,女,硕士,教授,主要从事机电系统控制及自动化研究,E-mail:hanvenus@163.com。