

坐立卧式护理轮椅的结构设计及运动学仿真分析

张帅¹ 尚振东^{1,2} 胡志刚^{1,3} 付东辽³

(1 河南科技大学 机电工程学院, 河南 洛阳 471003)

(2 机械装备先进制造河南省协同创新中心, 河南 洛阳 471003)

(3 河南科技大学 医学技术与工程学院, 河南 洛阳 471003)

摘要 为满足行动不便的老年人和残障患者的护理需求,设计了可辅助站立、辅助躺卧的坐立卧式护理轮椅。阐述了轮椅机构的设计方案和工作原理,并基于人机工程学原理,采用三维步态分析及运动系统分析了正常人体起立、躺卧过程中各关节的运动轨迹规律。建立轮椅机构间几何关系,并对机构进行了运动学分析;结合人体测量学数据,确定各构件参数并建立虚拟样机;运用Adams软件对机构进行了运动仿真,仿真中机构运行平稳。仿真结果表明,坐立卧式护理轮椅辅助人体坐、立、卧运动符合健康人体运动规律,验证了机构设计的合理性。

关键词 护理轮椅 机构设计 运动分析 Adams 仿真

Structure Design and Kinematics Simulation Analysis of Standing and Lying Nursing Wheelchair

Zhang Shuai¹ Shang Zhendong^{1,2} Hu Zhigang^{1,3} Fu Dongliao³

(1 School of Mechanical and Electrical Engineering, Henan University of Science and Technology, Luoyang 471003, China)

(2 Henan Collaborative Innovation Center for Advanced Manufacturing of Mechanical Equipment, Luoyang 471003, China)

(3 School of Medical Technology and Engineering, Henan University of Science and Technology, Luoyang 471003, China)

Abstract In order to meet the nursing needs of the elderly and disabled patients with mobility difficulties, a standing and lying nursing wheelchair that can assist standing and assisting lying is designed. The design scheme and working principle of the wheelchair mechanism are expounded. Based on the principle of ergonomics, three-dimensional gait analysis and motion system are used to analyze the movement trajectory of normal joints during the process of standing up and lying down. The geometric relationship between wheelchair mechanisms is established, and the kinematics analysis of the mechanism carried out. Combining the anthropometric data, the parameters of each component are determined and a virtual prototype is established. By using the Adams software, the motion simulation of the mechanism is carried out, the mechanism runs smoothly in the simulation. The simulation results show that the sitting, standing and lying nursing wheelchair assists the human body to sit, stand, and lie down in accordance with the laws of healthy human movement, which verifies the rationality of the mechanism design.

Key words Nursing wheelchair Mechanism design Kinematic analysis Adams simulation

0 引言

目前,我国社会老龄化程度正在不断加深。截止到2020年,我国老龄人口数量达到2.43亿。预计到2030年,我国65岁以上人口比例将超过日本,到2050年,我国老年人口将占世界老年人口的1/4左右^[1]。届时,我国将成为真正意义上的超老龄国家。

老年人身体机能的下降,造成生活中的诸多不便。同时,由于各种疾病、交通事故的发生,每年有大量的人丧失自主生活的能力。根据我国第二次残疾人抽样调查显示,我国残疾人口占全国总人数的6.34%,到2017年,有残疾人口的家庭达到7050万户,其中,肢体残疾人数约为2472万人,占残疾人口的29%^[2]。行动不便的老年人和残障人士迫切

需要一种能够满足日常活动和休息的护理轮椅。

目前,国内外市场上较为常见的护理轮椅有手动轮椅和电动轮椅,其功能较为单一,多数仅能满足日常行走,并且使用者仅能保持坐姿。长时间的坐姿会对脊柱造成伤害,导致下肢静脉压力增大,下肢肿胀^[3]。日本Panasonic研发的Resyone护理轮椅床能够实现患者在床与轮椅之间的转运^[4],但其体积较大,灵活性较差。Sang等研究了轮椅担架机器人,采用单自由度五连杆机构来实现机器人的折叠运动^[5],可实现坐卧变换,但其姿态变换过程没有结合人机工程学原理,舒适性较差。少有的可站立轮椅在姿态变换过程中,存在重心不稳或不符合正常人站立姿态运动轨迹,导致稳定性、舒适性较差,严重影响康复护理的效果。

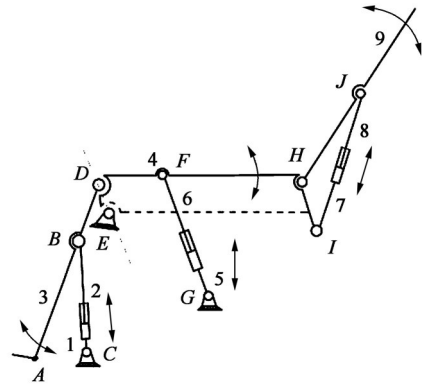
本文中针对老年人和残障患者的实际护理需求,在智能轮椅的基础上,结合人机工程学原理,设计了一种既可坐姿行动,又可辅助站立、辅助躺卧的坐立卧式护理轮椅。该轮椅在辅助人体站立和躺卧过程中,能够符合人体姿态变换时的运动轨迹规律,满足人体站立和躺卧过程中的稳定性和舒适性要求;在辅助人坐姿和站立状态下,可适应使用者日常如厕中蹲起的动作;在辅助人坐姿和躺卧状态下,可供使用者日常休息。该轮椅能够减轻护理人员的工作强度,提高老年人和残障患者的生活质量。

1 护理轮椅的机构设计

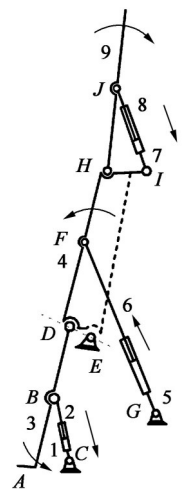
针对老年人和残障患者对护理轮椅的使用需求,确定坐立卧式护理轮椅能够进行坐立机构变换和坐卧机构变换,在坐姿和站立状态能够稳定行走,并辅助老年人和残障患者在使用轮椅过程中姿势变换,促进血液循环、预防身体压疮等。解决生活中简单锻炼、如厕等日常活动。因此,本文中设计的坐立卧式护理轮椅包括支撑底座、腿部支架、座面支架和靠背支架等,改变了传统的双轮或四轮轮椅的结构模式,在轮椅的前后驱动轮处各增加两个小轮,与驱动轮通过履带连接,当站立姿态或躺卧姿态时,各处小轮在推杆电机驱动下旋转一定角度与地面接触,增加行走时重心稳定性和躺卧姿态时轮椅的稳定性。

设计的各处连接件均以铰链的形式连接,采用十连杆机构实现坐立变换和坐卧姿态变换,如图1(a)所示,该机构由固定支撑底座和9个活动构件组成,驱动构件由3个推杆电机组成,共有12个低副和0个高副。通过机构自由度计算得到 $F=3$ 。图1中C、E、G3点为轮椅固定支撑底座上的固定

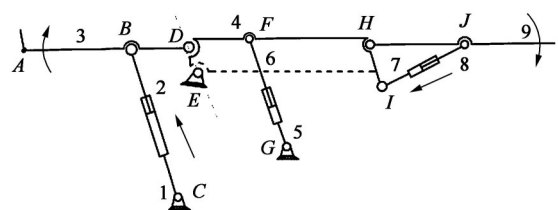
点, D、F、H、I均为座面支架上的点。其中, D、E两点同轴。轮椅机构的工作原理为:通过推杆电机I的驱动,腿部支架3以D点为圆心作弧线运动;通过推杆电机II的驱动,座面支架4以D(E)点为圆心作弧线运动, H、I点绕D(E)作弧线运动;同时,靠背支架J点在推杆电机III的驱动下绕H点作弧线运动。



(a) 坐姿状态简图



(b) 站立状态简图



(c) 卧姿状态简图

图1 坐立卧式轮椅机构简图

Fig. 1 Sketch map of standing and lying wheelchair

轮椅进行坐立变换时,推杆电机I匀速向下收缩,带动腿部支架3绕D点逆时针运动,腿部支架3往里内收,推杆电机II匀速伸长,座面支架4以D(E)点为圆心逆时针运动,倾斜角度逐渐增大。同时,推杆电机III匀速收缩,驱动靠背支架9绕H点顺时针作弧线运动,形成站立姿势,如图1(b)所示。轮椅进行坐卧姿态变换时,推杆电机I匀速伸长,

带动腿部支架3绕D点顺时针运动,直至水平位置,推杆电机Ⅲ匀速收缩,带动靠背支架9绕H点顺时针运动,直至水平位置,如图1(c)所示。

2 人体坐立、坐卧姿态变换过程中运动分析

人体运动根据人体特有的机能有自身的运动规律^[6]。为保证护理轮椅能够满足人体在姿态变换中的稳定性和舒适性要求,首先对人体坐立、坐卧姿态变换过程中的运动特点进行分析。采用三维步态分析及运动系统,采集人体关节在姿态变换过程中的角度变化;根据人体测量学中人体结构数据,计算出主要关节的位移轨迹曲线;在此运动规律的基础上,设计符合正常人体运动特点的轮椅机构尺寸。

2.1 姿态变换过程中坐标系建立

基于人体的结构特点分析人体时,将人体结构分为上身躯干、大腿、小腿等3个部分^[7]。在人体姿态变换过程中,髋关节、膝关节和踝关节起主要作用,在运动过程中将上身躯干的质量简化到上身躯干质心处,如图2(a)所示。将姿态传感器布于踝关节、膝关节、髋关节和上身躯干质心处,如图2(b)所示。人体结构关于矢状面对称,运动过程可视为在矢状面内完成^[8]。因此,基于上述实验方案,研究人体坐立、坐卧姿态变换过程中的关节运动轨迹。

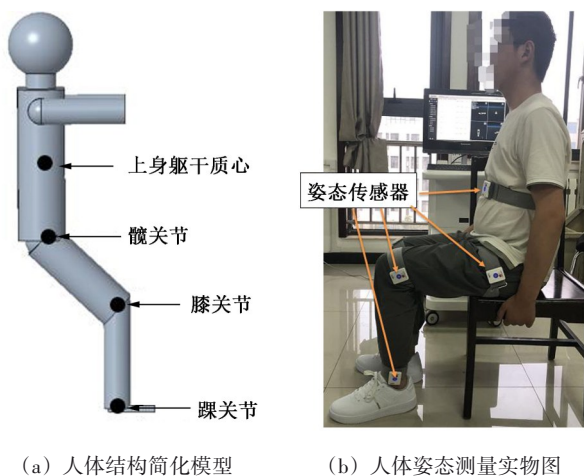


图2 人体关节及姿态传感器分布
Fig. 2 Distribution of human joints and posture sensors

由于人体结构关于矢状面对称,将人体模型各组成部分视为刚体,在矢状面内可建立坐标系。人体在直立站立姿态时,人体重心与踝关节在同一竖直直线上,以踝关节A点所接触的地面为原点,过踝关节A点和膝关节B点的竖直方向为Y轴(向上为正),过踝关节A点的水平方向为X轴(向后为正),建立如图3所示的坐标系。

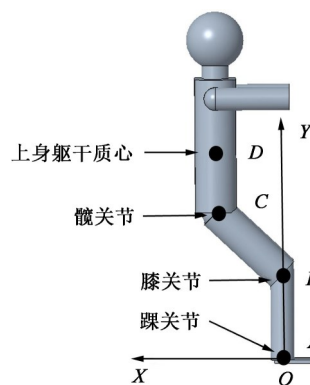


图3 姿态变换过程中人体坐标系

Fig. 3 Human body coordinate system in the process of posture transformation

2.2 正常人体姿态变换过程中运动轨迹分析

在正常人体起立过程中,主要在于下肢髋关节(伸)、膝关节(伸)和踝关节(跖屈)以及各部分肌肉群克服重力将人体提升,所设计的轮椅机构在坐立姿态变换过程中,主要通过对人体髋关节处施加辅助力,辅助人体向上站立运动。起立过程中上身躯干为了保持重心平衡,不能始终保持竖直姿势,人体上肢运动数据对轮椅机构的运动影响较小^[9],因此在分析时,设定上身躯干保持竖直状态,并基于此分析正常人体起立过程中髋关节的运动轨迹和上身躯干质心的运动轨迹。

根据第2.1节中建立的坐标系,设运动过程中,髋关节C'点的位置坐标为 (X_1, Y_1) ,上身躯干质心D'点的位置坐标为 (X_2, Y_2) ,小腿长 L_1 ,大腿长 L_2 ,上身躯干长 L_3 ,上身躯干质心D距离髋关节为 $L_3/2$, L_2 与X轴正方向的夹角为 θ_1 ,如图4所示,由几何关系可得

$$\begin{cases} X_1 = L_2 \cos \theta_1 \\ Y_1 = L_1 + L_2 \sin \theta_1 \\ X_2 = L_2 \cos \theta_1 \\ Y_2 = L_1 + L_2 \sin \theta_1 + L_3/2 \\ 0^\circ \leq \theta_1 \leq 90^\circ \end{cases} \quad (1)$$

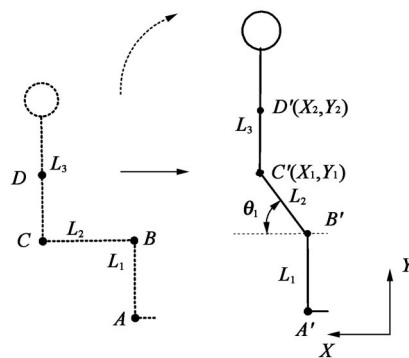


图4 人体起立运动

Fig. 4 Human body standing up movement

正常人体在坐卧姿态变换过程中, 将小腿和上身躯干运动至水平位置。所设计的机构通过腿部支架作用在小腿处, 以推杆电机为动力辅助小腿抬升, 同时, 上身躯干由靠背支架辅助平躺。因此, 在完成坐卧姿态变换的过程中, 主要分析踝关节和上身躯干质心的运动轨迹。

同理, 根据上述坐标系, 设运动过程中踝关节 A' 点的位置坐标为 (X_3, Y_3) , 上身躯干质心 D' 点的位置坐标为 (X_4, Y_4) , L_1 与 Y 轴的夹角为 θ_2 , L_3 与 Y 轴的夹角为 θ_3 , 如图5所示, 由几何关系可得

$$\begin{cases} X_3 = L_1 \sin \theta_2 \\ Y_3 = L_1 - L_1 \cos \theta_2 \\ X_4 = L_2 + L_3 \sin \theta_3 \\ Y_4 = L_1 + L_3 \cos \theta_3 / 2 \\ 0^\circ \leq \theta_2 \leq 90^\circ \\ 0^\circ \leq \theta_3 \leq 90^\circ \end{cases} \quad (2)$$

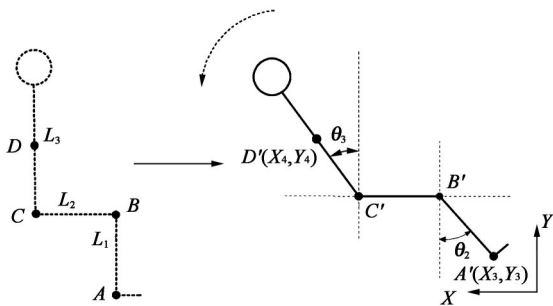


图5 人体躺卧运动

Fig. 5 Human body lying down movement

2.3 基于人体测量学数据各关节位移变化

为更好地拟合人体姿态变换过程中各分析点的运动轨迹, 确保各种与人体尺寸相关的结构设计符合人体的生理特点, 通过三维步态分析及运动系统采集了6组不同人体在姿态变换时的各关节角度变化数据, 查阅了我国成年人人体尺寸标准^[10], 得到我国成年人坐姿人体尺寸, 如表1所示。为符合绝大多数的人群, 以男性为例, 选取 P 为95%的数据。建立人体数学模型时, 小腿 L_1 为450 mm, 大腿 L_2 为495 mm, 上身躯干 L_3 为510 mm。为符合人体在轮椅上姿态变换时的运动速度, 将坐立和坐卧过程中采集关节角度变化时间 t 放大至15 s, 位移为 s , 其角速度为 ω , 有

$$\begin{cases} s = \sqrt{X^2 + Y^2} \\ \omega = \Delta\theta/\Delta t \end{cases} \quad (3)$$

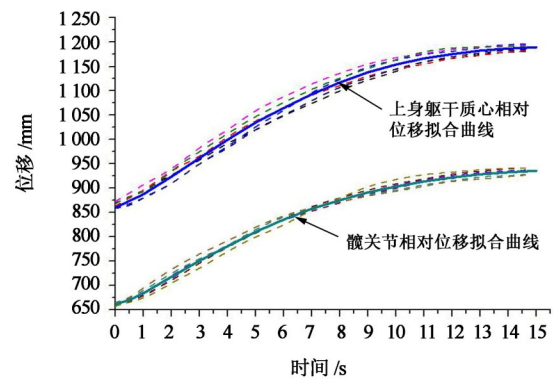
将式(1)~式(3)分别导入函数模拟分析软件, 计算相应的目标轨迹, 对角度 θ 和时间 t 赋予采集数

值, 并将 L_1 、 L_2 、 L_3 代入得到坐立姿态变换时髌关节 C' 和上身躯干质心 D' 的位移曲线, 以及坐卧姿态变换时踝关节 A' 和上身躯干质心 D' 的位移曲线, 并将6组曲线进行拟合, 计算出各关节位移轨迹的均值曲线, 如图6所示。

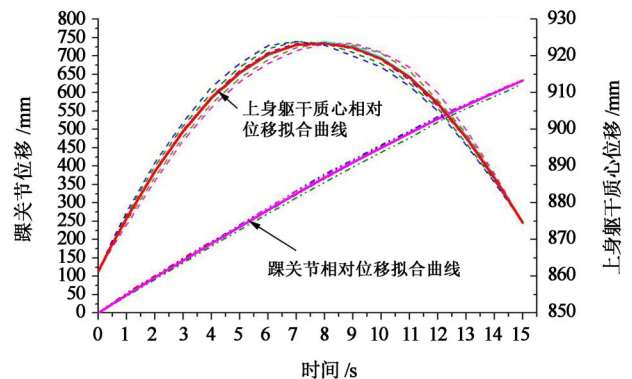
表1 我国成年人坐姿人体尺寸

Tab. 1 Body size of adult sitting in China

测量项目	男(18~60岁)				女(18~55岁)			
	P_5	P_{50}	P_{90}	P_{95}	P_5	P_{50}	P_{90}	P_{95}
坐高/mm	858	908	947	958	809	855	891	901
坐姿膝高/mm	456	493	523	532	424	458	485	493
小腿加足高长/mm	383	413	439	448	342	382	399	405
坐深/mm	421	457	486	494	401	408	461	469



(a) 坐立姿态变换位移变化曲线



(b) 坐卧姿态变换位移变化曲线

图6 姿态变换时各关节的位移变化曲线

Fig. 6 Displacement curve of each joint during posture transformation

3 护理轮椅机构的运动分析

护理轮椅的坐立姿态变换和坐卧姿态变换均在推杆电机驱动下, 带动各活动杆件完成姿态变换。通过对轮椅机构建立数学模型, 能够对轮椅机构各杆件的运动轨迹进行分析并优化轮椅的结构设计, 基于人体测量学的人体结构数据确定各活动杆件的尺寸, 使相关构件运动规律符合正常人体起立和躺

卧过程中髋关节、踝关节和上身躯干质心的运动轨迹规律。

推杆电机作为驱动构件，本身作直线运动，腿部支架、座面支架和靠背支架作为被动件，作旋转运动。通过建立机构的数学模型，根据各活动杆件运动时角度的变化范围，采用矢量方程法计算推杆电机的伸缩量，并在Adams仿真环境中，以推杆电机伸缩量为模型驱动的主要参数，进行运动学仿真，对比各活动杆件上点和人体各关节的运动规律是否一致，并验证机构的合理性。

针对轮椅机构姿态变换，将各活动杆件上的点对应人体关节，机构A点、D点、H点和J点分别对应人体踝关节、膝关节、髋关节和上身躯干质心，并建立第2.1节中的坐标系，如图7所示。C、D两点在同一竖直方向上，当腿部支架AD在初始位置竖直方向上时，以过A点的水平线和过C、D两点的竖直线的交点为坐标原点O，水平向右为X轴正方向，竖直向上为Y轴正方向，夹角以逆时针方向为正。

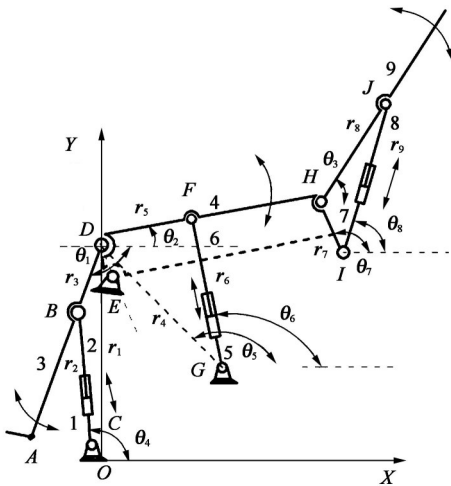


图7 机构数学模型坐标系

Fig. 7 Coordinate system of mechanism mathematical model

根据图7中封闭向量关系，轮椅腿部机构利用矢量方程法^[11]可列出等式为

$$\mathbf{r}_1 + \mathbf{r}_2 = \mathbf{r}_3 \quad (4)$$

将向量 \mathbf{r}_1 、 \mathbf{r}_2 、 \mathbf{r}_3 分别向X、Y方向投影，得到等式为

$$\begin{cases} r_3 \cos \theta_4 - r_2 \cos \theta_1 = 0 \\ r_3 \sin \theta_4 + r_2 \sin \theta_1 = r_1 \end{cases} \quad (5)$$

消去 θ_4 ，对式(5)求解可得到

$$r_3 = \sqrt{r_1^2 + r_2^2 - 2r_1r_2 \sin \theta_1} \quad (6)$$

根据人体测量学的人体结构数据，确定腿部支架3的尺寸为460 mm， r_2 为150 mm，已知机构中CD

的尺寸为450 mm， θ_1 的取值范围为 $90^\circ \sim 180^\circ$ ，求出 r_3 的变化范围为300~474.34 mm，计算出推杆电机I的伸缩量为174.34 mm。

同理，对座面支架机构利用矢量方程法可列出等式

$$\mathbf{r}_4 + \mathbf{r}_5 = \mathbf{r}_6 \quad (7)$$

将向量 \mathbf{r}_4 、 \mathbf{r}_5 、 \mathbf{r}_6 分别向X、Y方向投影，得

$$\begin{cases} r_4 \cos \theta_5 + r_5 \cos \theta_2 = r_6 \cos \theta_6 \\ r_4 \sin \theta_5 + r_5 \sin \theta_2 = r_6 \sin \theta_6 \end{cases} \quad (8)$$

消去 θ_6 ，对式(8)求解可得

$$r_6 = \sqrt{r_4^2 + r_5^2 + 2r_4r_5(\sin \theta_5 \sin \theta_2 + \cos \theta_5 \cos \theta_2)} \quad (9)$$

根据人体测量学的人体结构数据，确定座面支架杆件4的尺寸为500 mm， r_5 为160 mm，已知机构中DG的尺寸为395 mm， θ_5 为 135° ， θ_2 的取值范围为 $0^\circ \sim 80^\circ$ ，求出 r_6 的变化范围为303.7~504.1 mm，计算出推杆电机II的伸缩量为200.4 mm。

对靠背机构利用矢量方程法可列出等式为

$$\mathbf{r}_7 + \mathbf{r}_8 = \mathbf{r}_9 \quad (10)$$

将向量 \mathbf{r}_7 、 \mathbf{r}_8 、 \mathbf{r}_9 分别向X、Y方向投影，得

$$\begin{cases} r_7 \cos \theta_7 + r_8 \cos \theta_3 = r_9 \cos \theta_8 \\ r_7 \sin \theta_7 + r_8 \sin \theta_3 = r_9 \sin \theta_8 \end{cases} \quad (11)$$

消去 θ_8 ，对式(11)求解可得

$$r_9 = \sqrt{r_7^2 + r_8^2 + 2r_7r_8(\sin \theta_7 \sin \theta_3 + \cos \theta_7 \cos \theta_3)} \quad (12)$$

根据人体测量学的人体结构数据，确定靠背杆件9的尺寸为510 mm，因此， r_8 为240 mm，已知机构中HI的尺寸为128 mm， θ_7 为 115° ， θ_3 的取值范围为 $0^\circ \sim 90^\circ$ ，求出 r_9 的变化范围为219.13~360.09 mm，计算出推杆电机III的伸缩量为140.96 mm。

4 虚拟样机的建立与运动仿真

通过建立虚拟样机能够直观地展现出样机的设计思想，为工艺改进、虚拟模型装配提供环境，对轮椅机构进行模型装配，检验零件安装位置是否相互干涉。虚拟样机的建立能够代替物理样机对整体结构进行优化，对轮椅运动性能进行理论测试和评估^[12-13]。通过计算机辅助分析，能够对轮椅的机械结构进行运动学仿真分析，模拟机械系统在真实状态下的运行状况，确定机构在运行过程中任意时刻的位置、速度和运动规律。结合实际情况，提高产品的设计性能，缩短研发周期和减少研发成本。

采用Pro/E软件对设计的坐立卧式护理轮椅进行虚拟建模，对创建完成的机构进行装配，根据各

机构间的运动关系，对装配体进行条件约束和定义相关运动副，如图8所示。将Pro/E中装配体以Parasolid (*.x_t)格式导出，并将该模型导入到Adams/View软件中作运动学仿真分析。

为了验证机构的运动轨迹是否满足正常人体的坐立变换和坐卧姿态变换过程中关节的运动轨迹，在Adams/View定义相关Marker点对应人体关节，通过对比相关点的运动位移曲线是否和人体在姿态变换过程中关节的位移变化规律一致，来进一步优化机构设计。

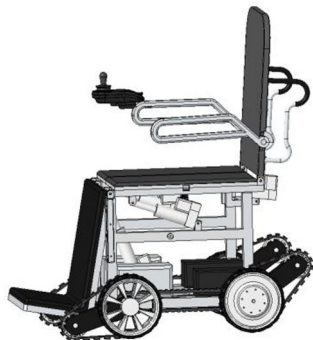


图8 坐立卧式护理轮椅的虚拟建模

Fig. 8 Virtual modeling of standing and lying nursing wheelchair

坐立姿态变换时，机构H点、J点对应人体的髋关节和上身躯干质心，在Adams/View环境下定义推杆电机II、III上的移动副为驱动，根据第3节中的计算，座面支架机构上推杆电机II的伸缩量为200.4 mm，设置推杆速度为13.3 mm/s，时间为15 s，步数150；靠背支架上推杆电机III的伸缩量为140.96 mm，设置推杆速度为9.4 mm/s，时间为15 s，步数为150；仿真过程如图9所示。

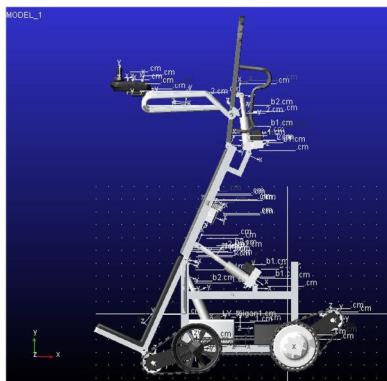


图9 站立姿态仿真

Fig. 9 Standing posture simulation

同理，坐卧姿态变换时，机构A点、J点对应人体的踝关节和上身躯干质心，定义推杆电机I、III上的移动副为驱动，腿部支架机构上推杆电机I的伸缩量为174.34 mm，设置推杆速度为11.6 mm/s，

时间为15 s，步数为170；靠背支架上推杆电机III的伸缩量为140.96 mm，设置推杆速度为9.4 mm/s，时间为15 s，步数为150；仿真过程如图10所示。

通过上述仿真过程可以看出，轮椅机构运行平稳，各杆件间装配关系没有干涉，满足功能需求。通过定义相关Marker点，从仿真结果中提取A点、H点和J点的位移变化曲线，与踝关节、髋关节和上身躯干质心的位移变化拟合曲线对比，结果如图11所示，整体轨迹趋势一致，满足预期设计要求。

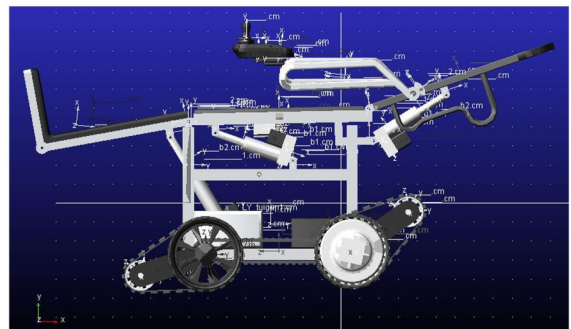
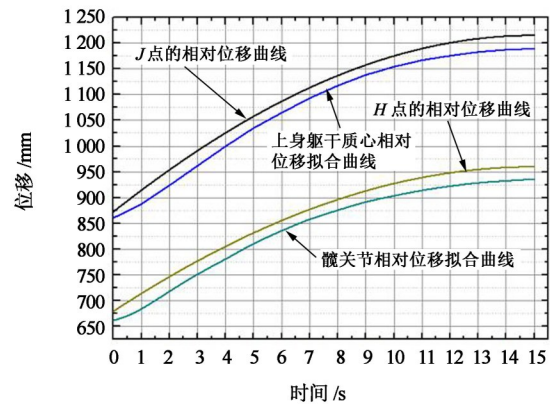
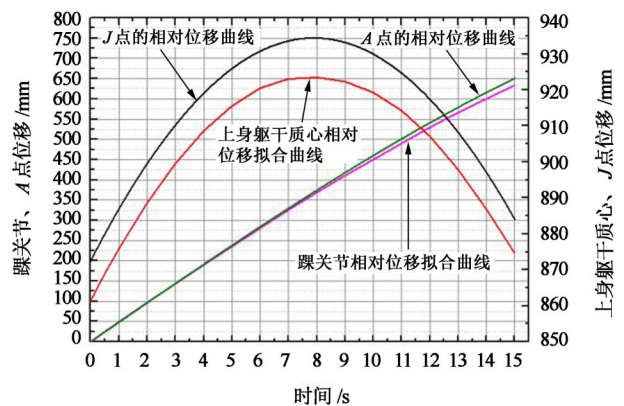


图10 躺卧姿态仿真

Fig. 10 Lying posture simulation



(a) 机构坐立变换与人体站立关节位移曲线



(b) 机构坐卧变换与人体坐卧关节位移曲线

图11 机构变换与人体关节运动位移曲线对比

Fig. 11 Comparison between mechanism transformation and human joint movement displacement curve

5 结语

从老年人和残障患者的实际使用需求出发,设计了一款坐立卧式护理轮椅,以期解决下肢功能障碍患者在无人条件下的坐立和坐卧姿势变换的问题,帮助患者进行日常如厕等生活需求,极大地减轻护理人员的工作负担。在结构设计过程中,考虑了正常人体在起立、躺卧过程中各关节的运动轨迹规律,并结合人机工程学设计了机构的尺寸和几何关系。对轮椅机构变换过程中进行了运动学分析,确定轮椅各机构的活动范围并进行运动仿真,从仿真结果中提取的仿真曲线能够和正常人体姿态变化过程中运动轨迹基本一致,证明了机构设计的合理性和舒适性。

参 考 文 献

- [1] 秦强,李乐乐.新时代我国人口老龄化问题研究[J].广西社会科学,2019(11):78-83.
QIN Qiang, LI Lele. Research on China's population aging in the new era[J]. Guangxi Social Sciences, 2019(11): 78-83.
- [2] 丘丰.肢体残疾人的社会适应状况及其影响因素研究综述[J].心理医生,2018,24(29):4-5.
QIU Feng. A review of researches on social adaptation and its influencing factors of physical disabled persons [J]. Psychologist, 2018, 24(29): 4-5.
- [3] ABDUL G N M, TOKHI M O. Sit-to-stand and stand-to-sit control mechanisms of two-wheeled wheelchair [J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2016, 138(4): 1-12.
- [4] KUME Y, TSUKADA S, KAWAKAMI H. Design and evaluation of rise assisting bed "resyone®" based on ISO 13482 [J]. Journal of the Robotics of Japan, 2015, 33(10): 781-788.
- [5] SANG L F, YAMAMURA M, DONG F Y, et al. Analysis, design, and experimental research of a novel wheelchair-stretcher assistive robot [J]. Applied Sciences, 2019, 10(1): 264.
- [6] SKENDRAOUI N, BOGARD F, MURER S, et al. Optimization and ergonomics of novel modular wheelchair design [C]//Proceedings of the International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics: Advances in Ergonomics in Design. Berlin: Springer, 2017: 479-487.
- [7] 刘世亮.运动障碍病人辅助起立智能轮椅研究[D].南京:东南大学,2017:31-39.
LIU Shiliang. Research on intelligent wheelchair for patients with dyskinesia [D]. Nanjing: Southeast University, 2017: 31-39.
- [8] 王志强.站立康复功能辅助机器人系统的控制及其关键技术研究[D].哈尔滨:哈尔滨工业大学,2014:70-77.
WANG Zhiqiang. Research on control and key technology of standing rehabilitation functional assistant robot system [D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2014: 70-77.
- [9] SUN B, SONG L, LI Y, et al. Musculoskeletal modeling of human lower limbs for stand-to-sit transfer assistance of robotic wheelchair [C]//Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligence and Safety for Robotics (ISR), August 24-27, 2018, Shenyang, China. New York: IEEE, 2018: 216-221.
- [10] 中国标准化与信息分类编码研究所.中国成年人人体尺寸:GB/T10000—1988[S].北京:中国标准出版社,1988:6-8.
China Institute of Standardization and Information Classification and Coding. Human dimensions of Chinese adults: GB/T10000—1988. [S]. Beijing: China Standard Press, 1988: 6-8.
- [11] WANG D, YU H. Mechanical design of a wheelchair with multi-posture characteristics [C]//Proceedings of 2nd International Conference on Electrical, Automation and Mechanical Engineering (EAME 2017), April 23-24, 2017, Shanghai, China, 2017: 181-185.
- [12] 郑相周,唐国元.机械系统虚拟样机技术[M].北京:高等教育出版社,2010:1-10.
ZHENG Xiangzhou, TANG Guoyuan. Virtual prototype technology of mechanical system [M]. Beijing: Higher Education Press, 2010: 1-10.
- [13] 李增刚. ADAMS入门详解与实例[M].北京:国防工业出版社,2014:2-8.
LI Zenggang. Introduction and examples of ADAMS [M]. Beijing: National Defense Industry Press, 2014: 2-8.

收稿日期:2020-07-17 修回日期:2020-09-20

基金项目:河南省中韩国际合作项目(182102410046)

河南省高等学校重点科研项目(19A535001)

作者简介:张帅(1994—),男,河南商丘人,硕士研究生,研究方向为移动式智能服务机器人。

通信作者:尚振东(1968—),男,河南洛阳人,副教授,硕士生导师,研究方向为智能测控技术、新型医疗器械、个人服务机器人。