

· 康复医学工程 ·

六连杆助行机构的动力学分析及仿真研究^{*}

伊 蕾¹ 张立勋¹ 于彦春¹

摘要

目的:研究六连杆助行机构帮助老年人及偏瘫患者行走过程中人机系统的动力学特性,为选择不同的行走训练模式提供理论依据。

方法:用闭环矢量法建立机构运动学方程,基于动力学矩阵数学模型及拉格朗日方程建立人机系统的动力学方程,并根据人体特征参数及机构参数,通过 MATLAB 软件对助行过程中系统的动力学特性进行仿真分析。

结果:仿真结果验证了动力学模型的正确性,分析了被动运动时约束力作用点的选择对人间作用力及机构驱动力矩的影响。

结论:动力学模型为人机作用点的选择、不同行走训练模式的制定及相应控制方式的选择提供了理论依据。

关键词:助行机构;人体下肢;动力学模型;仿真

中图分类号:R496 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2010)-07-0662-05

Dynamic analysis and simulation study on six-bar linkage walking assistance mechanism/YI Lei, ZHANG Lixun, YU Yanchun//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2010, 25(7): 662—666

Abstract

Objective: To analyze the dynamic characteristics of man-machine system during the aged and the patients with hemiplegia using the six-bar linkage walking assistance mechanism, and provide the theory for choosing different walking training modes.

Method: Kinematics equations of mechanism were obtained using closed loop vector method, and the dynamic equations of man-machine system were deduced using dynamic matrix formula and Lagrangian equation. The processing of aided walking was simulated using MATLAB tool based on human body parameters and mechanism parameters.

Result: The simulation study showed the correctness of dynamic modeling and the effect of driving torque when the binding forces were put on different positions of the mechanism during passive movement analyzing.

Conclusion: The dynamic model provides the theory basis for choosing binding force positions, the walking training mode and the control method.

Author's address College of Mechanical and Electrical Engineering, Harbin Engineering University, Harbin, 150001

Key words walking assistance mechanism; human lower extremity; dynamic model; simulation

行走是保证人体正常独立生活的必备条件。老年人及偏瘫患者会因肌力下降、关节活动度减小、协调能力及静态抗干扰平衡能力降低等原因产生不同程度的行走功能障碍^[1]。为帮助老年人及偏瘫患者实

现高质量独立生活的愿望,国内外多家研究机构相继开展了助行机器人的研究。助行机器人将助行器与康复医学、生理学知识及传感、导航、运动控制等机器人技术结合^[2-3],克服了传统助行工具功能简

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2010.07.012

^{*} 基金项目: 863 项目(2008AA040203)

1 哈尔滨工程大学机电工程学院,哈尔滨,150001

作者简介:伊蕾,女,在读博士研究生; 收稿日期:2009-11-05

单、舒适及安全性差等不足,为使用者提供助力、保护、身体支撑,并能在操作者无意识的控制下完成一定的功能和任务。

助行机器人以人作为负载对象,为保证助行过程患者的安全舒适,研究系统的动力学特性尤为重要。日本筑波大学研制的助力腿机器人 HAL^[4]及韩国西江大学的助老、助残机器人 EXPOS 均通过肌纤维信号的辨识确定所提供的助力矩^[5]。日本东北大学研制的下肢助力装置 Walking Helper,通过建立人体下肢动力学模型,根据关节运动信息及足底力信息计算需要提供的助动力^[6]。美国加州伯克利大学研制的 BLEEX 外骨骼助力机器人将机器人的逆动力学模型作为前馈控制器,根据运动信息控制机器人运动^[7]。中国科学技术大学研制的可穿戴型助力机器人,根据建立的人-机相互作用的力学模型,采用假想柔顺法控制机器人助力^[8]。本文针对一种新型的六连杆助行机构,对助行过程中人机系统的动力学特性进行了研究,为选择不同的行走训练模式提供理论依据。

1 运动学分析

1.1 助行机器人工作原理

助行机器人主要由减重单元、移动机器人平台、助行单元和控制单元四部分组成(图 1)。减重单元可通过调整减重比例,控制患者双下肢髌膝伸直位的支撑重量,以降低下肢负荷,保证患者站立稳定,同时可以帮助患者在行走过程中保持重心平衡;老年人行走时由于踝跖曲、膝屈曲动作缓慢及摆动腿的髌关节屈曲动作不充分,导致抬腿高度随着年龄增长而降低,表现出走路时“拖拉”的现象^[9]。而偏瘫患者步长短、步行速度慢的主要原因是患侧摆动期起始时地面的推进力、患侧足趾离地时以及摆动早期髌关节屈曲力量不够,患侧摆动晚期减速过快^[10]。针对老年人及偏瘫患者的运动特点,助行机构主要在摆动期时为用户提供适当的抬腿助力矩,实现迈步训练。而支撑期时患者可在减重单元的帮助下,依靠自身下肢承受部分体重而保持站立稳定;移动平台与助行单元协调运动,为患者提供可移动的减重装置;控制单元可实现三个运动单元的协调控制,实现助行功能。

1.2 助行机构运动学分析

如图 1 所示,助行单元由左腿和右腿两套机构组成,两套机构结构尺寸相同,均为双曲柄机构,两曲柄间保持固定夹角并由单电机控制保持同步转动,带动摇杆分别控制大腿、小腿的协调运动。助行过程中左腿和右腿机构相位相差一定角度,因此可选择单侧机构进行分析。由于单自由度平面连杆机构的约束方程是关于三角函数的非线性超越方程组^[11],因此,使用牛顿-辛普森方法对助行机构进行运动学分析。机构矢量图如图 2 所示, x 轴水平向右, y 轴垂直向上,各杆件与 x 轴夹角均由 x 轴转向

图 1 助行机器人模型

减重单元

助行单元

控制平台

移动平台

图 2 助行机构简图

L_i : 连杆 i 的长度; q_i : 连杆 i 与 x 轴的夹角; m_i : 连杆 i 的质量; r_{ci} : 质心到转动副的距离; J_i : 杆件 i 绕质心的转动惯量; M_i : 驱动力矩

连杆。为简化符号令 $\sin q_i = sq_i, \cos q_i = cq_i$ 。

根据机构位形及尺寸参数,可得平面连杆机构的约束方程为:

$$\begin{cases} L_1 + L_2 = L + L_3 \\ L_4 + L_5 = L + L_3 + L_6 \end{cases} \quad (1)$$

将式(1)对时间求导可得机构的运动方程:

$$A\ddot{q}_i + B\dot{q}_i^2 = C\ddot{q}_1 + D\dot{q}_1^2 \quad (2)$$

其中

$$q_i = [q_2 \ q_3 \ q_5 \ q_6]^T$$

A, B, C, D 为系数矩阵,已知 $q_4 = q_1 - \Delta q$ 及各杆的长度,则可根据公式(2)由曲柄角加速度 $\ddot{q}_1$ 求得其他关节的角加速度 $\ddot{q}_i$ 、角速度 $\dot{q}_i$ 。

2 动力学分析

2.1 助行机构动力学模型

一般的动力学建模方法主要有虚功原理、拉格朗日方程、哈密顿正则方程、阿沛尔方程、凯恩方程等。但对于平面连杆机构,使用这些方法建立动力学数学模型比较困难。因此采用文献^[1]提出的动力学矩阵数学模型建立助行机构的动力学微分方程。助行机构与人体下肢膝关节及小腿上某一点接触,通过这两点的约束力驱动腿部运动,机构受力情况如图2所示。根据各连杆的位形,以及表1中杆件的参数描述,可求得机构的动力学矩阵数学模型为

$$\tilde{F} + \tilde{F}^* + \tilde{M} + \tilde{M}^* = 0 \quad (3)$$

其中 $\tilde{F}$ 为广义主动力, $\tilde{F}^*$ 为广义惯性力, $\tilde{M}$ 为广义主动力矩, $\tilde{M}^*$ 为广义惯性力矩。机构动力学矩阵数学模型不具备表示系统性能的直观性,为便于研究系统特性及设计控制器,机构动力学方程可表示为

$$H_m \ddot{q}_i + C_m \dot{q}_i + G_m + D_m = \tau_m \quad (4)$$

其中

$$q_i = [q_1 \ q_2 \ q_3 \ q_4 \ q_5 \ q_6]^T$$

H_m 为惯性力矩阵, C_m 为向心力和哥氏力矩阵, G_m 为重力矩阵, D_m 为约束力引起的不确定项。 τ_m

为机构的关节驱动力矩项。

通过对助行机构动力学模型分析可知,机构的约束反力将作为确定系统所需驱动力矩的重要因素,并直接影响控制方式的选择及系统的性能,因此,需要确定机构的约束反力。由助行机构的工作原理可知,助行机构主要帮助使用者在摆动期提供抬腿所需的助动力,而支撑期时,患者可在减重单元的帮助下依靠自身下肢保持站立稳定,即在支撑期人体在竖直方向的力分别由减重机构及患者腿部承担。因此,支撑期助行机构与人体下肢间的约束力很小,可忽略其影响。腿部摆动期与机构之间产生的约束力为影响系统性能的主要因素,为确定机构的约束反力,可通过建立腿部摆动期动力学模型确定机构与人体之间的约束力。

2.2 人体下肢动力学模型

人体下肢单侧摆动期模型可简化为两杆机械臂系统,以单侧下肢为分析对象,助行过程中髋关节、膝关节分别与机构 H 点及 F 点重合,大腿与机构的摆杆保持同步运动并等长,小腿与摆杆保持同步运动且等长,则单侧下肢摆动期的位形及受力情况简化模型如图3所示。

图3 人体下肢模型简图

L_1 : 大腿长度; L_2 : 小腿长度; m_1 : 大腿质量; m_2 : 小腿质量; J_1 : 大腿绕质心的转动惯量; J_2 : 小腿绕质心的转动惯量; r_{c1} : 大腿质心; r_{c2} : 小腿质心; M_1 : 大腿驱动力矩; M_2 : 小腿驱动力矩

取 $q_{li} = [q_3 \quad q_6]^T$ 为广义坐标,运用拉格朗日方程方法求出单腿摆动期的动力学方程为

$$M_l \ddot{q}_{li} + C_l \dot{q}_{li} + G_l = \tau_l \quad (5)$$

其中 M_l 为惯性力矩阵, C_l 为向心力和哥氏力矩阵, G_l 为重力矩阵, τ_l 为驱动力矩。

2.3 人机系统动力学模型

人体被动运动时,下肢关节不提供驱动力矩,即 M_l 及 M_s 均为零,则根据人体下肢尺寸参数及运动信息,可根据公式(5)得到人机间约束力矩阵

$$F_m = Q [M_l \ddot{q}_{li} + C_l \dot{q}_{li} + G_l] \quad (6)$$

其中

$$Q = \begin{bmatrix} \frac{sq_3}{L_3} & \frac{cq_3}{L_3} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{sq_6}{L_6} & \frac{cq_6}{L_6} \end{bmatrix}^T$$

将公式(6)与公式(4)联立,可得人机系统动力学方程

$$H \ddot{q}_i + C \dot{q}_i + G = \tau \quad (7)$$

其中 H 为惯性力矩阵, C 为向心力和哥氏力矩阵, G 为重力矩阵, τ 为电机的驱动力矩。

3 仿真分析

以身高 170cm, 体重 70kg 的年轻男性为研究对象,由文献^[12]可知机构尺寸。根据 pro/ENGINEER 三维仿真软件建立的机构仿真模型及所选材料可计算每个杆件的质量、转动惯量及质心位置。根据郑秀瑗^[13]CT 法,可知人体下肢质量、质心及转动惯量。因此,各杆的质量、转动惯量、杆长、质心,见表 1。

利用 MATLAB 软件,根据推导所得运动学及动

力学方程编写 m 函数,建立人机系统的动力学模型。同时,利用 simMechanics 仿真模块建立系统的机构模型。根据表 1 所示参数设置各杆件的参数。假设支撑期时机构与人体下肢间无作用力,下肢摆动过程为被动运动,驱动力矩完全由机构提供。考虑到机构与人体作用时的舒适性及省力等因素,设控制大腿摆动的摇杆与人体膝关节相互作用。通过选取机构与小腿不同的作用点检验约束力对机构驱动力矩的影响。仿真时分别选取小腿上靠近膝关节 100mm 和 250mm 处两点为约束力作用点。仿真结果如图 4—7 所示。 q_c 及 τ_c 表示通过数学模型计算所得运动信息及力矩。 q_r 及 τ_r 由机构模型检测所得的实际运动信息及力矩。

仿真结果表明,动力学模型计算所得驱动力矩与机构仿真模型所得驱动力矩一致,验证了动力学数学模型的正确性;机器人助行过程中,髋、膝关节转角满足人体正常行走步态规律且能够保证行走的安全性和稳定性;支撑期即机构与人体之间无约束力时,机构所需驱动力矩小;摆动期,当作用点靠近膝关节时,人机间作用力小但机构所需驱动力矩变化量大,作用点远离膝关节时,情况相反。该机构可针对不同病情的下肢运动功能障碍患者,提供被动运动、主动-辅助运动两种行走训练模式,并由动力学模型确定相应的助力矩,促进正常步态恢复,提高步行能力。

4 结论

本文针对一种六连杆助行机构,研究了助行过程中人机系统的动力学特性,仿真实验验证了动力学模型的正确性,并分析了被动运动时约束力作用点的选择对机构间作用力及机构驱动力矩的影响。动力学模型的建立为选择安全舒适的人机作用点及为不同病情的患者制定被动运动、主动-辅助运动两种行走训练模式提供了理论依据,对实现助行机器人的产品化具有一定的实际意义。

参考文献

- [1] 陈君,石凤英,李泽平,等.预测老年人跌倒危险的平衡和步态功能性评定研究进展[J].中国康复医学杂志,2004,19(9):713—715.
- [2] 程方,王人成,贾晓红,等.减重步行康复训练机器人研究进展[J].中国康复医学杂志,2008,23(4):366—368.

表 1 机器人各杆及人体下肢参数

杆件	杆长(m)	质量(kg)	转动惯量(kg·m)	质心(m)
L_1	0.084	0.142	0.000163	0.042
L_2	0.353	0.396	0.003648	0.197
L_3	0.400	0.453	0.005419	0.200
L_4	0.119	0.187	0.000353	0.060
L_5	0.345	0.386	0.003391	0.173
L_6	0.150	0.152	0.000229	0.075
L_i	0.400	9.867	0.004525	0.255
L_s	0.390	3.096	0.000323	0.219

图 4 一个步态周期中髌、膝关节转角曲线

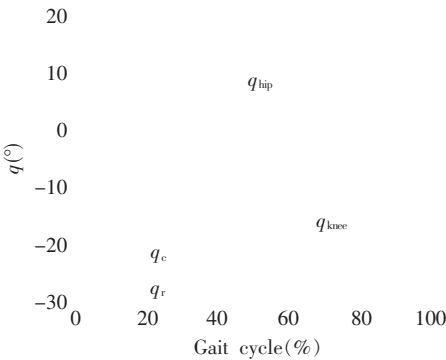


图 5 摆动期时机构与大腿间作用力曲线

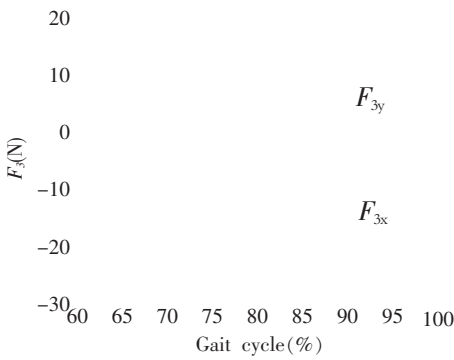


图 6 摆动期时机构与小腿间作用力曲线

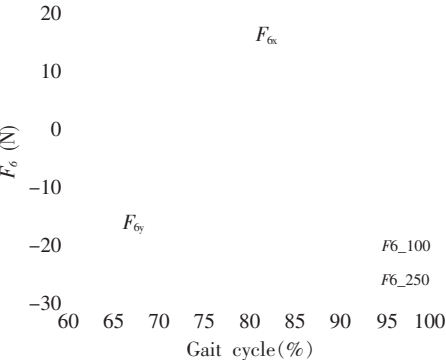
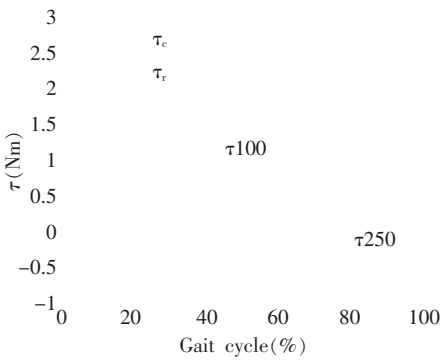


图 7 一个步态周期中机构所需驱动力矩曲线



[3] 平伟顿,向明,陈卫东.助行机器人研究发展和展望[J].机器人技术与应用,2009,(1):32—34.

[4] Hayashi T, Kawamoto H, Sankai Y. Control method of robot suit HAL working as operator's muscle using biological and dynamical information [C]. Proceedings of the 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Edmonton, Alberta, Canada, 2005.

[5] Kyoungchul Kong, Doyoung Jeon. Fuzzy Control of a New Tendon -Driven Exoskeletal Power Assistive Deviec [C]. Proceedings of the 2005 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, California, USA, 2005.

[6] Nakamura T, Saito K,Kosuge K. Control of Wearable Walking Support System Based on Human -Model and GRF [C]. Proceedings of the 2005IEEE International Conference on Robotics and Automation, Barcelona, Spain, 2005.

[7] Kazerooni H, Racine JL, Huang Lihua, et al. On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX) [C]. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Spain, 2005.

[8] Feng Chen, Yong Yu, Yunjian Ge,et al.. WPAL for Human Power Assist during Walking Using Dynamic Equation [C]. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, Changchun, China, 2009.

[9] 赵芳,周兴龙.老年人站立及行走稳定性的生物力学研究[J].北京体育大学学报,2003,26(2):188—191.

[10] Olney SJ, Griffin MP, Mc Bride ID, et al. Temporal , kinematic , and kinetic variable related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach [J]. Phys Ther, subjects 1994 ,74:872.

[11] 曲秀全. 基于 MATLAB/Simulkin 平面连杆机构的动态仿真[M]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学出版社,2007.141.

[12] Zhang Li-xun, Yi Lei, Wang Lan,et al. On the Biomechanical Design of the Walking Assistance Mechanism in Aided - walking Wheelchair[C]. The second International conference on Advanced Design and Manufacture, Harbin, China, 2009.

[13] 郑秀媛.现代运动生物力学[M].北京:国防工业出版社,2002.157.