

· 康复工程 ·

助行康复机器人减重支撑单元控制仿真研究*

张立勋¹ 伊 蕾¹ 白大鹏¹

摘要

目的:研究助行康复机器人减重支撑机构恒质量减重控制策略,为神经损伤患者运动过程下肢承受动态负荷的训练提供理论依据。

方法:设计一种用于助行康复机器人的减重支撑机构,研究行走过程中人机系统的动力学特性,并提出了平衡身体重力及惯性力的恒质量减重控制策略。根据人体运动重心变化规律及机构参数,通过MATLAB软件对助行过程中恒质量减重控制进行了仿真研究。

结果:仿真结果验证了在力闭环控制器的作用下,支撑机构能够跟踪人体的主动运动并对人体实现恒质量减重。

结论:减重支撑机构适用于减重步行康复训练,恒质量减重控制策略为患者下肢承受动态负荷的训练提供了理论依据。

关键词 减重支撑机构;动力学模型;力控制;仿真

中图分类号:R496 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2011)-10-0952-05

Research on control simulation of body weight support mechanism in walking assistance rehabilitation robot/ZHANG Lixun, YI Lei, BAI Dapeng//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine,2011,26(10): 952—956

Abstract

Objective: To research constant quality body weight support control strategy of body weight support mechanism of walking assistance rehabilitation robot, to provide theory for the training of nerve injury patients' lower limbs bearing dynamic loads.

Method: Body weight support mechanism in walking assistance rehabilitation robot was designed, and the dynamic equations of man-machine system were deduced. Constant quality body weight support control strategy was presented. The processing of aided walking was simulated using MATLAB tool based on human body motion parameters and mechanism parameters.

Result: The simulation result showed that the mechanism could follow the active motion of human and provide constant quality body weight support under the force closed loop controller.

Conclusion: The body weight support mechanism was fitted for walking rehabilitation training, and the constant quality body weight support control strategy provided the theory for the training of nerve injury patients' lower limbs bearing dynamic loads.

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

Key word body weight support mechanism; dynamic model; force control; simulation

行走是保证人体正常独立生活的必备条件,是脑卒中、脊髓损伤等神经损伤患者下肢恢复的基本目标。国外科学家根据动物实验和临床研究,提出

了减重平板步行训练(partial body weight support treadmill training, PBWSTT),利用悬吊装置不同程度地减少患者步行时的下肢负重,借助于运动平板

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2011.10.014

*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:张立勋,男,教授;收稿日期:2011-08-02

进行步行能力训练。训练过程需要2名治疗师帮助矫正患者的步态偏差,辅助运动治疗师的劳动强度较大,且治疗效果受治疗师水平的影响,难以保证训练的持续性及稳定性^[1-2]。减重步行训练康复机器人就是为代替治疗师辅助患者自动完成治疗的专用设备^[3],自20世纪90年代初以来,国内外多家研究机构利用机器人技术相继开展了减重步行康复机器人的研究,康复机器人可以将治疗人员从繁重的工作中解放,稳定重复定量的运动刺激、标准的检测和评价手段可为患者提供科学的康复训练模式。

国内外多家研究机构对下肢康复训练机器人进行了研究,如瑞士苏黎世联邦工业大学研究的 Lokomat 康复机器人^[4];柏林自由大学和柏林慈善医院等机构共同研发的 Hapticwalker 机器人^[5];美国 Health South 公司推出了 Auto Ambulator 牵引式机械臂步行康复训练机器人^[6];清华大学精密仪器系康复工程研究中心在国家自然科学基金和国家科技支撑计划支持下研究的步行康复训练机器人(gait rehabilitation training system, GRTS)^[3]。这些研究机构研制的康复机器人均采用悬吊减重带对患者体重进行减重,通过固定于使用者身上的悬吊带来减轻下肢负荷。悬吊带减重可降低患者对跌倒的恐惧心理,有利于患者站立进行早期的行走康复训练。但使用悬吊带也存在一定的危险,如局部过分压力而导致压疮,悬吊带如落在臂下容易造成臂丛神经损伤等,且悬吊减重装置主要用于减重平板步行训练器的往复行走训练,机构尺寸大,不适用于长距离的行走。因此,本研究设计了一种不同于悬吊带的减重支撑机构,减重支撑机构安装于助行康复机器人的移动平台上,使用者行走过程中支撑座椅与臀部接触,为支撑期提供支撑力,帮助膝关节支持身体的重量,降低下肢负荷,减轻腿部压力,降低长时间行走的腿部疲劳,避免患者因腿部疲劳而摔倒。

1 减重支撑单元机构方案

1.1 助行康复机器人工作原理

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(如图1)。减重单元能够降低下肢负荷,帮助患者在行走过程中保持重心平衡;助行单元能够控制患者下肢矢状面内的

运动,实现助行功能;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。

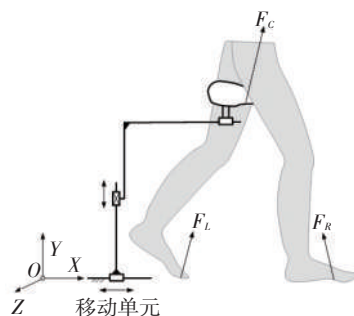
图1 助行康复机器人模型



1.2 减重支撑单元工作原理

减重支撑单元连接在轮椅上,随着轮椅的移动跟随人体前进。支撑座椅位于轮椅的正中央,利用电机控制座椅跟随人体重心上下运动,在运动过程中对使用者提供支撑力,可实现主动减重。在前进方向,支撑座椅相对于靠背有一个小范围的水平移动自由度,并利用弹簧实现了被动柔顺,达到使用者行走舒适,并保证使用者行走过程中座椅与臀部始终接触。同时,利用安全带将人机上半身与座椅靠背连接,防止使用者前倾摔倒,降低患者对跌倒的恐惧心理(如图2)。

图2 减重支撑机构原理图



2 减重支撑单元动力学建模及控制

康复治疗师在对减重平板步行训练的研究中发现,减重量应以髋关节能伸展,患肢负荷达到可能支撑的最大重量为宜^[2]。当减重20%或40%时,各项步态分析数据、下肢与地面之间力的作用方式、膝关节运动方式均无明显改变,而步行耗氧量随减重量的增加而减少;当减重量达体重的60%时,不仅

各项步行参数发生明显改变,而且步行耗氧量也有所增加^[7]。初始减重量一般为30%,训练后根据患者恢复情况逐渐减少减重量。为达到期望的康复训练效果,满足患者行走能力恢复的要求,促进患者认知意义上的主动参与,减重支撑机构与人体臀部接触,在力闭环控制器的作用下平衡部分人体重力及惯性力,减重效果相当于帮助患者减轻部分身体质量,可称之为恒质量减重系统。该减重系统可以保证患者在运动过程中下肢承受时变的动态载荷,满足患者逐渐适应行走过程下肢承受动态负荷的训练要求。在步行训练过程中,人体主动运动,减重支撑机构跟随人体运动,并提供减重力。

人体行走过程中重心在竖直方向上的位置可表示为关于时间的函数:

$$y = y(t) \quad (1)$$

则人体运动过程的竖直方向的动力学方程可简化表示为:

$$m\ddot{y} + mg = F_L + F_R + F_c \quad (2)$$

式中: m 为人体质量, g 为重力加速度, F_L 、 F_R 分别为竖直方向上地面对人体左右脚掌的作用力, F_c 为竖直方向上减重支撑系统对人体的减重力。

减重支撑座椅与人体臀部直接接触,分析二者的接触关系可采用质量—弹簧—阻尼模型表示(如图3)。

减重力可由下式描述:

$$m_1\ddot{y} + b(\dot{y} - \dot{y}_0) + k(y - y_0) + m_1g = F_c \quad (3)$$

式中: F_c 为支撑减重机构提供的助力, m_1 为期望减轻的质量, m_2 为减重支撑机构的质量, y_0 为减重

支撑机构为竖直方向上的位置, k 、 b 分别为人体的刚度和阻尼系数。

选择丝杠螺母机构实现减重支撑机构的升降,因此,基于牛顿定律,机器人动力学方程可表示为:

$$\tau_y = \frac{L_0}{2\pi} (F_c + m_2(g + \ddot{y}_0)) \quad (4)$$

电机模型参考文献^[8]建立直流力矩电机的数学模型。

$$\begin{cases} U_a = L_a \dot{I}_a + R_a I_a + C_e w_m \\ \tau = C_m I_a \end{cases} \quad (5)$$

其中, I_a 、 U_a 、 L_a 、 R_a 、 C_e 、 C_m 分别为直流力矩电机的电流、电压、电枢回路电感、电阻、反电动势常数及力矩常数, w_m 为电机转速。考虑驱动器的等效转动惯量 J_m ,等效阻尼系数 B_m ,驱动器的动力学方程为:

$$J_m \dot{w}_m + B_m w_m = \tau - \tau_y \quad (6)$$

因此,系统的动力学模型可表示为:

$$H\ddot{w}_m + Cw_m + G + D = \tau \quad (7)$$

其中 H 为惯性力项, C 为向心力和哥氏力项, G 为重力项,为 D 外力引起的不确定项。

3 系统的建模与仿真

3.1 力伺服控制策略

根据人体运动过程中的加速度信息,由式(3)获得期望的减重力 F_c ,选择PID控制器对支撑机构进行力闭环的控制,控制系统框图如图4所示。根据人体的加速度信息确定期望减重力,可保证患者行走过程中两运动单元的协调,使助力行走训练符合人体生理学特性。

为验证恒质量减重控制的可行性,本研究采用Matlab SimMechanics工具箱建立人机系统模型,进行仿真研究。人机系统模型分为人体模型和减重支撑单元机构模型两部分,人体与机器人利用弹簧阻尼模块连接。机器人模型包括电机模型和机械结构模型两部分,根据电机数学模型建立其仿真模型,并利用工具箱中的Body、Spring&Damper等模块建立机构模型。

3.2 仿真分析

根据文献^[11]中的人体步态测量参数,重心的运动轨迹可描述为:

图3 人机接触模型

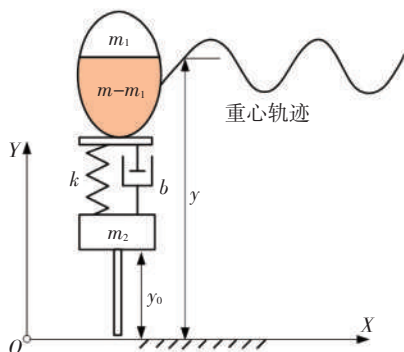
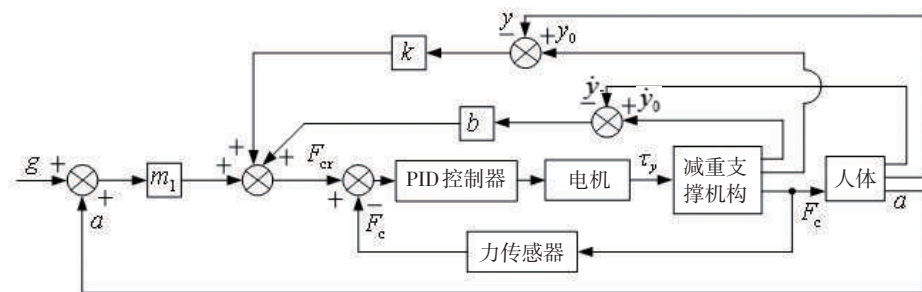


图4 减重控制系统简图



$$y = 25 \sin((2\pi/T) \times t) \quad (8)$$

其中 T 为步态周期, t 为时间,重心运动位置的单位为mm。

位置曲线呈正弦变化,因此身体重心加速度也按正弦规律变化。由于期望减重力与加速度相关,因此期望减重力是个为时变的力。假定患者质量为75kg,减重质量分别为身体质量的10%及30%,当步态周期为1s时,在一个周期内动态负载力曲线、力误差曲线、患者下肢在减重后需承受的力曲线如图5—7所示。

图5(a)、6(a)所示实线为期望减重力曲线,虚线为实际减重力曲线,图5(b)、6(b)所示为实际减重力与期望减重力的误差曲线。根据仿真曲线可知,在助行训练开始后,力控制器能很快响应,误差迅速变小。运动稳定以后,实际减重力能够很好地跟随期望力变化,误差可控制在2N以内,这说明力控制器性能良好,响应速度快并且对力干扰有很强的鲁棒性,控制器满足系统力控制要求。图7所示为减重后下肢承受的负载力曲线,减重不同质量时,身体下肢承受的负荷也为变化负载,且负载力变化的幅值不同。因此,减重支撑机构能够对患者施加时变的减重力,满足患者期望承受动态载荷的要求。

4 结论

针对神经损伤患者下肢康复训练的要求,提出了用于助行康复机器人的减重支撑机构,该机构可在患者行走康复训练过程中提供减重力。基本行走训练过程中减轻下肢负荷的康复目标,研究了行走过程中人机系统的动力学特性,并提出了平衡身体

图5 减重30%时减重力及误差曲线

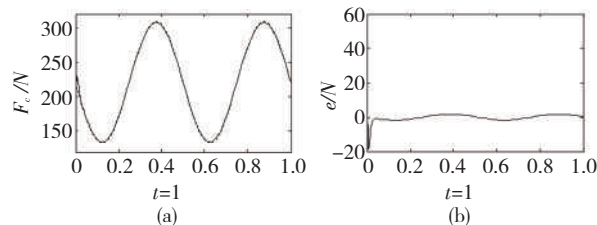


图6 减重10%时减重力及误差曲线

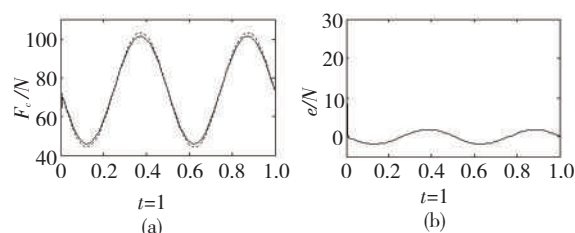
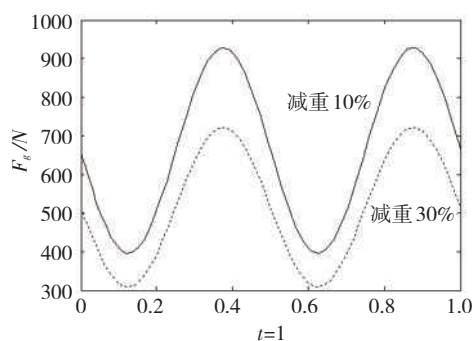


图7 减重后下肢承受力曲线



部分重力及惯性力的恒质量减重控制策略。该减重策略基于人体运动过程中的加速度信息,不同于传统的恒力减重控制策略。仿真结果表明,在力闭环控制器的作用下,支撑机构能够跟踪人体的主动运动并对人体提供期望支撑力且力跟随效果好,误差

小。适应动态载荷是下肢康复训练的目标之一,该减重系统可以保证患者在运动过程中下肢承受时变的动态载荷,满足患者逐渐适应行走过程下肢承受动态负荷的训练要求,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] 王斌,王静.减重步行训练在国内的应用进展[J].中国康复医学杂志,2010,25(8):815—818.
- [2] 黄晓琳,王平,王伟,等.脑卒中偏瘫患者减重平板步行训练的临床应用研究[J].中华物理医学与康复杂志,2003,25(9):544—547.
- [3] 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.
- [4] Hunt KJ, Jack LP, Pennycott A, et al. Control of work rate-driven exercise facilitates cardiopulmonary training and assessment during robot-assisted gait in incomplete spinal cord injury[J]. Biomedical Signal Processing and Control,2008: 19—28.
- [5] Schmidt H, Werner C, Bernhardt R, et al. Gait rehabilitation machines based on programmable footplates[J]. J Neuroeng Rehabil, 2007, 4:2.
- [6] http://medgadget.com/2006/07/autoambulator_r.html
- [7] 霍速,纪树荣.减重步行训练的临床应用[J].中国康复理论与实践,2003,9(2):115—118
- [8] 张立勋,董玉红.机电系统仿真与设计[M].哈尔滨:哈尔滨工程大学出版社,2006.132.
- [9] Stroke, 2010, 41(6):1229—1236.
- [12] 汪洁,吴东宇,袁英,等.利用在线经颅直流电刺激探查外侧裂后部对失语症恢复的作用[J].中国康复医学杂志,2011,26(5): 405—410.
- [13] 全国第四届脑血管病会议.脑卒中患者临床神经功能缺损程度评分标准(1995)[J].中华神经杂志,1996,29(6):381.
- [14] 汪洁,吴东宇,王秀会.应用汉语失语症心理语言评价探查失语症患者复述困难产生原因的研究[J].中国康复医学杂志,2009, 24(3):222—226.
- [15] 汪洁,吴东宇,宋为群.应用汉语失语症心理语言评价探听力理解障碍的语言加工受损水平[J].中国康复医学医学杂志,2010, 25(4):326—331.
- [16] Rhoton AL Jr. The cerebrum[J]. Neurosurgery, 2002, 51(4 Suppl): S1—51.
- [17] Hickok G, Poeppel D. Towards a functional neuroanatomy of speech perception[J]. Trends Cogn Sci, 2000, 4(4):131—138.
- [18] Hickok G, Poeppel D. Dorsal and ventral streams: a framework for understanding aspects of the functional anatomy of language[J]. Cognition, 2004, 92(1—2):67—99.
- [19] Hickok G, Poeppel D. The cortical organization of speech processing[J]. Nat Rev Neurosci, 2007, 8(5):393—402.
- [20] de Zubicaray GI, McMahon KL. Auditory context effects in picture naming investigated with event-related fMRI[J]. Cogn Affect Behav Neurosci, 2009, 9(3):260—269.
- [21] Vigneau M, Beaucoisin V, Hervé PY, et al. Meta-analyzing left hemisphere language areas: phonology, semantics, and sentence processing[J]. Neuroimage, 2006, 30(4):1414—1432.
- [22] Schuhmann T, Schiller NO, Goebel R, et al. The temporal characteristics of functional activation in Broca's area during overt picture naming[J]. Cortex, 2009, 45(9):1111—1116.
- [23] Flöel A, Rösler N, Michka O, et al. Noninvasive brain stimulation improves language learning[J]. J Cogn Neurosci, 2008, 20(8):1415—1422.
- [24] De Boissezon X, Marie N, Castel-Lacanal E, et al. Good recovery from aphasia is also supported by right basal ganglia: a longitudinal controlled PET study. EJPRM-ESPRM 2008 award winner[J]. Eur J Phys Rehabil Med, 2009, 45(4):547—558.

(上接第 924 页)