

偏瘫步行康复训练机器人减重支撑系统的研究*

潘国新¹ 张秀峰¹ 李 剑¹

摘要

目的:提高减重步行训练机器人的临床实用性,设计一种操作简单、实用性强的下肢康复机器人减重支撑系统。

方法:根据系统的观点,建立了减重支撑系统静力学模型,并从人机工程学、康复医学、机械设计等方面对减重支撑系统进行了整体与局部的设计。

结果:经过样机研制和初步临床实验,验证了该减重支撑系统设计的可行性。

结论:该减重支撑系统的临床应用性设计可为以后下肢康复机器人的广泛应用提供参考和指导。

关键词 康复机器人;减重支撑系统;步行训练;下肢

中图分类号:TP242.3,R496 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-1242(2013)-11-1041-05

Research of the body weight support system for treadmill training robot in hemiplegia rehabilitation/PAN Guoxin,ZHANG Xiufeng,LI Jian//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2013, 28(11): 1041—1045

Abstract

Objective: In order to improve the clinical practicability of traditional body weight support treadmill training robot, to design a body weight support(BWS) system featured of simple operation and strong practicality.

Method: Based on systemic theory, the statics model was set up. And a global and local design for the BWS system was made from ergonomics, rehabilitation medicine and mechanics.

Result: After technical analysis, concrete manufacturing and preliminary clinical experiment the feasibility of BWS system design was validated.

Conclusion: The clinical practicability design of this BWS system will be a reference for the wide use of lower rehabilitation robot.

Author's address National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing,100176

Key word rehabilitation robot;body-weight support system;treadmill training;lower limb

步行是人们日常生活中最基本的功能活动之一,对于脑卒中后偏瘫患者来说,恢复步行能力是他们康复的重要目标之一。减重步行训练(body weight support treadmill training,BWSTT)是针对下肢功能障碍,改善步行能力的一种新的康复治疗技术^[1]。自20世纪80年代始,减重步行训练开始临床应用于脑卒中及脊髓损伤患者,患者下肢无充分负重能力时即可开始减重步行训练,而无需等训练到能步行后才进行传统步态训练^[2]。减重步行训练机

器人是一种帮助物理治疗师辅助患者进行减重步行训练的康复机器人^[3]。它的主要结构形式之一是外骨骼式机械腿,带动患者下肢完成行走训练。减重步行训练机器人辅助训练的目的在于帮助患者进行运动再学习和步态重建,正确的运动模式是保证训练效果的重要前提,为患者制定运动训练模型应尽量符合患者患病前或健康人的运动模式。随着康复技术的发展,减重支撑(body weight support,BWS)系统已经越来越广泛地应用到步行康复训练之中。

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2013.11.012

*基金项目:国家科技支撑计划(2009BAI71B03)

1 国家康复辅具研究中心,北京亦庄荣华中路,100176

作者简介:潘国新,男,助理研究员;收稿日期:2013-01-28

BWS系统与传统治疗相比,在步态重建、改善平衡、减轻肌肉痉挛等方面均有很大优势,同时降低了治疗师的工作强度。

1 研究现状

目前,国外研制的BWS系统中,最具代表性的是LOKOMAT的BWS系统^[4]。LOKOMAT采用单自由度(垂直方向可调)减重支撑,其早期产品采用配重块重力作为减重支撑力,结构简单、减重量可调、较容易实现控制,但配重块在训练过程中由于上、下运动而产生惯性冲击,不能实现支撑力在步行训练中保持恒定。在其后续产品Lokolift^[5]中,BWS系统由一个被动弹簧元件和一个主动闭环控制电子装置组成,其特点是消除了配重块的惯性冲击,配重量能保持恒定,误差显著减小,响应快,但其动力学模型仍较为复杂,使得控制难度较大。

此外,意大利罗马La Sapienza大学研究了一种步行辅助康复设备WARD(walking assistance and rehabilitation device)^[6]。其减重支撑机构安装有安全停止机构,保证支撑力不变,并采用了横向安装,消除了惯性冲击,其动力学模型较为简单,控制也较为容易实现,同时,也能调整减重量。但对于气阀来说,很难保持始终是开通状态,所以其实时响应就受到限制。

国内在近几年内也开始研究步态康复机器人,如清华大学、哈尔滨工程大学、浙江大学等已各自研制出下肢步态减重训练康复机器人,但相应的BWS却还停留于简单的悬挂或者配重块形式,有待于进一步的研究改进。此外,上海大学康复机器人课题组提出了一种新型的BWS系统方案,以期获得恒定减重的效果^[7];南京航空航天大学研究了一种能够有效降低患者行走动态载荷的质量虚拟去除主动人体重力支撑系统,在处理动态载荷方面进行了初步的研究,此系统采用主动控制的办法来调节悬索张力,从而达到平衡掉一个恒定的人体重力的目的,能够使患者在跑步机上获得好像失去部分身体质量的动力学感受,从而使得患者在跑步机上训练时承担较轻的行走负荷^[8]。但国内以上这些研究成果缺乏进一步的样机临床实用性实验。

本文针对人体重力支撑系统这一基于跑步机的

步行康复机器人系统的关键技术进行研究,与浙江大学合作开发的下肢外骨骼康复机器人相配套,提出一种新型的适用于偏瘫患者的步行康复训练减重支撑系统。

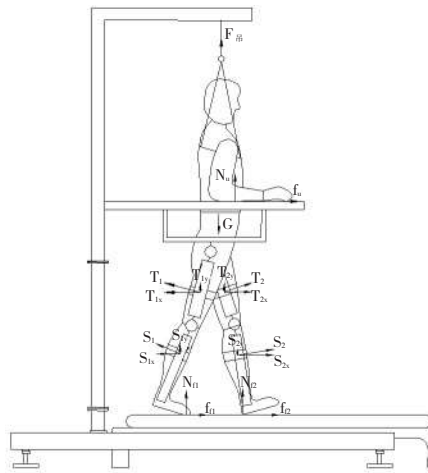
2 减重支撑系统设计

2.1 总体设计方案

根据系统的观点,我们将下肢步行康复训练机器人减重支撑系统设计为减重支撑架、悬吊系统以及下肢外骨骼辅助支撑系统三部分。其中,减重支撑架是通过控制悬吊结构的升降来实现患者的训练减重;悬吊系统连接在减重支撑架的悬臂上,由患者穿戴吊带实现与减重支撑架的有机连接;另外,在康复训练中,下肢外骨骼辅助支撑系统也承担了部分人体减重的任务,并且在纠正行走步态等方面也起了积极的作用。

由于人体肌肉、韧带和关节构成一个冗余的系统^[9],在患者减重训练运动中的人体力学模型非常复杂,相关理论还不成熟。我们对减重支撑系统及患者组成的系统进行了简化,并在人体矢状面内建立静力学模型,见图1。

图1 减重支撑系统人体受力分析



设人体的矢状轴为X方向,垂直轴为Y方向,由 $\sum X=0, \sum Y=0$,得:

$$2f_u + T_{1x} + T_{2x} + S_{1x} + S_{2x} + f_{n1} + f_{n2} = 0 \quad (1)$$

$$F_g + 2N_u + T_{1y} + T_{2y} + S_{1y} + S_{2y} + N_{n1} + N_{n2} = G \quad (2)$$

其中: F_g 为吊带对人体的拉力; N_u 和 f_u 分别表

示人体单侧上肢所受的支撑力和水平静摩擦力; T_{1x} 、 T_{1y} 和 T_{2x} 、 T_{2y} 表示人体下肢左右两大腿受力(实际为大腿受正压力和静摩擦力的合力)在X和Y方向上的分力;同样, S_{1x} 、 S_{1y} 和 S_{2x} 、 S_{2y} 表示人体下肢左右两小腿受力(实际为大腿受正压力和静摩擦力的合力)在X和Y方向上的分力; N_{f1} 、 f_{f1} 和 N_{f2} 、 f_{f2} 表示两脚分别受到的正压力和运动趋势产生的静摩擦力。

由式(1)分析可知,若外骨骼辅助支撑系统对人体下肢的支撑水平分力 T_{1x} 、 T_{2x} 、 S_{1x} 、 S_{2x} 不变时,减重量越大,需要的 f_{f1} 越小,患者上肢前臂越感觉舒服。同时,在保证患者上肢前臂舒适度不变的情况下,即 f_{f1} 固定,外骨骼支撑分力 T_{1x} 、 T_{2x} 、 S_{1x} 、 S_{2x} 越大,其给患者足部触地时带来的压力就越小。

由式(2)可得,在患者重量G不变的情况下,增大 $F_{吊}$ 、 N_u 、 T_{1y} 、 T_{2y} 、 S_{1y} 、 S_{2y} 是实现减重量增大的有效办法。但是从减重舒适度考虑,对于 N_u 不宜太大。

通过以上综合分析,本减重支撑系统主要考虑在保证患者减重舒适度的情况下,重点考虑与 $F_{吊}$ 、 N_u 、 T_{1y} 、 T_{2y} 、 S_{1y} 、 S_{2y} 参数相关的结构,实现患者由部分减重到全部减重。

2.2 减重支撑架设计

针对目前国内外减重支撑系统设计复杂、操作不便的问题,本研究在参照GB10000-88《中国成年人人体尺寸》的基础上,从实际临床实用的角度设计了一套实用简单的减重训练架,结构设计如图2所示,主要包括:底架、电动升降柱、扶手、吊臂、滑动装置等,滑动装置上设有连接座,与下肢外骨骼相连

接。高度调节装置由电动升降柱组成,电动升降柱下端与底架固定连接,上端通过连接立柱来支撑扶手、吊臂等部件,其最大推力3000N,最大行程500mm,运行速度5mm/s,可将患者部分或完全吊起。

与其他BWS系统相比,该设计具有以下特点:

①本减重架高度可调,可适应160—185cm身高的人进行0—100%的减重训练,以适应不同高矮的患者使用。通过控制按钮操作电动升降柱,可实现扶手高度和吊臂高度的同时升降,扶手高度的变化可使下肢外骨骼的高度与人体高度相对应。扶手与吊臂之间为刚性连接,两者不能进行相对运动,通过穿戴悬吊系统来实现人体与吊臂的相对高度调节。对于同一患者,减重架升降高度决定了其所减重量的大小。②扶手宽度可调,可实现45—85cm的宽度调节,以适应不同胖瘦的患者使用。③扶手两侧可外展90°,使患者乘轮椅出入、下肢外骨骼穿戴及康复医师实际操作更加便利;④扶手下设计了前后滑动导轨,外骨骼可前后滑动,便于根据人体重心前后位置与吊臂的悬吊点将外骨骼调整至舒适位置。

另外,在行走过程中,人体重心随躯干前进而上下移动,类似呈正弦变化规律,幅度约为4cm^[10],即人体在实际行走过程中重心高度的单方向变化不超过2cm。本文的主要研究是患者的被动运动减重行走训练,考虑到偏瘫患者的下肢运动功能较弱和减重支撑架的简易性,本减重支撑架的结构设计中未考虑人体重心高度的变化。

本研究对减重支撑架中的吊臂和扶手均进行了优化设计和可靠性分析^[11],该支撑架能满足体重100kg的患者进行100%减重的下肢康复训练。

2.3 悬吊系统设计

针对以往临床上吊具舒适性差、患者有效训练时间短的问题,我们对不同的悬吊方案进行了探索和适用性临床实验。分别进行了胸部受力悬吊、大腿及坐骨受力悬吊、腋窝受力悬吊和胸部与大腿的联合悬吊等四种悬吊吊具实验研究,实验制作的吊具见图3。实验中均选取健康者进行测试,对受试者进行了血压和心率等生理参数的定量和定性分析。经现场实验测试,腋窝受力悬吊实验效果最差;其次较差的为胸部受力悬吊与大腿及坐骨受力悬吊

图2 减重支撑架结构设计

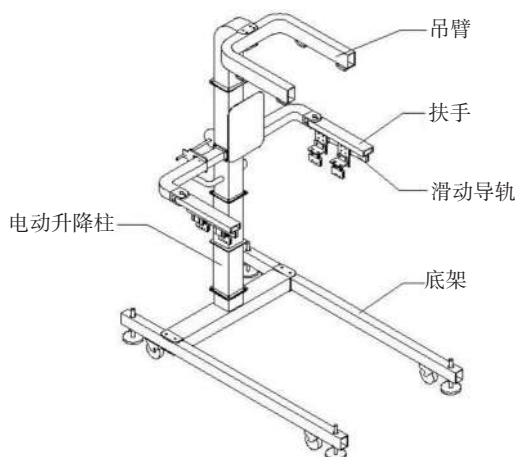


图3 实验吊具



a 胸部受力悬吊吊具



b 大腿及坐骨受力悬吊吊具



c 腋窝受力悬吊吊具



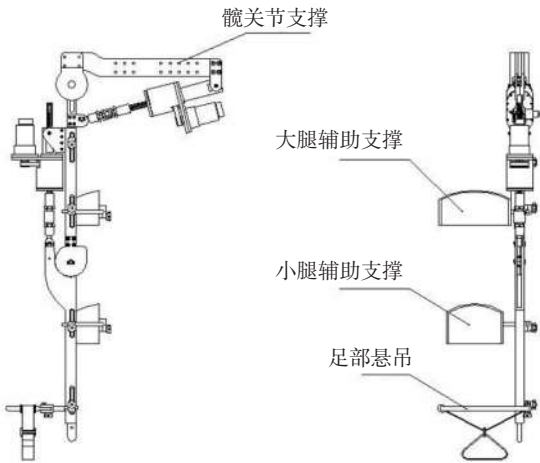
d 胸部与大腿的联合悬吊吊具

试验,两种试验中受试者在10min均出现了不适现象,并伴有血压和心率显著升高的症状。最终确定使用胸部与大腿的联合悬吊系统方案舒适性最好。

2.4 下肢外骨骼机器人辅助支撑设计

外骨骼辅助支撑设计是在现有下肢外骨骼机器人的基础上,着重从穿戴的舒适性、辅助支撑减重及可靠性等方面进行了改进和优化,使之更符合临床患者康复应用。本设计中(图4),在增强下肢外骨骼刚度设计的同时,重点进行了大腿辅助支撑、小腿辅助支撑的改进设计,增加了支撑与人体下肢的接触面积和静摩擦力,以使上式(2)中的 T_{1y} 、 T_{2y} 、 S_{1y} 、 S_{2y} 参数值变大,有效地减小了减重吊带的拉力 $F_{吊}$,增加了患者穿戴的舒适度。外骨骼的髋关节支撑通过连接座固定在减重支撑架的滑动装置上。另外,足部悬吊的设计,采用了弹性带悬吊和外展机构,患者穿戴方便,悬吊力的变化可通过调节吊带长度来实现,不但提高了患者踝关节的活动度、使步态更加协调,还有效解决了偏瘫患者的足下垂问题,并也承担了支撑减重的作用。

图4 下肢外骨骼设计



3 临床实验

通过减重支撑系统样机的研制及外骨骼机器人系统的改进,并结合医用慢速跑台,将它们进行了组装和样机联调;随后在国家康复辅具研究中心附属康复医院对4例偏瘫患者实施了下肢外骨骼机器人步态康复训练实验,4例患者均为男性,其康复阶段为偏瘫恢复期,年龄范围21—58岁,每例患者每天

分2次进行20—30min/次的步态训练,训练周期为1个月。

在训练开始前,首先辅助患者站在跑台上,根据患者髋关节的高度,来操作电动升降柱使扶手下侧外骨骼的转轴位置与患者下肢关节相对应,然后再将外骨骼辅助支撑与患者大、小腿固定好,再通过穿戴选定的软支撑悬吊系统实现人体与吊臂的连接,吊具上的各处吊带要可靠拉紧。最后,通过电动升降减重架将患者提升实现减重。在减重提升过程中,人体与减重架扶手、下肢外骨骼、减重架吊臂的相对位置基本保持不变,但考虑到悬吊系统的柔性 and 行走训练时间的延长,人体与减重系统的相对位置会有所变化,即人体因受重力相对于减重系统会下移,特别是减重量较大或患者体重较大时,从而会影响减重量和行走步态,进而影响患者康复行走训练的舒适性。此外,由于减重支撑系统的设计中没有考虑人体重心高度的变化,训练过程中,会导致患者下肢关节与外骨骼转轴的相对位置发生偏移,进而会影响行走训练的舒适性和步态的规范性。

通过偏瘫患者临床实验得出:①该减重支撑系统操作简单、方便,扶手90°外展和外骨骼随导轨滑动可解决轮椅上下跑台、外骨骼穿戴以及患者重心前后位置调节等实际问题。②对于较严重的患者使用完全减重行走训练,训练过程中,患者身体无不良反应,血压、心率基本正常,对该套训练系统无抵触情绪现象发生,减重步态训练对患者的步态重建起到了明显的促进作用,增强了患者的康复信心;对于行走障碍较轻的偏瘫患者,患者反映其行走步态改善明显,步态更加规范。③因为本减重系统没有考虑到重心的高度变化,以及悬吊系统存在柔性,在训练过程中悬吊系统的软支撑部分与人体之间较易发生相对位置变化,特别是对于体重较大的偏瘫患者,会影响患者训练的舒适性和步态规范性,在现场实验中可通过重新调整支撑架高度和绑紧软支撑来缓解此问题,这也为以后下肢步行减重系统的进一步改进提出了要求。

4 结论

本文以患者和减重支撑系统相结合为出发点,

在临床适用性的角度对下肢步行训练机器人BWS系统进行了一定的探讨研究,通过简单、实用的设计和样机研制初步实现了该系统在偏瘫患者步态训练中的临床应用,使患者得到了明显的康复效果。

由于人体是一个柔性的、非线性的和多自由度的系统,并且有很多的不确定性,本文研究初步建立了一个简化的静态力学模型,在以后的研究中有待建立一种更加逼真的模型。此外,在减重量控制方面,目前本研究设计的BWS系统只能靠经验观察来实现减重量的控制,还不能够实现用精确的量化控制来进行患者的减重步态康复评价,这也是下一步减重支撑系统研究的重点方向。

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] Hesse S. Treadmill training with partial body weight support in hemiparetic patients further research needed[J]. Neurorehab Neural Re,1999,13:179—181.
- [3] Werner C,Von Frankenberg S,Treig T, et al. Treadmill training with partial body-weight support and an electro mechanical gait trainer for restoration of gait in subacute stroke patients[J]. Stroke,2002,33(12):2895—2901.
- [4] 张立勋,张今瑜,王志超. 基于Matlab的下肢康复机器人虚拟现实仿真研究[J]. 机电工程,2008,25(3):7—9.
- [5] Frey M,Colombo G,Vaglio M. A novel mecha-tronic body weight support system[J]. Neural Systems and Rehabilitation Engineering,2006,14(3):311—321.
- [6] Jezernik S,Colombo M,Morari M. Automatic gait-pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4-DOF robotic orthosis[J]. Robotics and Automation,2004,20(3):574—582.
- [7] 杨辉,章亚男,沈林勇.下肢康复机器人减重支撑系统的研究[J]. 机电工程,2009,26(7):321—324.
- [8] 乔兵,马鸥. 面向步行康复训练的质量虚拟去除主动人体重力支撑系统[J]. 南京航空航天大学学报,2011,43(1):120—126.
- [9] 郝卫亚.人体运动的生物力学建模与计算机仿真进展[J]. 医用生物力学,2011,26(2):97—104.
- [10] 伍国胜,吴进华,郭凯,等. 弹簧在下肢外骨骼重心调整中的应用[J]. 海军航空工程学院学报,2010,25(6):639—643.
- [11] 李剑,张秀峰,潘国新.减重步行康复训练机器人的设计及其临床应用[J]. 医用生物力学,2012,27(6):681—686.