

文章编号:1004-7220(2012)06-0681-06

减重步行康复训练机器人的设计及其临床应用

李 剑, 张秀峰, 潘国新

(国家康复辅具研究中心, 北京 100176)

摘要: **目的** 为提高减重步行训练机器人的临床应用,进一步促进康复机器人的实际应用与推广提供方法和措施,针对以往步行训练机器人临床应用性不强的问题,提出一种操作简单、结构灵活、实用性强的下肢康复机器人设计方案。**方法** 利用模块化、集约化的设计方法,从人机工程学、康复医学、机械设计等方面对机器人整体进行穿戴式外骨骼、减重训练架、自适应跑台、悬吊背心等功能模块的划分和设计。同时,结合理论计算与 SolidWorks 有限元仿真,对机器人的关键部位进行优化分析。**结果** 经过实体样机加工和初步临床实验,验证了该减重步行康复训练机器人设计的可行性和科学性。**结论** 本次临床应用性设计研究可以提高减重步行训练机器人的实用性,可以为类似的研究和设计提供参考。

关键词: 康复机器人; 减重步行训练; 有限元分析; 机械设计

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Design and clinical application of body weight support treadmill training robot

LI Jian, ZHANG Xiu-feng, PAN Guo-xin (*National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China*)

Abstract: **Objective** To improve the clinical application of body weight support treadmill training (BWSTT) robot and develop a practical way for promoting the rehabilitation robot, this paper proposes a design plan of lower limb robot with flexible structure, simple operation, and strong practicality in allusion to the weak clinical applicability of traditional BWSTT robot. **Methods** Based on methods of modular design and intensive design, the whole body of the robot was divided into several functional modules including wearable exoskeleton, weight loss training device, adaptive treadmill and suspension vest from the view of ergonomics, rehabilitation medicine, and mechanical design and so on. Meanwhile, an optimization analysis design was made for key parts of the robot through theoretical calculation and SolidWorks simulation. **Results** After the concrete manufacturing and clinical experiments, the feasibility and scientificity of the BWSTT robot design was validated. **Conclusions** This clinical application design can improve the practical application of BWSTT robot and also provide a reference for the wider use of the lower limb rehabilitation robot.

Key words: Rehabilitation robot; Body weight support treadmill training; Finite element analysis; Mechanical design

减重步行训练 (body weight support treadmill training, BWSTT) 是融合运动疗法和神经促进技术而出现的一种康复训练技术,利用悬吊装置减少体

重对患肢的负荷,使支撑能力不足的患者能早期进行步行训练。BWSTT 可以有效地激活运动皮质和脊髓节律性运动中枢,对于偏瘫、截瘫、脑外伤、脑

收稿日期:2012-02-24; 修回日期:2012-03-31

基金项目:国家支撑计划项目(2009BAI71B03)。

通讯作者:李剑, Tel: (010)58122716; E-mail: redbomb628@163.com。

瘫、多发硬化、帕金森氏病、下肢骨折、关节成形术后等患者的运动再学习、步态重建、步行能力的提高具有极大的临床意义^[1]。

自20世纪80年代起, BWSTT研究已开展了20余年^[2]。其中, 瑞士的 Lokomat、美国的 Motorika Ambulator, Litegait 和 Robomedica, 德国弗朗霍费尔研究所研发的绳索牵引并联动下肢康复机器人、柏林自由大学研发的 MGT 型下肢康复机器人及日本研制的旋转式康复机器人等较为典型^[3]。但是, 前期的研究存在以下几个共同问题: ①临床应用性不强; ②结构复杂; ③操作不便。以最具代表性的 Lokomat 为例, 其全球销售量也只有100多台, 一方面是由于其高额的价格让很多康复机构望而却步, 另一方面是由于其复杂的结构和操作过程在一定程度上给实际临床推广带来了困难。基于以上分析, 本文提出了一种具有相对灵活性和实际应用性的下肢康复机器人的设计方案。

1 设计方案

1.1 设计思路

以提高实际应用性为目的, 采用集约设计(泛指结构简洁、以实用为目的的设计)的方法, 着重提高下肢康复机器人的结构灵活性和使用便捷性。在设计定位方面, 围绕“以人为本”的理念, 在整体和局部进行柔性设计(即可针对个体差异进行相应调节), 以扩大适用人群。在材料选择方面, 大胆尝试轻质材料在康复领域中的应用, 以减轻患者的穿戴负担。在结构设计方面, 采用模块设计(泛指根据不同功能进行的相应模块划分, 可根据不同需求进行相应模块组合)的方法, 从临床应用的角度对整体结构进行模块的划分和优化。

1.2 结构设计

机器人主体结构由穿戴式外骨骼、减重训练架、自适应跑台、悬吊背心4部分组成(见图1)。其中, 穿戴式外骨骼作为动力来源为患者下肢的步行运动提供助力; 减重训练架负责将患者部分或完全吊起, 可实现0%~100%的减重; 自适应跑台通过相对运动, 可实现步行模拟; 悬吊背心用于悬吊时患者的固定和悬挂。

1.2.1 穿戴式外骨骼设计 外骨骼设计在合作单位浙江大学的基础上^[4-5], 着重从结构的紧凑性、穿

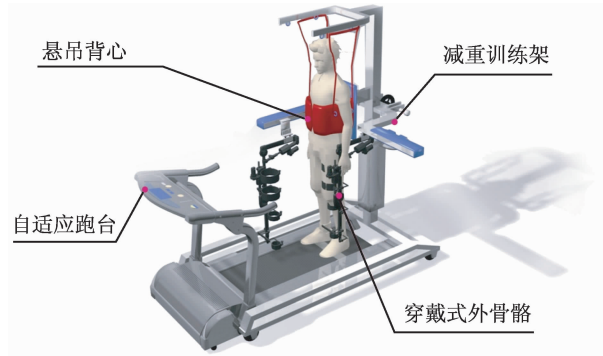


图1 机器人主体结构示意图

Fig.1 Schematic diagram of the robot's major structure

戴的便利性、使用的灵活性等方面进行了改进和优化。其中, 针对以往外骨骼穿戴负担重、不方便^[6]、调整时间长等问题, 主体结构采用镁合金 AZ61 材质。镁合金在实用金属中最轻, 比重大约是铝的2/3, 铁的1/4, 最高强度可达600 MPa, 具有重量轻、强度高、刚性好、切削阻力小、机械加工快等特点^[7]。其次, 镁合金具有良好的抗冲击能力和抗震减噪性能, 其吸收的能量比铝合金件大一半。基于以上材料分析, 镁合金制作的外骨骼具有穿戴负担小、强度高、抗冲击能力强、体积小、稳定性强、抗震减噪等优点, 极好地弥补了以往外骨骼的缺点, 为临床应用打下了基础。

如图2所示, 外骨骼单只具有2个自由度, 主要由膝关节电机、小腿丝杠、小腿连接块、大腿连接块、大腿丝杠、髌关节电机、髌关节连接块组成^[8-9]; 其中, 髌关节连接块与减重训练架相连接, 膝、髌关节电机分别与控制器连接, 进而与CAN卡和工控机相连。

1.2.2 减重训练架设计 针对以往减重装置(partial body weight support, PBWS)^[10-11]设计复杂、操作不便的问题, 本设计参照GB10000-88《中国成年人人体尺寸》和GB/T 15759-95《人体模板设计和使用要求》, 从实际临床使用的角度对减重训练架进行了重新设计(见图3)。其中, 高度调节装置由电动升降柱组成, 其最大推力3 kN, 最大行程500 mm, 运行速度5 mm/s, 可将患者部分或完全调离跑台。弹簧连接装置利用压簧的柔韧特性, 可实现减震、重心调节、步行随动等功能。扶手调节采用正反丝杠, 通过转动手轮可实现双侧同时向内或向外移动。相

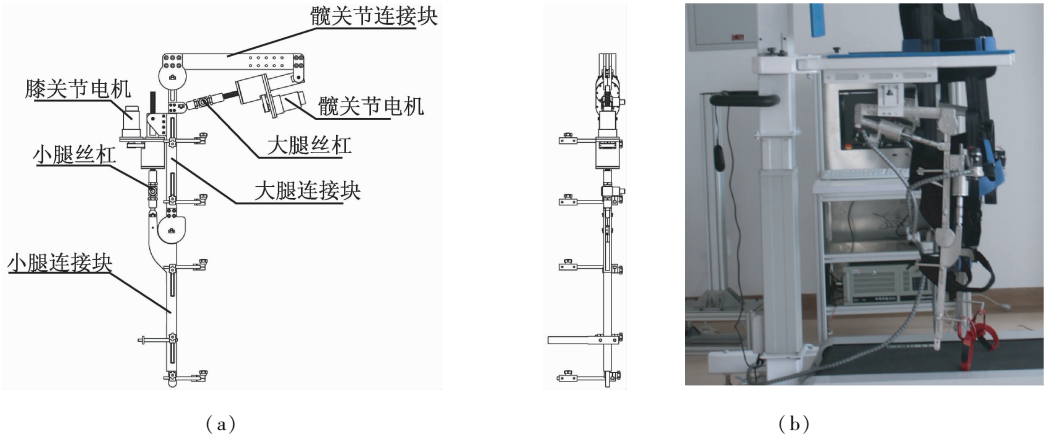


图2 外骨骼设计(a)与实物图(b)
 Fig.2 Schematic design (a) and picture (b) of the exoskeleton

比其他PBWS,该设计具有以下特点:(1)外骨骼与减重架采用柔性弹簧连接,便于外骨骼带动患肢进行上、下、前、后、左、右的运动,尽可能真实的模拟了人体行走。(2)减重架高度可调,可适应160~185 cm身高的人进行0%~100%的减重训练,同时,扶手宽度可调,可实现45~85 cm的宽度调节,以适应不同高矮胖瘦的患者使用。(3)扶手采用半包围式的悬挑设计,可实现双侧90°外展,为临床患者轮椅上下跑台、外骨骼穿戴及康复医师实际操作提供便利。(4)扶手下设计了前后滑动导轨,外骨骼可前后滑动,便于外骨骼调整至舒适位置。(5)减重架同时装有地脚和脚轮,可配合医用跑台(最低速率不大于0.134 m/s)进行训练,也可单独进行地面移动式训练,进一步扩展了应用范围。

模式主要用于患者的前期康复(彻底无步行意识)^[12]。主动模式是充分发挥人体下肢残余功能来激发患者脑部相关神经元的进一步修复。具体设计方案受日本神户大学罗志伟教授的研究启发,在原有跑台的基础上通过改进和安装三维传感器的方式来实时监测人行走时的脚步蹬力,进而以此来控制跑台速度。由动量定理 $mv = Ft$ 可知:

$$v = Ft/m \quad (1)$$

式中: m 为质量, F 为力, t 为时间。 m 一定,在 t 线性增长的过程中, v 随着 F 的增大而增大,减小而减小。手动,跑台动,跑台速度依赖于人脚部蹬力的大小。这种自适应的速度变换方式打破了以往跑台速度人为设定、不科学、机械化的模式,为患者后期的主观康复训练打下了基础。同时,两种模式(主动、被动)可以为两种人群(无任何意识、有部分意识)进行两个阶段(早期康复、后期巩固康复)的临床训练,极大增强了实际应用性。

1.2.4 悬吊背心设计 针对以往吊具不舒服、忍受时间短的临床问题,提出了基于人体倒三角形态和基于人体大腿坐骨两种悬吊方法。其中,前者利用人体本身的倒三角形态来进行卡位,这种方式将人体的整个重量均匀的分布于人的躯干部分,减小了悬吊背心对于人体内脏和皮肤的挤压,其缺点在于受限于人体体态。后者利用人体大腿坐骨受力,使身体重量均匀的分布。基于以上两种悬吊方法,选取了两例健康人分别进行了热塑板材悬吊背心的制作(制作方法类似于矫形器制作,包括取型—修型—抽真空—成型等过程)和相应悬吊实验(见图

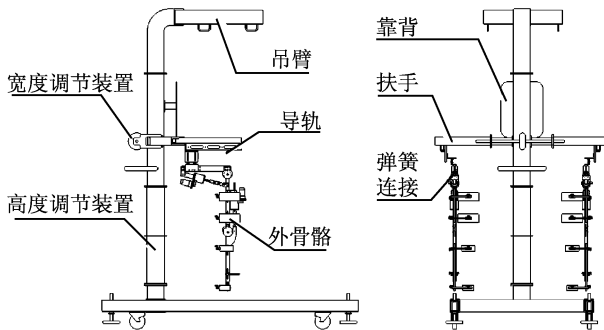


图3 减重训练架设计示意图
 Fig.3 Schematic design of the weight loss device

1.2.3 自适应训练跑台设计 跑台最低设计速率为45 mm/s,包括被动和主动两个模式。其中被动

4)。通过定性和定量分析,最终决定将两种方式结合起来,即确定了基于人体倒三角形态和大腿坐骨的悬吊方式。其次,该设计还结合普通织物吊具、充气式吊具、抽真空吊具进行了相应的悬吊实验,为探索舒适的悬吊方式奠定了基础。

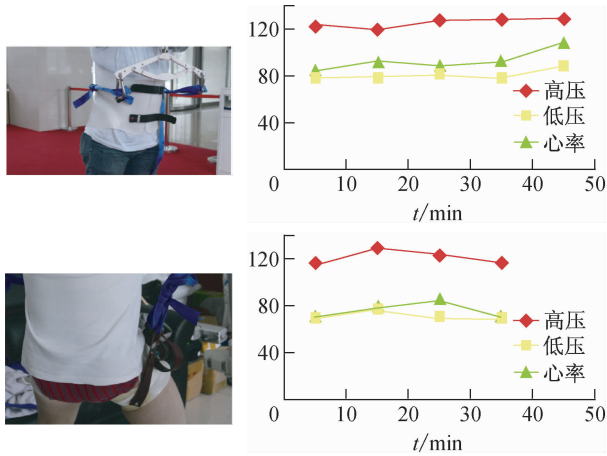


图4 吊带实验
Fig. 4 Suspension experiments

1.3 使用流程规划

针对BWSIT使用时护理人员工作强度大、患者能耗大的特点,从人体行走做功的角度对设备使用流程进行了规划。参考相关文献[13],可得人体做功简图(见图5)。假设人体重心相对不变,人做匀速运动,步长一定,通过力学和几何学推导^[13]得出:腿的动能 $W_e = \frac{m_{leg}v^3}{6s}$,重心提高所做的功 $W_h = mg\delta n$

$= \frac{mgsv}{8l}$ 。由

$$W = W_e + W_h \quad (2)$$

得出:

$$W = \frac{mgsv}{8l} + \frac{m_{leg}v^3}{6s} = v^2 \left(\frac{mg}{8l} \frac{1}{n} + \frac{m_{leg}}{6} n \right) \quad (3)$$

式中: W_e 为行走所需动能, W_h 为重心抬高所需势能, W 为总功, v 为行走速度, m 为人的质量, g 为重力加速度, m_{leg} 为腿的质量, n 为每秒钟步数, l 为腿长。在 m, g, m_{leg}, l 恒定,速度 v 一定的情况下,忽略 $1/n$ 的影响, n 直接影响总功。因此,为了提高临床应用性,保证护理人员与患者的能耗最小,应在允许的条件下提高有效迈步。

基于以上做功分析,从临床应用的角度出发,运用统筹学原理规划设计了以下使用流程:(1)借助

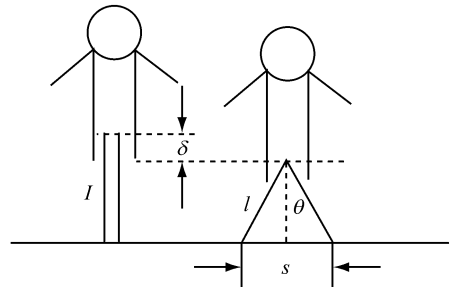


图5 人体步行做功简化图
Fig. 5 Diagram of simplified human walking

斜坡将患者轮椅推上跑台;(2)将减重架扶手展开,与跑台对接固定;(3)患者穿上悬吊背心,利用电动升降柱将患者调离轮椅,并撤去轮椅;(4)扶手归位并固定,将外骨骼沿滑轨拉至患者腿部进行正确穿戴,准备进行训练(见图6)。这样提高了有效做功,减少了护理人员数量和设备的使用空间,同时尽可能减小了工作强度和患者能耗,为实际的临床应用及长时间的康复训练奠定了基础。

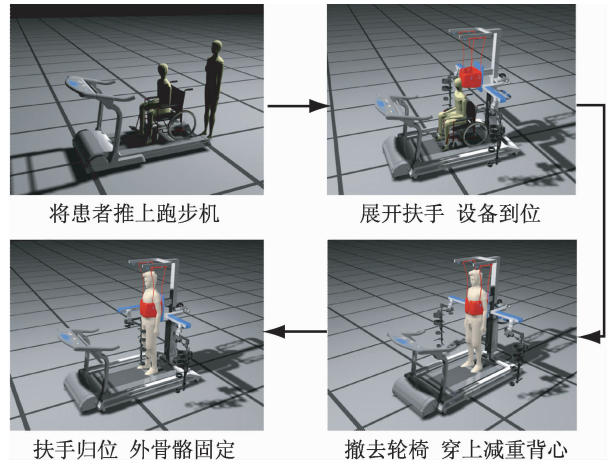


图6 机器人使用流程
Fig. 6 Flow management of the robot

2 优化分析

PBWS 主要受力部位吊臂和扶手可简化为悬臂梁,其力学示意图如图7所示。假设所有载荷 P 都作用于悬臂梁的最远端 A 点,在悬臂长度 l 确定的情况下,根据几何关系可推导出最大位移 $CE = 2AF \cos \frac{\theta a}{2}$, 而 $AF = AB \sin a \frac{\theta a}{2}$, 由此得出

$$CE = 2AB \sin a \frac{\theta a}{2} \cos \frac{\theta a}{2} \quad (4)$$

即

$$CE = AB \sin a \theta a \quad (5)$$

由于 A 点最大转角 $\theta a = \frac{P \cdot l^2}{2EI}$ (P 为载荷, l 为悬臂梁 AB 长, E 为弹性模量, I 为截面惯性矩), 将悬臂与扶手的相关已知参数代入式(5)可分别计算出吊臂和扶手的最大位移值 CE_1 和 CE_2 。

利用 SolidWorks 2010 自带的有限元分析模块对悬臂及扶手进行静态力学仿真与分析^[14](见图 8)。结果显示:在 1.5kN 的载荷下,304 不锈钢材

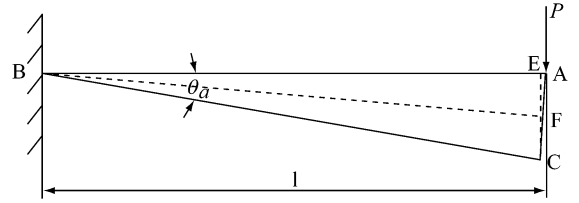
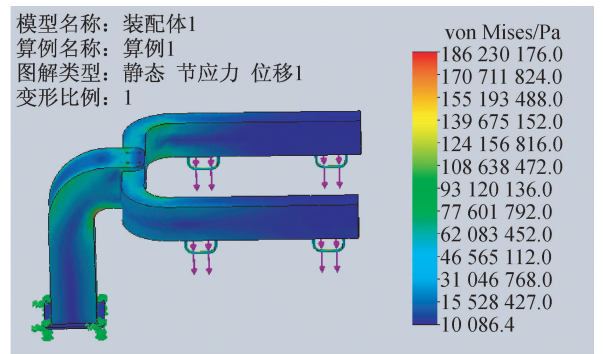
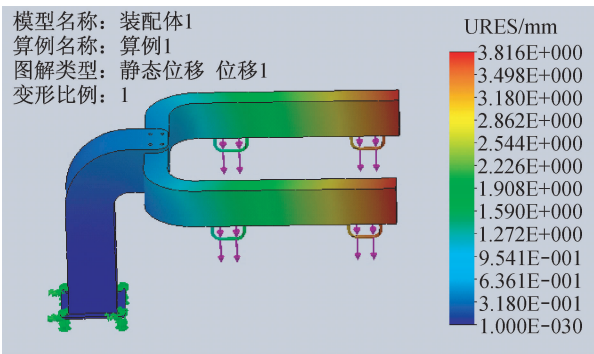
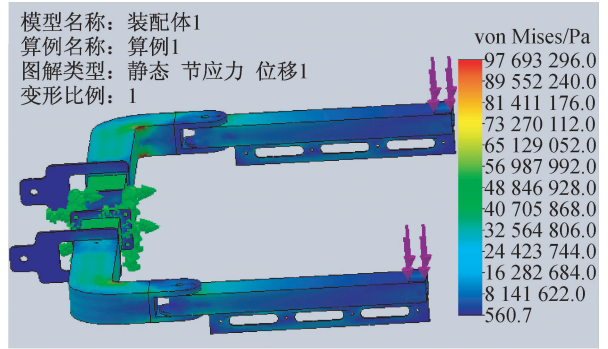
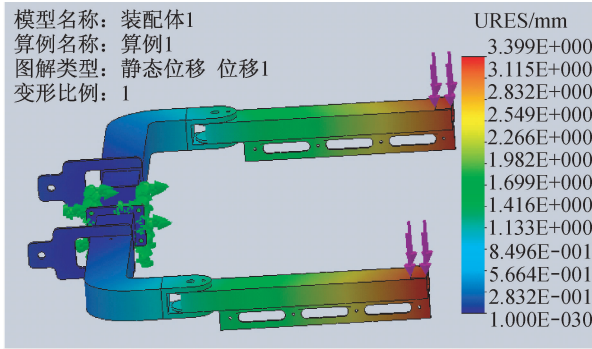


图 7 悬臂梁力学示意图
 Fig. 7 Diagram of cantilever mechanics

质的吊臂和扶手的最大位移值分别小于 CE_1 和 CE_2 , 验证了设计的安全性和合理性。



(a)



(b)

图 8 吊臂与扶手有限元分析 (a) 悬臂位移图和应力图, (b) 扶手位移图和应力图

Fig. 8 Finite element analysis of the crane and handrail (a) Displacement and stress of the crane, (b) Displacement and stress of the handrail

3 临床实验

在优化分析和样机加工的基础上,分别选取几组正常人和偏瘫病人进行临床实验(见图 9)。实验结果显示:(1)该设计方案基本可行,可以实现“1 对 1”的下肢康复训练。(2)设备操作相对简单,扶手 90°外展和外骨骼随导轨滑动可解决轮椅上下跑台、外骨骼穿戴等实际问题。(3)镁合金外骨骼重量较

轻,设备使用能耗相对较小,患者基本可以接受。(4)机器人控制系统由硬件部分(电机、控制器、CAN 卡、工控机等)和软件部分(LabView)组成,其训练模式、时间、速度可选可调,电机位置、速度、力矩及膝、髋关节角度可实时监测和显示,便于临床康复医师进行实时监控(见图 10)。(5)部分设计需要进一步临床改进,还需配合临床医生开展进一步的临床实验和分析。

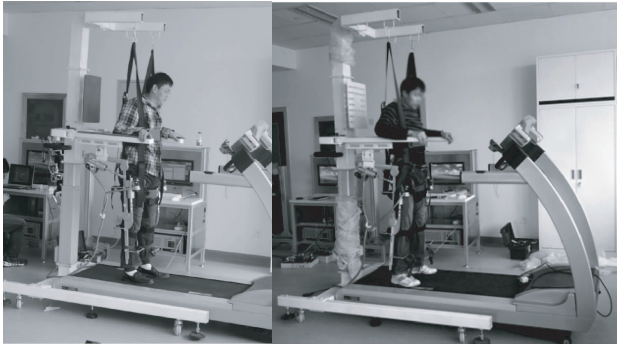


图9 机器人的临床实验

Fig.9 Clinical experiments of the robot

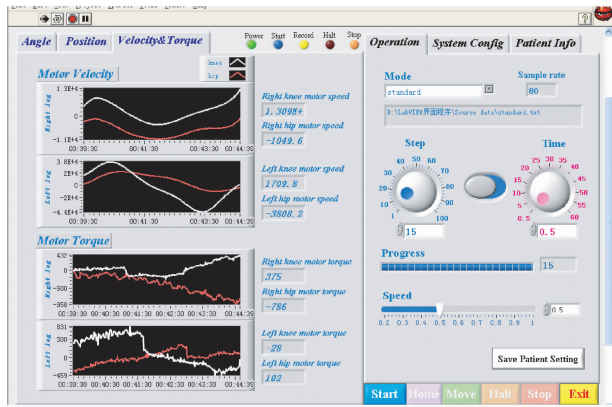


图10 机器人软件操作界面与数据监测

Fig.10 Operation interface and data monitoring of the robot

4 结语

减重训练机器人作为医工结合的典型产物,具有巨大的临床价值,但其临床应用性还需要很长时间的临床研究和探索。本文以促进康复机器人的应用性创新为目标,从结构、使用方式、材料等方面对BWSTT进行了设计探索。相比以往研究,本设计简单、实用,可以在一定程度上解决部分临床问题,益于BWSTT的临床推广和应用。同时,本文的临床研究还存在不足之处,需要更多的相关研究来进一步补充和完善。

参考文献:

- [1] 陈鹏, 刘启栋, 王人成. 一种减重步行训练机器人的研制[J]. 中国康复医学杂志, 2011, 26(9): 847-851.
- [2] 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.
- [3] 谢欲晓, 白伟, 张羽. 下肢康复训练机器人的研究现状与趋势[J]. 中国医疗器械信息, 2010, 16(2): 5-8.
- [4] 张杰. 卒中中瘫痪下肢外骨骼康复机器人的研究[D]. 杭州: 浙江大学硕士学位论文, 2007.
- [5] 聂文良, 邹亮畴, 李磊. 两种力量训练对膝关节伸屈肌力量平衡性影响的对比研究[J]. 医用生物力学, 2008, 23(2): 121-123.
Nie WL, Zhou LC, Li L. Comparative research of two types of strength training methods on the ratio of hamstring to quadriceps femoris muscle strength [J]. J Med Biomech, 2008, 23(2): 121-123.
- [6] 但建波, 蒋文涛, 刘展. 下肢截肢残端肌肉萎缩的生物力学研究进展[J]. 医用生物力学, 2010, 26(6): 580-584.
Dan JB, Jiang WT, Liu Z. Advances of residual limb muscle atrophy in biomechanics research [J]. J Med Biomech, 2011, 26(6): 580-584.
- [7] 镁合金 [EB/OL]. [Http://baike.baidu.com/view/2894.htm](http://baike.baidu.com/view/2894.htm).
- [8] 唐刚, 魏高峰, 周海, 等. 测量并分析上楼过程中下肢关节角变化[J]. 医用生物力学, 2011, 26(5): 460-464.
Tang G, Wei GF, Zhou H, et al. Measurement and analysis of the joint angle in lower limb during stair ascent [J]. J Med Biomech, 2011, 26(5): 460-464.
- [9] 金磊, 刘宇, 魏书涛, 等. 短跑运动中下肢关节间互动动力学分析[J]. 医用生物力学, 2008, 23(3): 193-201.
Jin L, Liu Y, Wei ST, et al. Intersegmental dynamics analysis of the lower limb in sprint running [J]. J Med Biomech, 2008, 23(3): 193-201.
- [10] 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.
- [11] 邓国勇, 田联房, 陈艺, 等. 基于关节机器人的人体脊柱生物力学试验装置设计[J]. 医用生物力学, 2008, 23(6): 446-453.
Deng GY, Tian LF, Chen Y, et al. Joint-robotics-based design of biomechanics testing device on human spine [J]. J Med Biomech, 2008, 23(6): 446-453.
- [12] Galvez JA, Budovitch A, Harkema SJ, et al. Trainer variability during step training after spinal cord injury: Implications for robotic gait-training device design [J]. J Rehabil Res Dev, 2011, 48(2): 147-160.
- [13] 人行走时做功最小模型 [EB/OL]. [Http://www.docin.com/p-194758896.html](http://www.docin.com/p-194758896.html).
- [14] 穆晨, 钱秀清, 闫松华. 预应力下大腿残肢站立中期时相的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2011, 26(4): 321-324.
Mu C, Qian XQ, Yan SH. Finite element analysis of interface pressure over the above-knee residual limb at mid stance phase with pre-stress [J]. J Med Biomech, 2011, 26(4): 321-324.