

踏板式步行康复机器人样机研制与实验研究^①

张立勋^{②*} 秦 涛^{③*} 宋承盈^{*} 程 胜^{**}

(* 哈尔滨工程大学机电工程学院 哈尔滨 150001)

(** 昆山市工业技术研究院智能机器人工程研究所 昆山 215347)

摘 要 为了帮助下肢功能障碍的患者尽快恢复运动能力,辅助患者进行步行康复训练,研制了一种踏板式步行康复机器人样机。该机器人包括两套对称的步行康复机构,每套步行康复机构采用一个驱动电机驱动患者足底实现人正常行走时的步态模拟,同时带动患者下肢关节进行运动康复。在不增加驱动元件的前提下,利用机械约束实现踝趾关节的康复训练。建立了步行康复机构的运动学模型,利用 Matlab/Simulink 进行了仿真分析,得到机器人带动患者训练时的步态轨迹和一个步态周期内的足底转角及踝趾关节的转角,验证了样机设计的可行性和合理性,并基于 Quanser 半物理仿真平台对机器人样机进行实验验证。仿真和实验结果初步说明该机器人能满足下肢功能障碍患者的康复要求,为进一步的实验研究奠定了基础。

关键词 踏板,康复机器人,步态,踝趾关节,运动分析

0 引 言

机器人辅助肢体运动功能康复训练技术是目前机器人和康复领域的研究热点,这种技术可为有肢体功能障碍的患者提供安全、高强度和以任务为导向的训练,有助于减轻康复治疗师的负担,降低卫生成本^[1]。提高和恢复步行能力是康复治疗的首要目标^[2]。下肢康复训练机器人的快速发展为患者提供了有效的康复模式。国内外进行的下肢康复训练机器人的相关研究取得了一些成果。德国柏林自由大学研制的踏板式步行康复训练机器人 Haptic Walker 通过每个踏板上配一套串并联混合式驱动系统带动人体下肢连续被动运动,可实现独立的 3 自由度运动,进行平地行走、绊倒(tripping)、滑倒(slipping)、上下楼梯等多路况的模拟^[3]。日本筑波大学研制的 GaitMaster 系列下肢康复训练机器人通过踏板系统带动人的双足模拟平地行走、上坡、爬楼梯、滑行等各种形式的步态运动^[4,5]。韩国光州科学技术学院研制的 12 自由度步行训练机器人

K-Walker通过包括一个 3 自由度的平面机构和一个 3 自由度的踏板机构的两个踏板系统结合虚拟现实技术带动患者进行多种形式的运动训练^[6]。哈尔滨工程大学张立勋^[7-8]等对足底驱动下肢康复训练机器人进行了系列研究,发表多篇研究论文和专利。另外还研制出了一些外骨骼机械腿式康复机器人,如瑞士 Hocoma 公司开发的 Lokomat 步态康复机器人^[9]、日本筑波大学研发的系列混合助力腿(HAL)^[10]、美国加州伯克利分校设计的 BLEEX 下肢外骨骼机器人^[11]、清华大学研制的步态康复训练系统(GRTS)^[12]、浙江大学研制的可穿戴的下肢步行外骨骼^[13]等。本研究针对上述康复训练系统结构控制复杂、成本较高、使用不便且均忽略了步行时足部踝趾关节的运动状态,不利于人体下肢关节的运动康复的问题,研制了一种新型踏板式步行康复训练机器人,是利用特别设计的两段式踏板结构和机械约束即实现了步行训练中踝趾关节的康复运动,更符合人体行走时足部的运动规律。

① 863 计划(2008AA040203)和国家自然科学基金(61175128)资助项目。

② 男,1962 年生,博士,教授;研究方向:康复机器人;E-mail:zhanglixun@hrbeu.edu.cn

③ 通讯作者,E-mail:hrbeu_qintao@126.com

(收稿日期:2012-12-05)

1 机器人原理

1.1 步态分析

正常步态是指下肢和躯干进行一系列有节奏的交替运动。正常步行时的步态具有约束性、周期性和重复性,主要集中在矢状面内完成。在连续的步行过程中,各个步态周期内人体下肢的运动规律基本相同^[14]。以人体足部运动及足的位置为参照,一个正常的步态周期是指从足跟着地到同侧足跟再次着地所经历的时间,由支撑相(60%)和摆动相(40%)构成,支撑相包括足跟着地、足掌着地、支撑中期、足跟离地、足尖离地 5 个时段;摆动相由加速期、摆动中期、减速期 3 个时段构成^[15],其时相图如图 1 所示。且一个步态周期中足心在矢状面内的运动轨迹近似为椭圆。

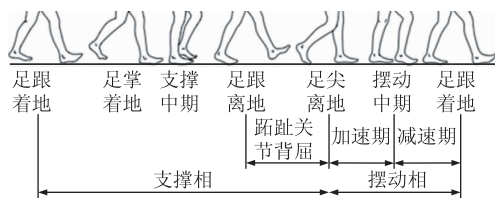


图 1 步态周期时相图

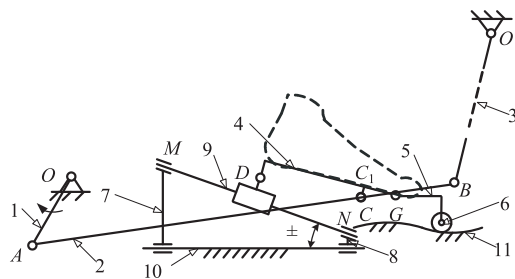
跖趾关节是人体整个下肢运动觉的最末端,其运动能力直接影响整个下肢的运动觉程度^[16]。步行时,跖趾关节的背伸运动及背屈肌的收缩动作使足跟离地,并保持至足尖离地,将身体向前推进,同时减小运动中足弓传递的支撑反力和膝关节的反力,防止足跟在重力矩的作用下着地或着地过早而造成关节的损伤和对人体的直接冲击^[17],此阶段约占整个步态周期的 30%^[18]。实验研究证明跖趾关节的背伸运动影响人体质心的前移和姿态的平衡,以及下肢各个关节和上身躯干的角位移和角速度^[19];临床试验也证明跖趾关节功能障碍破坏下肢关节和肌肉的共同运动范型,影响下肢运动功能的康复速度和程度^[16]。可见在下肢运动康复时增加跖趾关节的康复训练非常必要。

1.2 机器人工作原理

本文设计一种踏板式步行康复机器人,由两套左右对称布置的步行康复机构组成,用来模拟人正常行走时足心的步态轨迹和足底姿态,并利用巧妙的机械约束实现步行时跖趾关节的背伸运动。

踏板式步行康复机器人单侧步行康复机构原理

图如图 2 所示。单侧步行康复机构采用一个电机驱动曲柄转动,利用曲柄摇杆机构运动时连杆上的点能实现特殊的椭圆轨迹来模拟近似人正常行走时足心的步态轨迹,带动连接在连杆上的踏板机构驱动患者足底对患者进行模拟步行训练。曲柄转动一周,带动患者完成一个步态周期的步行训练。



1. 曲柄 2. 连杆 3. 摇杆 4. 后踏板 5. 前踏板 6. 导向轮
7. 滑轨后支架 8. 滑轨前支架 9. 倾斜滑轨 10. 机座
11. 约束导轨

图 2 踏板式步行康复机器人步行康复机构原理图

如图 2 所示,机器人步行康复机构主要由曲柄摇杆机构、踏板机构、踏板姿态约束机构和跖趾关节运动约束机构组成。曲柄摇杆机构包括曲柄 1、连杆 2 和摇杆 3;踏板机构由前踏板 5 和后踏板 4 两段式结构组成;踏板姿态约束机构由倾斜滑轨 9、滑轨前支架 8 和滑轨后支架 7 组成;跖趾关节运动约束机构由前踏板前端的导向轮 6 和约束导轨 11 组成。改变曲柄 1 的长度和点 O 和点 O_1 的相对位置可以调整曲柄摇杆机构运动时连杆 2 上的点形成的椭圆轨迹的形状和大小,即改变步行时的步长和步高的大小。与连杆 2 铰接的踏板机构尾部利用倾斜滑轨 9 约束,限制踏板机构转动的角度以模拟人正常行走时足底和踝关节在矢状面内的运动姿态,实现对踝关节的康复训练。通过调整滑轨前支架 8 和后支架 7 的高度和间距可以调整倾斜滑轨 9 的角度,从而调整踏板机构的转动角度大小在人正常行走时足底转角范围内。踏板机构的前踏板 5 和后踏板 4 分别容纳脚趾和脚掌,踏板机构前端固定有导向轮 6,机座 10 上与导向轮 6 对应位置固定有曲线形约束导轨 11。

康复训练时,患者的脚用绑带固定在前、后踏板上,跖趾关节位于前、后踏板连接轴(G 点)位置。驱动电机驱动曲柄 1 转动带动踏板机构运动,当踏板机构前端导向轮 6 与约束导轨 11 接触时,前踏板 5 相对后踏板 4 转动实现跖趾关节的背伸运动,直

到导向轮 6 离开约束导轨 11 时,前后两段踏板又回到同一平面,跖趾关节伸直,从而模拟图 1 所示步态周期中足跟离地到足尖离地阶段跖趾关节背伸的过程,实现跖趾关节的康复训练。改变约束导轨 11 的高度和曲线形状可以调整跖趾关节背伸在整个步态周期中所占的百分比和跖趾关节背伸的角度范围。

步行康复机器人的两套步行康复机构分别单独驱动,相对独立,分别实现患者左右两侧下肢的步行规律控制。通过规划曲柄的转动速度来控制左右踏板的运动规律,实现步速、步态时相分布可调的两侧协调步态,达到模拟步行康复的目的。

2 机器人运动分析

2.1 机器人运动学模型

运动学分析以左侧步行康复机构为例,机器人左侧步行康复机构基础坐标系 $\{O\}$ 设置、闭环矢量如图 3 所示。为简化计算,图 3 中所示步行康复机构简图做如下简化:图 2 所示的踏板姿态约束机构简化为倾斜滑轨 MN ;曲线形约束导轨 11 简化为直线导轨 PQ 。

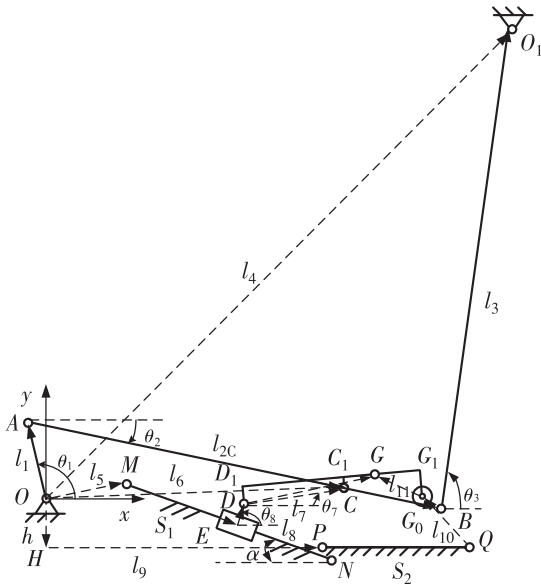


图 3 左侧步行康复机构机构简图

定义各个矢量为 $L_1 = \overrightarrow{OA}$, $L_2 = \overrightarrow{AB}$, $L_{2C} = \overrightarrow{AC}$, $L_3 = \overrightarrow{BO_1}$, $L_4 = \overrightarrow{OO_1}$, $L_5 = \overrightarrow{OM}$, $L_6 = \overrightarrow{OC}$, $L_7 = \overrightarrow{DC}$, $L_8 = \overrightarrow{ED}$, $L_9 = \overrightarrow{HP}$, $L_{10} = \overrightarrow{QG_0}$, $L_{11} = \overrightarrow{G_0G}$, $S_1 = \overrightarrow{ME}$, $S_2 = \overrightarrow{PQ}$ 。设矢量 L_i ($i = 1, 2, \dots, 11$) 和 S_j ($j = 1, 2$) 长度分别为 l_i ($i = 1, 2, \dots, 11$) 和 s_j ($j = 1, 2$)，矢量角为 θ_{iL} 和 θ_{jL} ，方向定义为从 x 轴指向该矢量，规定

逆时针方向为正。 MN 与水平线夹角为 α ，矢量 L_4 , L_5 与水平线的夹角分别为 β, γ ，设 $\angle CDD_1 = \delta$, $\angle CGC_1 = \delta_1$, $\angle G_0GG_1 = \delta_2$ ，其他参数如图中标示。根据图 3 建立机构的闭环矢量方程：

$$\begin{cases} L_1 + L_{2C} = L_6 \\ L_1 + L_2 + L_3 = L_4 \\ L_5 + S_1 + L_8 + L_7 = L_6 \\ L_1 + L_{2C} + L_{CG} = H + L_9 + S_2 + L_{10} + L_{11} \end{cases} \quad (1)$$

当踏板机构前端导向轮在约束导轨上运动,即当 G_0 与 PQ 接触时,跖趾关节背伸;当导向轮不与约束导轨接触,即当 G_0 与 PQ 不接触时,跖趾关节背伸角度为零。因此对跖趾关节的运动只分析 G_0 与 PQ 接触的阶段。将矢量方程(1)向 x 和 y 坐标轴上投影,得到:

$$\begin{cases} l_1 \cos \theta_{1L} + l_{2C} \cos \theta_{2L} = x_{CL} \\ l_1 \sin \theta_{1L} + l_{2C} \sin \theta_{2L} = y_{CL} \\ l_1 \cos \theta_{1L} + l_2 \cos \theta_{2L} + l_3 \cos \theta_{3L} = l_4 \cos \theta_{4L} \\ l_1 \sin \theta_{1L} + l_2 \sin \theta_{2L} + l_3 \sin \theta_{3L} = l_4 \sin \theta_{4L} \\ l_5 \cos \theta_{5L} + s_1 \cos \alpha + l_8 \cos \theta_{8L} + l_7 \cos \theta_{7L} = x_{CL} \\ l_5 \sin \theta_{5L} - s_1 \sin \alpha + l_8 \sin \theta_{8L} + l_7 \sin \theta_{7L} = y_{CL} \\ l_1 \cos \theta_{1L} + l_{2C} \cos \theta_{2L} + l_{CG} \cos \theta_{CGL} = l_9 + s_2 + l_{11} \cos \theta_{11L} \\ l_1 \sin \theta_{1L} + l_{2C} \sin \theta_{2L} + l_{CG} \sin \theta_{CGL} = -h + l_{11} \sin \theta_{11L} \end{cases} \quad (2)$$

由图可知 $\theta_{4L} = \beta, \theta_{5L} = \gamma, \theta_{CGL} = \theta_{7L} + \delta + \delta_1 - \frac{\pi}{2}, \theta_{8L} = \pi/2 - \alpha$ ，则解方程组(2)可得：

$$\begin{cases} \theta_{2L} = 2 \arctan \left(\frac{A + \sqrt{A^2 + B^2 - C^2}}{B - C} \right) \\ \theta_{7L} = \arctan \left[\frac{l_1 \sin \theta_{1L} + l_{2C} \sin \theta_{2L} - l_5 \sin \gamma - l_8 \cos \alpha + (\sqrt{D^2 - E - D}) \sin \alpha}{l_1 \cos \theta_{1L} + l_{2C} \cos \theta_{2L} - l_5 \cos \gamma - l_8 \sin \alpha - (\sqrt{D^2 - E - D}) \cos \alpha} \right] \\ \theta_{11L} = \arcsin \frac{l_1 \sin \theta_{1L} + l_{2C} \sin \theta_{2L} - l_{CG} \cos (\theta_{7L} + \delta + \delta_1) + h}{l_{11}} \end{cases} \quad (3)$$

式中：

$$\begin{aligned} A &= -2l_2(l_4 \sin \beta - l_1 \sin \theta_{1L}), \\ B &= -2l_2(l_4 \cos \beta - l_1 \cos \theta_{1L}), \\ C &= l_1^2 + l_2^2 - l_3^2 + l_4^2 - 2l_1 l_4 \cos(\beta - \theta_{1L}), \\ D &= l_5 \cos(\alpha + \gamma) - x_{CL} \cos \alpha + y_{CL} \sin \alpha, \\ E &= (x_{CL} - l_5 \cos \gamma - l_8 \sin \alpha)^2 + (y_{CL} - l_5 \sin \gamma - l_8 \cos \alpha)^2 - l_7^2. \end{aligned}$$

设后踏板转角 θ_p 为后踏板面 D_1G 与水平面的夹角,前踏板转角 θ_{mab} 为前踏板面 GG_1 与水平面的夹角,跖趾关节背伸角 θ_m 为前踏板面 GG_1 绕 G 点相

对后踏板面 D_1G 转过的角度,则有 $\theta_m = \theta_{mab} - \theta_p$ 。

由图 3 中可知左侧步行康复机构的运动学模型为

$$\begin{cases} \theta_{pL} = \theta_{7L} + \delta - \frac{\pi}{2} \\ \theta_{mL} = \theta_{7L} + \theta_{11L} + \delta_2 - \pi \end{cases} \quad (4)$$

同理可得机器人系统的运动学模型为

$$\begin{cases} \theta_{pL} = \theta_{7L} + \delta - \frac{\pi}{2} \\ \theta_{mL} = \theta_{7L} + \theta_{11L} + \delta_2 - \pi \\ \theta_{pR} = \theta_{7R} + \delta - \frac{\pi}{2} \\ \theta_{mR} = \theta_{7R} + \theta_{11R} + \delta_2 - \pi \end{cases} \quad (5)$$

2.2 运动仿真分析

为了验证运动学解析模型的正确性和步行康复机器人设计的合理性,为后续控制策略的制定和控制方法的选择提供理论参考,本文根据步行康复训练机器人的设计要求和患者的实际情况初步确定步行康复机器人参数,利用 Matlab SimMechanics 工具箱建立单侧步行康复机构的运动学仿真模型。设定曲柄匀速转动对单侧步行康复机构进行运动仿真分析,仿真结果如图 4-图 6 所示。

图 4 表示的是单侧步行康复机构曲柄匀速转动一周,即一个步态周期内踏板转角和跖趾关节转角曲线,为了方便描述一个步态周期内不同时刻步态特征,选取 4 个关键时刻添加辅助线①-④,分别对应足底水平、足跟着地、足跟离地和足尖离地 4 个时刻。图 5 表示曲柄转动一周,即一个步态周期内步行康复机构后踏板上 C_1 点(足心)的运动轨迹和踏板姿态图,图中标注的①-④位置与图 4 所示辅助线①-④相对应。

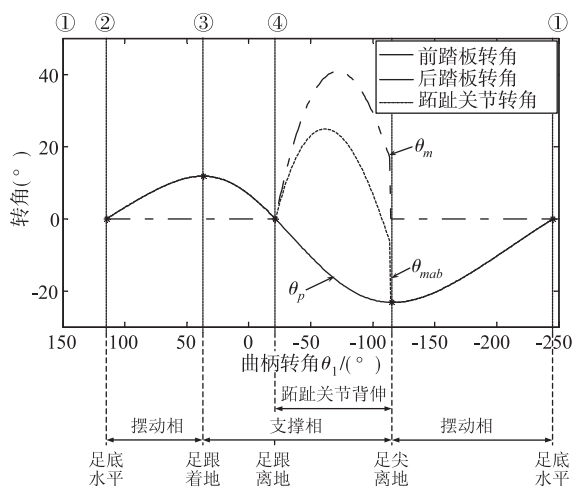


图 4 踏板和跖趾关节转角曲线

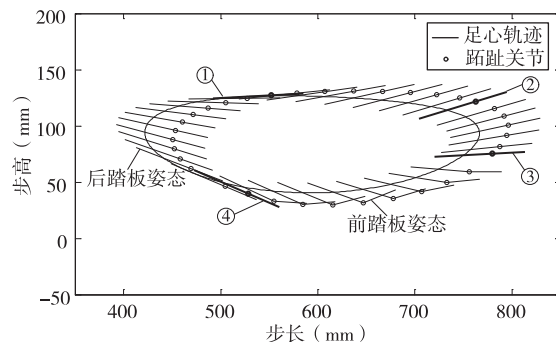


图 5 步行康复机构后踏板 C_1 点运动轨迹和踏板姿态图

运动初始时,单侧步行康复机构的踏板位于站立位(足底水平时刻①),曲柄开始转动后,驱动踏板带动单侧脚由站立位(足底水平时刻①)开始向前迈步至足跟着地(时刻②),进入支撑相,经历足底逐渐放平至足跟离地(时刻③),直至足尖离地(时刻④)进入摆动相,至再次足跟着地(时刻②),完成单侧脚的一个完整的步态周期。此后,曲柄的连续转动带动踏板按②-③-④-①-②的顺序往复运动,从而带动患者足底模拟往复的步态运动,其中,②-③-④阶段表示支撑相,④-①-②阶段表示摆动相;通过协调左右两套康复机构曲柄的位置和速度可以驱动双足交替往复运动或摆动。

由图 5 可以看出,后踏板转角(即足底姿态角)在足跟着地(时刻②),欲进入支撑相时刻达到正向最大,然后逐渐减小至足尖离地(时刻④),欲进入摆动相时刻达到负向最大。支撑相中,足跟离地(时刻③)时,前踏板还开始相对后踏板转动,跖趾关节开始背伸,模拟正常步行时足跟加速足跟蹬离地面的过程,直至足尖离地(时刻④)时前踏板恢复与后踏板保持水平的位置;这一阶段,前踏板并不是始终与地面保持水平,且从图 4 中点画线所示跖趾关节转角曲线可以看出跖趾关节开始背伸(时刻③)和足尖离地(时刻④)时曲线有突变,即踏板前端导向轮进入和离开约束导轨时有冲击存在,这是由于采用水平的直线约束导轨引起的,需优化约束导轨的形状以避免冲击。

由图 4 和图 5 可以看出,步行康复机构后踏板上 C_1 点的运动轨迹和踏板的运动姿态与人正常行走时的步态规律和特征类似,只是相关结构的形状和尺寸需要进一步优化。

表 1 所示为人正常平地行走时步态参数^[20],以及利用步行康复机器人训练时能达到的活动范围。

由表中可知,步行康复机器人带动患者进行康复训练时足底转角和跖趾关节的运动范围均在人正常平地行走时的活动范围内,步长比人正常行走时小,步高比人正常行走时稍大,符合下肢有运动功能障碍的患者关节活动度降低、迈步困难的特点,基本符合步行康复机构的设计要求。

表 1 一个步态周期内活动范围

	正常行走时的活动范围	步行康复机构活动范围
足底转角	$-35^{\circ} \sim -20^{\circ}$	$-23^{\circ} \sim -12^{\circ}$
跖趾关节	$0^{\circ} \sim 60^{\circ}$	$0^{\circ} \sim 40^{\circ}$
步长	50cm - 70cm	34.5cm
步高	4.5cm - 11.5cm	8.6cm

目前,市场和社区常见的椭圆机多采用曲柄摇杆机构,但是均将踏板直接固定在连杆上来带动足底进行步行训练。图 6 所示为本文设计的步行康复机器人连杆中点在曲柄转动一周内的运动轨迹和运动姿态,其运动规律与椭圆机的踏板固定在连杆中点处时踏板的运动规律类似。从图 6 中可以看出,踏板中心的运动轨迹(足心轨迹)近似为一椭圆,但踏板姿态明显与人正常步行时的足底运动姿态特征不符。如果长期利用此类椭圆机进行训练,很容易造成下肢关节的损伤。

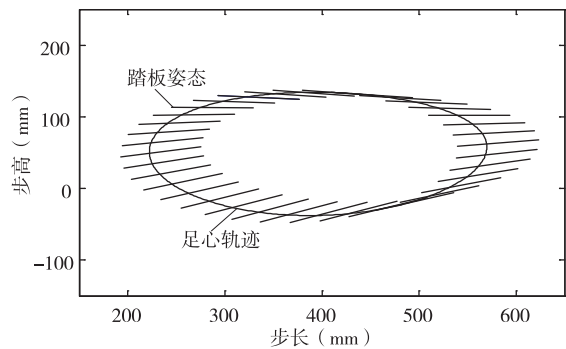


图 6 步行康复机构连杆中点运动轨迹和姿态图

根据上述运动分析可知:患者利用踏板式步行康复训练机器人进行步行康复训练时,踏板和跖趾关节的运动姿态与转角规律基本符合人正常步行时的步态特征,基本能够满足有下肢功能障碍患者进行康复训练,步行康复机构设计合理。

3 样机及实验研究

踏板式步行康复机器人原理样机如图 7 所示,曲柄设计成圆盘形式,离圆心不同距离开孔以方便调整曲柄的长度,从而可以调整步长的大小。表 1 中所示步行康复机构的步长和步高均为曲柄最长时所得。



图 7 踏板式步行康复机器人原理样机

踏板式步行康复机器人的实验平台主要由步行康复机器人系统、Quanser 半物理仿真系统和工控机构成,机器人实验系统如图 8 所示。步行康复机器人系统主要包括步行康复机器人原理样机、驱动电路和各种传感器。Quanser 半物理仿真系统包括装载实时控制软件 QuaRC 的工控机和 QPID 控制板卡,工控机主要提供人机交互界面和控制程序的开

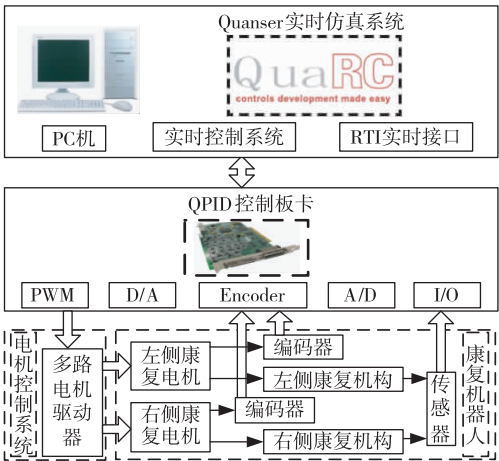


图 8 踏板式步行康复机器人实验系统

发环境, QuaRC 无缝集成 Matlab/Simulink, 能够直接由 Simulink 模型生成实时代码, 控制参数可以在代码运行时在线调节。通过拥有大量控制接口的 QPID 板卡可以直接将工控机和机器人连接起来, 形成闭环控制系统。电机控制系统主要用来接收实时仿真系统的控制信号, 通过多路电机驱动器控制左、右康复电机转动, 从而带动整个步行康复机器人系统运动。

控制曲柄匀速转动, 采集并整理固定在前后踏板上的倾角传感器采集的转角信息得到曲柄转一圈, 即一个步态周期内单侧步行康复机构前踏板和后踏板转角曲线如图 9 所示。

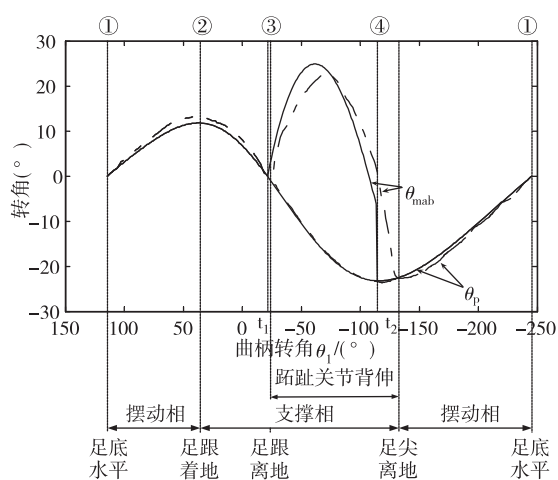


图 9 整理后踏板转角曲线

图 9 中所示实线为运动仿真时的踏板转角曲线, 虚线为样机实验时的实际转角曲线。由于选择调整约束导轨高度的垫块厚度原因, 以及机械加工和安装误差等因素, 样机实验时跖趾关节背伸阶段 $t_1 t_2$ 超出了运动仿真时跖趾关节背伸阶段, 也说明了约束导轨的高度还影响跖趾关节背伸阶段在整个步态周期中所占的百分比。样机实验曲线和运动仿真曲线之间虽存在误差, 但曲线变化趋势相似。

4 结 论

(1) 提出了一种由曲柄摇杆机构、踏板机构、踏板姿态约束机构和跖趾关节运动约束机构组成的踏板式步行康复机器人, 改善了现有下肢康复机器人和椭圆机等忽略跖趾关节运动的弊端。(2) 通过调整曲柄的长度可以调节训练步长大小; 通过调整倾斜滑轨前、后支架的距离和高度调整倾斜滑轨的倾

角, 控制踏板机构的转角可以调节足底姿态; 调整约束导轨的高度和形状可以改变跖趾关节的背伸角度。(3) 通过规划曲柄转速可以实现步速、步态时相(支撑相和摆动相)分布可调的双侧协调步态。(4) 运动仿真和实验验证表明踏板式步行康复机器人能够模拟人正常步行时足底运动姿态和跖趾关节的运动状态, 基本符合人正常步行时的步态规律, 证明了文中提出的步行康复机器人原理和实现方法可行。(5) 比较了步行康复机器人与椭圆机分别进行步行训练时的足底运动姿态, 验证了该机器人增加踏板姿态约束机构和跖趾关节运动约束机构更符合人正常行走时的足底姿态。(6) 提出的两段式踏板结构对仿人机器人和外骨骼式机械腿等的足部设计亦有借鉴作用; 运动仿真结果还可以用于步行康复机构的参数优化设计(如优化约束导轨的形状和尺寸以避免跖趾关节背伸时的冲击等)。

在接下来的工作中, 将会针对实验发现的问题对步行康复机器人的结构和尺寸参数、倾斜滑轨的长度和倾角、约束导轨的形状和尺寸进行进一步的优化; 针对人正常行走时的时相分布和足部速度规律对曲柄转速进行规划。

参考文献

- [1] 叶晓勤, 季林红, 谢雁鸣等. 康复训练机器人与传统中医康复方法相结合的探讨. 中国康复医学杂志, 2010, 25(8): 781-784
- [2] 孙立宁, 何富君, 杜志江等. 辅助型康复机器人技术的研究与发展. 机器人, 2006, 28(3): 355-360
- [3] Fraunhofer IPK. <http://www.ipk.fraunhofer.de/geschaeftsfelder/automatisierungstechnik/prozessautomatisierung-und-robotik/forschung-und-entwicklung/haptic-walker>
- [4] Yano H, Kaori K, Saitou H, et al. Development of a gait rehabilitation system using a locomotion interface. *The Journal of Visualization and Computer Animation*, 2003, 14: 243-252
- [5] Tanaka N, Saitou H, Takao T, et al. Effects of gait rehabilitation with a footpad-type locomotion interface in patients with chronic post-stroke hemiparesis: A pilot study. *Clinical Rehabilitation*, 2012, 26(8): 686-695
- [6] Yoon J, Ryu J, Park J, et al. Walking analysis of a dual-track treadmill using a foot-platform locomotion interface. In: 2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Kyoto, Japan, 2009. 851-856
- [7] 张立勋, 王克义, 张今瑜. 下肢康复训练机器人的运动协调仿真. 机械设计与研究, 2007, 23(6): 46-50

- [8] 王令军. 康复机器人样机研制及步态控制研究: [博士学位论文]. 哈尔滨: 哈尔滨工程大学机电工程学院, 2010. 15-16
- [9] Hocoma. <http://www.hocoma.com/en/products/Lokomat/>
- [10] Sankai Y. HAL: Hybrid Assistive Limb Based on Cyber-nics. Springer Tracts in Advanced Robotics. Germany: Springer, 2007, 66. 25-34
- [11] Chu A, Kazerooni H, Zoss A. On the Biomimetic Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX). In: the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Barcelona, Spain, 2005. 4345-4352
- [12] 程方, 王人成, 贾晓红等. 减重步行康复训练机器人研究进展. 康复医学工程, 2008, 23(4): 366-368
- [13] Zhang J F, Dong Y M, Yang C J, et al. 5-Link model based gait trajectory adaption control strategies of the gait rehabilitation exoskeleton for post-stroke patients. *Mechatronics*, 2010, 20: 368-376
- [14] Zanchi V. Quantitative human gait analysis. *Simulation Practice and Theory*, 2000, 8: 127-139
- [15] 孙嘉利, 王桂清. 步态分析. 中国疗养医学, 2010, 19(5): 427-430
- [16] 赵晓红, 黄志祥, 芦艳丽等. 踝背屈及足趾训练对改善偏瘫下肢运动功能的影响. 新疆中医药, 2011, 29(3): 24-26
- [17] 常颖. 浅谈跖趾关节的运动作用. 阜阳师范学院学报(自然科学版), 1995, 3: 75-76
- [18] Vaughan C L, Davis B L, O'Connor J C. Dynamics of Human Gait (2nd edition). South Africa: Kiboho Publishers, 1999. 8-13
- [19] 武明, 季林红, 金德闻等. 人体跖趾关节弯曲对行走步态特征的影响. 清华大学学报(自然科学版), 2002, 42(8): 1053-1056
- [20] Yoon J. Design and Control of a Reconfigurable Virtual Walking Machine and Its Applications to Locomotion Interface and Lower Limb Rehabilitation: [Ph. D dissertation]. Gwangju: Gwangju Institute of Science and Technology, 2005. 19-20

Prototype development and experimental study of a footpad-type walking rehabilitation robot

Zhang Lixun^{* **}, Qin Tao^{*}, Song Chengying^{*}, Cheng Sheng^{**}

(^{*} College of Mechanical and Electrical Engineering, Harbin Engineering University, Harbin 150001)

(^{**} Laboratory of Intelligent Robot Engineering, Kunshan Industrial Technology Research Institute, Kunshan 215347)

Abstract

To help the patients with lower limb dysfunction achieve normal walking function, and aid them with walk rehabilitation, a prototypical footpad-type walking rehabilitation robot was developed. The robot consists of two sets of symmetrical walking rehabilitation mechanism, and each walking rehabilitation mechanism can drive patients' plan-tar to simulate the normal walking gait by using a drive motor, and take patients' lower limbs joints to exercise training. The rehabilitation training of the metatarsophalangeal joint was realized by using some mechanical con-straint without adding a driving element. The kinematic model of the walking rehabilitation mechanism was deduced and established. The gait trajectory, the plantar angle and the metatarsophalangeal joint angle in a gait cycle were obtained with Matlab/Simulink, which verified the feasibility and rationality of the prototype design. Furthermore, an experiment was made on the robot prototype based on the hardware-in-the-loop simulation platform of Quanser. The preliminary simulation and experimental results show that this robot can meet the requirements of the patients with lower limb dysfunction and provide the base for further experimental study.

Keywords: footpad, rehabilitation robot, gait, metatarsophalangeal joint, kinematic analysis