

助行机器人助行机构动力学分析及实验研究^①

张立勋^② 白大鹏 伊 蕾

(哈尔滨工程大学机电工程学院 哈尔滨 150001)

摘 要 为帮助下肢功能障碍患者实现正常的行走功能,为助行机器人设计了一种双曲柄摇杆形式的助行机构,该机构仅使用一个驱动元件实现其运动控制,且能够实现行走过程中大腿和小腿之间的协调运动关系。在助行机构力学分析的基础上,利用联立约束法建立了该助行机构的动力学模型,进行了其运动学和动力学仿真分析,进而得到了其带动人体行走时一个步态周期内下肢关节转角、下肢运动轨迹及助行机构所需的控制力矩,为助行机构设计和控制系统驱动装置的优化设计提供了依据。并通过物理样机进行了助行训练的实验研究。仿真分析和实验研究结果均表明:在助行机构的带动下,受试者下肢的运动规律符合正常人行走时的步态特征,运动轨迹正确,步态连续。

关键词 助行机器人, 动力学, 康复训练, 力学分析

0 引 言

助行机器人的主要作用是为用户提供智能的行走辅助进而维持甚至强化其行走能力,使其能摆脱他人搀扶,实现安全独立的行走,并非作为一个代步工具取代其行走功能^[1]。助行机器人与传统的非智能助行设备相比,功能更强、安全性更高、舒适性更好,它的应用可实现对普遍存在站立和行走困难的老年人的康复训练和护理,预防其下肢肌肉老损或坏死^[2,3]。

目前国内外助行机器人研究已取得一定进展,并体现出了不同特点。瑞士研制的 Lokomat 步行康复机器人,在悬吊减重系统和跑步机的配合下,通过丝杠转动推动机械腿的大腿和小腿摆动,完成步行动作,实现对下肢各关节的运动训练^[4,5],还能够对患者进行步态康复校正训练,采集数据以实现对步态的分析。美国芝加哥大学研制的 KineAssist 康复机器人,主要是针对偏瘫患者行走重心的控制,起坐、下蹲训练,以及在训练过程中如何防止患者摔倒等训练而提出的康复机器人^[6]。柏林自由大学和柏林慈善医院等机构共同开发的 HaPitic Walker 康复机器人,与悬吊减重装置配合使用,通过脚踏板带

动患者双脚实现任意轨迹和任意姿态运动^[7]。清华大学在国家 863 计划支持下,从 2000 年起即开展了机器人辅助神经康复的研究,研制了卧式下肢康复机器人和步行康复训练机器人^[8]等。上海大学研制的步行康复训练助行腿机器人,在辅助训练时,患者穿戴减重背心,下肢与助行腿连接,助行腿引导患者的下肢在跑步机上进行步行训练^[9]。浙江大学研制的外骨骼式下肢康复机器人,采用拟人化设计,膝关节和踝关节通过电机和滚珠丝杠实现关节动作,同时外骨骼的尺寸可进行一定范围的调节以适应不同身材的患者^[10]。上述各康复机器人的助行机构较复杂,由多驱动原件实现对单侧助行机构的运动控制,且使用者无法进行独立的操作。现有助行机器人多以穿戴式的外骨骼机器人为主,其结构相对复杂,患者无法进行单独使用。此外,外骨骼机器人对控制系统的要求较高。本研究设计了一种由单驱动元件控制的助行机构,结构简单,能够实现大腿和小腿之间的协调运动。

1 助行机器人工作原理

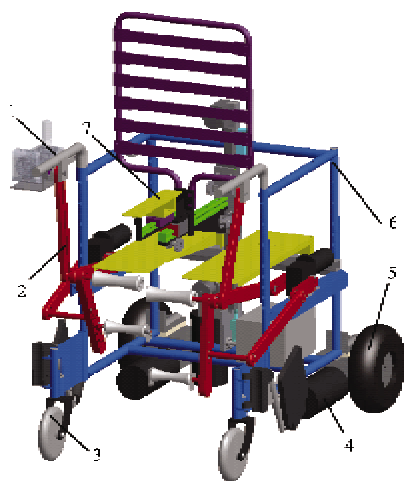
本研究设计的助行机器人主要为无力自主行走的老年人以及具有下肢行走障碍的残疾人使用。由

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:机器人技术;联系人, E-mail: zhanglixun@hrbeu.edu.cn
(收稿日期:2012-02-14)

于无力自主行走的老年人以及具有下肢行走障碍的残疾人的肢体运动能力很弱,缺乏主动运动能力,不适合采用主动训练的方式,因此该助行机器人采用被动训练的方式来协助患者进行助行康复训练。

该助行机器人主要由可移动车体、助行机构、起坐机构、手操盒等组成,如图1所示。有4种工作模式,分别为轮椅模式、康复模式、起坐模式及助行模式。助行机器人通过两驱动轮提供动力,并且由两驱动轮转动速度差来实现对机器人的转弯控制。助行机构与起坐机构均安装到移动车体上,助行机构为患者下肢提供正确的运动规律和相应的推力。起坐机构可帮助患者在行走过程中减轻部分体重,降低下肢负荷,保持正确的站立位,尤其为单支撑期提供一定的支撑力。通过助行机构与移动车体之间的协调运动,达到助行目的。

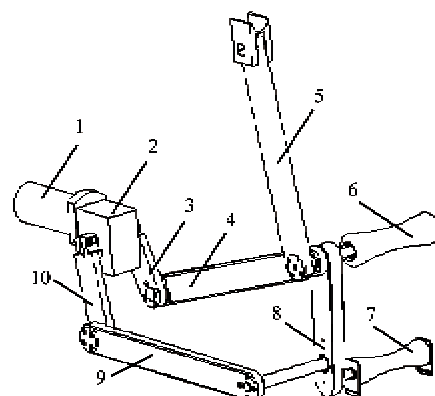


1. 手操盒; 2. 助行机构; 3. 万向轮; 4. 驱动轮驱动电机;
5. 驱动轮; 6. 可移动车体; 7. 起坐机构

图1 助行机器人模型

助行机构原理如图2所示,该助行机构为双曲柄摇杆机构,两个曲柄按照一定的相位关系布置,两套曲柄摇杆机构分别用来实现对患者大腿和小腿的行走控制。通过在助行机器人左右两侧安装的助行机构分别实现患者左右腿的行走步态控制,两套助行机构关于人体矢状面对称布置。助行训练时,大腿杆和小腿杆分别为患者的大腿和小腿提供推力,带动患者双腿运动,模拟正常人行走时的步态,达到辅助行走的目的。曲柄转动一周,机器人带动患者完成一个步态周期的行走运动。

助行机器人仅用一个驱动元件实现对助行机构的运动控制,使用两套普通的曲柄摇杆机构实现行走时大腿和小腿之间的协调运动。因患者身体一般



1. 电机; 2. 减速器; 3. 内曲柄; 4. 内连杆; 5. 内摇杆;
6. 大腿杆; 7. 小腿杆; 8. 外摇杆; 9. 外连杆; 10. 外曲柄

图2 助行机构结构图

较为虚弱,相比正常人更加容易受到装置误操作等失误而引起的伤害。所以,考虑到患者使用安全性和舒适性的需求,助行机构和患者下肢之间通过具有弹性的绑带连接,避免因运动过程中人机之间接触力过大而对患者造成伤害。

2 助行机构运动学分析

运动学建模是进行运动规划的基础,是在给定各个关节运动规律的前提下,确定机器人各个关节与组成机器人各个刚体之间的运动学关系。

2.1 运动建模

助行机构采用单电机驱动、双曲柄摇杆机构同时运动带动大腿和小腿的运动以实现辅助行走。内、外曲柄以一定相位角安装在减速器的输出轴上,以保证大腿和小腿的协调运动关系。助行机构运动简图如图3所示。定义内曲柄长度为 r_1 ,内连杆长度为 r_2 ,内摇杆的长度为 r_3 ,外曲柄长度为 r_5 ,外连

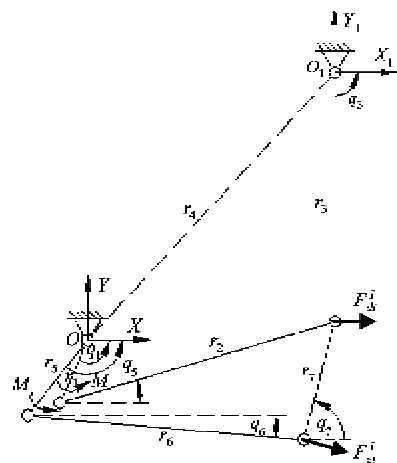


图3 助行机构运动简图

杆长度为 r_6 , 外摇杆长度为 r_7 , O 与 O_1 连线长度为 r_2 。杆 r_1, r_2, r_3, r_4 组成大腿助行机构, 杆 r_3 用来在助行训练时提供对大腿的推力 (F_{α}^I)。杆 r_5, r_6, r_7, r_3, r_2 组成小腿助行机构, 杆 r_7 用来在助行训练时提供对小腿的推力 (F_{α}^I)。将基坐标系 $\{O\}$ 固定在减速器的输出轴处, XOZ 平面与地面平行, X 轴为助行机器人的前进方向。为简化符号定义 $c = \cos, s = \sin$

根据机构位形及尺寸参数, 得到助行机构的约束方程为

$$\begin{cases} R_3 + R_4 = R_1 + R_2 \\ R_3 + R_4 = R_5 + R_6 + R_7 \end{cases} \quad (1)$$

对式(1)进行求导可得助行机构各杆之间的转动速度和加速度的关系:

$$\begin{cases} A\dot{q}_i = B\dot{q}_j \\ C\ddot{q}_i = D\ddot{q}_j + E\ddot{q}_k \end{cases} \quad (2)$$

式中, $q_i = [q_2, q_3, q_6, q_7]$, A, B, C, D 和 E 为系数矩阵。已知杆 r_1 、杆 r_5 安装时 q_1 和 q_5 的相位关系及各杆的长度, 以杆 r_1 作为机构的运动输入, 通过式(2)可得到其它各杆的角加速度 $\ddot{q}_i$ 和角速度 $\dot{q}_i$ 。

2.2 仿真分析

为达到助行训练的目的, 机器人的运动范围应最大程度地满足患者下肢的活动范围。由于人随着年龄的增长导致肢体运动能力减弱、步行速度减慢、关节活动范围变小及复步长缩短。因此, 设计助行机构的运动范围应小于正常人行走时下肢活动范围。用文献[11]中优化获得的助行机构各杆长 ($r_1 = 84\text{mm}$, $r_2 = 353\text{mm}$, $r_3 = 307\text{mm}$, $r_5 = 119\text{mm}$, $r_6 = 342\text{mm}$, $r_7 = 150\text{mm}$) 进行仿真。

仿真以内曲柄(杆 r_1) 的角度 q_1 、角速度 ω_1 、角加速度 ε_1 作为助行机构正运动学的输入, 得到各杆的角速度、角加速度及膝、踝关节的运动轨迹。根据助行机器人的设计要求和下肢患者的实际情况, 设定机器人进行助行训练时的最大行走速度 $v = 0.25\text{m/s}$, 可得大腿的最大角速度为 0.82rad/s , 计算出此时内曲柄的速度为 -3.878rad/s , 并以此速度作为仿真时内、外曲柄角速度 $\omega_1 = \omega_5 = -3.878\text{rad/s}$ 。

为验证助行机构设计的合理性, 建立了单侧助行机构的运动学仿真模型。在规定内、外曲柄匀速运动下对单侧助行机构进行了运动学仿真分析, 并给出了仿真曲线。

图4、图5分别表示助行机构带动人行走时一个步态周期内膝、踝关节的运动轨迹曲线。其中*线为正常人行走过程中膝、踝关节的运动曲线, 实线为

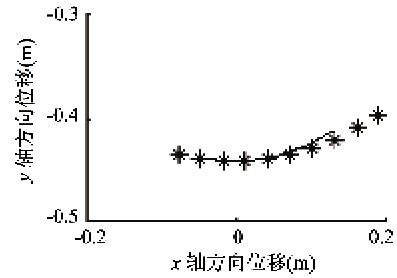


图4 膝关节运动轨迹

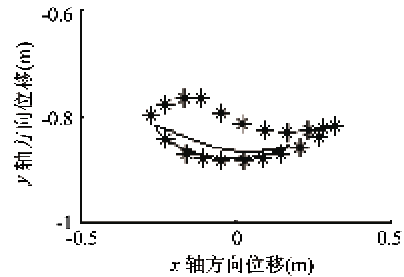


图5 踝关节运动轨迹

助行机构的运动曲线。由仿真结果可知, 助行机构的运动规律和正常人行走时下肢运动规律基本相同。图6、图7所示为助行机构带动人行走时一个步态周期内下肢髋、膝关节的转角曲线, 从而得到

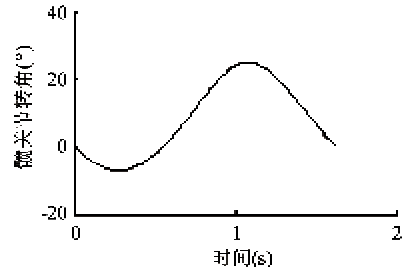


图6 髋关节转角曲线

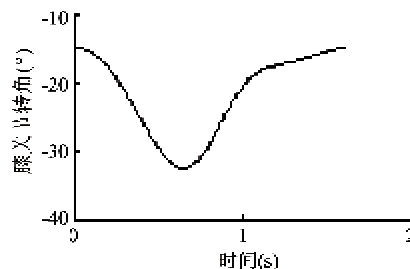


图7 膝关节转角曲线

髋、膝关节的活动范围。表1中列出了正常人行走时一个步态周期内髋、膝关节的活动范围^[12]和仿真得到的助行机构带动人体行走时一个步态周期内髋、膝关节的活动范围。从表中可知, 人在助行机构带动下行走时髋、膝关节的活动范围比正常人行走

时下肢关节的活动范围小,符合机构设计要求。

表1 一个步态周期内髋、膝关节活动范围

行走状态	髋关节活动范围	膝关节活动范围
正常人主动行走	伸 10° - 屈 30°	屈 0° - 60°
助行机构带动人行走	伸 7° - 屈 25°	屈 15° - 32°

经上述分析可知,在助行机构的带动下,人体下肢的运动规律符合正常人行走时的步态特征,活动范围小于正常人行走时下肢运动范围,从而证明助行机构的设计合理,满足患者使用时的步态控制要求,可以用于下肢患者的助行训练。

3 助行机构动力学分析

动力学建模目的是在运动学模型和步态规划的基础上,分析各个关节受到的力或力矩。另外,通过动力学模型可以对规划的步态进行仿真,以确定步行的步态特征以及机器人各关节所需要的控制力矩,为机器人的机构设计和控制系统驱动装置的优化设计提供依据。

3.1 动力学建模

3.1.1 力平衡方程

助行机构各杆受力分析如图8所示。根据各杆的受力情况,列写各杆的力平衡方程如下(为简化符号定义 $c = \cos, s = \sin$) :

$$\begin{cases} F_{41x} + F_{21x} = m_1 a_{c1x} \\ F_{41y} + F_{21y} - m_1 g = m_1 a_{c1y} \\ -M_1 - F_{21x} r_1 s q_1 - F_{21y} r_1 c q_1 \\ + m_1 g r_{c1} c q_1 = I_1 \varepsilon_1 \end{cases} \quad (3)$$

$$\begin{cases} -F_{21x} + F_{32x} = m_2 a_{c2x} \\ F_{32y} - F_{21y} - m_2 g = m_2 a_{c2y} \\ F_{21x} r_{c2} s q_2 + F_{21y} r_{c2} c q_2 + F_{32x} s q_2 (r_2 - r_{c2}) \\ + F_{32y} c q_2 (r_2 - r_{c2}) = I_2 \varepsilon_2 \end{cases} \quad (4)$$

$$\begin{cases} F_{43x} + F_{22x} + F_{37x} = -m_3 a_{c3x} \\ F_{43y} + F_{22y} + F_{37y} + m_3 g = -m_3 a_{c3y} \\ -F_{32x} r_3 s q_3 + F_{32y} r_3 c q_3 - F_{37x} s q_3 \\ + F_{37y} r_3 c q_3 + m_3 g r_{c3} c q_3 - F_{4x} r_3 = I_3 \varepsilon_3 \end{cases} \quad (5)$$

$$\begin{cases} F_{45x} + F_{65x} = m_5 a_{c5x} \\ F_{45y} + F_{65y} - m_5 g = m_5 a_{c5y} \\ -M_2 - F_{65x} r_5 s q_5 - F_{65y} r_5 c q_5 \\ + m_5 g r_{c5} c q_5 = I_5 \varepsilon_5 \end{cases} \quad (6)$$

$$\begin{cases} -F_{65x} + F_{76x} = m_6 a_{c6x} \\ F_{76y} - F_{65y} - m_6 g = m_6 a_{c6y} \\ F_{65x} r_{c6} s q_6 + F_{65y} r_{c6} c q_6 + F_{76x} s q_6 (r_6 - r_{c6}) \\ + F_{76y} c q_6 (r_6 - r_{c6}) = I_6 \varepsilon_6 \end{cases} \quad (7)$$

$$\begin{cases} F_{37x} - F_{76x} = m_7 a_{c7x} \\ F_{37y} - F_{76y} - m_7 g = m_7 a_{c7y} \\ -F_{76x} r_{c7} s q_7 + F_{76y} r_{c7} c q_7 - F_{37x} s q_7 (r_7 - r_{c7}) \\ + F_{37y} c q_7 (r_7 - r_{c7}) - F_{xt} r_{c7} = I_7 \varepsilon_7 \end{cases} \quad (8)$$

式中:

M_1 ——内曲柄(杆 r_1) 的驱动力矩;

M_2 ——外曲柄(杆 r_5) 的驱动力矩;

m_i ——各杆的质量;

I_i ——各杆的转动惯量;

ε_i ——各杆绕其质心的角加速度;

r_i ——各杆长;

r_{ci} ——各杆质心;

a_{cix} ——各杆质心的加速度在 x 轴方向的分量;

a_{ciy} ——各杆质心的加速度在 y 轴方向的分量;

F_{ijx} ——杆 i 对杆 j 的作用力在 x 轴方向的分量;

F_{ijy} ——杆 i 对杆 j 的作用力在 y 轴方向的分量;

F_{dx} ——大腿对杆 r_3 的负载力;

F_{xt} ——小腿对杆 r_7 的负载力。

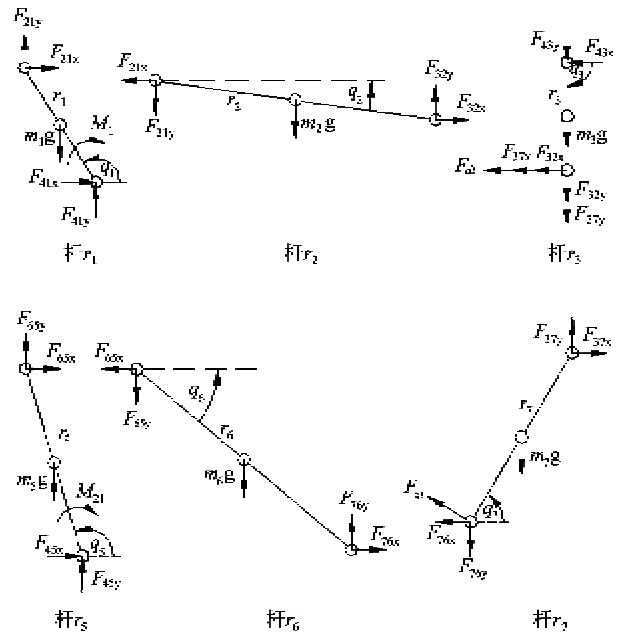


图8 助行机构各杆受力分析图

3.1.2 质心加速度方程

各杆的质心位置方程如下:

$$\begin{cases} r_{c1x} = r_{c1} c q_1 \\ r_{c1y} = r_{c1} s q_1 \end{cases} \quad (9)$$

$$\begin{cases} r_{c2x} = r_1 c q_1 + r_2 c q_2 \\ r_{c2y} = r_1 s q_1 + r_2 s q_2 \end{cases} \quad (10)$$

$$\begin{cases} r_{c3x} = r_1 c q_1 + r_2 c q_2 - r_3 c q_3 \\ r_{c3y} = r_1 s q_1 + r_2 s q_2 - r_3 s q_3 \end{cases} \quad (11)$$

$$\begin{cases} r_{c5x} = r_5 c q_5 \\ r_{c5y} = r_5 s q_5 \end{cases} \quad (12)$$

$$\begin{cases} r_{c6x} = r_5 c q_5 + r_6 c q_6 \\ r_{c6y} = r_5 s q_5 + r_6 s q_6 \end{cases} \quad (13)$$

$$\begin{cases} r_{c7x} = r_5 c q_5 + r_6 c q_6 - r_7 c q_7 \\ r_{c7y} = r_5 s q_5 + r_6 s q_6 - r_7 s q_7 \end{cases} \quad (14)$$

对式(9) - (14)进行两次求导,得到各杆的质心加速度方程为

$$\begin{cases} a_{c1x} = -r_{c1} s q_1 \dot{q}_1 - r_{c1} c q_1 \dot{\omega}_1^2 \\ a_{c1y} = r_{c1} c q_1 \dot{q}_1 - r_{c1} s q_1 \dot{\omega}_1^2 \\ a_{c2x} = -r_1 s q_1 \dot{q}_1 - r_1 c q_1 \dot{\omega}_1^2 - r_2 s q_2 \dot{q}_2 - r_2 c q_2 \dot{\omega}_2^2 \\ a_{c2y} = r_1 c q_1 \dot{q}_1 - r_1 s q_1 \dot{\omega}_1^2 + r_2 c q_2 \dot{q}_2 - r_2 s q_2 \dot{\omega}_2^2 \\ a_{c3x} = -r_1 s q_1 \dot{q}_1 - r_1 c q_1 \dot{\omega}_1^2 - r_2 s q_2 \dot{q}_2 - r_2 c q_2 \dot{\omega}_2^2 \\ \quad + r_3 s q_3 \dot{q}_3 + r_3 c q_3 \dot{\omega}_3^2 \\ a_{c3y} = r_1 c q_1 \dot{q}_1 - r_1 s q_1 \dot{\omega}_1^2 + r_2 c q_2 \dot{q}_2 - r_2 s q_2 \dot{\omega}_2^2 \\ \quad - r_3 c q_3 \dot{q}_3 + r_3 s q_3 \dot{\omega}_3^2 \\ a_{c5x} = -r_5 s q_5 \dot{q}_5 - r_5 c q_5 \dot{\omega}_5^2 \\ a_{c5y} = r_5 c q_5 \dot{q}_5 - r_5 s q_5 \dot{\omega}_5^2 \\ a_{c6x} = -r_5 s q_5 \dot{q}_5 - r_5 c q_5 \dot{\omega}_5^2 - r_6 s q_6 \dot{q}_6 - r_6 c q_6 \dot{\omega}_6^2 \\ a_{c6y} = r_5 c q_5 \dot{q}_5 - r_5 s q_5 \dot{\omega}_5^2 + r_6 c q_6 \dot{q}_6 - r_6 s q_6 \dot{\omega}_6^2 \\ a_{c7x} = -r_5 s q_5 \dot{q}_5 - r_5 c q_5 \dot{\omega}_5^2 - r_6 s q_6 \dot{q}_6 - r_6 c q_6 \dot{\omega}_6^2 \\ \quad + r_7 s q_7 \dot{q}_7 + r_7 c q_7 \dot{\omega}_7^2 \\ a_{c7y} = r_5 c q_5 \dot{q}_5 - r_5 s q_5 \dot{\omega}_5^2 + r_6 c q_6 \dot{q}_6 - r_6 s q_6 \dot{\omega}_6^2 \\ \quad - r_7 c q_7 \dot{q}_7 + r_7 s q_7 \dot{\omega}_7^2 \end{cases} \quad (15)$$

式中 $\dot{\omega}_i$ 为各杆的角速度。

3.1.3 动力学建模

由式(3) - (8)中的 18 个力平衡方程和式(15)中的 12 个质心加速度方程联立得到助行机构的动力学方程组:

$$\mathbf{M} = \mathbf{A}^{-1} \mathbf{B} \quad (16)$$

式中, $\mathbf{A}$ 为由各杆结构参数和位置有关的参数组成

的 18×18 大型稀疏矩阵, $\mathbf{B}$ 为由各杆角度、角速度和角加速度组成的 1×18 输入矩阵, $\mathbf{M} = [F_{41x}, F_{41y}, F_{21x}, F_{21y}, F_{32x}, F_{32y}, F_{43x}, F_{43y}, F_{45x}, F_{45y}, F_{65x}, F_{65y}, F_{76x}, F_{76y}, F_{37x}, F_{37y}, M_1, M_2]^T$ 为广义约束反力和驱动力矩阵。

通过式(16)计算得到助行机构在带动人体下肢以一定速度运动时,内、外曲柄的驱动力矩 M_1 和 M_2 及各杆之间的约束反力。所以,得到助行机构所需的最大驱动力矩 $\mathbf{M} = M_1 + M_2$ 。

3.2 仿真分析

动力学仿真原理如图 9 所示。利用 MATLAB 语言编写计算求解 $\mathbf{A}^{-1} \mathbf{B}$ 的 MATLAB 函数。以各杆的角度、角速度和角加速度作为助行机构逆动力学模型的输入,得到助行机构的驱动力矩 $\mathbf{M}$, 并作为动力学仿真的驱动力矩,得到下肢所受推力。

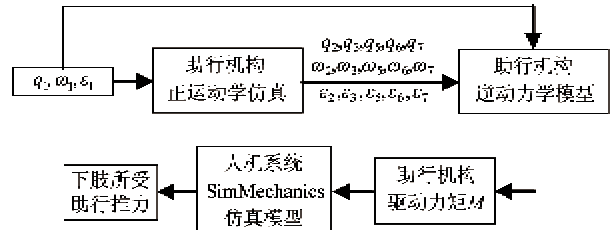


图 9 仿真原理图

正常成年男性大腿和小腿的重量分别约占人体总重量的 14% 和 4%^[13]。选择体重 100kg, 身高 1.8m 的正常男性作为仿真对象, 那么大腿的重量为 14kg, 小腿的质量为 4kg。

图 10 为助行机构曲柄的驱动力矩曲线。得到助行机构带动人体行走时, 机构所需提供的最大驱

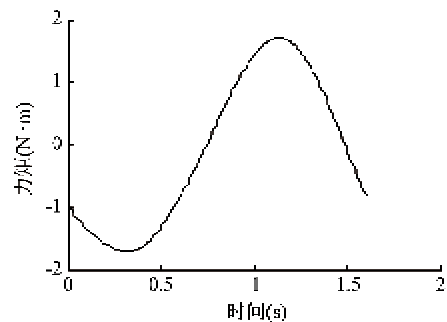


图 10 助行机构曲柄驱动力矩曲线

动力矩 $M = 1.95 \text{ N} \cdot \text{m}$, 作为选择助行机构驱动电机的力矩标准。图 11、图 12 为机器人带动人行走过程中助行机构对大腿和小腿的助行推力曲线, F_x 、 F_y 分别为力在 x 轴和 y 轴方向上的分量。

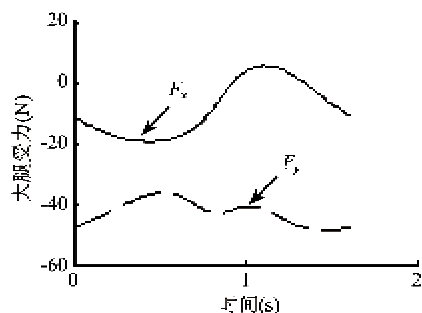


图 11 大腿受力曲线

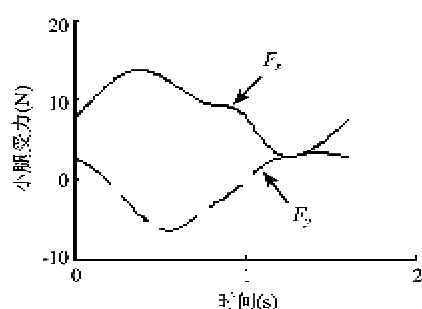


图 12 小腿受力曲线

图 13、图 14 为助行训练过程中髋、膝关节速度曲线。通过仿真可知,机器人带动人行走时,大腿和小腿受到的助行推力没有突变,速度平稳,证明了人机合作的安全性。

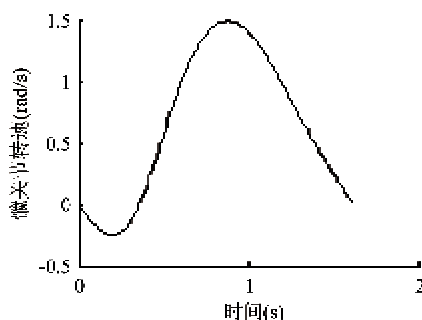


图 13 髋关节速度曲线

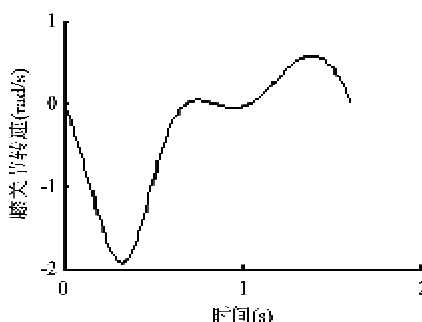


图 14 膝关节速度曲线

4 实验研究

按照对助行机构逆动力学分析的结果选择了助行机构的驱动电机。选择身高 175cm, 体重 75kg 的正常成年男子作为实验对象。根据文献[14]中对机器人运动规划获得的速度曲线做为助行机构曲柄的控制输入, 对受试者进行辅助行走训练。通过 dSPACE 控制平台测得受试者行走训练时, 助行机构曲柄速度曲线及髋、膝关节转角曲线, 为方便描述, 只给出单侧助行机构实验曲线, 如图 15、图 16 所示。

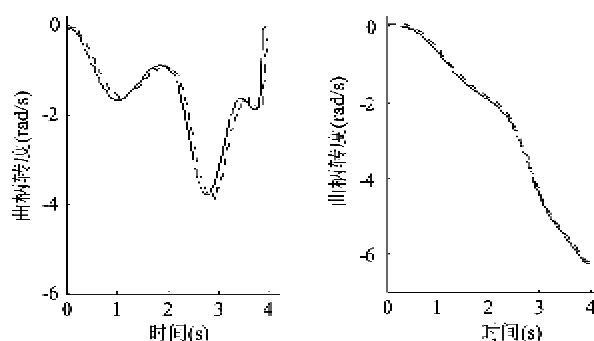


图 15 曲柄转速与转角曲线

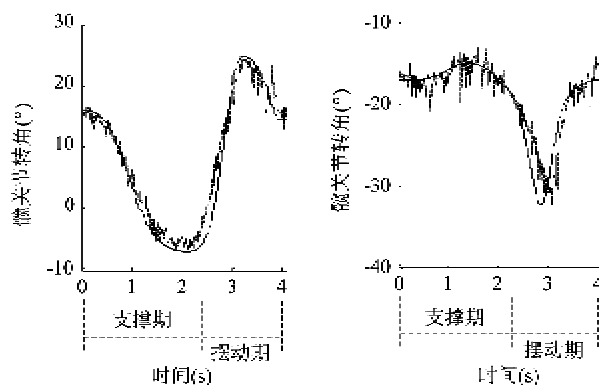


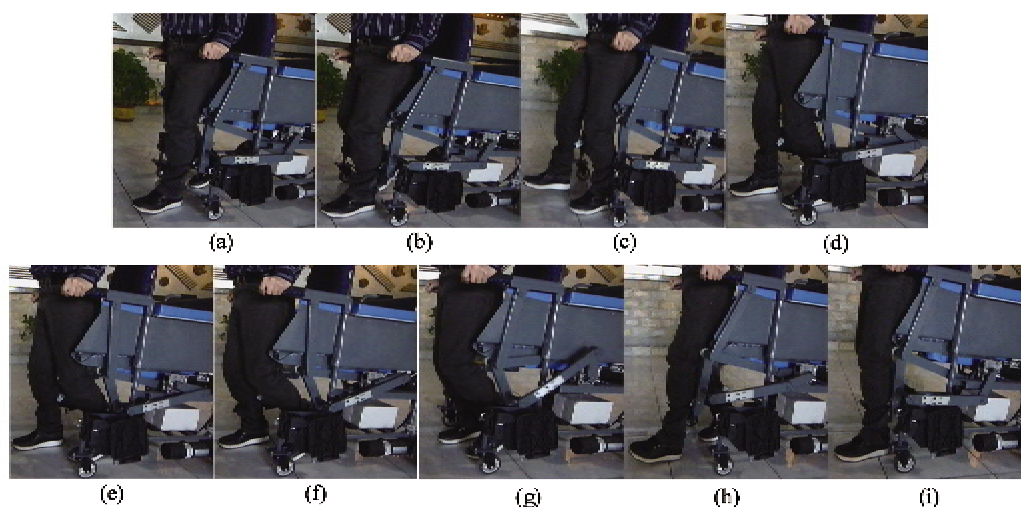
图 16 髋、膝关节转角曲线

图 15、图 16 中实线为运动规划获得的期望曲线, 虚线为机器人的实际运动曲线, 摆动期及支撑期分别如图中标注所示。由于安装和加工精度的影响, 实际运动曲线与期望曲线之间存在微小的误差。由图 15、图 16 所示实验结果可知, 曲柄旋转一周为一个步态周期, 支撑期和摆动期各占步态周期的 59% 及 41%, 符合正确的相位关系。

图 17 为受试者在一个步态周期内行走视频截图, 其中图(a) - 图(d)阶段为人行走时的支撑期, 图(e) - 图(h)阶段为摆动期。实验结果表明: 在助

行机构的协助下,受试者能够实现正常步态规律的行走,下肢运动规律符合正常人行走时的髋、膝关节

的运动规律,且运动轨迹正确,步态连续。并证明了助行机构逆动力学分析的正确性。



(a)到(h)为人行走时的支撑期,(e)到(h)为摆动期。

图 17 辅助行走过程

5 结 论

(1)用一个驱动元件和双曲柄摇杆机构实现的助行机构可以实现对大腿和小腿的协调运动控制。运动学分析表明,助行机构可以实现对大腿和小腿的运动控制,运动规律符合正常人行走时的运动规律。

(2)通过对助行机构进行动力学仿真分析得到的动力学参数,可作为助行机构设计和控制系统驱动装置的优化设计的依据。仿真结果表明,机器人带动人行走过程中对下肢产生的助行推力没有突变,速度平稳,证明了人机合作的安全性。

(3)通过实物样机的辅助行走训练实验证明,在助行机器人的协助下,受试者能够实现行走,行走规律与正常行走步态规律基本相符,且步态连续,行走平稳。

本文提出的助行机器人及助行机构可以以户内外行走的方式实现患者行走功能的康复训练,也可以用于帮助下肢运动障碍患者的辅助行走。通过巧妙的机构设计,仅采用一个驱动元件同时实现了大腿和小腿的运动控制,为助行机器人的实际应用提供了一种有效的方法。本文的研究工作对于下肢康复训练机器人的研制有一定的实际意义。

参考文献

[1] 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

[2] 王汪,金德闻. 中国康复工程发展道路之思考. 中国康复理论与实践,2005,11(3):161-163

[3] 姚玉峰,王展,周磊. 作业型助老/助残机器人系统的研究. 机械设计,2008,25(2):18-20

[4] Pennycott A, Hunt K J, Jack L P, et al. Estimation and volitional feedback control of active work rate during robot-assisted gait. *Control Engineering Practice*, 2009, 17(2):322-328

[5] Hidler J M, Wall A E. Alterations in muscle activation patterns during robotic-assisted walking. *Clinical Biomechanics*, 2005, 20(2):184-193

[6] Burgess J K, Weibel G, Brown D A. Increases in over-ground gait speed with body weight support in people post-stroke. In: *Proceedings of the IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Kyoto, Japan, 2009. 401-406

[7] Hesse S, Werner C. Connecting research to the needs of patients and clinicians. *Brain Research Bulletin*, 2009, 78: 26-34

[8] 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

[9] 余伟正,钱晋武,冯治国等. 下肢外骨骼矫形器运动学分析. 上海大学学报,2010,16(2):130-134

[10] 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

- [11] Zhang L X, Yi L, Wang L, et al. On the Biomechanical design of the walking assistance mechanism in aided-walking wheelchair. *Key Engineering Materials*, 2010, 419-420: 157-160
- [12] 朱镛连等. 神经病学第 21 卷神经康复学. 北京:人民军医出版社,2003. 159
- [13] 郑秀媛等. 现代运动生物力学. 北京:国防工业出版社,2002. 105
- [14] 张立勋,伊蕾,白大鹏. 六连杆助行机器人生理学运动规划研究. 高技术通讯,2011,21(8):830-835

Dynamics analysis and experimental research on a walking assistance mechanism for walking assistance robots

Zhang Lixun, Bai Dapeng, Yi Lei

(College of Mechanical and Electrical Engineering, Harbin Engineering University, Harbin 150001)

Abstract

To help the patients with lower limb dysfunction achieve normal walking function, a new walking assistance mechanism with a double-crank rocker was designed for walking assistance robots. The new mechanism uses only one actuator to achieve its motion control, and it can control the coordinated motion of thighs and shanks. Based on the mechanical analysis of the mechanism, a dynamic model of the mechanism was established using the simultaneous constraint method. The kinematics simulation and the dynamics simulation of the mechanism were conducted, and based on them, the turning angles of lower limb joints, the moving trajectories of lower limbs and the desired driving torque during one gait cycle were all obtained, providing the basis for mechanical design and optimization design of control system actuators. The walking training experiment research was finished using the physical prototype. The simulation analysis and experimental results show that with the help of the new walking assistance mechanism, the movement of patients' legs conforms to normal walking gait characteristic curves. The mechanism can realize correct trajectory and continuous gait.

Key words: walking assistance robot, dynamics, rehabilitation training, dynamics analysis