

文章编号:1004-7220(2013)02-0171-07

# 辅助起立机器人轨迹追踪仿真及试验研究

王志强<sup>1</sup>, 姜洪源<sup>1</sup>, Roman Kamnik<sup>2</sup>

(1. 哈尔滨工业大学 机电工程学院, 哈尔滨 150001; 2. 卢布尔雅那大学 电气学院, 卢布尔雅那 1000, 斯洛文尼亚)

**摘要:** 目的 为实现辅助起立机器人对不同期望轨迹规划和追踪, 辅助患者完成起立训练, 提出轨迹追踪与梯形速率相结合方法。方法 分析辅助患者起立受力情况, 推导患者在机器人辅助起立时力与力矩平衡方程, 并根据期望轨迹插值点、末端执行器运动速率以及当前位置点, 推导辅助起立机器人轨迹追踪算法, 利用 Simulink/Stateflow 软件建立仿真平台。搭建 Xpc 目标机、主机、起立机器人和三维运动分析系统试验台, 对直线和任意曲线以及患者起立轨迹和速率进行测试。找出影响追踪轨迹速率和精度的参数以及梯形速率与患者起立速率差异。结果 实现了辅助起立机器人对不同轨迹精确位置追踪, 起立运动轨迹和梯形速率均满足患者起立速率要求, 可实现患者对不同运动轨迹和速率要求。结论 轨迹追踪算法结合梯形速率可实现辅助起立机器人对直线、规则或不规则曲线较高精度追踪, 辅助患者实时在线起立训练, 考虑患者起立轨迹、速度和加速度差异而搭建的模拟和试验平台可更为有效地辅助起立。

**关键词:** 辅助起立机器人控制; 梯形速率; 逆运动学; 轨迹追踪

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

## Simulation and experimental study on trajectory tracking of the assistive standing-up robot

WANG Zhi-qiang<sup>1</sup>, JIANG Hong-yuan<sup>1</sup>, Roman Kamnik<sup>2</sup> (1. School of Mechanical and Electrical Engineering, Harbin Institute of Technology, Harbin 150001, China; 2. Laboratory of Robotics, Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana, Ljubljana 1000, Slovenia)

**Abstract: Objective** To establish a new trajectory tracking algorithm combined with trapezoidal velocity, so as to realize the trajectory control of the assistive standing-up robot and help subjects complete the standing-up training. **Methods** Forces of the assistive standing-up robot acting on subjects were analyzed by deducing the force and moment balance equations. According to the interpolation points of the target curve, trapezoidal velocity and current position points of the end-effector, the trajectory tracking algorithm of the assistive standing-up robot was developed, and a simulation platform was built up by Simulink/Stateflow software. Based on the established Xpc target and host computer, assistive standing-up robot and 3D motion analysis system, trajectory tracking of the straight line, curves in different shapes, standing-up curve of the subjects were tested. Parameters that affected the velocity and accuracy of trajectory tracking as well as the differences in trapezoidal velocity and standing-up velocity were discovered. **Results** Accurate position control of the assistive standing-up robot was achieved by trajectory tracking algorithm. The standing-up trajectory curve and trapezoidal velocity could meet the requirement of standing-up velocity for the subjects and fulfill their requirements for different curve shapes and velocities. **Conclusions** The assistive standing-up robot using trajectory tracking algorithm combined with trapezoidal velocity can accurately track the target curves without limitation of curve shapes, and help the standing-up training for subjects. The established simulation and test platform in consideration of different subjects' standing-up trajectory curve, velocity and acceleration will assist standing-up more effectively.

**Key words:** Assistive standing-up robot control; Trapezoidal velocity; Inverse kinematics; Trajectory tracking

收稿日期:2012-09-06; 修回日期:2012-12-01

基金项目:国家自然科学基金资助项目(50575053), 中国与斯洛文尼亚政府间科技项目(9-7)。

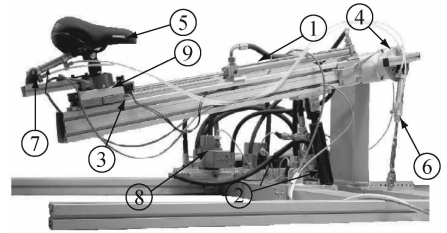
通信作者:姜洪源, 教授, 博士研究生导师, E-mail:jhy\_hit@sina.com。

由坐到站立是每天重复最多、最简单的基本活动之一,但这看似简单的动作对于中枢神经和脊髓受损的偏瘫患者以及具有起立功能障碍的患者而言却要付出巨大努力,甚至是无法完成的任务。研究发现,长期保持坐姿会阻碍体内脂肪酶的循环,从而导致肥胖、心脏病和糖尿病等相关疾病的发生概率增加,严重时甚至会缩短人的寿命<sup>[1]</sup>。此类患者的起立康复训练需要在家人或专业护理人员的辅助下完成,但人工辅助无法保证患者每次都能够沿相同的起立轨迹完成训练,也无法记录训练参数和保证训练强度。而独自完成站立时,容易跌倒,造成股骨-骨盆复合体骨折现象<sup>[2]</sup>。因此,研发此类辅助起立康复器具可以减轻家庭负担,同时提高残疾人和老年人的生活质量<sup>[3]</sup>。但目前研究主要集中于下肢运动的建模和模拟分析<sup>[4-6]</sup>,而仅有的起立训练辅助器具只有基本、通用的功能,结构设计也较单一<sup>[7-9]</sup>,没有充分考虑患者的差异性,更没有实现对患者的起立轨迹追踪和可编程控制。针对上述问题,本文设计一种辅助起立机器人,以实现对患者的起立轨迹追踪和可编程控制。

## 1 辅助起立机器人的设计及工作原理

分析人体起立运动可知,起立过程包括人体在矢状面内的垂直运动、水平运动和绕前后轴的旋转运动<sup>[10]</sup>。因此,所设计的辅助起立机器人具有3个自由度,由液压系统驱动,可对患者起立轨迹进行追踪并满足不同起立速度大小的需求。起立机器人末端执行器由安装于导轨的液压缸牵引,沿导轨滑动;而安装于导轨下的液压缸驱动其做旋转运动。由主动缸和从动缸组成的液压联动机构可保持自行车座始终处于水平位置,防止倾斜,保证患者训练的舒适性与安全性。末端执行器下所安装的编码器可测量沿导轨的位移,而旋转关节处的编码器则可测量导轨的旋转角度(见图1)。

训练时,患者跨骑于车座,并由液压系统驱动其完成起立动作。这要求末端执行器的运动轨迹与髋关节轨迹一致,同时保持适当速度值。由于患者的差异性,起立轨迹是不相同的;即使同一患者,根据训练要求也需不断调整起立轨迹,故辅助患者完成起立训练的基础是保证实际轨迹沿期望轨迹进行运动。



1-滑动关节液压缸,2-旋转关节液压缸,3-编码器,4-车座,6-主动缸,7-从动缸,8-液压伺服阀,9-末端执行器

图1 辅助起立机器人实物图

Fig. 1 Picture of the assistive standing-up robot

## 2 人体起立过程及力学分析

### 2.1 起立过程速度分析

对起立过程分析可知,人体坐和站立点是固定的,但这两点之间的起立轨迹是多样的。为了实现患者起立训练的平稳,满足对位置、速度和加速度大小的要求,选择梯形速率。患者处于坐姿时其速度大小为0,需加速后达到最大起立速度,然后保持匀速起立,最终减速为0,完成站立。而梯形速率可以分为3个区间,经过加速阶段达到最大速度,按最大速度恒速运动,最后为反向加速度运动,到达终点位置<sup>[11-12]</sup>。按梯形速率规划辅助起立机器人的运动,可分为加速、恒速和减速3个阶段,起始速度和终点速度为0。因此,梯形速率规划与人体起立过程近似,可完成稳定的起立过程。

### 2.2 辅助起立人体受力分析

研究患者在起立机器人辅助起立过程中的受力情况,可分析辅助起立机器人速度和加速度大小对起立的影响和关系。患者在机器人辅助起立时,受自身重力、起立机器人的辅助力和患者自身的起立力。自身起立力分两种情况:下肢部分受损患者可产生的力(不足以支撑其完成起立)和上肢提供的部分支撑力;下肢偏瘫患者无法产生力,只能靠上肢提供支撑和维持平衡,受力分析如图2所示。

在起立过程中,人体力与力矩平衡方程为:

$$F_l + F_h + F_r + F_g + F_s = 0 \quad (1)$$

$$F_s \times L_r + F_h \times L_h + F_r \times L_h +$$

$$F_l \times L + M_h + M_s = 0 \quad (2)$$

式中: $L_h$ 和 $L_r$ 表示髋关节和肩关节到身体质心的距离。 $L_s$ 和 $L_l$ 表示胫骨和股骨的长度, $\theta_1$ 和 $\theta_2$ 表示胫骨和股骨与水平的夹角。 $F_l$ 为踝关节力, $F_h$ 为髋

关节力,  $F_r$  为机器人辅助力,  $F_g$  为人体重力,  $F_s$  为肩关节力。

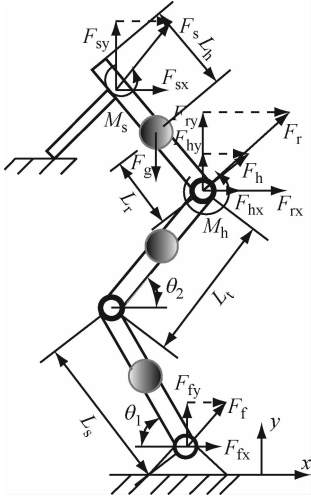


图2 辅助起立患者力与力矩图  
Fig.2 Force and moment diagram of the assistive standing-up robot acting on subject

将公式(1)、(2)在矢状面内分别按水平和垂直方向分解(见图2):

$$F_{ry} + F_{fy} + F_{sy} + F_{hy} - F_g = 0 \quad (3)$$

$$F_{rx} + F_{fx} + F_{hx} + F_{sx} = 0 \quad (4)$$

$$F_{fy}L_{rx} + F_{fx}(L_{ry} + L_s \sin \theta_1 + L_t \sin \theta_2) + F_{hx}L_{ry} + F_{hy}L_{rx} + F_{rx}L_{ry} + F_{ry}L_{rx} + F_{sx}L_{hy} + F_{sy}L_{hx} + M_h + M_s = 0 \quad (5)$$

对于偏瘫患者,自身下肢无法提供起立力,故  $F_f$  和  $F_h$  为0。公式(3)~(5)可简化为下肢偏瘫患者辅助起立时的受力表达式:

$$F_{ry} + F_g + F_{sy} = 0 \quad (6)$$

$$F_{rx} + F_{sx} = 0 \quad (7)$$

$$F_{rx}L_{ry} + F_{ry}L_{rx} + F_{sx}L_{hy} + F_{sy}L_{hx} + M_h + M_s = 0 \quad (8)$$

患者跨骑于辅助起立机器人,其髋关节与起立机器人末端执行近似重合。因此,起立机器人末端执行器的运动与患者髋关节起立轨迹和运动学参数一致,建立辅助起立机器人运动学参数与所提供辅助力的关系。受力分析将人体运动学参数与辅助起立机器人力控制有效结合,为实现其多功能训练与力控制奠定基础。

### 2.3 梯形速率规划算法仿真平台

在 MATLAB 中使用 C 语言对梯形速率计算过程编程,将其与 Simulink/Stateflow 结合,建立模拟平台,实现期望轨迹的梯形速率运动。

在所建模拟平台中,输入所需的起始和终点位置、速度和加速度值,便可得出所需的梯形速率,同时可由流程中所设置的条件(condition)进行控制状态(state)之间的切换。

以初始位置0 m、终点位置150 m、速度20 m/s、加速度8 m/s<sup>2</sup>为例,计算结果如图3所示。

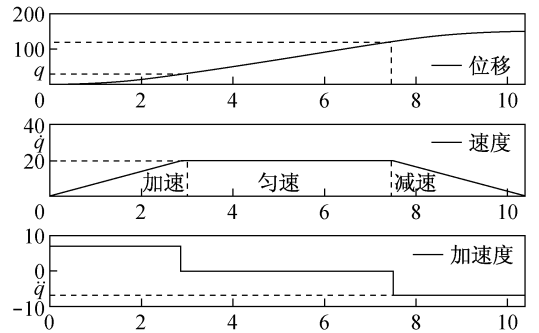


图3 梯形速率计算结果  
Fig.3 Calculation results of the trapezoidal velocity

通过 Stateflow 建立的仿真平台,可根据实际需要输入不同的起点、终点位置、速度和加速度值,将其与所规划的参考轨迹相结合,实现运动轨迹的梯形速率控制。

### 3 辅助起立机器人逆运动学分析

分析起立机器人辅助患者训练可知,其运动轨迹既能在操作空间也能在关节空间进行。由于患者跨骑于自行车座,其髋关节与起立机器人末端执行器近似重合。而患者坐姿和站立点相当于运动轨迹始末两点的位置,可根据其中间点的变化而进行轨迹规划。选择在操作空间内,对辅助起立机器人进行逆运动学求解,计算其位置变量与关节变量。图4为辅助起立机器人简化结构尺寸图。

由逆运动学方程可得关节变量  $q_1$ 、 $q_2$  与末端执行器坐标变量( $y, z$ )之间的关系式:

$$q_2 = \sqrt{y^2 + (z - z_0 - l_4)^2 - l_3^2} \quad (9)$$

$$q_1 = \arctan \frac{q_2(z - z_0 - l_4) + yl_3}{l_3(z - z_0 - l_4) + yq_2} \quad (10)$$

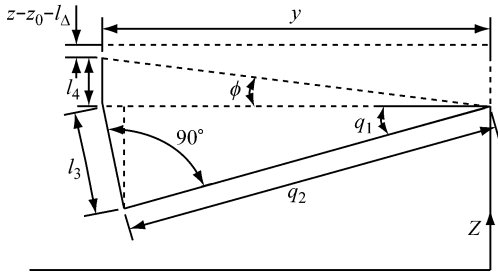


图4 辅助起立机器人结构尺寸图  
Fig. 4 Simplified structure of the assistive standing-up robot

辅助起立机器人的雅克比矩阵为:

$$J = \begin{pmatrix} s_1 q_2 - l_3 c_1 & -c_1 \\ -l_3 s_1 - q_2 c_1 & -s_1 \end{pmatrix} \quad (11)$$

式中:  $s_1 = \sin(q_1)$ ,  $c_1 = \cos(q_1)$ ,  $l_3$  为导轨中心线到车座铰接处的距离,  $l_4$  为车座铰接与髋关节的距离,  $z_0$  为支撑杆的高度。

由公式(11)可得起立机器人的逆雅克比矩阵为:

$$J^{-1} = \frac{\begin{pmatrix} -s_1 & c_1 \\ l_3 s_1 + q_2 c_1 & s_1 q_2 - l_3 c_1 \end{pmatrix}}{-q_2} \quad (12)$$

故其关节运动速度为:

$$dq_1 = \frac{s_1}{q_2} \cdot dy + \frac{-c_1}{q_2} \cdot dz \quad (13)$$

$$dq_2 = \frac{l_3 s_1 + q_2 c_1}{-q_2} \cdot dy + \frac{s_1 q_2 - l_3 c_1}{-q_2} \cdot dz \quad (14)$$

通过对辅助起立机器人逆运动学计算,得到起立机器人运动关节变量与操作空间变量的关系,以及滑动关节和旋转关节运动速度。

#### 4 辅助起立机器人轨迹追踪算法

轨迹追踪算法是通过期望轨迹追踪,计算辅助起立机器人实际轨迹,将其作为运动控制器输入,控制机器人沿期望轨迹运动<sup>[13-14]</sup>。由于辅助起立机器人实际轨迹对期望轨迹的准确追踪是实现患者完整、稳定训练的基础,故轨迹追踪算法将决定训练的质量。如果实际轨迹超出期望轨迹,会使患者因过度起立发生翘脚或双脚离地,甚至失去平衡而摔倒;如果实际轨迹未达到期望轨迹终点,会使患者处于半蹲状态而无法完成起立训练。因此,轨迹追踪算法需既要满足对不同期望轨迹精确追踪,又要满

足患者起立速度和加速度要求。轨迹追踪计算流程如图5所示。

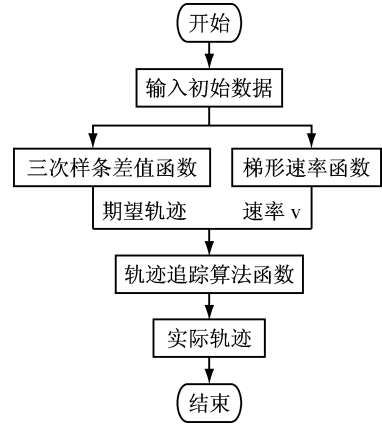


图5 轨迹规划算法框图  
Fig. 5 Block diagram of the trajectory tracking algorithm

#### 4.1 轨迹追踪算法的数学分析

在操作空间内,通过3次样条插值得出辅助起立机器人期望轨迹。如图6所示,假设A点为期望轨迹起点,坐标为  $(x_1, y_1)$ ,与其相邻B点坐标为  $(x_2, y_2)$ ,终点S为  $(x_n, y_n)$ ,假设期望轨迹被插值点划分为  $n$  段曲线。

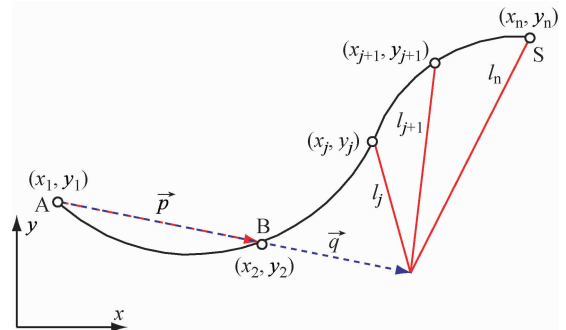


图6 辅助起立机器人轨迹追踪图  
Fig. 6 Trajectory tracking of the assistive standing-up robot

轨迹追踪算法采用梯形速率为其输入。则期望轨迹上,任意相邻两插值点向量为:

$$p_i = (x_{i+1} - x_i, y_{i+1} - y_i) \quad (15)$$

对向量  $p_i$  进行标准化可得:

$$r_i = \frac{p_i}{|p_i|} = \frac{(x_{i+1} - x_i, y_{i+1} - y_i)}{\sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2}} \quad (16)$$

式中:向量  $r_i$  为期望轨迹相邻两点向量标准化。假设轨迹追踪算法所得实际轨迹沿期望轨迹的运动速度值为  $v$ ,则速度矢量为  $v \cdot r_i$ 。在时间  $dt$  内,沿向量  $p_i$  的实际位移向量  $q_i$  为:

$$q_i = v \cdot r \cdot dt \quad (17)$$

向量  $q_i$  与  $p_i$  关系有 3 种情况:

(1) 当  $|p_i| > |q_i|$ ,实际位移小于期望轨迹相邻两点的距离,即未到达期望轨迹的终点。则下次计算以当前实际终点为新起点,在向量  $p_i$  上继续计算。

(2) 当  $|p_i| = |q_i|$ 时,向量  $q_i$  与期望轨迹向量  $p_i$  重合,则以期望轨迹向量终点 B 做为计算新起点,与 B 相邻下一插值点为终点,并组成新向量,重复计算。

(3) 当  $|p_i| < |q_i|$ 时,实际位移超出了向量  $p_i$  终点(见图 6)。此时需计算实际位移向量  $q_i$  终点与期望轨迹 B 点之后的各插值点距离  $l$ ,找出距离最短的插值点,将此插值点作为新起点。

轨迹追踪算法所得实际向量终点坐标为  $(q_i(1), q_i(2))$ ,实际向量终点坐标与各插值点距离为:

$$l_i = \sqrt{(x_i - q_i(1))^2 + (y_i - q_i(2))^2} \quad (18)$$

式中: $i = 1, 2, \dots, n_0$ 。

最短距离  $l_m$  对应第  $m$  个插值点,作为新起点  $(x_m, y_m)$ 。重复上述计算,直到完成对目标曲线追踪。

### 4.2 起立机器人轨迹追踪仿真平台的建立

轨迹追踪算法可实现起立机器人对给定的任意期望轨迹追踪,保证实际轨迹与期望轨迹重合。实际轨迹通过逆雅克比矩阵和逆运动学计算,将结果作为运动控制器的输入,实现对起立机器人的控制(见图 7)。

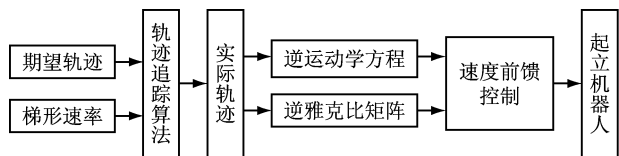


图 7 辅助起立机器人控制框图

Fig.7 Control block diagram of the assistive standing-up robot

使用 MATLAB 中 Simulink/ Stateflow 模块构建仿真平台并建模与仿真,以验证轨迹追踪算法和仿

真平台的可行性,将期望轨迹和梯形速率作为仿真输入。

所建仿真平台将梯形速率图与轨迹追踪算法相结合,得到实际轨迹输出,实现对期望轨迹追踪。

### 4.3 模拟结果分析

根据所建仿真平台,对不同期望轨迹模拟,以验证算法和仿真平台。期望轨迹为多边形时,测试轨迹算法对直线追踪特性。仿真初始条件为起点坐标  $(0, 15)$ ,终点坐标为  $(-15, 5)$ ,其梯形速率初始值为  $1 \times 10^{-3}$  m/s,最大值为  $1 \times 10^{-2}$  m/s,模拟结果如图 8 所示。

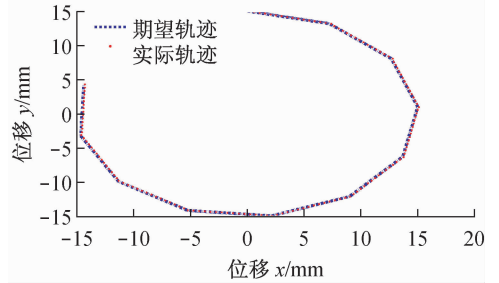


图 8 多边形轨迹追踪图

Fig.8 Trajectory tracking of the polygon

由仿真结果可知,算法所得实际轨迹与期望轨迹重合度较高,对多边形轨迹可实现轨迹追踪。

对期望轨迹为原点坐标  $(0, 0)$ ,半径为 25 mm 圆形轨迹追踪仿真。梯形速率初始值为  $1 \times 10^{-3}$  m/s,最大值为  $1.5 \times 10^{-2}$  m/s,模拟结果如图 9 所示。

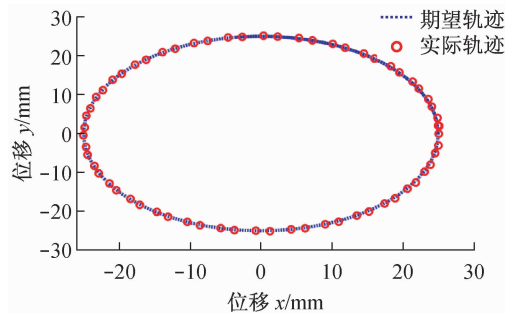


图 9 圆轨迹追踪图

Fig.9 Trajectory tracking of the circle

由仿真结果可知,轨迹追踪算法可对规则圆曲线实现较高精度追踪,实际轨迹与期望轨迹几乎重合。

为模拟患者实际起立轨迹,对人体实际起立过程进行测量,得出坐姿点坐标为(-1 180, 500),站立点坐标为(-880, 890),梯形速率初始值为0,最大值 $4 \times 10^{-2}$  m/s,结果如图10所示。

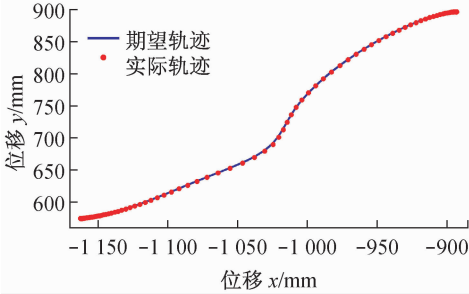


图10 起立轨迹追踪图

Fig.10 Trajectory tracking of the standing-up curve

由图10可知,算法可对髋关节不规则轨迹曲线实现精确追踪,实际轨迹与期望轨迹曲线几乎重合。算法所得实际轨迹在初始为加速和最终为减速,中间段为匀速运动。实际轨迹中间段分布较分散,两端较密集。

#### 4.4 实验结果分析

对辅助起立机器人直线和弧形运动,采用2台高速摄像机(加拿大NDI公司的OPTOTRAK Northern Digital Optical System)进行试验测试,验证轨迹追踪算法。将主机(Host PC)编写的算法模型导入Xpc目标机,可实时监测所测数据与图形。同时,使用三维运动分析系统对起立机器人运动进行数据测试,将所得数据通过网线传输到目标机。用摄像机对起立机器人运动过程摄像,对其进行分析改进,测试过程如图11所示。

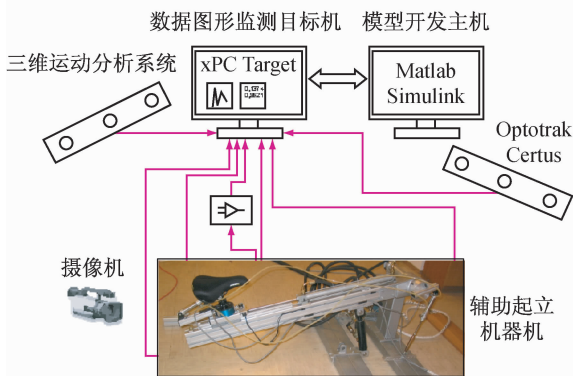


图11 辅助起立机器人轨迹追踪测试装置

Fig.11 Setups for trajectory tracking test of the assistive standing-up robot

在矢状面内,设定沿Y轴的位移为固定值,即 $y = -1 130$ ,而 $z = 600 + 50\sin(t)$ ,所得参考轨迹为沿z轴的直线,辅助起立机器人将对直线轨迹追踪。测试结果如图12所示。

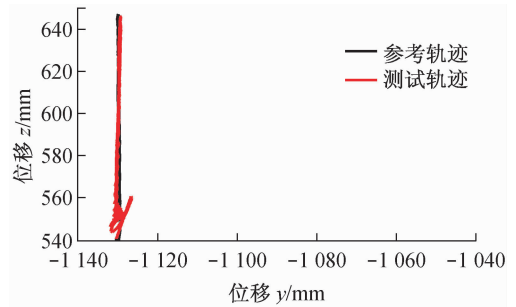


图12 直线轨迹追踪测试结果

Fig.12 Test result of the straight line by trajectory tracking algorithm

由图12可知,轨迹追踪算法可保证辅助起立机器人对直线轨迹精确追踪,由三维运动分析系统测得实际轨迹与参考轨迹较好地重合。

在矢状面内,设定参考运动轨迹为 $Y = -900 + 45\sin(t)$ , $Z = 600 + 45\cos(t)$ 。此时,所得参考轨迹为圆心(-900, 600)、半径45 mm圆,辅助起立机器人对圆曲线进行轨迹追踪。测试结果如图13所示。

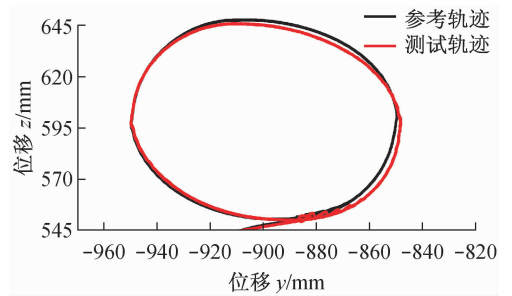


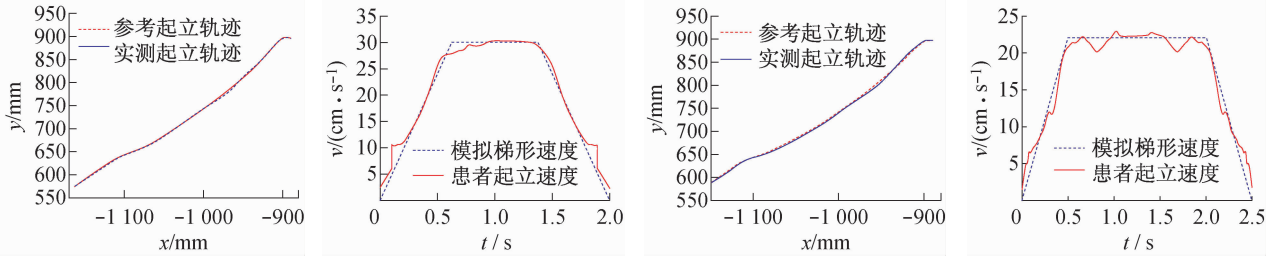
图13 圆轨迹测试结果

Fig.13 Test result of the circle by trajectory tracking algorithm

由图13可知,轨迹追踪算法可保证辅助起立机器人对弧形轨迹较精确追踪,由三维运动分析系统所测实际轨迹与参考轨迹较好地重合。

起立机器人辅助患者起立,测试髋关节轨迹追踪与速度值。分别在患者踝关节、膝关节与髋关节处粘贴红外线标定点。测试时梯形速率起始值为0,最大值分别为0.22 m/s(见图14(d))和0.3 m/s(见图14(b))。测试结果如图14所示。





(a) 起立速率为 0.22 m/s 轨迹追踪图 (b) 起立速率与梯形速率对比 (c) 起立速率为 0.3 m/s 轨迹追踪图 (d) 起立速率与梯形速率对比

图 14 起立轨迹追踪与速度对比图

Fig.14 Test result of trajectory tracking and velocity by assistive standing-up robot (a) Trajectory tracking at the standing-up velocity of 0.22 m/s, (b) Comparison of the standing-up velocity and trapezoidal velocity, (c) Trajectory tracking at the standing-up velocity of 0.3 m/s, (d) Comparison of the standing-up velocity and trapezoidal velocity

由图 14(a)、(c)可知,在测试起立机器人辅助患者起立时,追踪算法可较好追踪参考轨迹,实现患者完整起立过程。三维运动分析系统所测髋关节起立速度与梯形速率有部分误差,但总体趋势十分相似。分析误差原因是由于患者起立过程中下肢颤动造成。

## 5 结语

轨迹追踪算法可实现起立机器人对直线、规则或不规则曲线较高精度追踪,模拟和试验结果验证了算法的有效性,梯形速率辅助起立的合理性;实现了起立机器人对患者运动轨迹追踪的程序化和运动速率控制,可以满足不同患者康复训练多样性要求。同时,此算法也可应用于其他机器人轨迹追踪。

## 参考文献:

[1] Rocchi L, Chiari L, Cappello A, et al. Identification of distinct characteristics of postural sway in Parkinson's disease: A feature selection procedure based on principal component analysis [J]. *Neurosci Lett*, 2006, 394(2): 140-145.

[2] 王冬梅,董谢平,张琳琳. 侧向冲击载荷作用下股骨-骨盆复合体的生物力学响应[J]. *医用生物力学*, 2011, 26(6): 502-507.

Wang DM, Dong XP, Zhang LL. Biomechanical response of the pelvis femur complex under lateral pelvic impacts during sideways falls [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(6): 502-507.

[3] 张明,樊瑜波,王喜太. 康复工程中的生物力学问题[J]. *医用生物力学*, 2011, 26(4): 291-293.

Zhang M, Fan YB, Wang XT. Biomechanics in rehabilitation engineering [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(4): 291-293.

[4] 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.

Hao WY. Advances in biomechanical modeling and computer simulation of human movement [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(2): 97-104

[5] 穆晨,钱秀清,闫松华,等. 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, et al. 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.

[6] 汪方,刘瑞,王秋根,等. 垂直梯级载荷下人体全骨盆轴向刚度分析[J]. *医用生物力学*, 2011, 26(1): 57-62.

Wang F, Liu R, Wang QG, et al. Testing of axial stiffness of human pelvis under gradient vertical loads [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(1): 57-62.

[7] Senanayake C, Senanayake SMNA. Emerging robotics devices for therapeutic rehabilitation of the lower extremity [C]// *Proceedings of 2009 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*. Singapore: [s. n.], 2009: 1142-1147.

[8] Lau B, Guevremont L, Mushahwar VK. Strategies for generating prolonged functional standing using intramuscular stimulation or intraspinal microstimulation [J]. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2007, 15(2): 273-284.

[9] Doheny EP, Fan CW, Foran T, et al. An instrumented sit-to-stand test used to examine differences between older fallers and non-fallers [C]// *Proceedings of the 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*. Boston, USA: [s. n.], 2011: 3063-3066.