

# 基于阻抗控制的步行康复训练机器人的轨迹自适应

文 忠, 钱晋武, 沈林勇, 章亚男

(上海大学机电工程与自动化学院智能机械与系统实验室, 上海 200072)

**摘要:** 把阻抗控制理论运用到步行康复训练机器人系统中, 使用基于位置的阻抗控制模型设计了系统的控制器. 提出基于阻抗模型的步态轨迹自适应算法, 并分析了系统的误差. 在建立的 SolidWorks、Matlab、Adams 虚拟样机联合仿真平台上进行了主动康复训练的仿真实验, 并在实物样机上进行了健康训练者的实验. 结果表明, 该控制器能够实现机器人根据人机交互作用力的变化不断调整步态轨迹, 适应患者的步态要求, 并可通过调节阻抗参数改变步态自适应程度和训练的柔顺性, 满足患者主动参与康复训练的目的.

**关键词:** 步行康复训练机器人; 阻抗控制; 步态轨迹自适应; 联合仿真

中图分类号: TP24

文献标识码: A

文章编号: 1002-0446(2011)-02-0142-08

## Trajectory Adaptation for Impedance Control Based Walking Rehabilitation Training Robot

WEN Zhong, QIAN Jinwu, SHEN Linyong, ZHANG Ya'nan

(Laboratory of Intelligent Machine and System, School of Mechatronics Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai 200072, China)

**Abstract:** The impedance control theory is applied to the walking rehabilitation robot system, and the location-based impedance control model is used to design system controller. Impedance model based gait trajectory adaption algorithm is proposed, and the system error is analyzed. SolidWorks, Matlab and Adams are integrated as a united simulation platform for virtual prototype of the robot to develop the experiment of active training, and the experiments with healthy subjects are implemented on physical prototype. The results show that the robot can constantly adjust its gait trajectory according to human-machine interaction force to meet the patients' gait request, and the adaptation level of gait and the training flexibility can be improved by adjusting the impedance parameters. The controller serves the purpose that patients can participate in rehabilitation training actively.

**Keywords:** walking rehabilitation training robot; impedance control; gait trajectory adaptation; united simulation

### 1 引言 (Introduction)

近年来, 针对由脊髓损伤、脑卒中等神经系统疾病导致的有下肢运动功能障碍的患者, 减重步行训练得到了广泛的发展. 大量的医学研究表明: 通过特定的运动功能训练刺激未完全损伤的中枢神经系统, 能够激发其结构上和功能上的重新组织的能力, 这种可塑性是一种再学习或再训练的过程<sup>[1]</sup>. 将机器人技术引入到下肢康复训练中, 代替传统的人工减重步行训练是当前下肢康复领域研究的热点. 国内外许多研究机构都开展了相关的研究工作, 均取得了一定的成果<sup>[2-4]</sup>.

本研究室开发了一套步行康复训练机器人系

统<sup>[5]</sup>, 已实现固定步态运动功能, 但为提高康复效果, 研究可供患者主动参与的康复训练系统很有必要. 人体主动运动信息的提取可通过基于脑电信号的脑机接口 (brain computer interface, BCI) 技术、皮肤表面肌电信号 (surface electromyography, sEMG)、传感器直接检测实现, 但 BCI 技术尚不够成熟, 控制系统复杂; EMG 信号和下肢运动状态之间的关系不够明确, 难以满足主动康复训练的要求. 而通过传感器直接检测人机交互作用相对可靠、直观, 易于实现主动康复训练. 1985 年, Hogan 提出了阻抗控制方法<sup>[6]</sup>, 经过多年的发展, 能够有效解决机器人和环境的交互问题. 针对机器人辅助运动康复

训练, 许多学者将其应用到康复领域. Riener<sup>[7]</sup> 等为 LOKOMAT 机器人主动训练模式设计了阻抗控制器, 并通过实验验证了其有效性. Banala<sup>[8]</sup> 等为 BGO 采用 PD 反馈轨迹跟踪控制, 提出采用阻抗控制方法的主动训练. 宋爱国<sup>[9]</sup> 等提出基于力参考值的模糊自适应阻抗控制算法, 实现了人机交互作用力的控制. 此外, 力/位置混合控制、神经网络等控制方法也被用于人机协调的主动康复训练中<sup>[10-11]</sup>. 上述控制方法大多忽略了机器人动力学模型和环境等不确定因素, 而这些因素影响期望关节轨迹和力矩跟踪的能力还有待进一步研究. 本文在以往研究工作的基础上, 建立了步行康复训练机器人的阻抗控制模型, 提出步态轨迹自适应算法以实现康复训练的柔顺性, 并进行了主动康复训练的联合仿真实验和样机试验, 该方法可望提高患者的主动参与程度.

## 2 步行康复训练机器人 (Walking rehabilitation training robot)

步行康复训练机器人系统如图 1 所示, 主要由外骨骼步态矫形器、减重装置、跑步机和控制系统四部分组成, 其中外骨骼步态矫形器由 2 条外骨骼式机械腿构成, 每条机械腿有 3 个转动自由度, 髋关节、膝关节、踝关节各有 1 个自由度. 在每个关节处安装有线性驱动器和角度传感器, 用于驱动关节转动和实时检测关节转动角度; 在线性驱动器的后方安装 1 维拉压力传感器, 用于检测驱动器提供的驱动力.



图 1 步行康复训练机器人

Fig.1 Walking rehabilitation training robot

在康复训练过程中, 患者穿戴减重背心, 通过吊带连接到减重悬挂系统, 减去患者的部分重力; 患者下肢通过安装在机械腿上的护具和绷带与机械腿捆绑在一起, 并穿戴机械腿上的康复靴, 实现机械腿带动患者在跑步机上做康复训练. 整个外骨骼矫形器固定在平行四边形机构上, 使其只能在竖直方向上随人体的重心做上下运动; 为了满足不同体格

的训练患者的要求, 步态矫形器大小腿的长度、两机械腿的间距均可调.

以患者为控制对象, 步行康复训练机器人可分为被动训练和主动训练两种工作模式: 被动训练模式下, 患者在机械腿的带动下按预定的生理学步态轨迹训练, 完全抑制患肢的异常运动; 主动训练模式下, 通过不断地检测人机交互作用, 使病人根据自己的意愿实时地调整步态轨迹, 增强其主动参与康复训练的程度.

## 3 阻抗控制器设计 (Design of impedance controller)

阻抗控制早期被用于处理机器人与环境的交互问题, 通过调整机器人的机械阻抗以实现末端执行器的位置偏差与环境接触力之间的理想动态关系. 在患者的主动康复训练中, 也需要处理人机交互问题, 此时训练者被视为外界系统, 当人机发生耦合作用时, 如: 患者肌肉痉挛产生的异常运动等, 为保证机器人系统和外界的物理相容性, 步行康复训练机器人应具有阻抗特性, 以达到对人体作用力的感知、适应和跟随, 实现人机系统力和位置动态关系的柔顺性控制. 阻抗控制策略通过调整上述阻抗, 能够实现步行康复训练机器人在患者的主动作用下偏离预先设定的步态轨迹, 偏差的大小取决于患者主动力量的大小和阻抗参数, 即允许病人根据自己意愿进行康复训练. 这种人机交互作用力和偏离预定关节轨迹的偏差可由以下二阶阻抗模型表示:

$$\mathbf{F} = \mathbf{M}_d(\ddot{\boldsymbol{\theta}}_d - \ddot{\boldsymbol{\theta}}) + \mathbf{B}_d(\dot{\boldsymbol{\theta}}_d - \dot{\boldsymbol{\theta}}) + \mathbf{K}_d(\boldsymbol{\theta}_d - \boldsymbol{\theta}) \quad (1)$$

式中,  $\mathbf{M}_d$ 、 $\mathbf{B}_d$ 、 $\mathbf{K}_d$  分别为  $3 \times 3$  目标惯量、目标阻尼和目标刚度矩阵,  $\mathbf{F}$  为广义人机交互作用力,  $\boldsymbol{\theta}_d$ 、 $\boldsymbol{\theta}$  分别为关节角度参考轨迹和实际运动轨迹. 阻抗控制从实现方法上可分为基于位置的阻抗控制和基于力的阻抗控制. 与力控制相比, 机器人位置控制的理论更为成熟, 性能更为稳定, 因此采用基于位置的阻抗控制方法进行患者主动康复训练控制策略的研究.

主动康复训练控制原理如图 2 所示, 虚线框内为位置控制内环, 阻抗控制器被加在位置控制系统的外环. 当不考虑力反馈时,  $\boldsymbol{\theta}_c$ 、 $\dot{\boldsymbol{\theta}}_c$ 、 $\ddot{\boldsymbol{\theta}}_c$  分别为机械腿被控制关节角度轨迹的位置、速度、加速度, 并通过运动学、动力学模型的转换关系体现为控制电机的量, 实现预期轨迹的被动康复训练; 当考虑力反馈, 即加入人机交互作用力时,  $\boldsymbol{\theta}_r$ 、 $\dot{\boldsymbol{\theta}}_r$ 、 $\ddot{\boldsymbol{\theta}}_r$  成为预期轨迹的被控制量, 线性驱动器的驱动力  $\mathbf{F}_s$  通过力传感器测量, 将测量力通过逆动力学模型提取出人机交

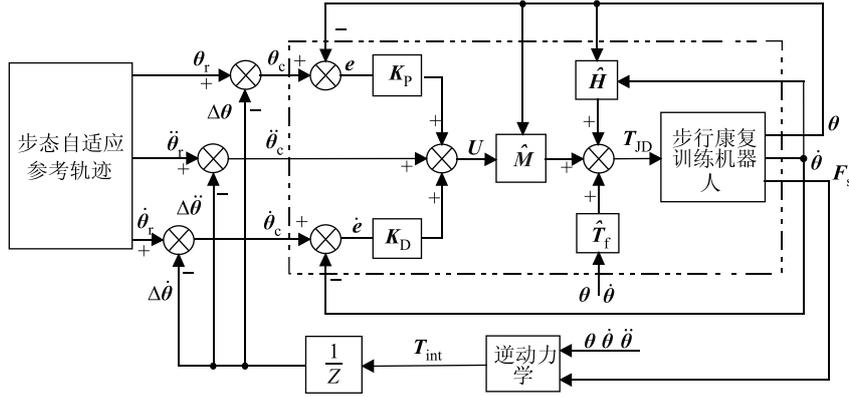


图2 基于位置的阻抗控制原理图

Fig.2 Location based impedance control schematic

互作用力矩  $T_{int}$ , 反馈给阻抗控制器, 产生相应的步态轨迹的位置、速度、加速度修正量, 满足阻抗关系:

$$T_{int} = M_d \Delta \ddot{\theta} + B_d \Delta \dot{\theta} + K_d \Delta \theta \quad (2)$$

在频域空间, 上式阻抗关系可写为

$$\Delta \theta(s) = \frac{1}{M_d s^2 + B_d s + K_d} T_{int}(s) = \frac{1}{Z} T_{int}(s) \quad (3)$$

式中  $M_d$ 、 $B_d$ 、 $K_d$  均为  $3 \times 3$  正定对称矩阵。

参考关节角度  $\theta_r$ 、位置控制量  $\theta_c$ 、关节角度修正量  $\Delta \theta$  满足如下关系:

$$\theta_c = \theta_r - \Delta \theta \quad (4)$$

步行康复训练机器人动力学模型:

$$(M_L(\theta) + M_H(\theta)) \ddot{\theta} + (C_L(\theta, \dot{\theta}) + C_H(\theta, \dot{\theta})) \dot{\theta} + (G_L(\theta) + G_H(\theta)) + T_f = T_{JD} + T_{int} + T_{TM} \quad (5)$$

式中  $M(\theta)$  是  $3 \times 3$  惯性力矩阵,  $C(\theta, \dot{\theta})$  为  $3 \times 3$  向心力和科氏力矩阵,  $G(\theta)$  为  $3 \times 1$  重力矩阵, 下标 H 表示人体, L 表示机械腿;  $T_f$  为各关节摩擦力矩、外界干扰力等不确定项;  $T_{JD}$  为关节驱动器的驱动力矩;  $T_{TM}$  为跑步机产生的摩擦力矩。

为简便起见, 在式 (5) 中令:

$$M(\theta) = M_L(\theta) + M_H(\theta) \quad (6)$$

$$H(\theta, \dot{\theta}) = (C_L(\theta, \dot{\theta}) + C_H(\theta, \dot{\theta})) \dot{\theta} + (G_L(\theta) + G_H(\theta)) \quad (7)$$

将式 (6)、(7) 代入式 (5), 简化为

$$M(\theta) \ddot{\theta} + H(\theta, \dot{\theta}) + T_f = T_{JD} + T_{int} + T_{TM} \quad (8)$$

由上述分析可得基于位置的阻抗控制的控制律为

$$T_{JD} = \hat{M}U + \hat{H} + \hat{T}_f \quad (9)$$

$$U = \ddot{\theta}_c + K_D(\dot{\theta}_c - \dot{\theta}) + K_P(\theta_c - \theta) \quad (10)$$

式中,  $\hat{M}$ 、 $\hat{H}$ 、 $\hat{T}_f$  分别表示  $M$ 、 $H$ 、 $T_f$  的估计值,  $K_D$ 、 $K_P$  分别表示阻尼和刚度的正定矩阵。

由式 (4)、(8) ~ (10) 可得系统误差方程:

$$\ddot{E} + K_D \dot{E} + K_P E = (\hat{M}(\theta))^{-1} \times (\Delta M(\theta) \ddot{\theta} + \Delta H(\theta, \dot{\theta}) + \Delta T_f) + \Delta \ddot{\theta} + K_D \Delta \dot{\theta} + K_P \Delta \theta \quad (11)$$

式中,  $\Delta M(\theta) = \hat{M}(\theta) - M(\theta)$ ,  $\Delta H(\theta, \dot{\theta}) = \hat{H}(\theta, \dot{\theta}) - H(\theta, \dot{\theta})$ ,  $\Delta T_f = \hat{T}_f - T_f$ . 将式 (11) 两边同时乘以  $M_d$ , 且定义  $B_d = M_d K_D$ ,  $K_d = M_d K_P$ , 则可得:

$$M_d \ddot{E} + B_d \dot{E} + K_d E - T_{int} = M \times (\hat{M}(\theta))^{-1} \times (\Delta M(\theta) \ddot{\theta} + \Delta H(\theta, \dot{\theta}) + \Delta T_f) \quad (12)$$

由式 (12) 可知, 若  $\Delta M(\theta)$ 、 $\Delta H(\theta, \dot{\theta})$  和  $\Delta T_f$  为 0, 则满足阻抗控制关系:

$$M_d \ddot{E} + B_d \dot{E} + K_d E = T_{int} \quad (13)$$

由于模型的不确定性, 实际系统建模存在误差以及外界不确定因素的影响,  $\Delta M(\theta)$ 、 $\Delta H(\theta, \dot{\theta})$  和  $\Delta T_f$  不可能为 0, 即阻抗控制存在误差. 为提高力的跟踪效果, 需在此基础上引入误差补偿以消除模型误差, 这部分将在以后的研究中加以改进。

#### 4 步态轨迹自适应算法 (Gait trajectory adaptation algorithm)

在主动康复训练模式下, 患者的主动作用力将引起人机交互作用力矩的变化  $\Delta T_{int}$ , 通过  $\Delta T_{int}$  和上述阻抗关系计算步态轨迹的修正量, 如式 (14) 所示. 而由于患者的主动作用力不完全符合生理学变化规律, 且存在机械结构抖动等干扰因素, 可能在一个步态周期内, 引起的力矩的变化  $\Delta T_{int}$  过大或过小. 若完全按照  $\Delta T_{int}$  计算的偏差调整步态轨迹, 按式 (4) 修正的  $\theta_c$  将不符合生理学规律, 此时得到的

是患者患病时期由于肌肉僵直等因素引起的错误步态, 无法应用于康复训练. 因此, 在阻抗控制模型的基础上开发了步态轨迹自适应算法, 以一个正常的生理学步态轨迹为基础, 对修正后得到的  $\theta_c$  进行数据拟合, 从总体效果上得到患者的期望轨迹.

由阻抗关系计算各时刻的位置偏差:

$$\Delta\theta = \frac{1}{M_d s^2 + B_d s + K_d} \Delta T_{\text{int}} \quad (14)$$

式中  $\Delta T_{\text{int}}$  表示相邻两步态周期内相应时刻的人机交互作用力矩的变化量, 由如下关系计算:

$$T_{\text{JD},N} = T_{\text{ML}} + T_{\text{PAT,PAS}} - T_{\text{ACT},N} - T_{\text{TM}} + T_f \quad (15)$$

$$T_{\text{JD},N+1} = T_{\text{ML}} + T_{\text{PAT,PAS}} - T_{\text{ACT},N+1} - \Delta T_{\text{ACT},N+1} - T_{\text{TM}} + T_f \quad (16)$$

式 (15) 和 (16) 中  $T_{\text{JD},N+1}$  表示第  $N+1$  ( $N=0,1,2,\dots$ ) 步的关节驱动力矩,  $T_{\text{ML}}$  表示关节驱动器提供的驱动机械腿的力矩,  $T_{\text{PAT,PAS}}$  表示在被动训练模式下驱动器提供给病人腿的驱动力矩,  $\Delta T_{\text{ACT},N}$  表示第  $N$  步病人的主动作用力矩,  $\Delta T_{\text{ACT},N+1}$  表示第  $N+1$  步病人主动作用力矩的变化量.

由式 (15) 和 (16) 可得:

$$\Delta T_{\text{int}} \approx \Delta T_{\text{ACT},N+1} = \Delta T_{\text{JD},N+1} = J^T(\theta) \cdot \Delta F_{N+1} \cdot L_{N+1} \quad (17)$$

式中,  $\Delta T_{\text{JD},N+1}$  表示第  $N+1$  步关节驱动力矩的变化量,  $J(\theta)$  为机械腿任务空间与关节空间力转换的雅可比矩阵, 从而每个步态周期各时刻的人机交互作用力矩的变化量  $\Delta T_{\text{int}}$ , 可通过节驱动器上测量力的变化值  $\Delta F_{N+1}$  和力臂  $L_{N+1}$  的乘积间接计算.

通过阻抗关系得到位置偏差的修正量后, 通过下式调整步态轨迹的自适应速度:

$$\theta_{c,\text{new}} = \theta_{r,\text{old}} - \rho \cdot \Delta\theta \quad (18)$$

式中,  $\rho$  是一个变化的权值, 调节每个步态周期各轨迹偏差量的自适应程度, 以避免步态轨迹在周期交替时出现跃变. 通过上述方式产生了新的关节角度参考轨迹, 为了使其符合生理学步态规律、便于在线调节, 将各关节角度轨迹参数化:

$$\theta_{r,N+i} = a_{j,N+i} \cdot \theta_{r,\text{gen}}(\omega_{j,N+i} t) + b_{j,N+i} \quad (19)$$

式中,  $j$  取 1,2,3, 分别对应髋关节、膝关节、踝关节;  $\theta_{r,N+i}$  表示第  $N+i$  步关节轨迹函数; 参数  $a_{j,N+i}$  表示关节角度幅值的缩放因子, 实现训练步幅的调节;  $\omega_{j,N+i}$  表示步态周期的调节因子;  $b_{j,N+i}$  表示关节角度的偏移量, 可改变髋关节的弯曲和伸展量、

膝关节的弯曲量、踝关节的跖屈和弯曲. 当  $a_{j,N+i} = 1$ ,  $\omega_{j,N+i} = 1$ ,  $b_{j,N+i} = 0$  时,  $\theta_{r,N+i} = \theta_{r,\text{gen}}(t)$  为一个标准的生理学关节轨迹函数.

然后通过关节轨迹偏差的欧几里得范数的最佳平方逼近方法建立目标函数, 拟合新的关节角度参考轨迹:

$$P(p_{j,N+i}) = \int_0^T \|\theta_{c,\text{new}}(t) - \theta_{r,N+i}(p_{j,N+i})\|_2^2 dt \quad (20)$$

通过对上述目标函数在  $[(N+i-1)T, (N+i)T]$  范围内的最小化, 在线计算参数  $p_{j,N+i} = [a_{j,N+i}, \omega_{j,N+i}, b_{j,N+i}]^T$  以实现关节角度轨迹的参数化调整,  $T$  为康复训练的步态周期.  $\theta_{c,\text{new}}(t)$  为式 (18) 修正后的参考轨迹;  $\theta_{r,N+i}(p_{j,N+i})$  为式 (19) 所示采用的步态轨迹拟合函数, 其应能够很好地描述关节角度轨迹的变化规律. 采用傅里叶级数展开式拟合各关节角度轨迹, 得到了很好的拟合效果:

$$\theta_{r,\text{gen},j} = \sum_{n=1}^{\infty} A_n \sin(n\omega_{j,N+i}\omega t + \varphi_n) + A_0 \quad (21)$$

为使计算的参数  $a_{j,N+i}, \omega_{j,N+i}, b_{j,N+i}$  符合生理学步态模式, 在上式代入式 (20) 进行最小化计算之前, 令  $\omega_{j,N+i} = 1$ , 采用正常的生理学步态数据拟合计算傅里叶级数中的参数  $A_n, \omega, A_0, \varphi_n$ , 确定  $\theta_{r,\text{gen}}$  的初始表达式, 并定义为标准步态轨迹. 在标准步态轨迹的基础上, 对目标函数  $P(p_{j,N+i})$  以初值  $a_{j,N+i} = 1$ ,  $\omega_{j,N+i} = 1$ ,  $b_{j,N+i} = 0$ , 通过梯度法迭代求解关节角度轨迹参数  $a_{j,N+i}, \omega_{j,N+i}, b_{j,N+i}$ . 其中, 参数  $\omega_{1,N+i}, \omega_{2,N+i}, \omega_{3,N+i}$  并非完全独立, 由于 3 关节的康复训练应具有相同的步态周期, 因此, 在每次计算之后, 通过求取  $\omega_1, \omega_2, \omega_3$  的平均值  $\omega_{\text{av}}$  得到最终的周期调节因子, 也可根据各关节的周期性交互信息加权平均计算. 通过实时计算人机交互作用力矩, 每个步态周期更新一次轨迹参数, 不断地进行步态轨迹的自适应调节, 使不同的患者可根据各自的步态特征改变训练的步态轨迹, 实现主动参与康复训练.

## 5 联合仿真与实验 (United simulation and experiment)

### 5.1 联合仿真平台

步行康复训练机器人系统是一个典型的时变、非线性、强耦合系统, 其机械系统和控制系统相当复杂, 综合各方面考虑, 建立了基于 SolidWorks-Matlab-Adams 的虚拟样机联合仿真平台, 步骤如下<sup>[12]</sup>: 1) 仿真分析前, 在 SolidWorks 中构建系统的 3 维模型, 并导入 Adams 中, 定义各约束、运动副

等,完成机械系统虚拟样机模型. 2) 根据系统控制算法,将 Adams 中测量的关节角度、角速度,关节驱动器上测量的驱动力作为虚拟样机的输出反馈到 Simulink 中;各关节驱动力矩、模拟的人体主动作用力作为虚拟样机的输入. 3) 在 Simulink 中建立整个系统的方框图,其中步态轨迹自适应算法和计算力矩通过编写的 S 函数实现,虚拟样机打包生成的 Adams\_Plant 模块作为控制对象. 4) 在 Simulink 中设置仿真参数,实现联合仿真.

### 5.2 仿真实验

针对上述基于阻抗控制的步态自适应控制器进行了仿真实验,仿真的机械系统模型和实际的样机模型一致:康复训练只在矢状面内运动;忽略髋关节由于骨盆转动产生的附加力矩,因为康复训练中减重悬吊系统和支架的约束能够有效克服该力矩的影响,使其影响程度降到最低;脚与跑步机之间无相对滑动;通过定义虚拟样机中人体质量模拟减重系统;人体质心在竖直方向上下移动;并将人体下肢和机械腿固连. 步行康复训练机器人系统仿真模型如图 3 所示.

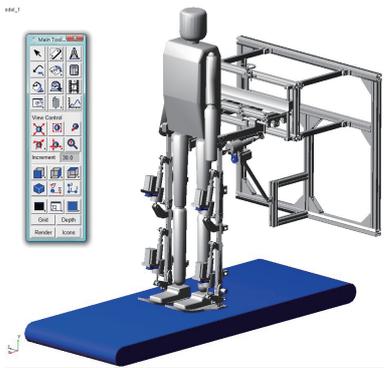


图 3 步行康复训练机器人系统仿真模型

Fig.3 Simulation model of walking rehabilitation training robot

在联合仿真中,假定机械腿的 3 部分具有弹簧特性,训练者试图增大训练步幅和周期,预期轨迹参数为:  $a_1 = 1.12$ ,  $\omega_1 = 0.96$ ,  $b_1 = 0.06$ ;  $a_2 = 1.1$ ,  $\omega_2 = 0.96$ ,  $b_2 = -0.04$ ;  $a_3 = 1.12$ ,  $\omega_3 = 0.96$ ,  $b_3 = 0.02$ ,即增大髋关节的伸展,减小弯曲;增大膝关节的弯曲和伸展;增大踝关节的跖屈. 然后通过预期的关节角度轨迹和实际轨迹的偏差乘以一个弹性系数,计算人体的主动作用力,并由施加在虚拟样机中的大腿、小腿、脚上的可控作用力实现.

在仿真模型中,经过多次仿真实验,调整阻抗参数,确定  $M_d = I$ ,  $B_d = \text{diag}[80, 20, 15]$ ,  $K_d = \text{diag}[360, 96, 48]$ , 初始步态周期为 4s, 仿真时间 160s. 髋、膝、踝关节仿真结果分别如图 4 ~ 6 所示. 在 0 ~

64s 阶段,患者以一个被动的生理学步态轨迹进行康复训练,在 32s 时,施加人体主动作用力,此时各关节的控制力矩相应增大,从 64s 开始步态轨迹的自适应,步态轨迹参数  $a_j$ 、 $\omega_j$ 、 $b_j$  每个周期更新一次(虚线表示理论值,实线表示自适应值),104s 达到稳定,而控制力矩从 64s 开始减小并趋于稳定,其中髋关节和膝关节表现尤为明显. 经过步态轨迹

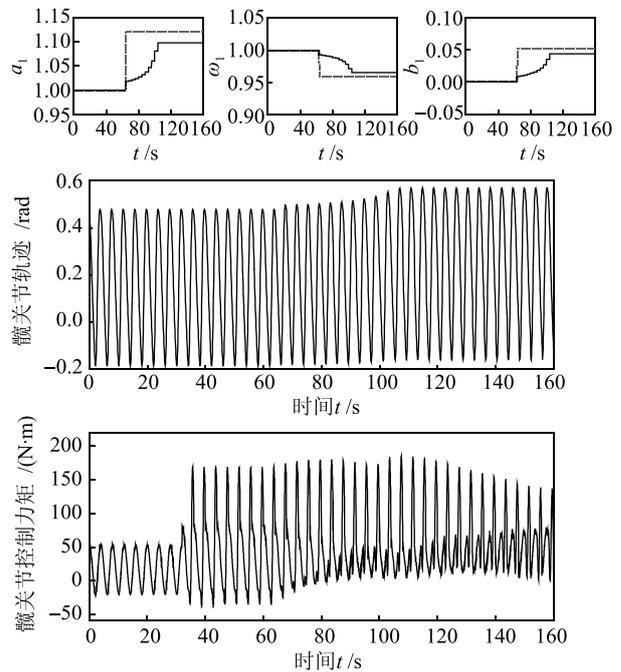


图 4 髋关节仿真结果

Fig.4 Simulation results of hip joint

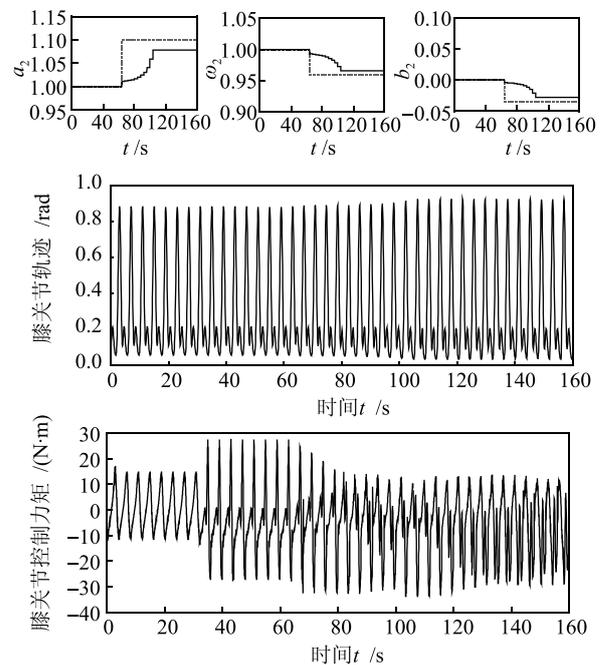


图 5 膝关节仿真结果

Fig.5 Simulation results of knee joint

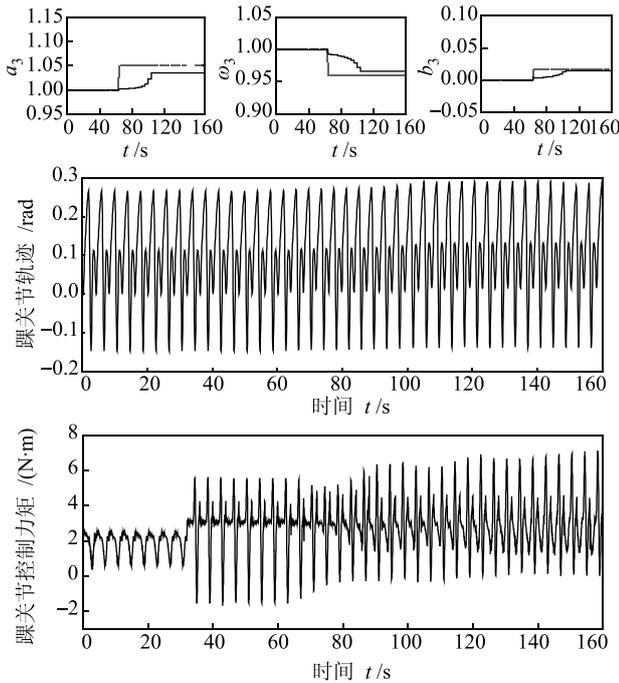


图 6 踝关节仿真结果

Fig.6 Simulation results of ankle joint

自适应，各关节轨迹和期望的变化趋势一致，训练步幅增大，步态周期增加，但未能达到理论值，自适应程度为理论值的 80%。

仿真结果表明：基于阻抗控制的步态自适应控制器能够实现根据人机交互作用力矩的变化在线调节步态轨迹，不断趋向期望轨迹，控制力矩相应减小，实现了机器人提供康复训练辅助力的目的，证明了算法用于主动康复训练的可行性。

在上述阻抗参数的基础上，以髋关节为例，在虚拟样机中大腿上施加外部作用力矩，调节阻抗控制系统中髋关节的阻尼、刚度，观测其与轨迹偏差和控制力矩的关系，以获得阻抗参数对控制系统的影响。

机械腿初始处于静止状态，4s、24s 时在大腿上分别施加  $-30\text{N}\cdot\text{m}$ 、 $20\text{N}\cdot\text{m}$  的外部作用力矩，在 8s、28s 时开始产生相应的轨迹偏差。当  $B_d=80$  时， $K_d$  依次取 300、360、420、520，结果如图 7 所示，刚度越小，位置偏差越大，控制力矩越小，偏差也越大，反之亦然。当  $K_d=360$  时， $B_d$  依次取 25、80、140、240，仿真结果如图 8 所示，阻尼越小，位置偏差的响应速度越快，控制力矩响应也越快，但力矩存在较大突变，易引起机械结构的冲击、抖动。

结果表明：通过调节控制系统刚度，可改变步态轨迹的自适应程度，当刚度设得很大时，产生的轨迹偏差很小，可认为是被动康复训练；调节控制系

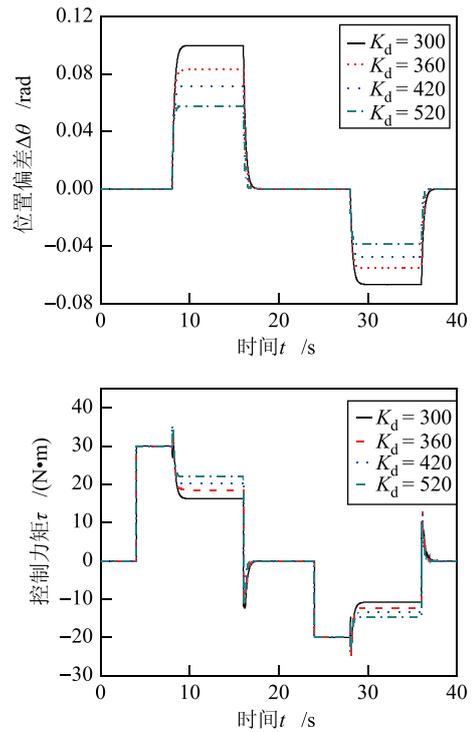


图 7  $B_d = 80$ ，不同刚度对应的仿真结果

Fig.7 The simulation results under different stiffness conditions at  $B_d = 80$

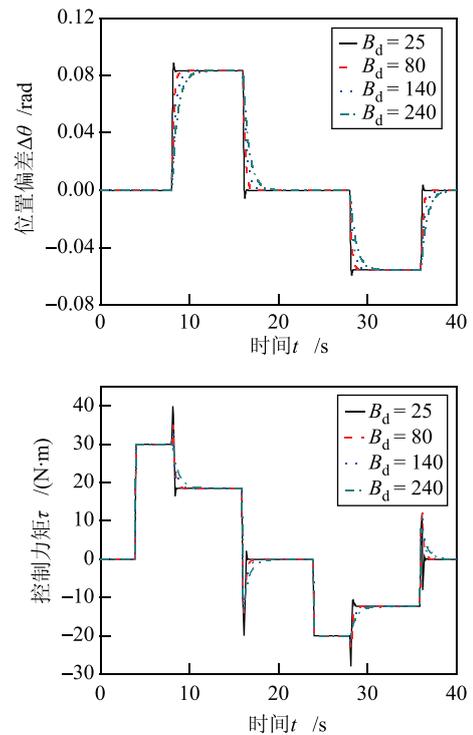


图 8  $K_d = 360$ ，不同阻尼对应的仿真结果

Fig.8 The simulation results under different damping conditions at  $K_d = 360$

统阻尼，可实现步态轨迹自适应速度的快慢调节，阻尼越大，偏离步态轨迹的速度越慢，相同的轨迹偏差需要消耗的能量越多。因此，可通过调节阻抗

控制器的刚度和阻尼值, 适应患者康复训练不同阶段的要求, 如: 康复初期, 患者下肢时常出现肌肉痉挛、关节僵直等情况, 选择较小的刚度和阻尼, 能够以较快的速度产生较大的偏差, 有效保护患者下肢; 康复后期, 选择较大的刚度和阻尼, 能够有效训练患者腿部肌肉力量.

### 5.3 样机实验

在上述仿真实验的基础上, 针对该控制算法, 在实物样机上进行了试验. 系统硬件包括外骨骼步态矫形器、跑步机、力传感器、编码器、驱动电路、信号处理电路、运动控制卡 (PCI-8158)、数据采集卡 (DAQ-2204) 以及一台工控机, 控制系统框图如图 9 所示. 系统控制程序采用 VC++6.0 编制, 控制算法由 Matlab 语言编写成 M 函数, 并通过 Matlab 应用程序接口生成动态链接库 “\*.dll” 及相应的 “\*.h” “\*.lib” 等文件, 在 VC 工程中进行相应的设置, 实现算法函数的调用; 数据采集和运动控制程序通过将板卡自带的头文件 (xx.h) 和函数库 (xx.lib) 拷贝到工程文件夹下, 在 VC 中声明程序使用到的函数, 如下所示: #include “xx.h”, 并将动态链接库的导入库 (xx.lib) 加到工程模块中, 即可实现数据采集函数和运动控制函数的调用, 采集的力和角度信息反馈到主控制程序中; 工控机与跑步机的串口通信通过 ActiveX 控件 MSComm 实现, 在程序中对控件进行初始配置, 并根据跑步机的通信协议实现控制命令的发送和接收.

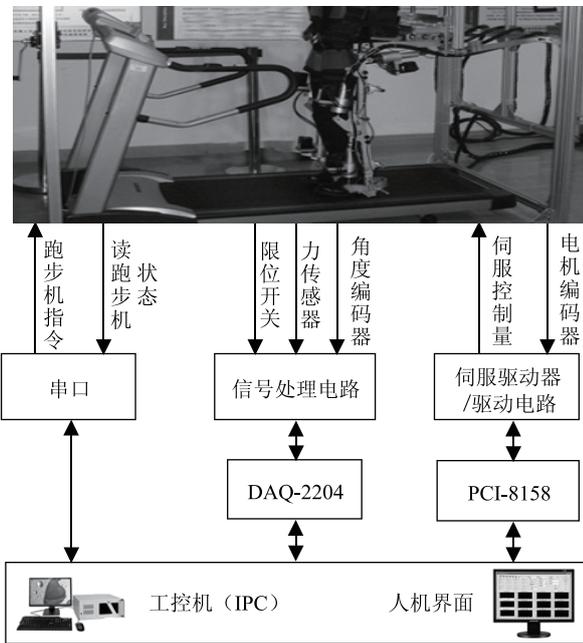


图 9 控制系统硬件框图

Fig.9 Diagram of hardware of control system

实验中, 对健康成年男性进行了康复训练的实验测试. 训练者首先以固定的步态轨迹进行被动训练, 步态周期为 4.6s, 然后通过施加主动作用力试图两次改变训练的轨迹. 一名健康训练者髋关节的实验结果如图 10 所示, 前 10 个步态周期训练者在机械腿的带动下被动行走; 从第 11 个周期开始, 训练者大腿施加主动作用力在机械腿上, 试图以较大的髋关节伸展、小的弯曲角度行走, 这一过程中步幅调节参数  $a_1$  逐渐增大, 周期调节因子  $\omega_1$  开始变小, 关节角度的偏移量  $b_1$  也逐渐增加, 不断适应期望的髋关节轨迹, 当训练者主动力逐渐减小时, 轨迹参数又趋向于初始值; 第 30 ~ 35 个步态周期 (138s ~ 161s) 主动作用力降到最低, 此时各轨迹参数在初始值附近波动; 从第 35 个步态周期开始, 训练者施加更大的主动作用力, 各轨迹参数产生了相应的变化, 尤其是  $a_1$  增大到 1.12 附近,  $\omega_1$  减小并趋于稳定, 表明步态周期变大,  $b_1$  稍有增大, 此时训练者以较前者更大的髋关节伸展和弯曲范围行走. 各步态周期髋关节轨迹根据轨迹参数变化而不断调节, 逐渐适应训练者的预期步态. 髋关节驱动器上测量力的变化如图 9 所示, 前 10 个步态周期以固定规律变化, 施加主动作用力后开始增大, 步态轨迹的自适应使其有减小的趋势.

实验结果进一步说明了该控制算法能够实现机器人根据训练者的主动作用不断调节步态轨迹; 也可看出轨迹参数、控制力的变化和仿真结果相比, 存

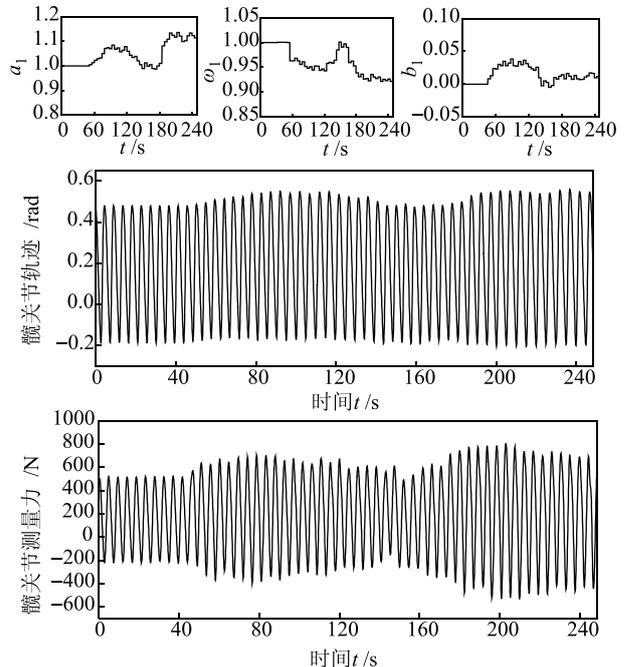


图 10 髋关节试验结果

Fig.10 Experiment results of hip joint

在一定的波动, 规律性不如仿真结果明显, 主要是由于系统机械结构的抖动等干扰因素以及每个步态周期主动作用力不断变化引起的。但步态轨迹总体上与预期的一致, 有较好的轨迹自适应效果, 膝关节和踝关节都有类似的实验结果, 这有效证明了该控制算法用于主动康复训练的可行性。

## 6 结论 (Conclusion)

利用基于位置的阻抗控制原理设计了步行康复训练机器人的控制器, 建立了目标阻抗模型, 提出基于阻抗模型的步态轨迹自适应算法。在建立的虚拟样机仿真平台上进行了仿真实验, 并在实物样机上进行了健康训练者的主动康复实验。结果表明在主动康复训练过程中, 机械腿能够根据人机交互作用力矩的变化不断调整步态轨迹, 逐渐适应训练者的步态要求, 体现出一定的阻抗特性, 间接实现了机器人根据患者的主动作用来调节提供的辅助力大小的目的。通过调节阻抗参数, 能够实现步态轨迹自适应程度和训练柔顺程度的调节。而由于控制器的模型误差、外界干扰等因素, 使得仿真中各关节控制力矩变化存在波动现象, 样机试验中系统存在一定的控制误差。同时由于缺少患者的临床试验, 有待在后续的研究中进一步验证和改进控制算法。综上所述, 该控制算法能够满足不同训练者主动康复训练的要求, 为课题的进一步研究奠定了基础。

## 参考文献 (References)

- [1] 陈兆聪, 黄真. “运动再学习”疗法在脑卒中康复治疗中的应用[J]. 中国康复医学杂志, 2007, 22(11): 1053-1055.  
Chen Z C, Huang Z. The application of motor relearning program in stroke rehabilitation therapy[J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2007, 22(11): 1053-1055.
- [2] Colombo G, Wirz M, Dietz V. Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients[J]. Spinal Cord, 2001, 39(5): 252-255.
- [3] Veneman J F. A series elastic and bowden cable based actuation system for use as torque actuator in exoskeleton type robots[J]. International Journal of Robotics Research, 2006, 25(3): 261-281.
- [4] Zhang L X, Wang L J, Wang F L, et al. Gait simulation of new robot for human walking on sand[J]. Journal of Central South University of Technology, 2009, 16(6): 971-975.
- [5] Feng Z G, Qian J W, Zhang Y N, et al. Biomechanical design of the powered gait orthosis[C]//International Conference on Robotics and Biomimetics. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2007: 1698-1702.
- [6] Hogan N. Impedance control: An approach to manipulation I II III [J]. Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control, 1985, 107(1): 1-24.
- [7] Riener R, Lünenburger L, Jezernik S, et al. Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: First experimental results[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2005, 13(3): 380-394.
- [8] Banala S K, Kulpe A, Agrawal S K. A powered leg orthosis for gait rehabilitation of motor-impaired patients[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2007: 4140-4145.
- [9] 徐国政, 宋爱国, 李会军. 基于模糊推理的上肢康复机器人自适应阻抗控制[J]. 东南大学学报, 2009, 39(1): 156-160.  
Xu G Z, Song A G, Li H J. Fuzzy-based adaptive impedance control for upper-limb rehabilitation robot[J]. Journal of Southeast University, 2009, 39(1): 156-160.
- [10] Bernhardt M, Frey M, Colombo G, et al. Hybrid force-position control yields cooperative behaviour of the rehabilitation robot LOKOMAT[C]//9th International Conference on Rehabilitation Robotics. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2005: 536-539.
- [11] Erol D, Sarkar N. Intelligent control framework for robotic rehabilitation after stroke[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2007: 1238-1243.
- [12] 王斐, 吴成东, 闻时光, 等. 基于虚拟样机的异构双腿机器人联合仿真[J]. 系统仿真学报, 2009, 21(15): 4827-4834.  
Wang F, Wu C D, Wen S G, et al. United simulation for biped robot with heterogeneous legs based on virtual prototyping[J]. Journal of System Simulation, 2009, 21(15): 4827-4834.

## 作者简介:

- 文忠 (1987-), 男, 硕士. 研究领域: 医疗康复机器人及其智能控制技术等。
- 钱晋武 (1962-), 男, 教授. 研究领域: 先进机器人技术, 智能医疗仪器与计算机辅助外科, 智能机械与系统。