

文章编号:1004-7220(2014)04-0355-08

足踝生物力学动态仿真实验台的多轴运动和力协同控制系统

徐振胤¹, 施光林¹, 王冬梅¹, 刘安民², 王旭³

(1. 上海交通大学机械与动力工程学院, 上海 200240; 2. Centre for Rehabilitation and Human Performance Research, University of Salford, Salford, UK; 3. 复旦大学附属华山医院 骨科, 上海 200040)

摘要: **目的** 研究足踝生物力学动态仿真实验台的控制问题, 提出一套完整的多轴控制算法使实验台在模拟自由度、时间和精度、负荷重量、调试效率等指标上与国际同行相比具有竞争力。 **方法** 设计人体足踝步态实验台, 通过5个伺服电机驱动的机构模拟步态的运动过程(5个自由度)。基于对整个步态过程中力加载的科学分析和合理简化, 在 Matlab 中对此多自由度力加载的过程进行建模。提出运用 PID 迭代学习算法来控制力, 并在 Simulink 中进行仿真分析。基于仿真的参数, 在实际搭建的系统上验证该算法的有效性与可靠性。 **结果** 经过4~5次的迭代学习, 实验台可以在5s时间内完成1个支撑相的模拟, 3个方向的足底反力(F_z 、 F_y 、 F_x)都具有重复性和可控性, 在50%的人体体重下 F_z 和 F_y 输出曲线与目标曲线的均方根误差分别收敛到20N和8N, 小于模拟负载的10%。 **结论** 迭代学习控制方法可使足踝步态模拟实验台具有较强的力学模拟能力, 提高了实验台的智能性, 为后续进一步提高模拟速度和精度奠定良好的基础, 其研制对尸体足踝生物力学实验具有重要意义。

关键词: 步态模拟器; 力控制; 迭代学习; 生物力学

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

A multi-axis motion and force control system for dynamic foot biomechanical simulator

XU Zhen-yin¹, SHI Guang-lin¹, WANG Dong-mei¹, LIU An-min², WANG Xu³ (1. School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China; 2. Centre for Rehabilitation and Human Performance Research, University of Salford, Salford, UK; 3. Department of Orthopedics, Huashan Hospital of Fudan University, Shanghai 200040, China)

Abstract: Objective To study the control problem in dynamic foot biomechanical simulator and propose a complete multi-axis control algorithm which could be more competitive than that of current gait simulators in aspects as simulations in degree-of-freedom (DOF), velocity, precision, weight-bearing and trial efficiency. **Methods** A novel custom-made foot and ankle biomechanical simulator was developed to simulate both motion and force characteristics in a stance phase with 5 DOF. A model of the simulator was built in Matlab based on gait analysis and reasonable simplification. Iteration learning control (ILC) was proposed to control multi-axis forces and was verified in Simulink. Finally, the control strategy was validated in the simulation platform with a prosthetic foot. **Results** The novel simulator could complete the motion and force loading process within 5 seconds in one stance after 4-5 iterations. All 3D ground reaction forces (F_z , F_y and F_x) had high verified repeatability. The tracking curves of F_z and F_y with 50% of real body weight could converge to the target ones with root mean square (RMS) error of 20 N and 8 N using ILC, respectively, which was smaller than 10% of simulated loads. **Conclusions** The

收稿日期:2013-01-28; 修回日期:2013-03-12

基金项目:国家自然科学基金资助项目(81071234)。

通信作者:施光林, 副教授, Tel:(021)34206551; E-mail: glshi@263.net。

proposed control strategy greatly improved intelligence of the simulator and provided a good foundation to further improve the simulation speed and accuracy. The development of the simulator is of great significance to the cadaveric experiments on foot and ankle biomechanics.

Key words: Gait simulator; Force control; Iterative learning control(ILC); Biomechanics

足踝复合体参与人体运动,是人的最终负重部位,其生物力学的研究在足踝病机理^[1]、人工假体、矫形、鞋具开发^[2]等领域具有重要的意义和作用。探讨人体足踝各组成部分之间的力学作用关系,包括相对运动和相互作用力关系以及使足踝完成正常步态和各种复杂运动时肌肉力的时间历程变化规律成为亟待研究的课题。而完成这些研究,需要研制多功能人体足踝运动和动力学模拟及测量装置,实现活体测量无法进行的试验,同时获得活体试验无法得到的力学和运动学参数。

为此,设计人体足踝步态实验台(专利号:CN201210039427.3),希望通过机械装置模拟人的足体与地面相互作用过程,即模拟1个步态周期(同脚两相邻足跟落地之间的时间)中的支撑相(stance phase)。实验台通过5个伺服电机驱动的机构模拟步态的运动过程(5个自由度),包括胫骨

的上下和前后的运动以及踝关节空间3个自由度的旋转,即内外翻、内外旋和屈伸;通过4个步进电机驱动4根固定在脚上不同位置的钢丝绳来模拟跟腱、胫前肌、胫后内侧肌和胫后外侧肌。这样,9个电机协同模拟出1个支撑相的主要运动学和动力学过程。模拟的目标曲线为基于健康人实验室行走时测得的步态数据。衡量相似性的标准有运动的正确性、地面反力的准确性、时间一致性、模拟体重比例、压力中心、足底压力分布等。而其中第一个难点就是在运动正确的基础上控制3个方向的地面反力,即 F_x (内向外)、 F_y (后向前)、 F_z (上向下,又被称为M型曲线)达到目标值(见图1)。由于当前模拟机构运动范围的局限,对应用的目标曲线进行幅值上的压缩处理。步态模拟器首先尝试在假脚(右脚)上摸索和验证控制规律。

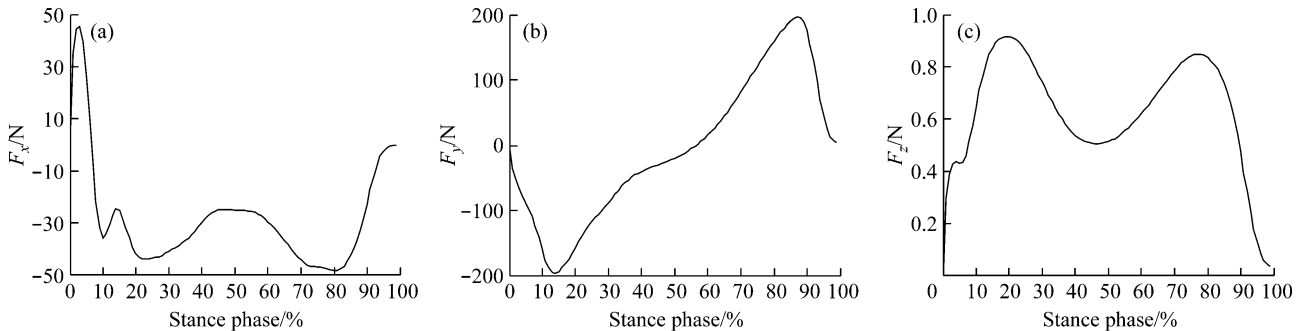


图1 F_x 、 F_y 、 F_z 目标曲线

Fig. 1 F_x (medial-lateral), F_y (posterior-anterior), F_z (vertical upward) target curves

完全达到以上6个指标是困难的,目前国际上多个研发足踝步态仿真实验台的单位都还无法达到以上要求。其中一部分简化运动的自由度^[3-8],一部分减少肌腱的个数^[3-10],一部分降低仿真速度到12 s^[5,8]、20 s^[3]、60 s^[6-7],还有一些降低模拟的体重^[3-4,6-7]。本课题的研究也处在起步的阶段,专门针对足踝系统设计的机构和相应的控制方法,使该足踝模拟实验台有机会去挑战这6个指标。

由于本实验台中运动和力加载存在耦合,实现

每个自由度运动的伺服电机驱动虽然相对独立,但其对力加载的过程存在不同程度的影响,这对足踝系统运动及加载的精确协调控制策略提出很大挑战,具体难点有:(1)多输入(多个位移输入)、多输出(多个力输出)的系统;(2)运动控制和力控制的耦合;(3)非线性(足底反力与位移关系)、时变(动态运动中的动力学参数);(4)控制目标的多样性:足底反力(3个方向的力曲线)、压力中心、压力分布;(5)输入曲线是按照真人实验收集到的曲线的

集合,具有统计学特性。

本文拟对多轴运动过程中的力加载控制问题进行建模、分析、仿真及实验,希望通过机电系统的设计及控制方法的研究与优化,使该尸体足踝运动模拟实验台成为国际领先的足踝生物力学研究工具。

1 机构介绍和系统建模

该步态模拟器采用5个伺服电机复合驱动机构叠加组合,以实现胫骨高精度的5个自由度运动和胫骨力的加载。电机1使整个平台产生沿脚底中心线的水平的摆动,模拟脚踝的内外翻;电机2推动整个机构绕足踝产生前后的转动,模拟胫骨的屈伸;电机3驱动胫骨的上下运动,模拟步态中脚落地和提起的过程,也是力加载的主要方式;电机4推动整个平台的前后平移,模拟步态中胫骨的水平运动;电机5驱动胫骨轴的旋转,模拟脚踝的内外旋。同时,采用4套独立控制的步进电机6~8加钢丝绳系统分别实现胫前肌、跟腱、胫后外侧和内侧肌腱的拉伸。机构简图及坐标系标示如图2所示。

为摸索这样一个多输入多输出系统的控制规律,运用Matlab对整个机构的运行机理做简化的建模,只考虑矢状面(y - z 平面)内的运动和力,即忽略脚踝的内外翻和内外旋。建模的目标是获得垂直方向上的地面反力(F_z)和切向的地面反力(F_y)与其他电机运动输入曲线的关系。根据实际实验的经

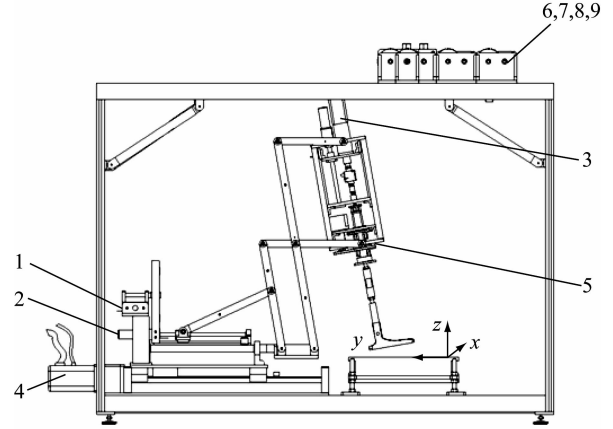


图2 步态模拟器结构图

Fig. 2 Mechanical structure of the dynamic foot biomechanical simulator

验,地面反力主要与电机3(控制脚沿胫骨方向的上升下降)、电机2(控制胫骨的屈伸运动)和电机7(控制跟腱的拉伸)相关,其作用的效果又可以分为两个过程:在脚跟落地到胫骨垂直位置的过程中(即M型曲线的第1个峰值)主要由电机3的挤压运动产生(见图3、4),而在胫骨垂直位置到脚尖提起离开地面的过程中(即M型曲线的第2个峰值)则主要由电机7代表的跟腱拉伸产生的力矩引起(见图5)。对这两个过程分别建模,而最后的动力学过程则是这两个过程的叠加。

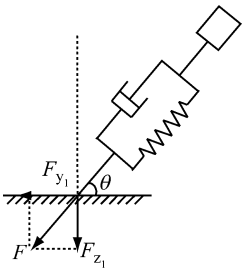


图3 落地过程建模

Fig. 3 Modeling of the heel strike process

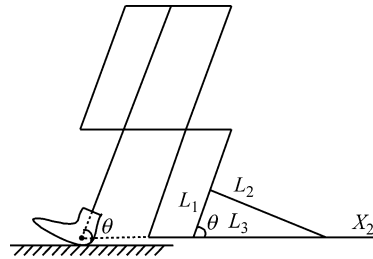


图4 步态模拟器机构的几何关系

Fig. 4 Geometric diagram of the dynamic foot biomechanical simulator

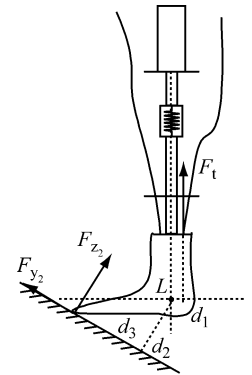


图5 提脚过程建模

Fig. 5 Modeling of the toe off process

过程1 希望得到 F_{z1} 和 F_{y1} 与电机3位移 X_3 和电机2位移 X_2 之间的关系。将足部与地面逐步接触的过程看作是一个弹簧阻尼系统的并联加载过程:

$$\left. \begin{aligned} F &= M \dot{X}_3 + b \dot{X}_3 + k_1 X_3 \\ F_{z1} &= F \sin \theta \\ F_{y1} &= F \cos \theta \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

式中: F 为过程 1 中的地面反力; F_{z1} 为 F 的垂直分量; F_{y1} 为 F 的水平分量; \ddot{X}_3 为电机 3 的加速度; \dot{X}_3 为电机 3 的速度; X_3 为电机 3 的位移; b 为阻尼系数; k_1 为劲度系数; θ 为地面反力与地面间的夹角; θ 通过简单的余弦定理可以转换为电机 2 的位移(见图 3):

$$\left. \begin{aligned} \cos \theta &= \frac{L_1 + L_3 - L_2}{2L_1L_3} \\ L_3 &= 500 - X_2 \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

式中: L_1 、 L_2 、 L_3 分别是平行四边形机构和底边构成的三角形的三边, 其中 L_1 、 L_2 为定值, L_3 受到电机 2 位移 X_2 的控制, L_3 与 X_2 的和是定值 500 mm。

过程 2 希望得到 F_{z2} 和 F_{y2} 与电机 7 位移 X_7 和电机 2 位移 X_2 之间的关系。将此过程看作是腿部绕踝关节的转矩平衡:

$$\left. \begin{aligned} F_l d_1 - F_{y2} d_2 - F_{z2} d_3 &= I\alpha \\ F_l &= k_2 X_7, \quad F_{y2} = \mu F_{z2} \\ I &= Ml^2/3, \quad \alpha = \ddot{\theta} \\ d_2 &= L \sin \theta \quad d_3 = L \cos \theta \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

式中: F_l 为跟腱拉力; F_{z2} 为过程 2 中垂直方向的地面反力; F_{y2} 为过程 2 中的水平方向的地面反力; I 为转动惯量; α 为角加速度; k_2 为跟腱力的劲度系数; μ 为摩擦系数; M 为整个胫骨刚体的质量; l 为胫骨刚体的等效长度; L 为足尖到足踝的长度; d_1 为足踝到脚跟的长度; d_2 、 d_3 分别为 L 在垂直和水平方向上的投影长度。

合成效果 将过程 1、2 反力叠加, 适当简化后可以得到合成的力 F_z 和 F_y 与电机 3 位移 X_3 、电机 2 位移 X_2 和电机 7 位移 X_7 的关系为:

$$F_z = F_{z1} + F_{z2}$$

$$\left. \begin{aligned} F_z &= k_1 X_3 \sqrt{1 - \left(\frac{L_1 + (500 - X_2)^2 - L_2^2}{2L_1(500 - X_2)} \right)^2} + \\ & 2k_2 d_1 L_1 (500 - X_2) X_7 / \{ L(L_1^2 + (500 - X_2)^2 - L_2^2) + \\ & \mu L [(2L_1(500 - X_2))^2 - \\ & (L_1^2 + (500 - X_2)^2 - L_2^2)]^{1/2} \} \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

$$F_y = F_{y1} + F_{y2}$$

$$F_y = k_1 X_3 \left(\frac{L_1^2 + (500 - X_2)^2 - L_2^2}{2L_1(500 - X_2)} \right) + \mu F_{z2} \quad (5)$$

式中: X_2 、 X_3 、 X_7 分别为电机 2、3、7 的输入。

依据式(4), 将 X_2 、 X_3 、 X_7 的实际输入曲线代入, 可以得到如图 6 所示的垂直方向的地面反力输

出 F_z , 其形状和实际系统中得到的 M 型曲线类似, 说明模型基本反映了实际系统的规律。同时, 过程 1、2 简单的叠加也造成了曲线在叠加处的突变, 需要继续改进。将此模型用 S 函数封装, 供之后 Simulink 仿真调用。

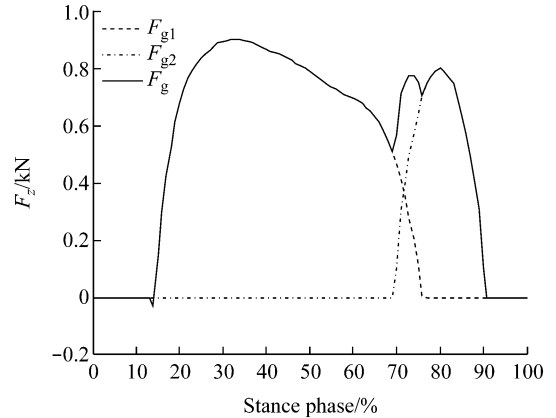


图 6 垂直方向地面反力曲线

Fig. 6 Curve of the vertical ground reaction force

2 控制算法与系统仿真

迭代学习控制(iterative learning control, ILC)由 Uchiyama^[11]于 1978 年首先提出, 不过因为论文由日文撰写, 影响不是很大。1984 年, Arimoto 等^[12]用英文介绍了该方法。ILC 是指不断重复一个同样轨迹的控制尝试, 并以此修正控制律, 以得到误差收敛的控制方法。作为学习控制的一个重要分支, ILC 是一种新型学习控制策略; 它通过反复应用先前试验得到的信息来获得能够产生期望输出轨迹的控制输入, 以改善控制质量。与传统的控制方法不同的是, ILC 能以非常简单的方式处理不确定度相当高的动态系统, 且仅需较少的先验知识和计算量, 同时适应性强, 易于实现; 更主要的是, ILC 不依赖于动态系统的精确数学模型, 是一种以迭代产生优化输入信号, 使系统输出尽可能逼近理想值的算法。ILC 对研究非线性、强耦合、难以建模以及高精度轨迹控制问题有非常重要的意义。

本文介绍的足踝生物力学仿真实验台满足迭代学习算法的应用条件, 即多输入(多个位移输入)、多输出(多个力输出)、运动控制和力控制有强耦合、非线性(足底反力与位移关系)、控制目标多样性的特点。考虑到电机特性和加拿大 NDI 公司步

态分析系统信号读取的硬件限制,并基于实验台具有很高的重复性的测试结果,决定使用相对简单却有效的离线迭代学习方式来实现控制目标。

迭代学习算法中比较常见的是比例积分微分(PID)型,它的参数概念明确,通过合理整定能够保证收敛并具有较快的收敛速度。其形式为

$$u_{k+1}(t) = u_k(t) + k_p e_k(t+1) + k_i \sum_{j=0}^{t+1} e_k(j) + k_d [e_k(t+1) - e_k(t)] \quad (6)$$

式中: $u_k(t)$ 为当次的输入; $u_{k+1}(t)$ 为下次的输入; $e_k(t+1)$ 为当次 $t+1$ 时刻的误差; $e_k(t)$ 为当次 t 时刻的误差; k_p 、 k_i 、 k_d 分别为比例、积分、微分增益。

通过 Simulink 的控制模块搭建离线 PID 的迭代学习控制器,本次位移输入经过 S 函数搭建的 F_z 模型输出力值作为控制器的输入,而控制器的输出则是下次的给模型的位移输入曲线,如此循环,构成迭代学习的仿真实验(见图 7)。

实验中,每次迭代学习的效果以均方根(root meansquare, RMS)误差来评价,RMS反映了测量数

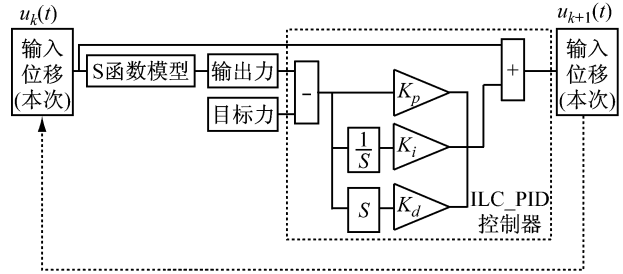


图 7 迭代学习控制仿真框图

Fig. 7 Computer simulation of the iterative learning control (ILC)

据偏离真实值的程度(包括正向和负向的偏差),是评价轨迹跟踪好坏的一种指标:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n e_i^2}{n}} \quad (7)$$

式中: e_i 是第 k 次迭代中采样点 i 的误差, n 是采样次数。

仿真试验中,迭代学习的初始状态如图 8 所示,经过 9 次的迭代学习,模型输出曲线收敛到目标曲线(见图 9),整个迭代学习的收敛过程如图 10 所示。

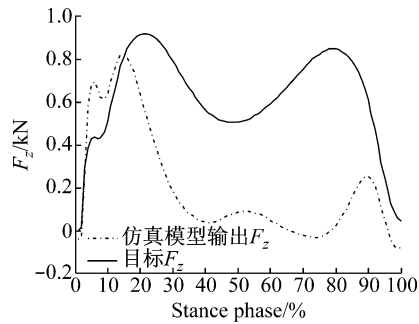


图 8 迭代学习仿真初始状态
Fig. 8 Initial simulate state of F_z before applying ILC

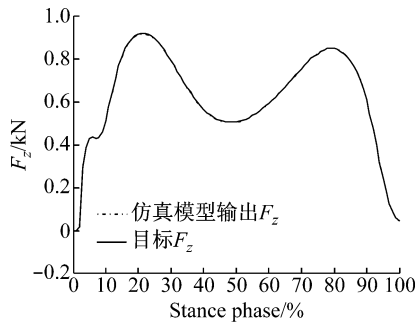


图 9 迭代学习仿真输出曲线
Fig. 9 Output of simulate F_z after 9 iterations of ILC

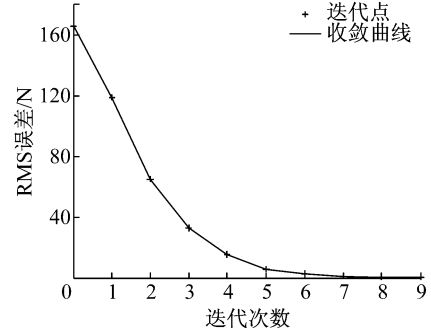


图 10 迭代学习仿真输出收敛过程
Fig. 10 Convergency of simulate RMS error of F_z

由仿真迭代学习实验得出整个 RMS 误差呈现快速收敛的趋势;从仿真的结果可知,迭代学习控制能够有效地应用于足踝生物力学仿真实验台。

3 控制系统软硬件

整个控制系统的硬件可以分为 4 层。自上而下,第 1 层是主控层,主要指工控机;第 2 层是从控层,包括运动控制板卡、数据采集卡、模拟量输出卡;第 3 层是驱动层,包括伺服驱动器、步进驱动器;第

4 层是执行器,包括电机、传感器。而 NDI 数据采集系统目前是以网线的形式与工控机连接,每次机构模拟完成后一次性读入数据(非实时),采样频率为 1 kHz,5 s 的时间共 5 000 个采样点。控制系统硬件结构如图 11 所示。工控机是控制系统的核心,控制软件就运行在工控机上,本文涉及的控制算法也都在这一层实现。工控机内嵌有运动控制板卡及数据采集卡,运动控制板卡将控制软件输出的对电机的操作转换为各个电机轴实际需要的连续的脉冲信

号,数据采集卡将肌腱上各个拉力传感器的模拟量值转化为数字量传回工控机。运动控制板卡连接电机驱动器,电机驱动器连接电机,构成完整的硬件架构。

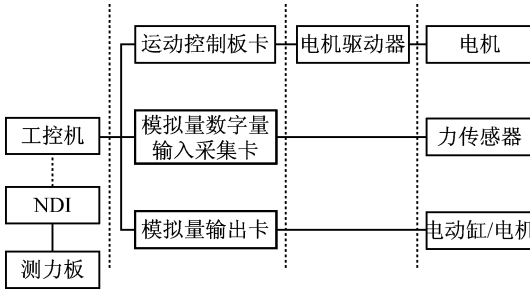


图 11 控制系统结构图
Fig. 11 Hierarchy of the control system

控制系统的软件基于 VC++ 的 MFC 编程,通过调用板卡的 API 函数来实现各种控制和采样要求,控制软件流程如图 12 所示。

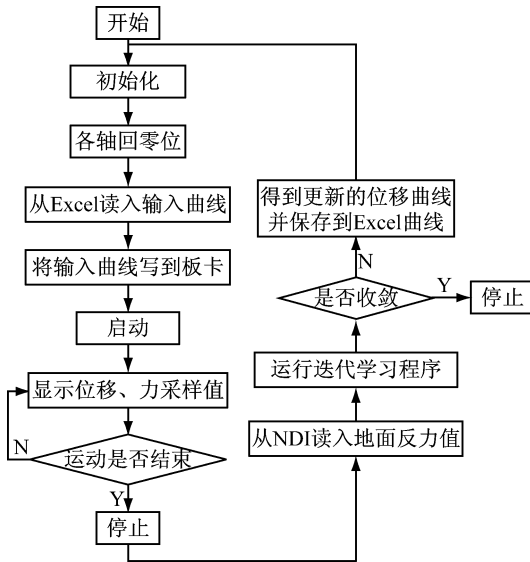


图 12 控制软件流程图
Fig. 12 Flow chart of the control software

控制软件可从 Excel 表中读入每个轴的输入时间历程曲线,以图表方式实时显示当前每个轴的位移和力传感器的值,并将数据保存至 Excel 文件,界面上可以控制每个轴的启停以及工作零位的复位。

4 实验及分析

基于上述迭代学习的方法,分别对 F_z 、 F_y 两轴

做迭代学习的控制实验。将图 6 中的 S 函数模型换成实际系统的输入输出,便搭建起整个实验环境。先用初始的电机 3、4 的位移输入存入 Excel,启动 VC++ 的实验台控制软件,同时启动 NDI 记录 F_z 、 F_y 的测力板数据,机构完成一个步态后,将 NDI 数据存入 Excel,启动 Matlab 编写的 PID_ILC 控制程序,生成新的电机 3、4 的输入位移曲线,存入 Excel 作为下一次运行的输入,如此反复。 F_z 、 F_y 的初始状态如图 13、14 所示。

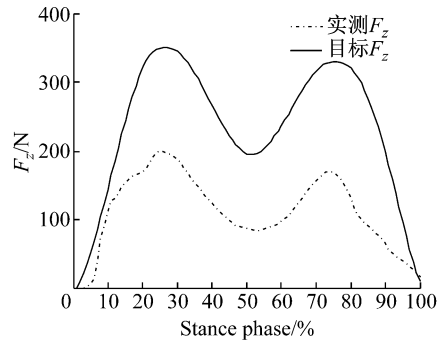


图 13 F_z 迭代学习实验的初始状态
Fig. 13 Initial state of F_z before applying ILC

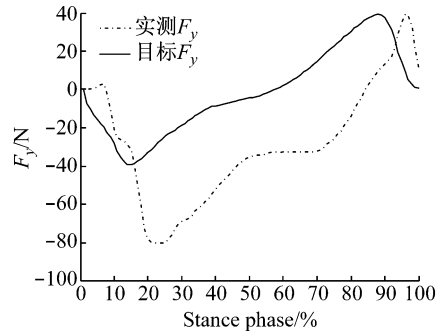


图 14 F_y 迭代学习实验的初始状态
Fig. 14 Initial state of F_y before applying ILC

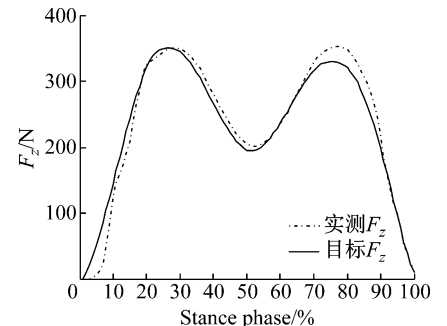


图 15 F_z 经过 5 次迭代后的输出曲线
Fig. 15 Output of F_z after 5 iterations of ILC

经过5次的迭代过程,输出曲线逐步收敛到了目标曲线, F_z 的输出曲线与目标曲线的RMS误差为20 N(见图15), F_y 的输出曲线与目标曲线的RMS误差为8 N(见图16)。整个迭代学习的收敛

过程见图17、18,误差呈现震荡下降的趋势,同时随着迭代次数的继续增多,误差变化不明显并保持在一定的范围内。

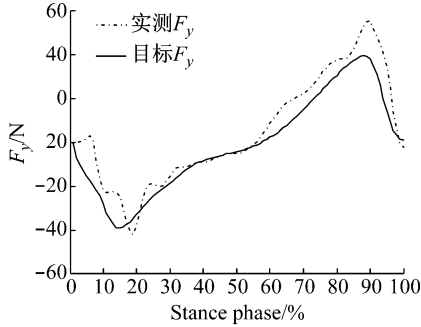


图16 F_y 经过5次迭代后的输出曲线

Fig. 16 Output of F_y after 5 iterations of ILC

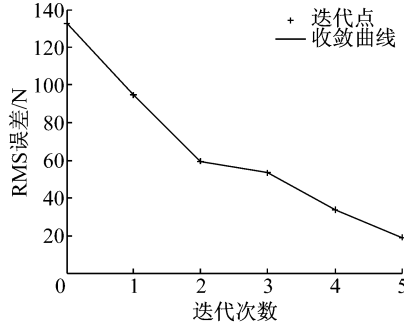


图17 F_z 迭代学习控制实验的误差收敛过程

Fig. 17 Convergence of RMS error of F_z

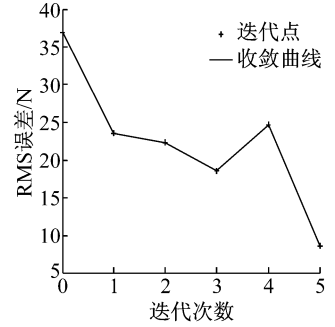


图18 F_y 迭代学习控制实验的误差收敛过程

Fig. 18 Convergence of RMS error of F_y

从实验结果可知,第1次迭代的改进最大,随后逐步减小,并有个别振荡的现象。实验中迭代学习的参数一定,对于 F_z , $k_p = 0.02$, $k_i = 0.005$;对于 F_y , $k_p = 0.015$, $k_i = 0.003$ 。这些参数的设定是根据前述仿真系统的经验,显然不是最优的。更好的办法是在迭代过程中能根据收敛的速度动态地调节,下一步考虑使用模糊控制的办法建立一定的规则库,实现迭代参数的优化整定。

5 结论

人体足踝步态实验台旨在通过机械装置模拟人的足体与地面在支撑相中的相互作用过程,但由于运动控制和力加载存在耦合,给控制算法带来了挑战。本文通过以下步骤分析解决了该控制问题。

(1) 基于对整个步态过程中力加载的分析和简化,利用 Matlab 对此多自由度力加载的过程进行建模,并用 S 函数进行封装。通过与实际系统的输入输出对比,验证了其正确性。

(2) 提出 PID 型迭代学习的方法来控制多轴力输出,基于(1)中的模型在 Simulink 中进行仿真,验证迭代学习的方法能有效控制足踝步态模拟实验台。

(3) 搭建控制系统的软硬件平台,在实际系统上进行控制实验。实验结果表明,经过4~5次的迭代过程,在50%的人体体重下,在5 s的支撑相中,

F_z 和 F_y 的输出曲线与目标曲线的 RMS 误差分别收敛到 20 和 8 N,小于模拟负载的 10%,从而说明迭代学习控制方法能够有效解决本文的控制问题。

由此,该生物力学步态实验台形成了一套完整的建模、仿真和控制方法,下一步将继续提高实验台的速度、精度以及负载。

参考文献:

- [1] 孟昭莉,宋航,元文学. 男性青年行走起步态的实验研究[J]. 医用生物力学, 2010, 25(2): 124-128.
Meng ZL, Song H, Yuan WX. Investigation on gait initiation in young men [J]. J Med Biomech, 2010, 25(2): 124-128.
- [2] 黄萌,张明,梁锦纶. 利用步态分析研究楔形鞋垫对膝关节载荷的影响[J]. 医用生物力学, 2011, 26(4): 294-298.
Huang M, Zhang M, Liang JL. Effects of wedged insoles on knee joint loading using gait analysis [J]. J Med Biomech, 2011, 26(4): 294-298.
- [3] Kim K, Kitaoka HB, Luo Z, et al. In vitro simulation of the stance phase in human gait [J]. J Musculoskeletal Res, 2001, 5(2): 113-122.
- [4] Nester CJ, Liu AM, Ward E, et al. In vitro study of foot kinematics using a dynamic walking cadaver model [J]. J Biomech, 2007, 40(9): 1927-1937.
- [5] Okita N, Meyers SA, Challis JH, et al. An objective evaluation of a segmented foot model [J]. Gait Posture, 2009, 30(1): 27-34.
- [6] Hurschler C, Emmerich J, Wülker N. In vitro simulation of

- stance phase gait—Part I: Model verification [J]. *Foot Ankle Int*, 2003, 24(8): 614-622.
- [7] Wülker N, Hurschler C, Emmerich J. In vitro simulation of stance phase gait—Part II: Simulated anterior tibial tendon dysfunction and potential compensation [J]. *Foot Ankle Int*, 2003, 24(8): 623-629.
- [8] Kirane YM, Michelson JD, Sharkey NA. Evidence of isometric function of the flexor hallucis longus muscle in normal gait [J]. *J Biomech*, 2008, 41(9): 1919-1928.
- [9] Aubin P, Cowley M, Ledoux W. Gait simulation via a 6-DOF parallel robot with iterative learning control [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2008, 55(3): 1237-1240.
- [10] Aubin PM, Whittaker E, Ledoux WR. A robotic cadaveric gait simulator with fuzzy logic vertical ground reaction force control [J]. *IEEE Trans Robotics*, 2012, 28(1): 246-255.
- [11] Uchiyama M. Formation of high speed motion pattern of mechanical arm by trial [J]. *Trans Soc Instrum Control Eng*, 1978, 19(5): 706-712.
- [12] Arimoto S, Kawamura S, Miyazaki F. Bettering operation of robots by learning [J]. *J Robot Syst*, 1984, 1(2): 123-140.

(上接第 354 页)

- [10] Howard I. Interactions within and between the spatial senses [J]. *J Vestib Res*, 1997, 7(4): 311-345.
- [11] Stern RM, Hu S, Vasey MW, *et al.* Adaptation tovection-induced symptoms of motion sickness [J]. *Aviat Space Environ Med*, 1989, 60(6): 566-572.
- [12] Howarth PA, Hodder SG. Characteristics of habituation to motion in a virtual environment [J]. *Displays*, 2008, 29(2): 117-123.
- [13] Golding J, Stott J. Effect of sickness severity on habituation to repeated motion challenges in aircrew referred for airsickness treatment [J]. *Aviat Space Environ Med*, 1995, 66(7): 625-630.
- [14] 刘民航, 郭俊生, 蔡建明, 等. 某陆军部队海上抗晕船适应性锻炼研究 [J]. *解放军预防医学杂志*, 2004, 22(2): 93-96.
- [15] Jones DR. Self-control of psychophysiologic response to motion stress: Using biofeedback to treat airsickness [J]. *Aviat Space Environ Med*, 1985, 56(12): 1152-1157.
- [16] Giles D, Lochridge G. Behavioral airsickness management program for student pilots [J]. *Aviat Space Environ Med*, 1985, 56(10): 991-994.
- [17] Dobie TG, May JG. Cognitive-behavioral management of motion sickness [J]. *Aviat Space Environ Med*, 1994, 65(10): 1-20.
- [18] Toscano WB, Cowings PS. Reducing motion sickness: A comparison of autogenic-feedback training and an alternative cognitive task [J]. *Aviat Space Environ Med*, 1982, 53(5): 449-453.