

doi: 10.3969/j.issn.1007-2861.2012.02.008

· 研究简报 ·

基于 DSP 的助行外骨骼机器人步态控制

钟翠华, 沈林勇, 任昭霖, 邵文韞

(上海大学 机电工程与自动化学院, 上海 200072)

摘要: 助行外骨骼机器人是一种帮助老年人和下肢不便的残疾人扩展行走能力的助力装置. 提出一种基于数字信号处理(digital signal processing, DSP)系统的步态控制方法, 首先, 将连续步态数据离散处理后的结果作为 DSP 系统的输入, 通过执行机构实现机器人的步态行走; 然后, 在每个步态周期结束之后, 通过编码器对步态角度实时采样; 最后, 控制系统对反馈数据处理后实现步态误差的周期补偿. 通过样机试验验证上述方法, 得到较好的结果.

关键词: 助行外骨骼机器人; 数字信号处理; 步态控制

中图分类号: TP 242.6

文献标志码: A

文章编号: 1007-2861(2012)02-0151-05

DSP-Based Gait Pattern Control of Exoskeleton Robot for Walk-Aid

ZHONG Cui-hua, SHEN Lin-yong, REN Zhao-lin, SHAO Wen-yun

(School of Mechatronics Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai 200072, China)

Abstract: The exoskeleton robot is a health-aid device for the elderly and handicapped to walk. This paper presents a method of gait pattern control for exoskeleton robots based on digital signal processing (DSP). It converts the continuous gait pattern into discrete, and sends it to the input of a DSP system in order to realize robot gait patterns through actuators. At the end of each gait cycle, the encoder collects the angle information of the gait. The control system then processes feedback data and compensates for the gait error periodically. The described method is verified with a prototype with satisfactory results.

Key words: exoskeleton robot for walk-aid; digital signal processing (DSP); gait pattern control

随着科学技术的不断进步,人们通过研究各种各样的代步工具来改善老年人和残疾人的生活质量,提高老年人和下肢残疾人的行动自由度,来帮助他们融入社会.近几年,在医疗领域人们已经研制出多种机器人来改善病人的生活,如日本筑波大学的山海嘉之教授用了十几年的时间开发出的 HAV 系列外骨骼机器人^[1-2],上海大学的钱晋武教授开发出的下肢康复外骨骼机器人^[3-4]等.但对于很多已经丧

失了行走能力的人,需要的是一种可以帮助或者代替他们行走的机器人,本工作中研究的助行外骨骼机器人就是在这样的背景下产生的.

对于外骨骼机器人步态控制方法的研究,国内外的研究人员已经先后提出了多种方法,如基于肌电信号的控制方法、基于肌肉硬度检测的控制方法、基于无线网络实时检测步态的方法等^[5].这些方法虽然取得了一定的成果,但是它们的控制效果还是

不够理想.因此,本研究提出的基于数字信号处理(DSP)的步态控制方法,不仅具有现实的社会意义,而且也具有一定的科学研究意义.

本工作首先介绍了助行外骨骼机器人机械结构和控制系统的结构框图;然后,详细讲述机器人的步态控制方法,包括连续步态的离散化过程和编码器的反馈计算;最后,将步态数据在机器人样机上进行试验,测得实验数据,并对数据进行分析.

1 助行外骨骼机器人

本工作研究的助行外骨骼机器人,它是专门针对下肢力量减弱的老年人或残疾人的助行装置.如图1所示,它由一对3自由度外骨骼机械腿、辅助框架、直线电机驱动器、限位开关、传感器和控制系统组成.为了提高行走的安全性,在外骨骼机械腿上安装了可以随机器人移动的外围框架.每条机械腿有3个自由度,分别对应人腿的3个关节:髋关节、膝关节和踝关节.图2所示为助行外骨骼机器人控制系统框图.

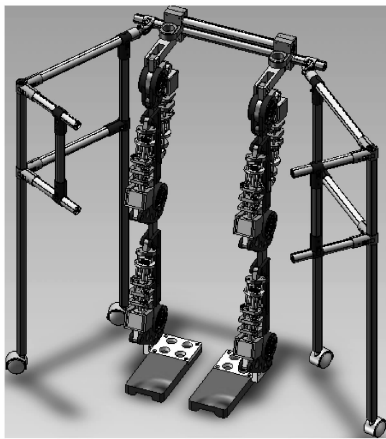


图1 助行外骨骼机器人

Fig. 1 Walk-aided exoskeleton robot

通过脚底的压力传感器实时采集整个系统的受力情况,确定系统的重心位置,判断机器人是否安全;利用每个关节处的2个限位开关保证每个关节在允许的、安全的范围内运动;通过关节处的光电旋转编码器实时采集机器人关节角度的变化.这些步态信息反馈到控制系统,由控制系统对其处理后,可以对电机进行实时控制和对步态误差进行在线实时修正,实现了机器人的步态控制,使机器人能够平稳行走^[6].

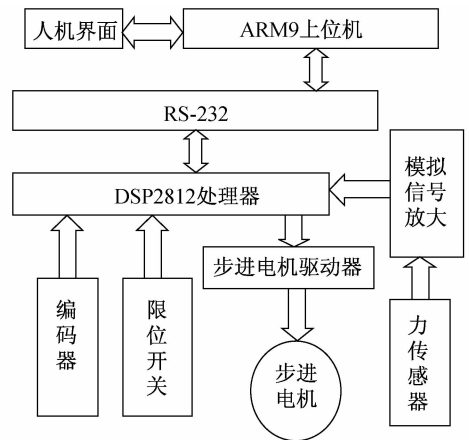


图2 机器人控制系统框图

Fig. 2 Control system diagram of robot

2 步态控制系统

外骨骼机器人控制的目标是使机器人能够按照理论规划的步态数据平稳行走.为了实现机器人的行走目的,基于DSP的步态控制方法分为如下2个过程:步态数据离散化和对每个周期的步态角度误差补偿.

2.1 步态数据离散化

由于控制平台是数字化的DSP系统,所以应该先对步态数据进行离散化处理.即将一个步态周期 T 分为若干个离散时间 Δt ,由规划的步态周期中的关节角度值与离散的 Δt 时间以及执行机构的几何关系计算出执行机构对应的离散长度值.图3所示为机械腿膝关节摆动时的几何关系,其中 D 为膝关节, DF 为大腿, DE 为小腿, AB 为执行机构.由执行机构的长度值和驱动电机的线性参数,可以得到电机旋转角度值的计算公式:

关节角度与执行机构之间的转化关系为

$$l(t) = \sqrt{99\ 156 - 67\ 917 \times \cos((82 + q(t)) \times 180 \div \pi)}, \quad (1)$$

式中, $q(t)$ 表示 t 时刻规划的关节角度,单位是($^\circ$), $l(t)$ 表示关节对应的执行机构长度.

电机在 Δt 时间内需要的脉冲数为

$$P = \frac{[l(t + \Delta t) - l(t)] \times 2}{a}, \quad (2)$$

式中, a 表示步进电机每步的直线位移当量值,单位是mm, $a = \frac{\theta}{360} \times s$,其中 θ 为步进电机的步距角, s 为丝杠的螺距.

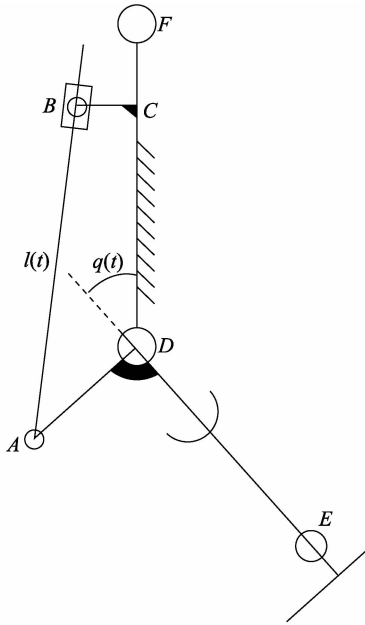


图3 膝关节机构的几何关系

Fig. 3 Geometric diagram of knee

步态实现控制方法是以 DSP 的定时器作为中断产生的时基,在中断函数中设置 8 个计数变量,1 个变量作为时间间隔 Δt 的计数器,1 个变量作为步态周期的计数器,其余 6 个变量作为 6 路脉冲的计数器^[7-8]. 程序的实现如框图 4 所示,其中 period_cnt

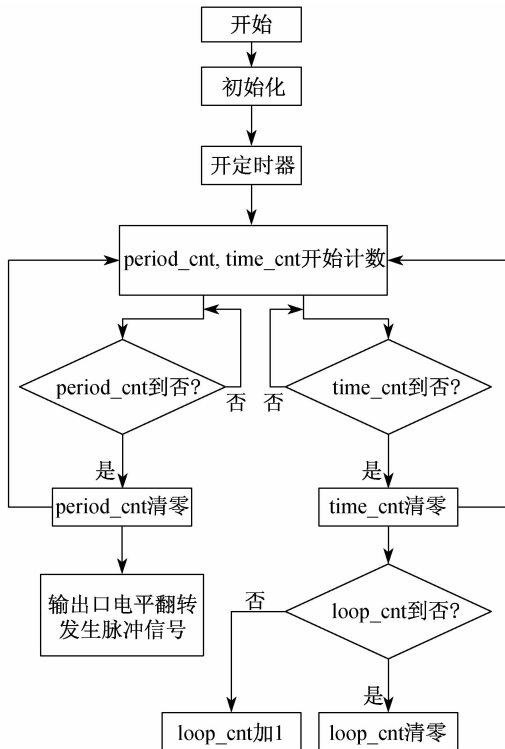


图4 发生脉冲的流程图

Fig. 4 Flowchart of producing plus

表示每个离散时间 Δt 内的脉冲周期 1/2 的计数变量, time_cnt 表示每个离散时间 Δt 的计数变量, loop_cnt 表示每个步态周期内的离散数. 在本算法中,步态周期被离散为 160 个 Δt .

2.2 步态周期的误差补偿

考虑到电机的传动过程和在机械腿的执行机构中必然存在误差的原因,机器人系统加入了编码器来实时采集关节的角度信息,然后反馈到控制器中. 通过控制器的计算,实时减小因系统误差带来的实际步态与理论步态的偏差.

在对步态的反馈数据进行处理时,考虑控制快速响应性,本研究选择了在每个步态周期结束后进行一次性的处理和误差补偿. 通过这种补偿方法保证每个步态周期结束之后,步态误差能够控制在一定的范围内. 当超过这个误差范围时,通过下述的算法实时地在下一个步态周期内补偿误差. 这样避免了在每个步态周期内进行多次重复的大量运算,减少了控制系统的计算时间,防止步态的变形,保证了步态的连续性^[9].

对反馈的数据,需根据实际情况进行适当的算法处理,而不是全部补偿. 这里选择 PID (proportion integration differentiation) 控制中的 P 控制即可满足将步态的周期误差控制在一定的范围之内,这个范围一般是编码器精度的 2 倍. 对于 P 控制中比例系数 K_p 的调节有多种方法,这里选择实验法,即通过多次的步态周期实验,选择最适当的比例系数,实现对周期误差的补偿. 实验法的公式为

$$\Delta u(k) = K_p \times e(k), \quad (3)$$

式中, $\Delta u(k)$ 表示步态的周期误差补偿值, K_p 表示 P 控制中的比例系数, $e(k)$ 表示编码器反馈的周期误差值.

$\Delta u(k)$ 将在下一个步态周期进行离散补偿处理,其方法是将离散后的步态重新分成 n 组,如 160 个离散数分成 16 组,每组包含 10 个离散时间. 在算法中定义一个可以放 n 个数的数组,用于记录每个步态周期内各个组在对应的离散时间内的角度误差. 在进行周期补偿时,应根据记录的各个组的角度误差所占的比例进行分配^[10],公式为

$$N(i) = \frac{|E(i)|}{\sum_{i=1}^n |E(i)|} \times \Delta u(k), \quad (4)$$

式中, $N(i)$ 表示第 i 组数据应该补偿的角度误差, $|E(i)|$ 表示第 i 组数据记录的角度误差的绝对值.

3 试验

3.1 试验平台介绍

本试验的目的是对上述控制方法进行试验验证,并且与理论步态轨迹进行比较和误差分析.

试验平台如图5所示.为了方便试验数据的采集,试验时将外骨骼机器人悬挂在空中,即让它在原地行走,通过运动捕捉仪器实时测得机器人的实际步态角度.

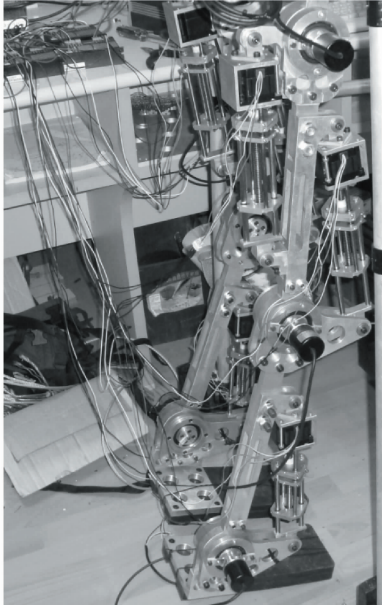


图5 外骨骼机器人样机

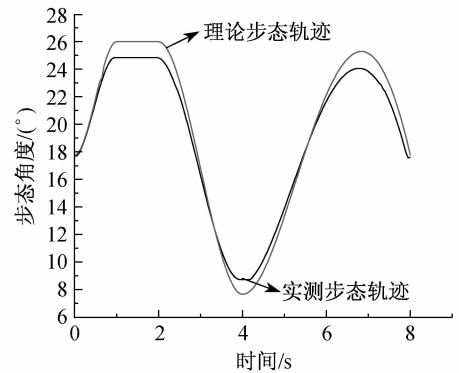
Fig.5 Prototype of exoskeleton robot

3.2 试验结果

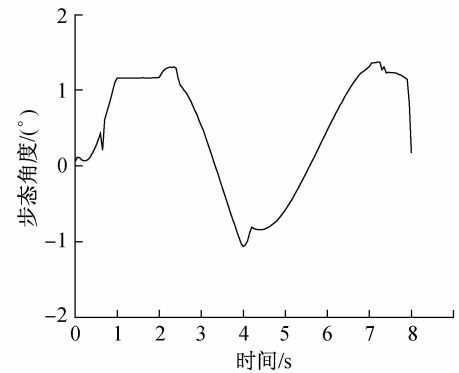
通过运动捕捉仪器对机器人膝关节处运动角度的实时测量,得到膝关节的步态曲线如图6所示.图6(a)是助行外骨骼机器人行走时膝关节处的理论步态和实测步态曲线的对比,虚线代表理论步态,它是预先根据老年人和残疾人的步态特点规划的,符合老年人和残疾人步幅小、速度平缓的特点;实线代表实测步态^[11].图6(b)是理论步态角度与实际步态角度的误差曲线,即将二者对应时刻的步态角度进行相减,求出其偏差值得到的曲线图.

步行机器人的步态误差有多种评估方法,如步态的轨迹偏差,它反映了步态轨迹的控制精度,即每个动作能否按照理论设计的步态完成,它将影响机器人行走的柔和性.步态的周期误差,即走完一个步态周期之后,机器人的关节角度与初始角度的误差,它反映了机器人的步态实际完成效率,能否实现连

续行走,因为只有当机器人回到初始位置,才能较好地进行下个步态的行走.机器人的步态幅度误差,即机器人的实际最大步态幅度与理论步态的幅度之间的偏差,它反映了机器人的每步行走能力.



(a) 膝关节步态曲线对比



(b) 膝关节步态误差曲线

图6 外骨骼机器人膝关节的步态曲线

Fig.6 Graph of exoskeleton robot's knee's gait

由图6(a)可以看出,膝关节实际步态角度和理论步态角度运动趋势基本一致.由图6(b)可以看出,随着时间的变化,理论步态角度与实际步态角度的轨迹偏差在 1° 左右,并且偏差的变化趋势与步态角度的变化趋势基本是一致的,这个特点应该在误差补偿时利用到.分析其原因,可知误差主要来自于步态周期前 $1/4$ 时间段的累积,这段时间,速度变化比较大,执行机构产生的误差较大.因此,在补偿误差时,这个阶段应该给予较多的偏差补偿.

根据规划数据可以得到,理论步态的步态幅度为 18.338° ,而实测为 16.130° ,其误差为 2.208° ,占理论步态幅度的 12.04% .通过实际观察,这个步幅是可以满足机器人行走的.根据试验数据,膝关节的实际步态周期误差为 0.111° ,在机器人的步态精度要求 0.9° 之内.由于有编码器的反馈核校,步态周期偏差是可以稳定在精度要求内的,也就可以保证机

机器人的步态特征,从而可以保证机器人平稳地连续行走.

4 结束语

本工作先介绍了助行外骨骼机器人的机械结构和控制系统,对连续的步态曲线进行了离散化处理,并将离散化的步态数据应用到 DSP 系统,给出了它的软件设计方法;然后,介绍了反馈数据的处理方法;最后,对机器人的样机进行了步态试验,并对试验中关节的角度误差进行了分析.通过整体的分析,可知本工作中的步态控制方法是可行的.

本工作中所采用的步态数据是根据离线规划的方法来实现的,在反馈的算法中还有较多的实用算法,希望在以后的深入研究中应用这些算法,使机器人的实际步态误差变得更小,机器人行走得更加平稳和安全.

参考文献:

- [1] KASAOKA K, SANKAI Y. Predictive control estimating operator's intention for stepping-up motion by exoskeleton type power assist system HAL [C] // Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems. 2001, 3:1578-1583.
- [2] KAWAMOTO H, SANKAI Y. Comfortable power assist control method for walking aid by HAL-3 [C] // IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics. 2002:54-61.
- [3] WEN Z, QIAN J W, SHEN L Y, et al. Experimental research on trajectory control of walking rehabilitation training robot [C] // 2010 3rd International Conference on Computer and Electrical Engineering. 2010:576-581.
- [4] 龚佳伟,沈林勇,章亚男,等.具有拟人跨步的助步轮椅重心检测[J].上海大学学报:自然科学版,2010,16(2):135-140.
- [5] 杨智勇,张静,归丽华,等.外骨骼机器人控制方法综述[J].海军航空工程学院学报,2009,24(5):520-526.
- [6] 郭伟斌,陈勇.基于模糊控制的除草机器人自主导航[J].机器人,2010,32(2):204-209.
- [7] 李满天,褚彦彦,孙立宁.小型双足移动机器人控制系统[J].驱动控制,2003,31(4):17-21.
- [8] 郭李艳,何萍,李美莲.一种应用 TMS320 F2812 和编码器测量电机转速的方法[J].桂林航天工业高等专科学校学报,2007,12(3):13-15.
- [9] 李港,朱大奇,颜明重.基于 ARM 的水下机器人通信与控制器研制[J].自动化与仪表,2010,25(3):4-6.
- [10] 牛彬.可穿戴式的双足步行外骨骼控制机理研究与实现[D].杭州:浙江大学,2006.
- [11] 沈林勇,王代芹,章亚男,等.可直立行走的电动助步轮椅的步态分析[J].机械设计,2007,24(8):15-19.