

· 康复工程 ·

基于无速度传感器的电动轮椅控制器的研究*

李文秀^{1,2,3} 喻洪流^{1,2,3,4} 胡杰^{1,2,3} 董祺^{1,2,3} 王孟^{1,2,3} 孟巧玲^{1,2,3} 李新伟^{1,2,3}

世界上数以百万计的人患有重度运动功能疾病,如脑卒中、脊椎损伤、肌萎缩侧索硬化症等^[1]。另外每年新增因车祸、工伤和其他意外下肢伤残者数字也很庞大^[2]。而电动轮椅作为老年人、残疾人的辅助出行工具,其在行驶过程中精确定向控制方法的研究显得尤为重要。为了解决在直线行驶过程中由于双轮差分驱动所引起的差速问题,本研究采用无传感器的速度闭环控制。速度闭环的前提是速度的检测,目前用于轮椅电机检测速度的方法主要是采用直线光栅尺、直线磁栅尺、光电脉冲编码器等检测装置实现。而本文中涉及速度检测方法则无需额外安装检测装置,采用电流互感器来对轮椅驱动轮转向时的电流脉动进行检测,由此测得轮椅驱动轮的转速。另外,本文中介绍的人机交互方式采用了操纵杆控制其行驶方向,并对行驶的轨迹进行了轨迹规划的算法。

1 摇杆位置信号采集

操纵杆为比较常用的人机交互接口工具,其应用广泛,涉及的领域有医疗系统、工程控制、网络游戏、机器人技术等^[3]。摇杆不同的摆动位置对应输出不同的电压信号,该电压信号很容易被电子元件捕获,通过这种操纵摇杆的方法即可以采集操作者输入的位置信号。相比于一些纯粹指令式的信号输入,操纵杆的设计更加符合人体工程学,操纵舒适、简单、方便,使用者经过简单训练就可以掌握其操作技巧,对于老年人和残障者是一个很好的信号输入工具^[4]。

以采用小型两轴操纵杆为例,操纵杆可以输出两路相互垂直的模拟电压信号,模拟电压信号接入控制器的两路12位高精度ADC进行转换,并设有弹性机构,可自动从任意位置快速回到中心位置。它具有操作简单,控制灵活等特点。使用单片机进行内部ADC转换,给操纵杆供电电压为3.3V。若该摇杆的最大运动范围是±18°,而180°对应的是3.3V,所以摇杆分得的最大电压为0.33V。操纵杆位置位于中心时,其两路信号输出电压均为1.65V,则x、y两轴输出的电压范围是1.485V—1.815V。操纵杆输出电压特性如图1所示。其中U1、U2分别表示操纵杆单轴输出的最大值与最小值。摇杆在

运动过程中,输出电压随摇杆偏移中心轴的角度大小而变化,呈线性关系,更方便信号的处理,和轨迹规划算法的优化。

2 无传感器速度检测

电动轮椅的行驶电机选用有刷直流电动机,有刷直流电机在工作时,H桥驱动电路提供的直流电流引入电枢换向器,在电刷的配合下,将直流转换成交变电流,从而使得驱动回路中产生电流脉动分量,通过电流互感器串联在回路中采集这一脉动电流,输出电压的脉动波形。该交变电流的脉动频率与直流电机的转速有关。因此,只要采集得到脉动电流的频率信息,就可估算出实际的转速,这样就可以实现直流电动机的无传感器测速。这种测速方法弥补了传统测速方法的不足,不需要额外的安装附加装置。

有刷直流电动机运行时的转速和采集到的电流脉动频率线性相关,同时还与其自身相关参数有关,如换向片数、磁极对数和换向片数的奇偶性有关^[5-7]。其关系式可以表示为:

$$f_n = \frac{ckpn}{60}$$

由此可得有刷直流电机的转速为:

$$n = \frac{60f_n}{ckp}$$

式中: n 为电动机的转速, f_n 是电流脉动频率, k 为换向片数, p 为磁极对数, c 为与换向片数 k 的奇偶性有关的系数, k 为偶数时 $c=1$; k 为奇数时 $c=2$ 。

对于一个已知型号的有刷直流电机来说,其换向片数 k 、磁极对数 p 、系数 c 都是定值,因此,有刷直流电机速度 n 与电流脉动频率 f_n 成正比关系。

因此,要得到有刷直流电机的速度必须先提取出电流脉动频率,而脉动的电流信号要想从供电回路取出,必须经过电流—电压转换才能被MCU采集。本文行驶电机的速度采集是利用电流互感器ACS712芯片取样并进行电流—电压转换。电流互感器结构简单,不影响驱动电路提供给电机的电压,其测量电流波形的带宽比较狭窄,但由于轮椅行驶电

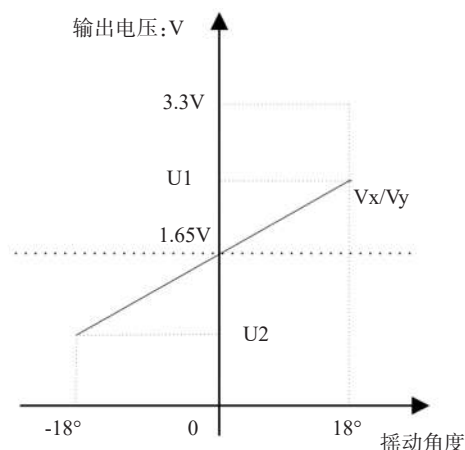
DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2019.03.012

*基金项目:上海市科技支撑项目(15DZ1941902);上海市工程技术研究中心资助项目(15DZ2251700)

1 上海理工大学康复工程与技术研究所,上海,200093; 2 上海康复器械工程技术研究中心; 3 民政部神经功能信息与康复工程重点实验室; 4 通讯作者

作者简介:李文秀,女,硕士研究生; 收稿日期:2017-10-13

图1 操纵杆输出电压特性图



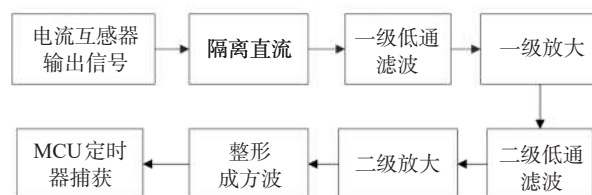
机转动时转速较低,其电流脉动频率基本处于低频段,而不是对电机起动转速的测量,对频带要求不高。

由于直流有刷电机的换向器换向的过程很复杂,其中牵涉机械、电磁等各方面的因素,通过电刷换向过程中难免会产生电火花,而电火花会产生杂乱无序的高频干扰脉冲,叠加到待测有用的信号中去,造成测量的误差。电机的供电电压越高,产生的干扰越大。因此,必须采用有效信号滤波措施。同时,还得考虑直流偏置、信号的放大、整形等问题。因此对电流互感器采集的电压波形进行处理,脉动信号处理过程如图2所示。电流互感器输出的信号中有电压波动信号,也有直流偏置,有信号干扰。首先对该信号进行隔直处理,滤掉波形中的直流分量,并进行两级低通滤波与放大得到比较清晰的、幅值适当的电压脉动信号,经过整形电路转换成幅值为3.3V的方波,可直接通过MCU的定时器捕获得到该波形的脉动频率。由图中可以看出两级低通滤波是采用RC滤波电路,截止频率 f_c 约1K,经过测试,该电动轮椅电机在转动过程中最大速度对应的电流脉动频率 $f_{\max}$ 约为500Hz,速度脉冲信号频率 $f_{\text{pwm}}=20\text{kHz}$,故 f_c 远小于速度脉冲频率和高压电火花干扰脉冲的频率,能有效滤除干扰信号, f_c 大于电流最大脉动频率,满足采集要求。结果滤波放大后得到的波形是幅值为2.5—5V,近似正弦波(仅有正半周期,无负半周期),该脉动信号经过非门SN74AHC1G04进行整形,其供电电压在3.3V的情况下,输入电压超过2.1V时产生翻转,输出为零;当输入电压小于2.1V时,其输出为3.3V。至此,由非门输出的波形是幅值为3.3V的方波,恰好可以直接由MCU定时器捕获。

3 轮椅行驶的轨迹规划

电动轮椅的运动可类比于双轮驱动的机器人运动原

图2 脉动信号处理过程



理^[8],可通过左右两个行驶电机的速度差进行控制轮椅做曲线运动,轮椅左转时驱动轮简化示意图如图3所示。

用运动学原理分析可知:

$$V = (V_L + V_R)/2 \quad (1)$$

$$\Omega = (V_L - V_R)/D \quad (2)$$

式中: V 为多模态康复轮椅车体质心 O 的瞬时线速度; Ω 为横摆角速度; V_R 为右轮线速度; V_L 为左轮线速度; D 为驱动轮的轮距。设电动轮椅的转弯半径为 R ,则有:

$$R = V/\Omega \quad (3)$$

式(1)和(2)带入(3)可得:

$$R = \frac{D(V_L + V_R)}{2(V_R - V_L)} \quad (4)$$

由此,电动轮椅的运动具有下面三种状态和情形:

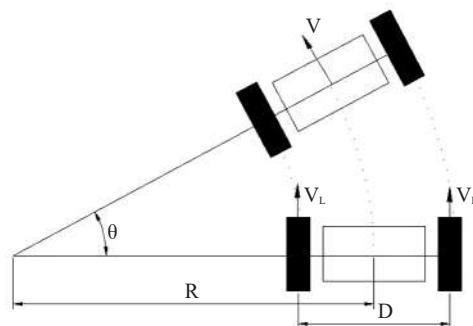
(1)当 $V_R - V_L = 0$ 时,电动轮椅体质心 O 的线速度 $V_R = V_L = V$,横摆角速度 $\Omega = 0$,转弯半径 R 趋近于无穷大,这时轮椅车做直线运动。

(2)当 $V_R + V_L = 0$ 时,电动轮椅车体质心 O 的线速度 $V = 0$,横摆角速度 $\Omega = 2V_R/D$,转弯半径 $R = 0$,这时电动轮椅绕其质心 O 转动,即电动轮椅实现原地自转。

(3)当 $V_R + V_L \neq 0$ 且 $V_R - V_L \neq 0$ 时,电动轮椅车体质心 O 的线速度 $V = (V_L + V_R)/2$,角速度 $\Omega = (V_R - V_L)/D$,转弯半径 $R = D(V_L + V_R)/(2(V_R - V_L))$,此时电动轮椅的运动状态是以一固定点为圆心,以 R 为半径作圆周运动。

从上面分析可以看出。可以通过控制轮椅左右轮的转速的设定控制电动轮椅的直线行驶、转向、原地自转等运动。

图3 轮椅左转向运动模型示意图



将操纵杆相互垂直的两个轴看作为一个二维坐标系,轮椅的全方位运行也可以等同为一个二维坐标系,采集摇杆位置转换为电压信号,并将两个坐标系归一化处理。归一化处理以后二维坐标系如图4所示,设从摇杆Y轴通道采集到电压信号为 V_y ,从X轴通道采集到电压信号为 V_x ,中心的虚线小圆设为电磁制动区(在此范围内电磁锁关闭,轮椅制动,其中 R_0 为半径)。同时,由于手动操作造成的误差,不能完全沿着X,Y轴方向直线推动操纵杆,所以本文选定了四个方向的区域作为模糊处理的范围,图中虚线区域a、b内均为直线方向,在区域c、d内为原地旋转,其余四个象限遵循矢量叠加的原理,这样就把两个圆构成的圆环分成了8个部分。

当摇杆的位置在其中四个象限时,想要轮椅在运行的过程中流畅,舒适,需要以纵坐标为基准,横坐标控制两轮的差速。则可以分别得出左右轮在八个区域内给定的线速度公式:

区域a、c:

$$V_R = V_L = V_y \quad (5)$$

(2)区域b、d:

$$V_R = -V_L = -V_x \quad (6)$$

(3)第一、二、三、四、象限:

$$\begin{cases} V_R = -\frac{1}{2}V_x + \frac{1}{2}V_y \\ V_L = \frac{1}{2}V_x + \frac{1}{2}V_y \end{cases} \quad (7)$$

(4)半径为 R_0 的圆形区域内是电磁制动区,其表达式为:

$$V_R = V_L = 0 \quad (8)$$

4 行驶电机无传感器测速实验

4.1 实验平台介绍

行驶电机的无传感器测速实验选取普通电动轮椅的四个行驶电机作为实验对象,在实验前接好轮椅主控模块,行驶控制模块,和有刷直流电机。无传感器测速电路测得的速度通过行驶控制器的蓝牙模块无线传送到PC端,并用串口

调试助手显示。其中有刷直流电机的磁极对数为: $p=8$,换向片个数为: $k=59$,其系数 $c=2$,车轮减速箱的减速比 $i=32$ 。

4.2 结果

通过程序修改轮椅行驶电机——直流有刷电机的输入电枢电压,如前所述,本文电机调速采用PWM脉宽调制的方法,驱动信号的频率为20KHz,本实验分别给出13组不同的占空比驱动电机,测量其换向电流的波动频率,并通过公式:

$$n = \frac{60f_n}{ickp}$$

计算得到理论上的转速,为了验证其准确性,采用市面上常见的激光转速仪测量直流有刷电机经过减速箱传动以后轮椅车轮的实际速度,并进行对比。13组数据测量完毕后,整理完成转速的对比表(表1)。

4.3 临床实验

本测速方法在上海市第一康复医院住院及门诊治疗的下肢截瘫或偏瘫患者进行临床实验。其中包括:男4例,女4例;平均年龄 53.5 ± 7.41 岁;病程 12.85 ± 4.75 个月;脑梗死3例,脑出血1例;下肢截瘫2例,下肢偏瘫2例。每位患者接受30min的康复轮椅试用,通过控制康复轮椅的摇杆控制进行行走。通过病人的反馈,此轮椅的行驶功能控制敏捷性良好。

5 结论

①通过电流脉动频率测得的车轮速度与激光转速仪测得的速度平均误差为:4.3%,误差产生的原因是:激光转速仪测量距离对检测精度的影响和电机自身产生的电火花对测量波形的干扰等。但两者测量的速度大致比较接近,说明本无传感器测速方案可行。②直流有刷电机的运行速度越高其测量误差越大,说明本测速电路适用于低速工作的有刷直流电机。而本文研究的是轮椅行驶电机的速度检测,其最大速度有限制,不适合高速运转,可满足此要求。③当两个同一型号的有刷直流电机给定的PWM占空比相同时,检测得到的速度基本一致,说明左右两个行驶电机的速度差可以作为准确而重要的控制参数。而轮椅在行驶过程中检测其电机速度的目的就是闭环控制两轮的速度差满足一定的条件,实现轮椅直线行驶、转向行驶、原地自转等动作,使用两轮速度差进行闭环控制的方法一定程度上规避了单个电机本身的速度误差。④由于本速度检测实验的前提是电机驱动模块的正常运行,才可以让轮椅的行驶电机正常运转,所以可以进一步说明本文行驶驱动模块方案的可行性。

参考文献

- [1] 张瑞. 面向重度残疾人的脑机接口功能辅助研究[D]. 华南理工大学,2016.
- [2] 戴钧祥. 电动轮椅——老年人、残疾人的新一代交通工具[J]. 临床医学工程,2005,(5):50—50.

图4 归一化处理以后的二维坐标系

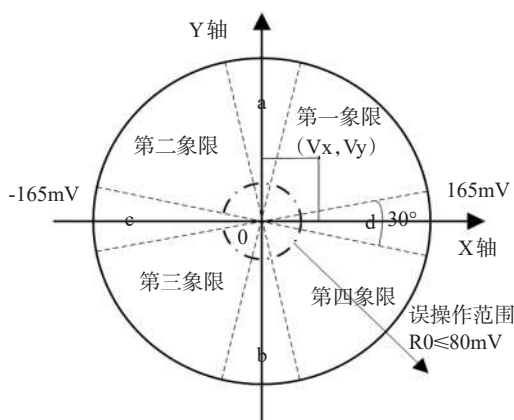


表1 转速对比表

PWM(%)	脉动频率(Hz)		脉动频率推算出的限度(rad/min)		激光转速仪显示(rad/min)		误差分析(%)	
左右轮	左轮	右轮	左轮	右轮	左轮	右轮	左轮	右轮
5%	0	0	0	0	0	0	\	\
10%	0	0	0	0	0	0	\	\
15%	61	58	7.27	6.91	7.5	7.1	3.06	2.67
20%	82	84	9.77	10.01	9.5	9.7	2.84	2.77
30%	128	126	15.25	15.02	14.7	15.5	3.74	3.09
40%	180	183	21.45	21.80	22.3	21.1	3.83	3.32
50%	228	224	27.17	26.69	26.2	27.7	3.71	3.65
60%	270	273	32.18	32.53	33.5	33.8	3.94	3.76
70%	317	322	38.25	38.37	39.9	36.8	4.13	4.27
80%	378	374	45.05	44.57	47.1	46.7	4.35	4.56
90%	417	424	49.69	50.53	52.2	48.1	4.81	4.79
95%	447	453	53.27	53.99	56.3	56.9	5.38	5.64
99%	488	497	58.16	59.23	62.3	63.5	6.65	6.72

- [3] 朱沁. 基于无线通信的游戏控制器设计[D]. 长春理工大学, 2011.
- [4] Mountain AD, Kirby RL, Eskes GA, et al. Ability of people with stroke to learn powered wheelchair skills: a pilot study[J]. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2010,91(4):596—601.
- [5] 黄进, 黄建华, 陈嗽, 等. 基于小波分析的直流电机转矩—转速特性测试[J]. 中小型电机, 2001, 28(2):49—53.
- [6] 魏云冰, 黄进, 黄建华, 等. 基于小波包变换的电机测试信号去噪处理[J]. 电工技术学报, 2001, 16(5):64—67.
- [7] 陈嗽, 黄进, 马健, 等. 小波包变换在电机性能测试中的应用能力[J]. 浙江大学学报(工学版), 2003, 37(2):235—238.
- [8] Marchal-Crespo L, Furumasa J, Reinkensmeyer DJ, et al. A robotic wheelchair trainer: design overview and a feasibility study[J]. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2010, 7(40):40.

(上接第313页)

- al Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice. 2016:1—6.
- [2] Tsukahara A, Hasegawa Y, Eguchi K, et al. Restoration of gait for spinal cord injury patients using HAL with intention estimator for preferable swing speed[J]. IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering, 2015, 23(2):308—318.
- [3] 欧阳小平, 范伯骞, 丁硕. 助力型下肢外骨骼机器人现状及展望[J]. 科技导报, 2015, 33(23):92—99.
- [4] Talaty M, Esquenazi A, Briceno JE. Differentiating ability in users of the ReWalk(TM) powered exoskeleton: an analysis of walking kinematics.[C]// IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics.IEEE,2013:1—5.
- [5] Raab K, Krakow K, Tripp F, et al. Effects of training with the ReWalk exoskeleton on quality of life in incomplete spinal cord injury: a single case study[J]. Spinal Cord, 2016, 2(1):15025.
- [6] Ha K, Murray S, Goldfarb M. An approach for the cooperative control of FES with a powered exoskeleton during level walking for persons with paraplegia.[J]. IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering, 2016, 24(4):455—466.
- [7] Evans N, Hartigan C, Kandilakis C, et al. Acute cardiorespiratory and metabolic responses during exoskeleton-assisted walking overground among persons with chronic spinal cord injury[J]. Top Spinal Cord Inj Rehabil, 2015, 21(2):122—132.
- [8] 牛彬. 可穿戴式下肢步行外骨骼控制机理研究与实现[D]. 浙江大学, 2006.
- [9] 程洪, 林西川, 邱静. ALDER 外骨骼机器人系统[J]. 科技纵览, 2016(2):74—75.
- [10] 诺伊曼. 骨骼肌肉功能解剖学[M]. 北京: 人民军医出版社, 2014.
- [11] Huo W, Mohammed S, Moreno JC, et al. Lower limb wearable robots for assistance and rehabilitation: a state of the art[J]. IEEE Systems Journal, 2016, 10(7):1—14.
- [12] 李超. 气动肌肉驱动的外骨骼助力系统研究[D]. 浙江大学, 2016.
- [13] 张政. 下肢外骨骼机器人控制方法的研究[D]. 太原理工大学, 2015.
- [14] CGA 步态数据库数据_中华文本库 http://www.chinadmd.com/file/cctaiisueupixi33ssxpxr_1.html
- [15] 张莉洁, 卢文涛, 曹学民. 四连杆仿生膝关节机构优化设计[J]. 机床与液压, 2015, 43(9):67—70.
- [16] Bneakey, James W, Marquette, et al. Beyond the four-bar knee[J]. Jpo Journal of Prosthetics & Orthotics, 1998, 10(3):77—80.
- [17] 魏鑫. MATLAB R2014a从入门到精通[M]. 北京: 电子工业出版社, 2015.
- [18] DSSOLIDWORKS 公司, 陈超祥, 胡其登. SOLIDWORKS Motion运动仿真教程[M]. 北京: 机械工业出版社, 2016.
- [19] 张晋西, 蔡维, 谭芬. SolidWorks Motion机械运动仿真实例教程[M]. 北京: 清华大学出版社, 2013.