

便携式肘关节康复训练机器人

陈思媛 曾富荣 陈灵聪 胡伟锋 方正*

(福建省厦门市厦门大学航空航天学院 福建 厦门 361102)

摘要:目的:为了达到上肢运动功能障碍患者对于康复的实际需求,就需要设计对应的便携式肘关节康复训练机器人。方法:进行了机械结构、电路和软件方面的设计,在软硬件综合调试的基础上,通过实验测试分析可行性。结果:通过实验,针对肘关节的隧洞性能进行测试,这样就可以对系统康复训练功能可行性进行验证。结论:该机器人与康复训练模式进行相互的结合,这样就可以实现患者神经功能的重塑要求,同时也为其广泛应用提供指导和参考。

关键词:脑卒中;康复训练;康复机器人;伺服系统;肘关节

中图分类号:TP242.3 R496

文献标识码:A

文章编号:2096-4390(2019)01-0065-04

康复训练机器人本身涉及到电子信息、机械工程以及生物医学等诸多知识,在最近几十年得到快速的发展^[1]。本课题致力于开发便携式肘关节康复训练机器人,帮助患者免除长期于固定场所训练造成的乏味枯燥。

目前,上肢康复训练机器人主要是选择末端执行式、穿戴外骨骼式以及支架外骨骼式的方式^[2]。一般来说,会考虑到穿戴外骨骼式方法的使用^[3],虽然是直接穿戴在患者身上,但是需要通过其余的模块才能移动到地面,帮助患者减少本身的负担。这一种机器人不仅可以满足有效的关节训练,同时还可以对患者的活动空间加以限制,其本身的发展前景也非常可观。

在2000年,福坦斯大学研究了镜像物体推动器^[4],能将患者健肢的运动情况镜像至患肢上,实现对患肢的关节恢复训练。另外,Krebs和Hogan等人进行了MIT-MANUS上肢康复训练机器人的设计^[5]。这样就可以按照患者肩、肘关节的牵引与干扰来进行对应的训练。国内高校也开展了这一系列研究。在2005年,清华大学研制了2-DOF上肢康复训练机器人^[6]。其功能包含了辅助主动训练、被动训练等一系列的功能。

通过研究背景与意义的分析,本文主要是针对便携式肘关节康复训练机器人进行研究。设计合理的训练模式,达到提高肘关节康复程度等效果。

1 系统构架

通过机械结构设计实现肘关节屈曲/伸展自由度的康复训练。运动驱动由交流伺服电机完成。考虑便携性,整套系统采用锂电池作为能量来源,同时完成锂电池组电压监测与电量估计,确保系统运行过程的安全与稳定。系统采用IMU传感器,获取健肢的加速度、角速度等信息。对IMU数据进行处理后,即可实现对患肢的随动控制。而在被动模式下电机将带动患肢根据设定好的运动参数等进行康复训练。患者可根据自身情况与训练意愿在两种训练方式中切换。

1.1 机械结构

为实现基本的肘关节康复训练功能,同时适应不同人的上肢状况,康复训练机器人整体结构如图1所示。主要包括控制中心和训练机构两部分。



(a)控制中心



(b)训练机构

图1 肘关节康复训练机器人整体结构

图1(a)为控制中心实物图。控制中心内部包含电路控制板以

基金项目:国家自然科学基金项目(61571381);福建省软科学计划项目(2016R0083)。

作者简介:陈思媛(1979,11-),女,籍贯湖北武汉,学历:硕士,职称:工程师,研究方向:智能装备。

通讯作者:方正(1976,7-),男,籍贯湖北黄梅,学历:博士,职称:教授,研究方向:康复工程。

及锂电池组等部件,在人机交互面板上包含了语音播报、OLED 显示屏以及常用的一系列功能的界面。

图 1(b)属于机器人训练结构的实物图。在进行肘关节训练设计中,还应该与人体工程学的原理相互的结合,在对不同患者上肢长度差异进行考虑的基础上,还添加了可调节安装位置的锁紧装置。同时,为了防范训练损伤患肢,机械结构拥有限位功能。为了满足其旋转中心与肘关节能够保持一致,可以选择塑料材料来对其进行固定处理。

该套便携式肘关节康复训练机器人采用穿戴式便携设计,患肢训练过程不受场所拘束,改善了肘关节康复训练的乏味过程。

1.2 传感与伺服系统

作为医用康复训练机器人,电机运转的稳定性、安全性至关重要。选择交流伺服电机作为驱动来源。同时配备电机驱动器。通过 IMU 传感器获取患者健肢的姿态信息。芯片为 MPU9150,实验室自制 IMU 传感器模块(实物如图 2 所示),使用时将其穿戴在健肢上,控制中心就可获取到健肢的角速度、加速度等数据,由健肢姿态信息来控制对患肢肘关节的康复训练。



图 2 IMU 传感器模块

1.3 供电与控制

考虑系统便携性,采用锂电池组进行供电。由于锂电池有过充过放导致电池爆炸等危险因素的存在^[7],所以需要做好管理系统的对应设计。本文的管理系统利用合理的算法估算锂电池组剩余电量(State Of Charge SOC),对电池组温度进行监测,当耗尽点亮之后,就需要提醒及时的关机或者更换电池,确保系统能够安全的运行下去。

本文对 SOC 的估算方法主要结合了开路电压法与安时积分法。上电运行初期以开路电压法估算电池 SOC,运行过程中则通过测量电流并实时监测电池电压,定时计算 SOC 并更新显示。当电池组电量耗尽时发出提醒。

控制系统采用 STM32F4 系列微控制器 STM32F407VET6。基于 ARM 为控制核心的硬件电路,选择 uC/OS-II 操作系统作为框架来进行开发,使控制性能得到提升。

2 电路设计

便携式肘关节康复训练机器人硬件电路以 STM32F407 为控制核心,其本身的组成结构包含了 IMU 传感器、电源电路、锂电池管理、OLED 显示等构成外围电路,为了用户方便使用,还实现了蓝牙通讯功能的扩展,其整体的硬件构成见图 3 所示。

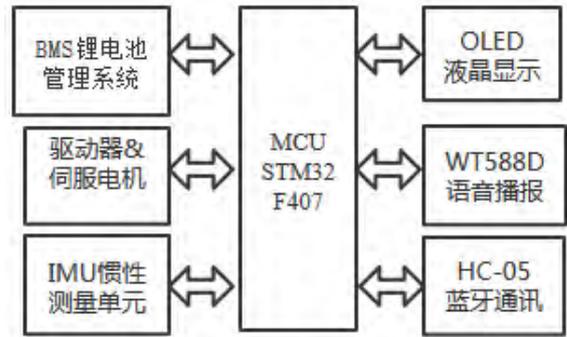


图 3 系统整体硬件框图

2.1 电池管理与电源模块

系统管理中选择利用 LTC6803-2 电池管理芯片来对锂电池组进行对应的操作。LTC6803-2 除了能对多节串联电池组的电压进行监测,还可以实现电池组均衡功能的扩展,这样就可以实现过充电放电处理,确保其性能不受影响。芯片功耗较低,待机模式下电源电流损耗最低达 12uA。

2.2 IMU 传感

选用的 IMU 传感器为 MPU9150,该传感器具备体积小,功耗低等优点^[8-9]。MCU 通过 IIC 总线与 MPU9150 进行通讯,配置好对应的参数、采样频率以及实际测量范围之后,就可以针对磁场强度、加速度、角速度等进行分析,另外,利用 DMP 单元来读取四元数,也可以将其转化成为欧拉角。

对于使用 MPU9150,还需要选择 MCU,通过 IIC 通讯配置对应的寄存器,并且进行数据的读取。利用自制模块,就可以形成穿戴式的传感器设备。

2.3 伺服控制

为了满足电机驱动的安全性和可靠性的要求,在驱动中可以选择 Accelnet Plus 系列电机驱动器。而在控制方面,利用 RS-232 串口通讯发送出特定指令,然后将反馈信息接收即可。STM32F407 的 IO 端口电平属于 TTL,为了与电脑 PC 端串口实现相互的通讯,并且方便调试,同时,电机驱动器之上的串口引脚还能够与 RS-232 标准相互匹配,采用 MAX3232 串口接口芯片完成二者间电平转换。

2.4 输入输出接口

为了达到良好的人机交互功能,利用 OLED 显示屏,将对应的信息直接传递给用户。在其显示中主要包含了蓝牙通讯转股、电池剩余电量 soc 等多个方面的内容。

本文主要是利用 WT588D 语音播报模式,这样就可以在内部集成 SPI-Flash 芯片以及 WAV 语音下载电路,同时也可以针对语音播报的内容进行自定义。在系统中,更改了电初始化以及康复训练模式,这样就可以将信息播报出来,以便对当前的系统状态有所了解。

为扩展系统功能,本文增添了蓝牙通讯的功能,设计了 HC-05 蓝牙模块电路。方便使用者通过手机 APP 获取系统运行参数和进行控制,或者由医师按照实际的恢复情况,从而对训练模式进行调整,亦或是对于行程、最高速度等进行相对应的调整。

3 软件设计

为提升系统整体性能及功能上的可扩展性,在系统的总调度中心添加了 uC/OS-II 实时操作系统。在完成各个模块电路软

件程序撰写之后,利用 SPI 协议针对 LTC6803-2 实施通讯,通过获取电池组电压以及估算 SOC、控制交流伺服电机运转等。另外,对于语音播报模块、人机交互部分的 OLED 显示屏等,都需要利用对应的驱动程序来加以支持。整套 uC/OS-II 实时操作系统各模块任务之间的通讯关系如图 4 所示。

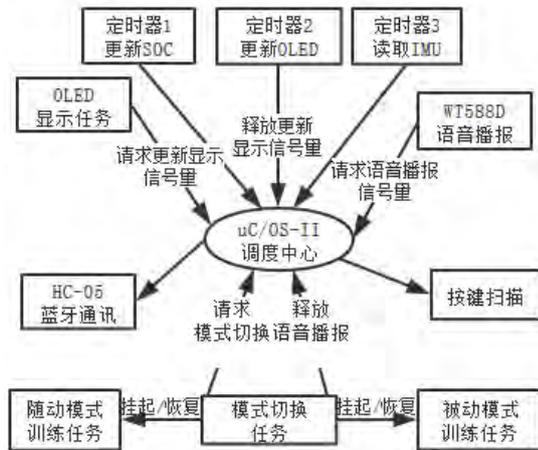


图 4 基于 uC/OS-II 系统调度总框架

3.1 IMU 通讯与信息提取

MCU 采用 IIC 协议对 MPU9150 进行初始化和获取姿态信息。对 MPU9150 初始化完毕后,可以相关的数据能够从各个轴中的数据输出寄存器之中读取,这样可以降低 MCU 本身的负担。通过 MPU9150 自带的数字运动处理器,就可以融合角速度、加速度等数据,这样也可以实现欧拉角信息的反演。DMP 单元将原本获取的原始数据直接转化成为四元数然后进行输出,之后在对欧拉角进行计算。IMU 传感器模块之中的微控制器,就可以通过一定的格式组织编码,然后通过串口,直接将其传递给主控 MCU,在进行数据的解析之后,由电机来执行控制,这样就可以满足康复训练的功能需求。

为了满足数据通讯可靠性的要求,将校验机制直接添加到串口通讯协议之中,将传输之中的干扰错误数据直接丢弃,这样就可以满足信息的准确性要求。

3.2 电池管理

对 LTC6803-2 采用 SPI 协议进行操作。为了准确的进行传输,LTC6803-2 就需要在字节数据发送完毕之后,添加错误校验代码,这一代码主要是按照循环冗余校验的方式来进行计算的,其初始值设定为 01000001,具体按照式(1)来进行计算^[10]。

锂电池 SOC 估算主要采用开路电压法和安时积分法。对于 SOC 估算,就可以利用各节电压以及总电压的获取,及时的输出总电流。直接由 LTC6803-2 来完成对于其电压量的监测,其电池组输出电流则是通过运转过程中电机消耗的电流来加以估测,并且直接由电机驱动来获取。

3.3 康复训练模式

电机控制调试初期主要的实施主要是利用驱动器附带上位机软件 CME2 来实施的,后期则是在 STM32 微控制器中写入串口指令代码,通过 STM32 就可以实时控制电机。本文主要是在肘关节的康复训练之中使用电机,并且其运行范围存在纤维,所以在控制中就是利用可编程位置模式来控制电机。

IMU 传感器模块获取患者健肢姿态信息,系统主要是按照健肢的信息来控制电机或者是选择对应的康复训练模式。随着健肢处于屈曲或者是伸展的运动状态下,IMU 传感器模块就会

检测到对应的欧拉角信息,然后将其转化成为电机脉冲数,这样就可以随动的控制电机。肘关节康复训练患者通过健肢也可以实现随动模式与被动模式之间的相互切换。一旦患者处于一定角度范围中,再加上前臂一定角度的旋前运动,其 IMU 传感器就会对这一运动信息进行检测,其会直接将训练模式转化成为被动模式,然后利用语音播报直接提示用户,同样,当期旋后方向运动,在检测对应信息之后,就会直接调整为随动模式。通过这一种按照自主运动来进行改变的方式,就可以满足用户系统使用方便性的提升,同时也可以防范出现的乏味感。另外,在切换康复训练模式之下,蓝牙通讯也可以满足这一个要求。

3.4 人机交互

在使用系统中,为了满足患者的良好交互体验,除开操作面板上 OLED 显示屏对于各个状态信息显示之外,还增加了语音播报,这样就可以将实时状态以及当前的康复训练模式告知用户。同时,利用蓝牙助手 APP 以及蓝牙模块 HC-05 通讯功能,也能够满足综合性能的全面提升。

4 实验结果

为了测试系统康复训练模式中随动模式的性能,设计了实测 IMU 传感器数据的实验。随动模式的测试,就可以确保在实际使用中,患肢在允许的误差范围内跟上健肢运动的具体角度,这样才能对康复训练的速度以及实际的行程加以确定。

首先,在测试人员左手健肢关节位置带上 IMU 传感器,其整套穿戴见图 5 所示。通过定时器开启,采集对应的数据以及伺服电机的具体位置,将数据发送至 PC 端,PC 端采用串口调试助手接收数据并保存为文本。



图 5 测试人员穿戴整套设备示意图

图 5 中,测试人员将传感器穿戴在左手腕关节出,右手则是模拟整套系统的训练,在腰部选择利用腰带与魔术贴来加以固定。静止状态下肘关节处于屈曲/伸展位置如图 6(a)、(b)所示。



(a) 屈曲状态



(b)伸展状态

图6 肘关节屈曲/伸展位置示意图

实测肘关节随动轨迹的结果如图7所示。

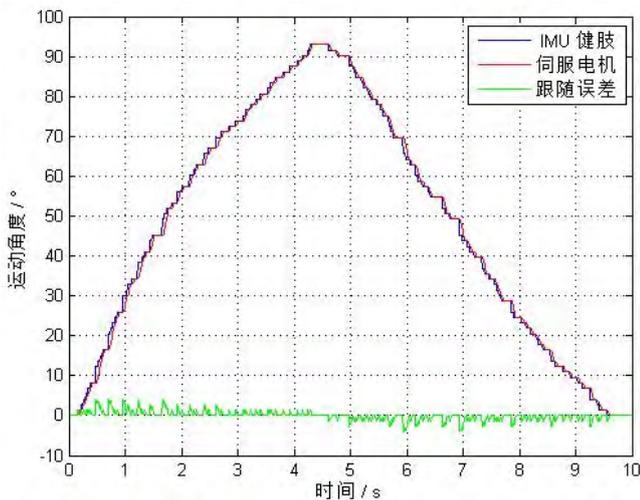


图7 实测肘关节随动轨迹

图7中,从0.2s~4.2s,测试人员对于左手前臂从原本的肘关节伸展极限位置 0° 运动至屈曲极限位置 96° ,其使用的平均速度为 0.419rad/s ,在0.3s停留之后,重新运动到初始的位置,需要5.10s的时间,并且其平均速度为 0.328rad/s 。但是在实际操作中,因为无法保持均匀的速度,所以,其误差为 4.101° ,其主要出现于1.66s之处,可能造成的最大负误差为 -4.101° ,在6.94s的位置上。总体来说,在短时间内,伺服电机能够达到指定的位置上,这样就可以防范出现误差的累计。

通过实际的轨迹测试,在穿戴IMU传感器之后,在特定速度下,就可以实现患肢随动训练,并且其伺服电机也能够满足基本的训练要求。如果需要满足不同患者需求,还需要针对性的修改其参数,这样才可以按照实际情况做好形成与运行速度的调整。

5 结论

该肘关节康复训练机器人的研制涉及多学科内容知识,具有实用价值。机器人利用便携式的设计,这样就可以给予更多的训练时间与场所,避免医师资源占据太多。并且在穿戴传感器之后,患者也可以进行训练模式的自主选择,在实际训练参与中,提升了参与趣味性,同时也可以实现肘关节功能恢复效果的改善。本文通过相应的设计,主要是为了测试其随动性能,

这样也能对其训练功能的可行性加以验证。

参考文献

- [1] Prior S D, Warner P R. A review of world rehabilitation robotics research[C]// High-Tech Help for the Handicapped, IEEE Colloquium on. IEEE Xplore.1990: 1-3.
- [2] Schiele A. Fundamentals of ergonomic exoskeleton robots[D]. Mechanical Maritime & Materials Engineering, 2008
- [3] 吴小辉, 薛卉, 黄蓉等. 模块化可穿戴外骨骼上肢机器人的结构设计与分析[J]. 机械制造, 2015, 53(8):26-29.
- [4] Burgar C G, Lum P S, Shor P C, et al. Development of robots for rehabilitation therapy: the Palo Alto VA/Stanford experience [J]. Journal of Rehabilitation Research & Development, 2000, 37(6):663.
- [5] Krebs H I, Volpe B T, Aisen M L, et al. Increasing productivity and quality of care: robot-aided neuro-rehabilitation [J]. Journal of Rehabilitation Research & Development, 2000, 37(6):639.
- [6] Zhang Y B, Wang Z X, Ji L H, et al. The clinical application of the upper extremity compound movements rehabilitation training robot [C]// International Conference on Rehabilitation Robotics. IEEE Xplore, 2005:91-94.
- [7] 冯祥明, 郑金云, 李荣富等. 锂离子电池安全[J]. 电源技术, 2009, 33(1):7-9.
- [8] 朱阳, 王伟成, 王民慧. 基于MPU9150的四轴飞行器姿态控制系统设计[J]. 制造业自动化, 2015(10):46-48.
- [9] Gavriel C, Faisal A A. Wireless kinematic body sensor network for low-cost neurotechnology applications "in-the-wild" [C]//Neural Engineering (NER), 2013 6th International IEEE/EMBS Conference on. IEEE, 2013: 1279-1282.
- [10] Lin B. Correcting single-bit errors with crc8 in atm cell headers[J]. Freescale Semiconductor, Inc., Tech. Rep, 2005.