

一种新型智能交互式上肢康复机器人研究*

王金超¹ 雷毅¹ 喻洪流^{1,2} 易金花¹ 方又方¹ 孟巧玲¹

摘要

目的:针对现有的上肢康复机器人的不足,设计一款新型的智能交互式上肢康复机器人帮助脑卒中偏瘫患者完成上肢康复训练。

方法:设计一种新型3个自由度的上肢康复机器人机械结构,利用套筒和弧齿锥齿轮组成的传动系统进行动力传输,所有电气系统元件统一安装于机器人底部机箱内减少噪音。设计电气控制系统,完成系统实验对样机进行验证,并用Unity3D引擎设计一款专用于本机器人的虚拟现实游戏使患者的训练更具有趣味性。

结果:该机器人能按设计要求完成3自由度的运动,能很好地完成规划的预定动作并实现噪音小的设计目标。虚拟现实训练能够有效地提高康复训练的质量和效率。

结论:该上肢康复机器人能基本实现预期功能和效果,帮助偏瘫患者进行训练达到康复的目的。

关键词 上肢;康复机器人;控制系统;虚拟现实

中图分类号:R496 **文献标识码:**B **文章编号:**1001-1242(2016)-12-1371-004

偏瘫引起的上肢功能障碍发生率极高,现代康复理论和实践证明,卒中后进行有效的康复能够加速康复的进程,减轻功能上的残疾,降低潜在的长期护理所需的高额费用,节约社会资源^[1]。相比于传统的康复治疗师徒手帮助患者进行康复训练,上肢康复机器人训练的患者参与性更高,持续性更好。上肢康复机器人已成为国内外上肢康复的一种必然趋势^[2]。

瑞士苏黎世大学研究的ARMin康复机器人具有低惯量、低摩擦、可反向驱动的特性^[3-4]。Hocoma公司Armeo Power是全球最热门的上肢康复机器人,功能全面可实现主被动训练,进行各项参数调节及有趣的康复游戏^[5]。目前,国内外外骨骼式电动上肢康复机器人大多是将驱动电动机安装在关节处,这样的设计不仅不够美观,还常给患者带来噪音及辐射影响康复效果^[6-10],根据ISO13482国际标准噪音会造成巨大的心理压力,听力损失甚至,失去平衡或意识^[11]。基于以上现状及上肢康复机器人的设计要求,本研究设计了一款新型的上肢康复机器人,将电机统一安装在一处,利用传动机构进行动力传输,可实现主被动训练并结合虚拟现实游戏使康复更具趣味性。

1 机械结构设计

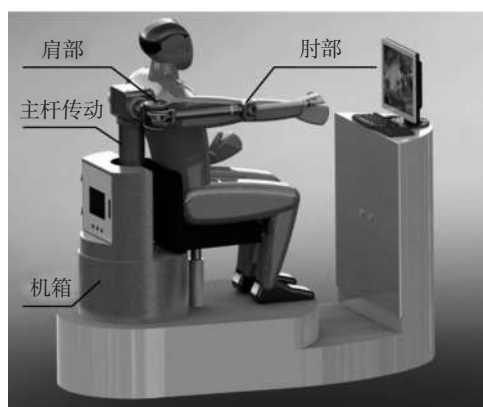
根据人体生物力学基础和康复训练的要求,本研究选择了两

个肩关节自由度、一个肘关节自由度,设定范围为肩关节屈/伸运动 -45° — 180° ,肩关节内收/外展运动 -45° — 90° ,肘关节屈/伸运动 0° — 90° ^[12-14]。为了使机械臂美观、小巧,同时避免安装在关节处的电机给康复训练带来不良的影响。

如图1所示,采用将所用动力元件集中放置,传动系统将动力传出,利用锥齿轮进行换向将动力传输到肩、轴两个关节带动机械臂完成3个自由度的运动。

动力由机箱通过主杆传动系统中的大一直齿轮、中一直

图1 上肢康复机器人总体外观图



DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2016.12.016

*基金项目:上海市科技支撑项目(1444190442)

1 上海理工大学康复工程与技术研究所,上海,200093;2 通讯作者
作者简介:王金超,男,研究生;收稿日期:2015-07-22

齿轮、小一直齿轮传出,通过三根同轴竖直同心安装的套筒大杆、中杆、小杆向上传输每根套筒内部顶端底端均安装两个轴保证杆与杆之间互不影响,再通过三根杆顶端键连接的弧齿锥齿轮进行换向达到三条动力传输路径互不干扰的效果,同时也使传动机构更简单直观体积更小,动力传输到肩两自由度部件、肘关节一自由度部件传动杆上的锥齿轮与固定在各关节U型筒的次级锥齿轮啮合完成动力传输的换向从而实现肩关节屈伸、肩关节内收外展,肘关节屈伸运动,患者前臂放置于机械臂前臂连接的托盘上,即可实现机械臂带动患者上肢完成被动训练。

前臂部分利用伸缩杆的原理可针对患者自身要求进行长度调节来调整舒适度。

本研究设计的上肢康复机器人设有转动机构。铜套与铁之间具有良好的滑动摩擦系数,利用这一特性,当医护人员转动主杆时主杆和机械臂可保持相对静止,从而可以带动机器人的机械臂一起进行转动,实现机械臂从右手位置到左手位置的变换,可让患者分别进行左、右手康复训练。

大杆、中杆、小杆为传力的关键。由于连杆设计较长,因此在传递动力时,连杆不仅要满足强度条件,还需要满足刚度条件。连杆直径需要满足强度条件与刚度条件,即:

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{强度条件: } D \geq \sqrt[3]{\frac{16 \times T_{\max}}{\pi \times (1 - \alpha^4) \times [\tau]}} \\ \text{刚度条件: } D \geq \sqrt[4]{\frac{32 \times T_{\max}}{G \times \pi \times (1 - \alpha^4) \times [\theta]} \times \frac{180}{\pi}} \end{array} \right. \quad (1)$$

小杆直径最小,小杆材料选用强度高的45号钢,中杆和大杆材料选用6063。

对于塑性材料6063, $\sigma_s=170\text{MPa}$,因此,可得6063的许用应力 $[\sigma]=85\text{MPa}$, $[\tau]=42.5\text{MPa}$,切变模量 $G=26.5\text{GPa}$,弹性模量 $E=70\text{GPa}$;对于45号钢, $[\sigma]=177.5\text{MPa}$, $[\tau]=88.75\text{MPa}$ 切变模量 $G=80\text{GPa}$,弹性模量 $E=206\text{GPa}$ 。小杆与25N.m磁粉离合器相连,中杆、大杆与50N.m磁粉离合器相连。要求6063和45号钢在单位长度内扭转角 $<1.5^\circ$ 。

由公式(1)可以得到大杆,中杆,小杆的直径。

对于小杆:

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{强度条件: } D \geq \sqrt[3]{\frac{16 \times T_{\max}}{\pi \times (1 - \alpha^4) \times [\tau]}} = \sqrt[3]{\frac{16 \times 25}{\pi \times 88.75\text{MPa}}} = 11.3\text{mm} \\ \text{刚度条件: } D \geq \sqrt[4]{\frac{32 \times T_{\max}}{G \times \pi \times (1 - \alpha^4) \times [\theta]} \times \frac{180}{\pi}} = \sqrt[4]{\frac{32 \times 25}{80 \times 10^9 \times \pi \times 1.5} \times \frac{180}{\pi}} = 18.6\text{mm} \end{array} \right.$$

则取 $D_{\text{小杆}}=19\text{mm}$ 。

对于中杆,由于小杆直径为19mm,则设计中杆内径为20mm,由于 α 大小不确定,在计算过程中,先假定 $\alpha=0.5$,计算如下:

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{强度条件: } D \geq \sqrt[3]{\frac{16 \times T_{\max}}{\pi \times (1 - \alpha^4) \times [\tau]}} = \sqrt[3]{\frac{16 \times 50}{\pi \times (1 - 0.5^4) \times 42.5\text{MPa}}} = 18.6\text{mm} \\ \text{刚度条件: } D \geq \sqrt[4]{\frac{32 \times T_{\max}}{G \times \pi \times (1 - \alpha^4) \times [\theta]} \times \frac{180}{\pi}} = \sqrt[4]{\frac{32 \times 50}{26.5 \times 10^9 \times \pi \times (1 - 0.5^4) \times 1.5} \times \frac{180}{\pi}} = 29.7\text{mm} \\ \alpha = \frac{d}{D} = 0.5 \end{array} \right.$$

取 $D_{\text{中杆}}=40\text{mm}$, $d_{\text{中杆}}=20\text{mm}$ 。

对于大杆,由于中杆外径为40mm,则设计大杆内径为41mm,先假定 $\alpha=0.5$,计算如下:

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{强度条件: } D \geq \sqrt[3]{\frac{16 \times T_{\max}}{\pi \times (1 - \alpha^4) \times [\tau]}} = \sqrt[3]{\frac{16 \times 50}{\pi \times (1 - 0.5^4) \times 42.5\text{MPa}}} = 18.6\text{mm} \\ \text{刚度条件: } D \geq \sqrt[4]{\frac{32 \times T_{\max}}{G \times \pi \times (1 - \alpha^4) \times [\theta]} \times \frac{180}{\pi}} = \sqrt[4]{\frac{32 \times 50}{26.5 \times 10^9 \times \pi \times (1 - 0.5^4) \times 1.5} \times \frac{180}{\pi}} = 29.7\text{mm} \\ \alpha = \frac{d}{D} = 0.5 \end{array} \right.$$

取 $D_{\text{大杆}}=82\text{mm}$, $d_{\text{大杆}}=41\text{mm}$ 。

动力系统输出图如图2所示,根据带动各关节所需动力选取部件包括两个86BYGH450B型号-两相步进电机(提供肩部两自由度动力)一个86BYGH450B型号-两相步进电机(提供肘部一自由度动力)、三个步进电机驱动器、三个自制行星减速器(减速比为1:22.5)、两个FL25A(最大输出力矩25.0N.m)磁粉离合器一个FL50A磁粉离合器(最大输出力矩50.0N.m)和三个变压器。三个电机的输出经过减速增扭后通过磁粉离合器进行动力调节来实现康复训练所需的被动训练助力训练与阻尼训练要求,利用传动精度高的弧齿锥齿轮进行传输转向,从而别为三个自由度提供合适的动力。复杂的动力系统输出系统全部统一安装于上肢康复机器人底部的机箱内,机箱远离患者关节达到减少噪音和辐射使机械臂结构更简洁美观的效果。机箱内设计有两层挡板用于动力部件安装同时进一步隔离噪音。

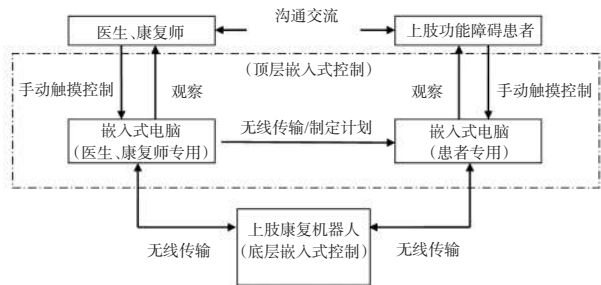
2 控制系统设计

上肢康复机器人的交互控制系统需要稳定、迅速、高效,本设计的控制系统分为底层动力控制系统和顶层嵌入式用户控制系统两层,总体结构如图3所示。这两层之间通过无线进行通信。顶层的嵌入式用户控制系统主要面向患者、医

图2 动力系统输出流程图



图3 控制系统总体结构图



护人员、康复师等用户,完成上层康复机器人的设定及操作;底层动力控制系统的作用是在用户完成设定操作转化为顶层嵌入式控制系统发出的指令后,完成对相应电机、磁粉离合器的控制,实现机器人三个自由度的速度、位移和力矩的变化。

用户嵌入式控制系统是上层康复机器人除整体机械结构外最为直观的部分。不同于控制系统中最基础的动力控制部分,用户嵌入式控制系统是完全提供给医护人员及患者使用的。操作简便快捷、响应迅速能够应对各种突发状况给下层的动力控制部分传递命令是基本要求,同时介于患者对上肢康复机器人本身存在一定的恐惧心理及对康复效果的质疑,嵌入式控制界面也需要有一定的趣味性来缓解患者的内心压力。医护人员的控制系统偏重于监控、数据采集和康复计划的制定,患者的控制系统偏重去康复过程中的细微调整及进行游戏的选择。基于以上要求选取ARM内核微处理器作为主控MCU,该处理器性能较高,体积小功耗低易于携带且具有丰富的外设。选用mini210型开发板,该开发板使用了SSPV210微处理器为主控芯片进行设计配以7寸电阻触摸屏进行控制。

底层的动力控制部分是整个电气控制系统的基础部分,主要为接收顶层的嵌入式用户控制系统发出的指令,控制三个步进电机及三个磁粉离合器为三个运动关节提供动力,起到控制扭矩输出,协调、监控各关节运动参数的作用。主要系统结构如图4所示,主控制板接收顶层用户控制系统发出的指令后传递给各个子控制板,子控制板给电机驱动器和磁粉驱动器发出命令,电机驱动器驱动电机,磁粉离合器调节输出的扭矩实现控制的同步从而各关节完成各自的运动。三个光电编码器采集各关节的角位移信号并传输给主控制板进行参数修正优化确保各关节运动的准确性,同时绘制角位移曲线让康复的轨迹更直观明朗。

3 系统实验

利用SolidWorks 的Motion 仿真分析模块进行手部水平面画圆运动仿真,画圆运动是较为复杂的组合运动能基本覆

盖到本设计中的三个自由度。设手柄手握处为起点画圆,采用路径配合。进行Motion 仿真分析,在手柄手握处设置虚拟路径马达,转速为120mm/s,仿真时间5s。仿真结束后对肘关节曲伸、肩关节收展角位移随时间变化的数据进行提取,确定是否满足设计要求。仿真结果见图5—6。肘关节曲伸范围约为0°—68°。肩关节收、展角位移范围约为0—29°,两个数据都基本处于理想范围。

图4 控制系统结构图

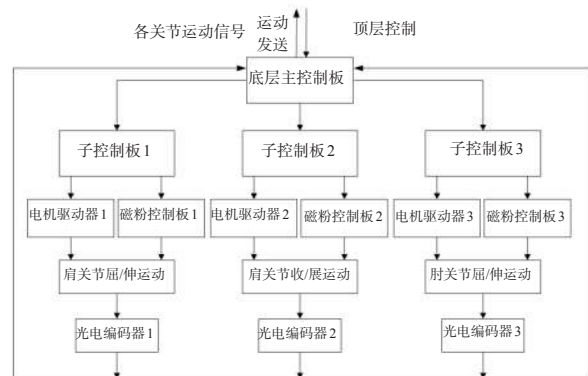


图5 画圆肘关节角位移图

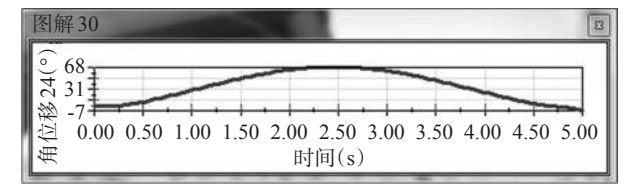
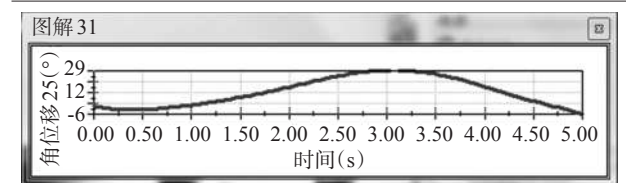


图6 肩关节收、展角位移图



4 虚拟现实游戏

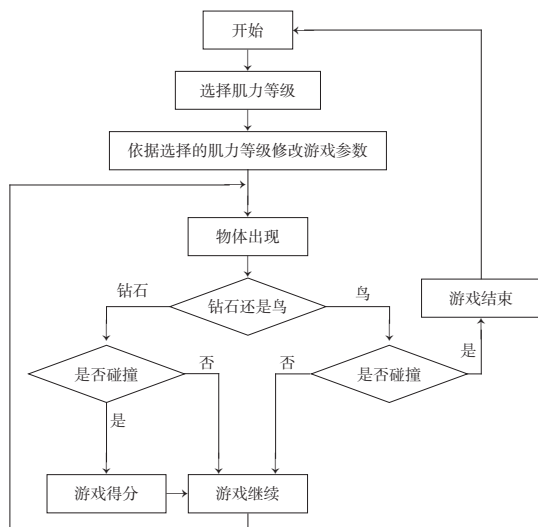
本研究的上肢康复机器人人机交互系统基于Unity3D引擎进行架构,Unity3D引擎是专业的游戏开发引擎支持多平台运行,开发门槛较低易于上手同时具有良好的稳定性,目前广泛的运用于虚拟现实设计中^[4]。通过三轴姿态传感器对患者上肢进行定位,姿态传感器是基于MEMS技术的高性能三维运动姿态测量系统,患者穿戴上传感器后便可让系统捕捉到上肢状态,进行康复游戏。

进行康复游戏是依靠患者自身带动机械臂的主动训练,上肢功能患者由于病损程度不同和自身康复的阶段具有不

同的肌力等级, 上肢所能自主进行的运动程度不同。国际上将肌力等级分为6级: 0级肌肉完全麻痹, 触诊肌肉完全无收缩力; I级: 肌肉有主动收缩力, 但不能带动关节活动; II级可以带动关节水平活动, 但不能对抗地心引力(即肢体可进行一定程度的水平方向移动); III级能对抗地心引力做主动关节活动, 但不能对抗阻力, 肢体可以克服地心吸力, 能抬高床面; IV级能对抗较大的阻力, 但比正常者弱; V级正常肌力, 可实现全关节运动。本设计中的康复游戏选取II、III、IV级肌力患者为主要适用人群, 为他们设置了游戏的难易度。游戏难度越大, 患者游戏时受到的阻力越大, 关节需要活动的范围也就越大。游戏的流程图如图2—4所示, 患者可以根据自身情况或在医护人员的推荐下选择适合自己的难度进行康复训练, 保证了康复强度的适宜性。

康复游戏的目的是减轻患者康复训练时的心理压力并吸引患者能自主长期的进行康复训练, 从而恢复上肢的正常功能。因此一个好的康复训练游戏必须具有一定的趣味性且内容丰富耐玩这样才能避免患者产生枯燥感。基于以上要求及本设计的上肢康复机器人所能达到的上肢运动范围。本设计将游戏的背景设为卡通背景, 选取欢快的音乐作为游戏的主旋律来降低患者内心的恐惧感, 游戏内容为患者控制屏幕中的飞鱼, 屏幕的右边飞来小鸟需要患者进行躲避一旦鸟和鱼相碰则游戏结束, 同时屏幕中会随机地点出现宝石, 患者控制飞鱼触碰宝石赚取积分, 游戏具有积分系统通过冲击积分榜单来刺激患者的游戏欲吸引患者进行游戏(图7), 达到更好的康复效果。

图7 游戏流程图



4 结论

本研究完成了一款基于虚拟现实的智能交互式上肢康复机器人结构设计具有三个自由度。电机、减速器等动力元

件统一安装在底部的机箱内, 从而减小机器人机械臂的体积和由电机、减速器等动力元件产生的噪声和辐射并完成了电气控制系统能够实现主被动训练, 进行了系统实验对上肢康复机器人的可行性进行了验证。为了提高患者对康复训练的兴趣, 基于Unity3D引擎设计了专用于本设计的康复训练游戏, 利用三轴传感器进行定位, 完成训练。

在未来为了设计出应用于本项目的康复评价系统, 需要设计一款存储患者数据的数据库, 以便查询。在机械方面上臂长度目前不可调节, 选取长度为男性上臂的均值, 日后研究可调节的上臂结构并结合人因工程学进行整体结构优化进一步缩小体积, 减轻重量, 在整体感官上留给患者好印象。

参考文献

- [1] 中华医学会神经病学分会神经康复学组, 中华医学会神经病学分会脑血管病学组, 卫生部脑卒中筛查与防治工程委员会办公室. 中国脑卒中康复治疗指南(2011 完全版)[J]. 中国康复理论与实践, 2012, 18(4): 301—318.
- [2] 李志华, 梁朝, 孔万增. 一种新型上肢康复机器人设计与分析[J]. 中国制造业信息化, 2012, 41(15): 47—51.
- [3] Nef T, Riener R. ARMin-design of a novel arm rehabilitation robot [C]. In: Proceeding of the 9 th conference on Rehabilitation Robotics, Chicago, 2005: 57—60.
- [4] Nef T, Mihelj M, Colombo G, et al. Armin-robot for rehabilitation of the upper extremities [C]. In: Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics & Automation, Orlando, Florida, USA, 2006: 3152—3157.
- [5] 吕超. 上肢偏瘫康复机器人研究[D]. 上海交通大学, 2011.
- [6] 周键, 黄祖洪. 电机噪声污染及其防治措施[J]. 电气技术, 2008(08): 13—15.
- [7] 宋亚秋, 宿亚楼. 电机噪声产生的原因及减小噪声的设计方法[J]. 电工技术, 2009, (8): 64—65.
- [8] 王建民, 让余奇. 电机噪声分析及抑制措施[J]. 船电技术, 2010, (8): 8—11.
- [9] 诸自强, 陈永校. 电机电磁噪声的辐射声功率[J]. 大电机技术, 1987, (1): 23—27.
- [10] 诸自强, 陈永校, 许大中. 电机电磁振动辐射的声功率和声场分析[J]. 电工技术学报, 1989, (1): 1—6.
- [11] ISO 13482, Robots and robotic devices — Safety requirements for personal care robots— Part 5.7: Hazards due to emissions
- [12] 张斌, 王成祥. 四肢关节活动度测量方法研究[J]. 刑事技术, 2002, (4): 5—6.
- [13] 康宇华, 曲镭. 关节活动范围研究现状[J]. 中国康复医学杂志. 2001, (1): 57—59.
- [14] 吴桂荣, 张云然. 人体关节活动范围的测量[J]. 航天医学与医学工程, 1989, 2(2): 123—128.
- [15] Wang S, Mao Z, Zeng C, et al. A new method of virtual reality based on Unity3D[C]. Geoinformatics, 2010 18th International Conference on. IEEE, 2010: 1—5.