

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101933876 A

(43) 申请公布日 2011.01.05

(21) 申请号 201010275631.6

(22) 申请日 2010.09.07

(71) 申请人 南京航空航天大学

地址 210016 江苏省南京市御道街 29 号

(72) 发明人 王化明 杨斌 吴孟

(74) 专利代理机构 南京经纬专利商标代理有限公司 32200

代理人 许方

(51) Int. Cl.

A61H 1/02 (2006.01)

A63B 23/12 (2006.01)

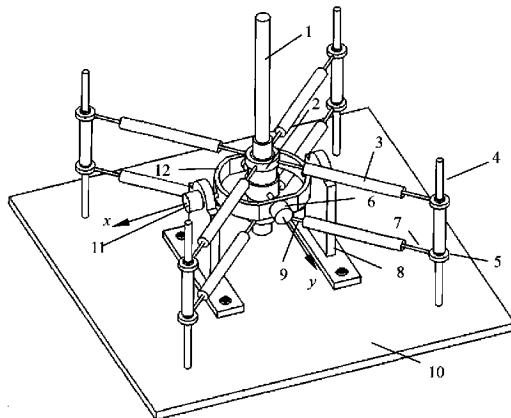
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 1 页

(54) 发明名称

介电型 EAP 驱动的二自由度上肢康复辅助训练装置及方法

(57) 摘要

本发明公开了一种介电型 EAP 驱动的上肢康复辅助训练装置及方法，涉及医疗康复器械。所述装置由摇杆、十字铰、驱动器、固定杆、连接环、支架和底座组成。所述方法包括两种训练模式：被动训练时，通过改变施加在驱动器上的电压大小和施加顺序改变驱动器组的实际输出力矩，实现摇杆的转动，从而带动患者的上肢运动；主动训练时，通过改变施加在驱动器上的电压大小和施加顺序改变驱动器组的实际输出力矩，以此作为阻尼力矩，患者上肢运动克服该力矩，使摇杆反向转动。本发明结构简单、使用方便、体积小，机械加工精度要求不高，成本低，且介电型 EAP 与人类肌肉特性相似，其柔性驱动特性增加康复训练过程的安全性与舒适感。



1. 一种介电型 EAP 驱动的二自由度上肢康复辅助训练装置,其特征在于该装置由摇杆(1)、第一连接环(2)、驱动器(3)、固定杆(4)、第二连接环(5)、支架(8)、底座(10)和十字铰(12)组成,其中摇杆(1)通过十字铰(12)安装在支架(8)上,摇杆(1)绕x、y传动轴转动,其中十字铰(12)的两个转动轴即x、y转动轴分别装有编码器(6)和(11),用于测量两个转动轴的转动角度;在以摇杆(1)为中心的圆周方向均匀布置2m个固定杆(4),每对固定杆(4)与摇杆(1)之间布置1个驱动器组,每个驱动器组包含2n个驱动器(3),驱动器(3)相对摇杆(1)两侧对称布置,同一侧驱动器组相对摇杆旋转中心上下布置时也对称布置,其中m、n为自然数;驱动器(3)一端依次通过连杆(9)、第一连接环(2)与摇杆(1)相连接,另一端依次通过连接杆(7)、第二连接环(5)与固定杆(4)相连。

2. 根据权利要求1所述的介电型EAP驱动的二自由度上肢康复辅助训练装置,其特征在于所述驱动器(3)采用介电型EAP线性驱动器。

3. 一种基于权利要求1所述的介电型EAP驱动的二自由度上肢康复辅助训练装置的训练方法,其特征在于包括两种训练模式:被动训练和主动训练:

被动训练时,当给x轴一侧上(或下)侧和x轴另一侧下(或上)侧的驱动器通电时,摇杆绕x轴转动;当给y轴一侧上(或下)侧和y轴另一侧下(或上)侧的驱动器通电时,摇杆绕y轴转动,从而带动患者的上肢运动;通过改变施加在驱动器上的电压大小改变摇杆的输出力矩;

主动训练时,当给x轴一侧上(或下)侧和x轴另一侧下(或上)侧的驱动器通电时,摇杆产生绕x轴的力矩;当给y轴一侧上(或下)侧和y轴另一侧下(或上)侧的驱动器通电时,摇杆产生绕y轴的力矩;以此作为阻尼力矩,患者上肢运动克服该力矩,使摇杆反向转动,实现主动训练;通过改变施加在驱动器上的电压大小改变摇杆的输出阻力矩。

介电型 EAP 驱动的二自由度上肢康复辅助训练装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种介电型 EAP 驱动的上肢康复辅助训练装置，属于医疗康复器械的技术领域。

背景技术

[0002] 脑卒中，人们通常称作中风，发病急，严重者表现为偏瘫、失语、昏迷甚至死亡。我国第三次国民死因调查结果表明，脑卒中已经升为中国第一位死因。近二十年监测结果显示，脑卒中年死亡人数逾 200 万，年增长速率达 8.7%。脑卒中除了高致死率外，还具有高致残率和高复发率的特点，严重威胁国民生命和生活质量。据全国心血管专业委员会的调查，全国存活的脑卒中患者有 3/4 患有不同程度的残疾，这些正值盛年的残疾人给家庭和社会带来了巨大的经济负担和社会问题。康复治疗是目前改善脑卒中发病后肢体运动障碍的主要方法之一。偏瘫后，通过有效的康复手段及时对病患部位进行康复训练能大大降低致残的可能性。

[0003] 在传统的康复治疗中，以治疗师与患者进行一对一治疗为主。通过治疗师引导患者完成肢体的被动运动或者施加合适的驱动力或阻尼力来引导患者完成主动运动。这种训练方式的效果很大程度上受治疗师水平的限制，他们的主观意识、体力等因素也在训练过程中起主导作用。同时，随着我国偏瘫患者数量的不断增长，越来越多的康复治疗任务也给治疗师带来了沉重的负担。另外，这种训练方式缺乏对治疗过程的客观记录，从而无法使治疗方案得到有效改进。

[0004] 因此，设计出相应的上肢康复的医疗辅助训练装置用于替代治疗师完成对偏瘫患者的康复训练显得尤为重要。目前国内外的一些高校及研究机构已经在该领域展开了研究，并已取得了部分成果。

[0005] 在已有的成果中，较为前沿的应当属于康复机器人，以苏黎世大学 Tobias Nef 和 Matjaz Mihelj 等研发的 ARMin 系列机器人为例。该机器人主要由穿戴式上肢康复机构、机构固定支架、座椅以及计算机控制系统等部分组成。康复机构的外骨骼结构类似于人类的手臂，而且部分尺寸大小可以进行小范围的调节，以供不同体型的患者使用。该系列机器人的最大特点是具有较多自由度，包括肩部（3 个转动自由度）、肘部（1 个转动自由度）、腕部（2 个转动自由度）三部分的 6 个自由度。该康复机器人的驱动力由电机 / 齿轮机构与谐波传动机构提供，在被动治疗过程中使手部的运动速率与加速度分别保持在 1m/s 和 10m/s^2 左右，提高康复治疗过程的舒适度。

[0006] 另外还有部分较少自由度的上肢康复装置。韩国东义大学研发的一种可穿戴式的康复机械手就是一种典型的两自由度康复装置。该装置的驱动力由三个气动人工肌肉提供，在小臂的左右部分各装一个，提供手腕左右摆动的驱动力；另一个装在小臂上方以提供手腕转动的驱动力。通过气泵对气动人工肌肉充气后的膨胀提供驱动力，从而实现相应康复治疗运动。

[0007] 由于偏瘫患者康复训练所需的周期较长，所以寻找一种适合在家中使用的小型康

复训练装置显得尤为重要。而目前已研发的具有较多自由度的康复机器人驱动力主要由电机 / 齿轮机构提供, 这使得该系列康复装置的价格高, 并且占用较大空间。而由气动人工肌肉提供驱动力的康复装置需要附带一个气源, 这也可能会带来相应的不便。

发明内容

[0008] 本发明的目的在于提供一种供偏瘫患者使用的上肢康复辅助训练装置及方法, 在该康复训练装置的配合训练下, 能促进患者的上肢康复, 使患肢肌肉运动与神经系统相协调, 有利于细胞再生。

[0009] 本发明的目的通过以下技术方案实现的:介电型 EAP 驱动的二自由度上肢康复辅助训练装置, 该装置由摇杆、第一连接环、驱动器、固定杆、第二连接环、支架、底座和十字铰组成, 其中摇杆通过十字铰安装在支架上, 摆杆绕 x、y 传动轴转动, 其中十字铰的两个转动轴即 x、y 传动轴分别装有编码器, 用于测量两个转动轴的转动角度;在以摇杆为中心的圆周方向均匀布置 $2m$ 个固定杆, 每对固定杆与摇杆之间布置 1 个驱动器组, 每个驱动器组包含 $2n$ 个驱动器, 驱动器相对摇杆两侧对称布置, 同一侧驱动器组相对摇杆旋转中心上下布置时也对称布置, 其中 m 、 n 为自然数;驱动器一端依次通过连杆、第一连接环与摇杆相连接, 另一端依次通过连接杆、第二连接环与固定杆相连。

[0010] 优选地, 所述驱动器采用介电型 EAP 线性驱动器。

[0011] 介电型 EAP 驱动的二自由度上肢康复辅助训练装置的训练方法, 包括两种训练模式:被动训练和主动训练:

[0012] 被动训练时, 当给 x 轴一侧上(或下)侧和 x 轴另一侧下(或上)侧的驱动器通电时, 摆杆绕 x 轴转动。当给 y 轴一侧上(或下)侧和 y 轴另一侧下(或上)侧的驱动器通电时, 摆杆绕 y 轴转动, 从而带动患者的上肢运动。通过改变施加在驱动器上的电压大小改变摇杆的输出力矩;

[0013] 主动训练时, 当给 x 轴一侧上(或下)侧和 x 轴另一侧下(或上)侧的驱动器通电时, 摆杆产生绕 x 轴的力矩。当给 y 轴一侧上(或下)侧和 y 轴另一侧下(或上)侧的驱动器通电时, 摆杆产生绕 y 轴的力矩。以此作为阻尼力矩, 患者上肢运动克服该力矩, 使摇杆反向转动, 实现主动训练。通过改变施加在驱动器上的电压大小改变摇杆的输出阻力矩。

[0014] 介电型 EAP 是一种新型智能材料, 较其它智能材料和传统的电磁技术相比有很多优点:可以直接对外做功、无需传动机构、结构简单、体积小、质量轻;动作平滑、无相对摩擦运动部件、无热、无噪声;功率质量比大、能量转换效率高;变形大, 可产生较大位移、响应速度快;具有柔性, 便于结构安排等优点, 且在应变、驱动力、能量密度、效率等方面最接近自然肌肉, 这些优点使介电型 EAP 在医疗器械中有着诱人的应用前景。

[0015] 介电型 EAP 驱动器在康复训练中的优势在于:①将阻尼器与驱动器合二为一, 使机构简化紧凑并易于控制。②介电型驱动器的柔性驱动特性增加康复训练过程的安全性与舒适感, 在主被动治疗模式下不会出现类似抖动的现象而导致治疗结果大打折扣。

[0016] 本发明操作简便, 可以满足患者对上肢的康复训练要求, 特别适合于该人群在日常生活中进行使用。同时具有结构简单、紧凑, 机械加工精度要求不高的特点。

附图说明

- [0017] 图 1 为用于实现上肢康复的医疗辅助训练装置结构图
- [0018] 图中名称标号 :1 为摇杆、2 为连接环、3 为驱动器、4 为固定杆、5 为连接环、6 为编码器、7 为连杆、8 为支架、9 为连杆、10 为底座、11 为编码器、12 为十字铰。
- [0019] 图 2 为本训练装置被动训练时的控制系统框图。
- [0020] 图 3 为本训练装置主动训练时的控制系统框图。

具体实施方式

[0021] 如图 1 所示,本发明的上肢康复辅助训练装置有两个转动自由度,即绕 x 轴旋转和绕 y 轴旋转。机构部分由摇杆 1、连接环 2、十字铰 12、驱动器 3、固定杆 4、连接环 5、支架 8 和底座 10 组成。其中摇杆 1 通过十字铰 12 安装在支架上,十字铰的两个转动轴上分别安装两个编码器 11 和 6,分别用于检测摇杆绕 x、y 轴的转动角度。每对固定杆 4 与摇杆 1 之间布置 1 组驱动器,每组驱动器包含 $2n$ 个驱动器 3,且相对摇杆 1 两侧对称布置,同一侧驱动器相对摇杆旋转中心上下布置时也对称布置,其中 m, n 为自然数;驱动器 3 两端通过连接杆 7、9 分别与安装在固定杆 4 和摇杆 1 上的连接环 5 和 2 相连。驱动器采用介电型 EAP 线性驱动器。

[0022] 如图 2 所示,在被动训练模式下,当 y 轴一侧、旋转中心上侧(下侧)的驱动器和 y 轴另一侧、旋转中心下侧(上侧)的驱动器通电时,驱动器通电后的拉力变小,则在未通电驱动器的拉力作用下使摇杆绕 y 轴转动。当 x 轴一侧、旋转中心上侧(下侧)的驱动器和 x 轴另一侧、旋转中心下侧(上侧)的驱动器通电时,则摇杆绕 x 轴转动。编码器 11、6 采集摇杆绕 x、y 轴的转动角度,输入到计算机进行处理,从而实现虚拟现实中物体的移动,增加训练的趣味性。控制系统根据需要转动要求,确定驱动器的通断电顺序及通电大小,向驱动器输出电压,使摇杆转动,并将编码器采集的转动角度信号送到控制器中,与输入信号进行比较,控制电压大小,实现摇杆转动角度的反馈控制。

[0023] 如图 3 所示,在主动训练模式下,当患者克服阻尼力使摇杆产生转动。当患者使摇杆产生绕 x 轴顺时针方向的转动时,在 x 轴右侧上侧的驱动器和 x 轴左侧下侧的驱动器通以适当的电压,通电驱动器拉力减小,则所有驱动器会产生绕 x 轴逆时针方向的阻力矩,患者需要克服阻力矩使摇杆产生绕 x 轴顺时针方向的转动。在 x 轴右侧下侧的驱动器和 x 轴左侧上侧的驱动器通以适当的电压,通电驱动器拉力减小,则所有驱动器会产生绕 x 轴顺时针方向的阻力矩,患者需要克服阻力矩使摇杆产生绕 x 轴逆时针方向的转动。在 y 轴右侧上侧的驱动器和 y 轴左侧下侧的驱动器通以适当的电压,通电驱动器拉力减小,则所有驱动器会产生绕 y 轴逆时针方向的阻力矩,患者需要克服阻力矩使摇杆产生绕 y 轴顺时针方向的转动。在 y 轴右侧下侧的驱动器和 y 轴左侧上侧的驱动器通以适当的电压,通电驱动器拉力减小,则所有驱动器会产生绕 y 轴顺时针方向的阻力矩,患者需要克服阻力矩使摇杆产生绕 y 轴逆时针方向的转动。编码器 11、6 采集摇杆绕 x、y 轴的转动角度,输入到计算机进行处理,从而实现虚拟现实中物体的移动,增加训练的趣味性。控制系统根据需要阻力矩要求,确定驱动器的通断电及通电大小,向驱动器输出电压,使摇杆产生相应的阻力矩,并将编码器采集的转动角度信号送到控制器,得到驱动器的变形状态,并根据驱动器的输出力特性计算当时的阻力矩,与输入阻力矩信号进行比较,控制电压大小,实现摇杆阻力

矩的反馈控制。

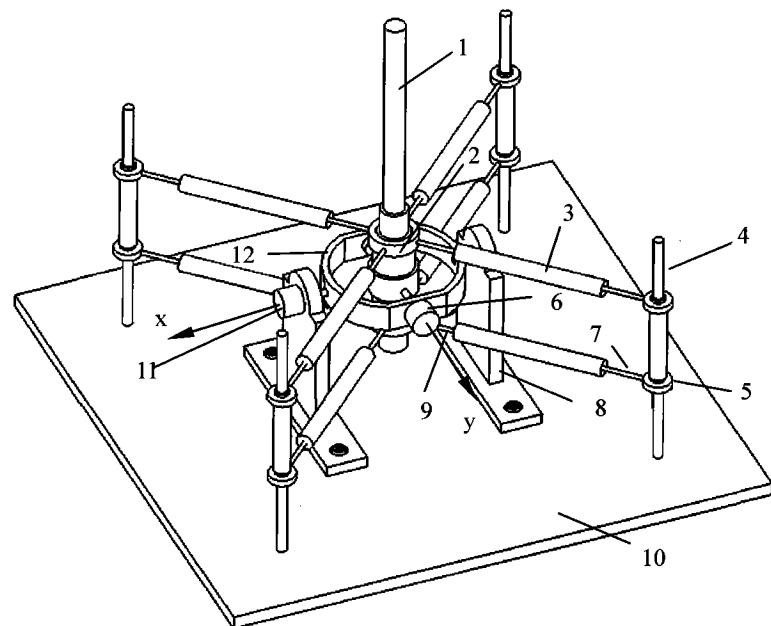


图 1

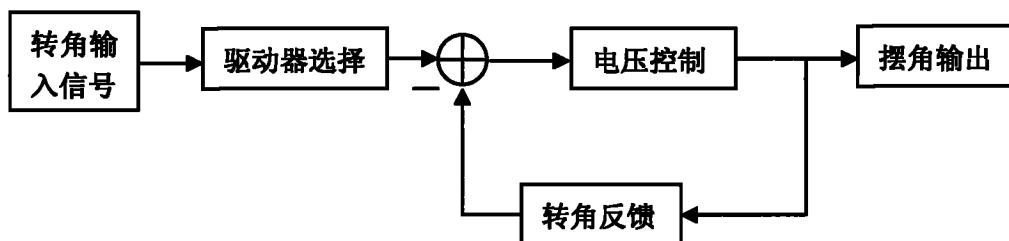


图 2

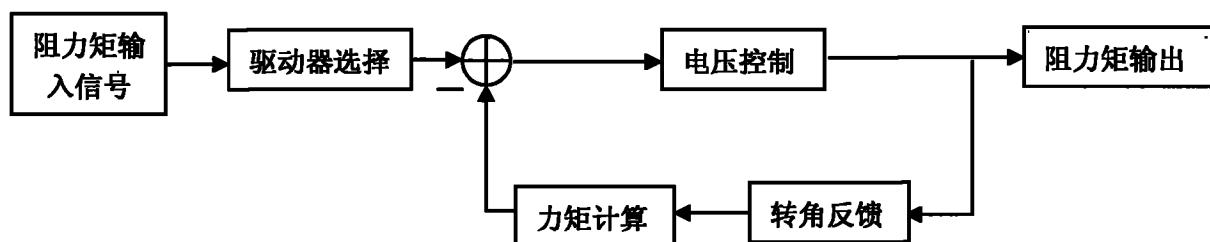


图 3