



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109199783 A

(43)申请公布日 2019.01.15

(21)申请号 201710535558.3

(22)申请日 2017.07.04

(71)申请人 中国科学院沈阳自动化研究所

地址 110016 辽宁省沈阳市沈河区南塔街
114号

(72)发明人 韩建达 赵新刚 孙华宝 赵瑜
赵明

(74)专利代理机构 沈阳科苑专利商标代理有限公司 21002

代理人 李巨智

(51)Int.Cl.

A61H 1/02(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

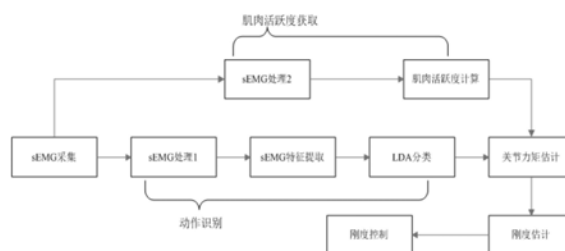
权利要求书2页 说明书8页 附图8页

(54)发明名称

一种利用sEMG来控制踝关节康复设备刚度的控制方法

(57)摘要

本发明涉及一种利用sEMG来控制踝关节康复设备刚度的控制方法,采集胫骨前肌和腓肠肌处sEMG信号;采用滤波器对采集到的sEMG信号进行滤波,对滤波后的sEMG信号,进行特征值提取,并组成特征向量;利用LDA算法进行动作分类,得到不同的踝关节动作;根据分类的结果,选择对应的神经网络,并获得相对应肌肉活跃度,估计关节力矩;建立踝关节力矩与踝关节刚度的模型,估计踝关节刚度,进行刚度控制。本发明可以满足患者对可穿戴的踝关节设备的安全性、舒适性、抗干扰性的要求。而且对于不同康复情况的患者来说,不需要重新训练神经网络模型,只需要修改个别模型参数,方法简单,效率高。



1. 一种利用sEMG来控制踝关节康复设备刚度的控制方法,其特征在于:包括以下步骤:

步骤1:采集胫骨前肌和腓肠肌处sEMG信号;采用滤波器对采集到的sEMG信号进行滤波,对滤波后的sEMG信号,进行特征值提取,并组成特征向量;

步骤2:利用LDA算法进行动作分类,得到不同的踝关节动作;

步骤3:根据分类的结果,选择对应的神经网络,并获得相对应肌肉活跃度,估计关节力矩;

步骤4:建立踝关节力矩与踝关节刚度的模型,估计踝关节刚度,进行刚度控制。

2. 根据权利要求1所述的利用sEMG来控制踝关节康复设备刚度的控制方法,其特征在于:所述特征值包括零穿越次数ZC、均方根RMS和波形长WL;

$$ZC = \sum_{i=1}^{N_t-1} \text{sgn}(-x_i x_{i+1}), \text{其中 } |x_i - x_{i+1}| > \varepsilon$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N_t} \sum_{i=1}^{N_t} x_i^2}$$

$$WL = \sum_{i=1}^{N_t-1} |x_{i+1} - x_i|$$

其中, ε 是常数, N_t 是采样的个数, x_i 和 x_{i+1} 是第*i*和第*i+1*个采样点。

3. 根据权利要求1所述的利用sEMG来控制踝关节康复设备刚度的控制方法,其特征在于:所述特征向量为:

$$Z = [ZC_1, RMS_1, WL_1, ZC_2, RMS_2, WL_2]$$

其中, ZC_1, RMS_1, WL_1 是第一个通道提取的特征值, ZC_2, RMS_2, WL_2 是第二个通道提取的特征值。

4. 根据权利要求1所述的利用sEMG来控制踝关节康复设备刚度的控制方法,其特征在于:所述利用LDA算法进行动作分类为:

$$\text{class} = \text{classify}(Z, M, G)$$

其中, class为动作分类的结果, classify(g)是LDA分类函数, Z是待分类的特征向量, M是投影矩阵, G是对应所属的类别。

5. 根据权利要求1所述的利用sEMG来控制踝关节康复设备刚度的控制方法,其特征在于:所述神经网络为BP神经网络,其输入层与输出层神经元的个数均为1,隐含层的神经元的个数均为4,激励函数为Sigmoid函数;BP神经网络包括第一BP神经网络和第二BP神经网络;

第一BP神经网络的输入层为胫骨前肌的肌肉活跃度,输出层为踝关节背屈力矩;

第二BP神经网络的输入层为腓肠肌的肌肉活跃度,输出层为踝关节跖屈力矩。

6. 根据权利要求1所述的利用sEMG来控制踝关节康复设备刚度的控制方法,其特征在于:所述根据分类的结果,选择对应的神经网络,并获得相对应肌肉活跃度包括以下过程:

当分类的结果是背屈运动时,选择第一BP神经网络,通过训练后估计关节力矩;

当分类的结果是跖屈运动时,选择第二BP神经网络,通过训练后估计关节力矩;

肌肉活跃度为:

$$a_i(t) = \frac{e^{Au_i(t)} - 1}{e^A - 1}, -3 < A < 0$$

其中, $u_i(t)$ 表示第 i 通道在 t 时刻神经活跃度, $a_i(t)$ 表示最终计算所得的第 i 通道在 t 时刻的肌肉活跃度特征, A 是取值在 -3 到 0 的常数。

7. 根据权利要求1所述的利用sEMG来控制踝关节康复设备刚度的控制方法, 其特征在于: 所述踝关节力矩与踝关节刚度的模型为:

$$K_{d1}(t) = \alpha_1 \tau_{j1}(t) + \beta_1$$

$$K_{d2}(t) = \alpha_2 \tau_{j2}(t) + \beta_2$$

其中, $K_{d1}(t)$, $K_{d2}(t)$ 分别表示在 t 时刻背屈的刚度值与跖屈的刚度值, $\tau_{j1}(t)$, $\tau_{j2}(t)$ 分别表示在 t 时刻估计出的背屈踝关节力矩与跖屈踝关节力矩值, $\alpha_1, \alpha_2, \beta_1, \beta_2$ 均为常数。

8. 根据权利要求1所述的利用sEMG来控制踝关节康复设备刚度的控制方法, 其特征在于: 所述踝关节刚度为:

$$\alpha_i = \frac{k_i(K_{dimax} - \beta_i)}{\theta_{imax}}$$

其中, i 表示1或2, $i=1$ 表示背屈运动的参数, $i=2$ 表示跖屈运动的常数, k_i 是常数, K_{dimax} 表示最大的刚度值, θ_{imax} 表示患者能达到的最大运动角度, α_i, β_i 为常数。

9. 根据权利要求1所述的利用sEMG来控制踝关节康复设备刚度的控制方法, 其特征在于: 所述不同的踝关节动作包括背屈、跖屈和放松动作。

10. 根据权利要求1所述的利用sEMG来控制踝关节康复设备刚度的控制方法, 其特征在于: 通过阻抗控制方法对患者控制的踝关节设备的运动角度进行修正, 包括:

$$M_d(\ddot{\theta} - \ddot{\theta}_d) + B_d(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) + K_d(\theta - \theta_d) = -\tau$$

$$\Delta\theta = \frac{-\tau}{M_d s^2 + B_d s + K_d}$$

$$\Delta\theta = \frac{-\tau}{K_d}$$

$$\theta_{input}(t) = \theta_j(t) + \Delta\theta$$

其中, M_d, B_d, K_d 分别为阻抗模型的目标惯量、目标阻尼、目标刚度参数; τ 为外界环境作用力矩; θ_d, θ 分别为期望的位置与实际的位置; $\Delta\theta$ 是位置修正量, 对位置指令进行修正; $\theta_{input}(t)$ 为最终输入到踝关节设备的角度; $\theta_j(t)$ 为患者控制的踝关节设备的运动角度。

一种利用sEMG来控制踝关节康复设备刚度的控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物物信号识别技术与医疗康复训练机器人领域,具体地说是一种利用sEMG来控制踝关节康复设备刚度的控制方法。

背景技术

[0002] 康复机器人作为医疗机器人的一个重要分支,它的研究贯穿了康复医学、生物力学、机械学、机械力学、电子学、材料学、计算机科学以及机器人学等诸多领域,已经成为了国际机器人领域的一个研究热点。

[0003] 基于肌电信号(sEMG)的康复机器人控制方法,已经成为人机交互的重要方法之一,具有实时、便捷、无创的特点,且更适用于助老助残等康复领域,目前已经得到越来越广泛的关注。

[0004] 导致踝关节功能异常的原因主要包括踝关节运动损伤与中风。对于踝关节运动损伤如果治疗不及时或不彻底,容易导致踝关节韧带过度松弛,关节不稳,易引起反复扭伤,造成踝关节功能障碍等后遗症,严重的将影响行走功能。现在很多踝关节康复治疗还是依靠康复理疗师,但随着人口红利的下降,康复理疗师的数量远远不能满足患者的康复医疗需要,因此踝关节康复医疗机器人获得了研究者的追捧,它的成功应用也必将在患者的康复医疗领域起到革命性的变化。然而,现在的很多基于肌电信号(sEMG)的踝关节康复机器人,在实际的康复医疗过程中,并不能很好的让患者感觉到舒适性、安全性,抗干扰性,而且很少能满足不同康复情况的患者需求。

发明内容

[0005] 针对现有技术的不足,本发明提供一种利用sEMG来控制踝关节康复设备刚度的控制方法,实现康复设备的刚度参数与人体脚踝的刚度参数变化一致的自适应刚度控制方法可以满足不同康复情况的患者对可穿戴的踝关节设备的安全性、舒适性、抗干扰性的要求。

[0006] 本发明为实现上述目的所采用的技术方案是:

[0007] 一种利用sEMG来控制踝关节康复设备刚度的控制方法,包括以下步骤:

[0008] 步骤1:采集胫骨前肌和腓肠肌处sEMG信号;采用滤波器对采集到的sEMG信号进行滤波,对滤波后的sEMG信号,进行特征值提取,并组成特征向量;

[0009] 步骤2:利用LDA算法进行动作分类,得到不同的踝关节动作;

[0010] 步骤3:根据分类的结果,选择对应的神经网络,并获得相对应肌肉活跃度,估计关节力矩;

[0011] 步骤4:建立踝关节力矩与踝关节刚度的模型,估计踝关节刚度,进行刚度控制。

[0012] 所述特征值包括零穿越次数ZC、均方根RMS和波形长WL;

[0013]
$$ZC = \sum_{i=1}^{N_f-1} \text{sgn}(-x_i x_{i+1}), \text{其中 } |x_i - x_{i+1}| > \varepsilon$$

$$[0014] \quad RMS = \sqrt{\frac{1}{N_t} \sum_{i=1}^{N_t} x_i^2}$$

$$[0015] \quad WL = \sum_{i=1}^{N_t-1} |x_{i+1} - x_i|$$

[0016] 其中, ε 是常数, 引入 ε 是为了防止小值噪声, N_t 是采样的个数, x_i 和 x_{i+1} 是第 i 和第 $i+1$ 个采样点。

[0017] 所述特征向量为:

$$[0018] \quad Z = [ZC_1, RMS_1, WL_1, ZC_2, RMS_2, WL_2]$$

[0019] 其中, ZC_1, RMS_1, WL_1 是第一个通道提取的特征值, ZC_2, RMS_2, WL_2 是第二个通道提取的特征值。

[0020] 所述利用LDA算法进行动作分类为:

$$[0021] \quad \text{class} = \text{classify}(Z, M, G)$$

[0022] 其中, class 为动作分类的结果, $\text{classify}(g)$ 是LDA分类函数, Z 是待分类的特征向量, M 是投影矩阵, G 是对应所属的类别。

[0023] 所述神经网络为BP神经网络, 其输入层与输出层神经元的个数均为1, 隐含层的神经元的个数均为4, 激励函数为Sigmoid函数; BP神经网络包括第一BP神经网络和第二BP神经网络;

[0024] 第一BP神经网络的输入层为胫骨前肌的肌肉活跃度, 输出层为踝关节背屈力矩;

[0025] 第二BP神经网络的输入层为腓肠肌的肌肉活跃度, 输出层为踝关节跖屈力矩。

[0026] 所述根据分类的结果, 选择对应的神经网络, 并获得相对应肌肉活跃度包括以下过程:

[0027] 当分类的结果是背屈运动时, 选择第一BP神经网络, 通过训练后估计关节力矩;

[0028] 当分类的结果是跖屈运动时, 选择第二BP神经网络, 通过训练后估计关节力矩;

[0029] 肌肉活跃度为:

$$[0030] \quad a_i(t) = \frac{e^{Au_i(t)} - 1}{e^A - 1}, -3 < A < 0$$

[0031] 其中, $u_i(t)$ 表示第 i 通道在 t 时刻神经活跃度, $a_i(t)$ 表示最终计算所得的第 i 通道在 t 时刻的肌肉活跃度特征, A 是取值在 -3 到 0 的常数。

[0032] 所述踝关节力矩与踝关节刚度的模型为:

$$[0033] \quad K_{d1}(t) = \alpha_1 \tau_{j1}(t) + \beta_1$$

$$[0034] \quad K_{d2}(t) = \alpha_2 \tau_{j2}(t) + \beta_2$$

[0035] 其中, $K_{d1}(t)$, $K_{d2}(t)$ 分别表示在 t 时刻背屈的刚度值与跖屈的刚度值, $\tau_{j1}(t)$, $\tau_{j2}(t)$ 分别表示在 t 时刻估计出的背屈踝关节力矩与跖屈踝关节力矩值, $\alpha_1, \alpha_2, \beta_1, \beta_2$ 均为常数。

[0036] 所述踝关节刚度为:

$$[0037] \quad \alpha_i = \frac{k_i(K_{\text{dimax}} - \beta_i)}{\theta_{i\text{max}}}$$

[0038] 其中, i 表示1或2, $i=1$ 表示背屈运动的参数, $i=2$ 表示跖屈运动的常数, k_i 是常数, K_{dimax} 表示最大的刚度值, $\theta_{i\text{max}}$ 表示患者能达到的最大运动角度, α_i, β_i 为常数。

[0039] 所述不同的踝关节动作包括背屈、跖屈和放松动作。

[0040] 通过阻抗控制方法对患者控制的踝关节设备的运动角度进行修正, 包括:

$$[0041] \quad M_d(\ddot{\theta} - \ddot{\theta}_d) + B_d(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) + K_d(\theta - \theta_d) = -\tau$$

$$[0042] \quad \Delta\theta = \frac{-\tau}{M_d s^2 + B_d s + K_d}$$

$$[0043] \quad \Delta\theta = \frac{-\tau}{K_d}$$

$$[0044] \quad \theta_{\text{input}}(t) = \theta_j(t) + \Delta\theta$$

[0045] 其中, M_d, B_d, K_d 分别为阻抗模型的目标惯量、目标阻尼、目标刚度参数; τ 为外界环境作用力矩; θ_d, θ 分别为期望的位置与实际的位置; $\Delta\theta$ 是位置修正量, 对位置指令进行修正; $\theta_{\text{input}}(t)$ 为最终输入到踝关节设备的角度; $\theta_j(t)$ 为患者控制的踝关节设备的运动角度。

[0046] 本发明具有以下有益效果及优点:

[0047] 本发明中的实现康复设备的刚度参数与人体脚踝的刚度参数变化一致的变刚度控制方法可以满足患者对可穿戴的踝关节设备的安全性、舒适性、抗干扰性的要求。而且对于不同康复情况的患者来说, 不需要重新训练神经网络模型, 只需要修改个别模型参数, 方法简单, 效率高。

附图说明

[0048] 图1为本发明的的控制方法流程图;

[0049] 图2为本发明的提取两块肌肉上sEMG信号的特征值及踝关节动作分类结果示意图;

[0050] 图3为利用BP神经网络方法估计出的关节力矩和关节力矩估计关节刚度示意图;

[0051] 图4为本发明的对比不同的人修改参数后的关节刚度示意图;

[0052] 图5为本发明的手部康复设备结构示意图;

[0053] 图6为掌骨板结构示意图;

[0054] 图7为支座结构示意图;

[0055] 图8为单根手指的柔性驱动和外骨骼连接结构示意图;

[0056] 图9为柔性驱动结构示意图;

[0057] 图10为柔性驱动的弹性组件结构示意图;

[0058] 图11为外骨骼结构示意图;

[0059] 图12为本发明的反馈控制电路连接图;

[0060] 其中, 1为掌骨板、2为支座、11为拇指外骨骼、12为拇指柔性驱动、21为食指外骨骼、22为食指柔性驱动、31为中指外骨骼、32为中指柔性驱动、41为无名指外骨骼、42为无名

指柔性驱动、51为小指外骨骼、52为小指柔性驱动、211为支撑板、212为第一推杆,213为第二推杆、214为第三推杆,215为第一指节连接件、216为第四推杆,217为第二指节连接件、218为销、219为卡簧、221为电机固定件、222为电机支撑座、223为支撑直线电机、224为直线位移传感器、225为传感器连接杆、226为导轨、227为滑块、228为连接件229为压缩弹簧、2210为弹簧输入连接件。

具体实施方式

[0061] 下面结合附图及实施例对本发明做进一步的详细说明。

[0062] 如图1所示为本发明的控制方法流程图。

[0063] 采集与踝关节运动最相关的胫骨前肌与腓肠肌的sEMG信号,并对信号进行处理,包括高通滤波与低通滤波,滤波器均采用巴特沃斯滤波器,截止频率分别为190Hz和50Hz。对滤波后的两个通道的sEMG信号分别进行特征提取,每个通道提取的特征值是:零穿越次数(ZC)、均方根(RMS)、波形长(WL),方法如下:

$$[0064] \quad ZC = \sum_{i=1}^{N_t-1} \text{sgn}(-x_i x_{i+1}), \text{其中 } |x_i - x_{i+1}| > \varepsilon$$

[0065] 引入 ε 是为了防止小值噪声,ZC可以粗略表示信号频率。

$$[0066] \quad RMS = \sqrt{\frac{1}{N_t} \sum_{i=1}^{N_t} x_i^2}$$

[0067] RMS是信号能量的一种量测。

$$[0068] \quad WL = \sum_{i=1}^{N_t-1} |x_{i+1} - x_i|$$

[0069] WL是信号复杂度的一种量测。

[0070] 其中, N_t 是采样的个数, x_i, x_{i+1} 是第*i*个和第*i+1*个采样点。

[0071] 组成的特征向量为: $Z = [ZC_1, RMS_1, WL_1, ZC_2, RMS_2, WL_2]$

[0072] 其中, ZC_1, RMS_1, WL_1 是第一个通道提取的特征, ZC_2, RMS_2, WL_2 是第二个通道提取的特征。

[0073] 本发明踝关节的运动类别分为三类:跖屈,背屈和放松状态,特征向量是六维向量,所以最终的投影矩阵M为 2×6 维。投影矩阵的计算可以通过训练样本得到。所述的利用LDA进行分类包括:

$$[0074] \quad \text{class} = \text{classify}(Z, M, G)$$

[0075] 其中,classify(g)是LDA分类函数,Z是待分类的特征向量,M是投影矩阵,G是对应所属的类别。

[0076] 图2是本发明的提取两块肌肉上sEMG信号的特征值及踝关节动作分类结果示意图。图(a)、(b)、(c)分别是特征值ZC、RMS、WL,其中ch1、ch2分别代表第一通道(胫骨前肌)和第二通道(腓肠肌)。图(d)是分类的结果,其中1代表放松状态,2代表背屈运动,4代表跖屈运动。

[0077] 踝关节运动有个特点,在做背屈运动时主要与胫骨前肌有关,在做跖屈运动时主要与腓肠肌有关,所以根据LDA分类的结果,我们可以知道当前踝关节的具体哪块肌肉起主

导作用,利用BP神经网络估计出关节力矩,通过关节力矩与关节刚度模型计算出踝关节当前的刚度参数,最后对踝关节设备进行自适应刚度控制。

[0078] 肌肉活跃度的计算如下:

$$[0079] \quad a_i(t) = \frac{e^{Au_i(t)} - 1}{e^A - 1}, -3 < A < 0$$

[0080] 其中, $u(t)$ 表示 t 时刻神经活跃度, $a_1(t)$ 便是最终计算所得的肌肉活跃度特征。这里的 $A = -1.78$ 。 $u_i(t)$ 获得包括 sEMG 信号采集、巴特沃斯高通滤波、整流滤波、巴特沃斯低通滤波。其中巴特沃斯高通滤波和低通滤波的截止频率分别为 190Hz 和 50Hz。

[0081] 利用神经网络估计关节力矩是分别建立 2 个不同的 BP 神经网络,并对两个神经网络分别进行训练。两种神经网络的结构相同,输入层与输出层神经元的个数均为 1,隐含层的神经元的个数均为 4,激励函数为 Sigmoid 函数。不同之处在,第一个神经网络的输入层为胫骨前肌的肌肉活跃度,输出层为踝关节背屈力矩,第二个神经网络的输入层为腓肠肌的肌肉活跃度,输出层为踝关节跖屈力矩。对两个 BP 神经网络训练进行训练时,采集的样本分别是实验者踝关节单独只做背屈运动或只做跖屈运动的肌电信号数据,每种样本不少于 6 组,每组样本数据不少于 150 个。对每种样本随机分为训练组和测试组,训练组数据用来训练神经网络模型,测试组数据测试训练的神经网络估计的数据准确性,通过多组训练和测试,得到最优的神经网络模型。

[0082] 当分类的结果是背屈运动时,选择第一个 BP 神经网络估计关节力矩,当是跖屈运动时,选择第二个 BP 神经网络估计关节力矩。

[0083] 建立关节力矩与关节刚度的模型:

$$[0084] \quad K_{d1}(t) = \alpha_1 \tau_{j1}(t) + \beta_1$$

$$[0085] \quad K_{d2}(t) = \alpha_2 \tau_{j2}(t) + \beta_2$$

[0086] 肌肉活跃度,关节力矩与以及关节刚度的估计见图 3。

[0087] 如图 3 所示是本发明的利用 BP 神经网络方法估计出的关节力矩和关节力矩估计关节刚度示意图。(a1) (a2) (a3) 分别是第一通道胫骨前肌的肌肉活跃度曲线、神经网络估计的背屈力矩与关节实际背屈力矩曲线、估计的背屈关节刚度曲线。(b1) (b2) (b3) 分别是第二通道腓肠肌的肌肉活跃度曲线、神经网络估计的跖屈力矩与关节实际背屈力矩曲线、估计的跖屈关节刚度曲线。

[0088] 对于不同康复情况的患者来说,神经网络估计出的患者关节力矩存在差异,为了保证机械装置的刚度大小变化与正常人的相同,需要调整模型参数,所以刚度公式需满足:

$$[0089] \quad \alpha_i = \frac{k_i(K_{dimax} - \beta_i)}{\theta_{max}}$$

[0090] 对比两位不同的患者,神经网络估计出的关节最大的力矩会有不同,患者一神经网络估计的最大背屈力矩为 $\tau_{j1max} = 2.48\text{Nm}$,最大跖屈力矩为 $\tau_{j2max} = -3.32\text{Nm}$ 。患者二神经网络估计的最大背屈力矩为 $\tau_{j1max} = 4.18\text{Nm}$,最大跖屈力矩为 $\tau_{j2max} = -4.56\text{Nm}$ 。两位患者的最大背屈刚度为 $K_{d1max} = 10.65$,最大跖屈刚度为 $K_{d2max} = 9.55$ 。根据以上数据可计算关节力矩与关节刚度模型系数 α_i 。

[0091] 如图 4 所示是本发明的对比不同的人修改参数后的关节刚度示意图。图 4 的 (a1) (a2) (a3) 和 (b1) (b2) (b3) 分别是不同患者的肌肉活跃度曲线、估计出的踝关节力矩曲线、

踝关节刚度曲线。

[0092] 本发明是基于位置控制的自适应阻抗控制推导出的自适应刚度控制,根据踝关节设备与环境的实际作用力以及阻抗控制参数,产生位置修正量,修正实际的输入位置量。

$$[0093] \quad M_d(\ddot{\theta} - \ddot{\theta}_d) + B_d(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) + K_d(\theta - \theta_d) = -\tau$$

[0094] M_d, B_d, K_d 分别为阻抗模型的目标惯量、目标阻尼、目标刚度参数, F 为外界环境作用力, θ_d, θ 分别为期望的位置与实际的位置。

[0095] 根据阻抗控制原理,可得到下式

$$[0096] \quad \Delta\theta = \frac{-\tau}{M_d s^2 + B_d s + K_d}$$

[0097] $\Delta\theta$ 是位置修正量,对位置指令进行修正。本文暂且不考虑 M_d, B_d 参数,进而可以得到自适应刚度控制公式:

$$[0098] \quad \Delta\theta = \frac{-\tau}{K_d}$$

[0099] 那么踝关节控制系统最终的输入的关节角度是

$$[0100] \quad \theta_{\text{input}}(t) = \theta_j(t) + \Delta\theta$$

[0101] $\theta_j(t)$ 是踝关节设备期望的位置, $\Delta\theta$ 为位置修正量。

[0102] 如图5所示为本发明的手部康复设备结构示意图。

[0103] 手部康复设备包括支座2,掌骨板1,手指柔性驱动机构及外骨骼机构,支座2连接掌骨板1,外骨骼机构固定连接掌骨板1且与手指各指节位置对应,手指柔性驱动机构固定连接掌骨板1,外骨骼机构连接手指柔性机构。当直线电机产生直线运动时,其通过弹性元件将运动传递至外骨骼机构,从而驱动外骨骼机构带动患者手指实现屈曲的康复运动。支座2与掌骨板1可以进行快速连接与拆卸。

[0104] 外骨骼机构包括五个结构相同的外骨骼,分别为拇指外骨骼11,食指外骨骼21,中指外骨骼31,无名指外骨骼41及小指外骨骼51,且各个外骨骼对应各个手指近指节相应位置。

[0105] 手指柔性机构包括五个结构相同的柔性驱动,分别为拇指柔性驱动12、食指柔性驱动22、中指柔性驱动32、无名指柔性驱动42和小指柔性驱动52;且各个柔性驱动对应各个手指中指节相应位置。

[0106] 如图6所示为掌骨板结构示意图。

[0107] 其外形与人体手掌相似,其材质为7075铝合金,表面多处镂空,以减轻设备整体质量,便于患者在脱离支撑后的自由活动状态中进行康复训练;其表面有多处安装孔,以便于安装手指柔性机构及外骨骼机构。

[0108] 如图7所示为支座结构示意图。

[0109] 支座,用于放置患者手臂位置外表面光滑,外形与人体手臂外表面形状相似,用以在康复训练过程中支撑患者的手臂,减少疲劳。因其外形曲面较多,优选的,采用光敏树脂材质,通过激光快速成型的方式加工,以提高成形效率及表面质量。

[0110] 如图8所示为单根手指的柔性驱动和外骨骼连接结构示意图。

[0111] 包括柔性驱动及外骨骼,通过固定铰链连接。

[0112] 如图9所示为柔性驱动结构示意图。

[0113] 柔性驱动包括直线电机,直线位移传感器,压缩弹簧等。直线电机的线性运动可通过弹簧传递至外骨骼部分。弹性元件可以有效的避免电机启动时的冲击,提高了康复过程中的安全性和舒适性。

[0114] 电机固定件221和电机支撑座222固定连接在支撑板211上,分别用于支撑直线电机223的末端与中间部分,使得直线电机轴线与支撑板211平行。直线位移传感器224用于测量直线电机223输出端的实际位移量 l_1 ,其滑刷端由传感器连接杆225通过螺钉与弹簧输出连接件228连接。

[0115] 如图10所示为柔性驱动的弹性组件结构示意图。

[0116] 弹簧输出件228固定连接到滑块227上,并可与滑块227沿导轨226做同步直线运动。压缩弹簧229通过粘接的方式,两端分别固结在弹簧输出连接件228及弹簧输入连接件2210上。弹簧输入连接件2210与电机223的输出部分相连。电机223输出端做直线运动时,驱动力通过压缩弹簧229传递到外骨骼部分,实现柔性驱动。

[0117] 压缩弹簧为圆柱螺旋线形,其截面为圆形。该压缩弹簧为一线性元件,其由于发生弹性形变所产生的恢复力的大小与所发生的形变的大小成正比,且方向相反,并可采用如下公式(1)计算:

$$[0118] \quad F=K(l_1-l_2) \quad (1)$$

[0119] 其中, F 是弹性元件由于发生弹性形变而产生施加于连杆上的恢复力, K 为恢复力大小与压缩弹簧所发生弹性形变大小的比例系数, l_1 为直线电机输出轴所移动过的绝对位置量, l_2 为弹簧输出连接件移动的绝对位置量。

[0120] 直线电机可反馈电机输出信息的模拟量信号,测量电机输出轴的绝对位置,即公式(1)中的 l_1 ;直线位移传感器可反馈弹簧输出连接件的位置信息,测量弹簧输出连接件的绝对位置,即公式(1)中的 l_2 。

[0121] 如图11所示为外骨骼结构示意图。

[0122] 支撑板211与掌骨板1固定连接,推杆213与支撑板211通过固定铰链连接。铰链结构由销及卡簧构成,所述其余各处铰链结构均与销218及卡簧219构成的铰链结构相同。柔性驱动部分末端(包括弹簧输出连接件228、滑块227、导轨226),第一推杆212,第二推杆213与支撑板211构成平面四杆机构一,为偏置曲柄滑块机构;支撑板211,第二推杆213,第三推杆214与第一指节连接件215构成平面四杆机构二,为摇杆机构;第三推杆214,第一指节连接件215,第四推杆216,第二指节连接件217构成平面四杆机构三,为交叉式连杆机构。柔性驱动部分做直线运动,驱动三组平面四杆机构联合运动,最终可实现外骨骼部分做屈曲运动。患者手背与掌骨板1接触,手指近指节与第一指节连接件215由绑带固定,手指中指节与第二指节连接件217由绑带固定,外骨骼部分便可带动手指产生屈曲运动,进行康复训练。

[0123] 本发明中涉及的连杆机构是由偏置曲柄滑块机构、摇杆机构和交叉式连杆机构三种不同形式的机构组成。通过外骨骼部分可将柔性驱动部分产生的线性运动转化为指节连接件的弯曲联动,并带动患者手指同步运动,进行康复训练。

[0124] 如图12所示为本发明的反馈控制电路连接图。

[0125] 其中包括带有输出反馈的直线电机,用于提供输出驱动力;弹性驱动组件,包括所述导轨226,滑块227,弹簧输出连接件228,压缩弹簧229,弹簧输入连接件2210等;外骨骼部分,包括所述第一推杆212,第二推杆213,第三推杆214,第一指节连接件215,第四推杆216,

第二指节连接件217,用于实现屈曲运动;位移传感器,为直线位移传感器224,用于测量电机末端位移量;数据采集系统,将位移传感器的模拟信号量转化为数字信号;实时计算机控制系统,定时采集直线位移传感器信息,并运行既定算法;电机驱动器,将控制系统的信号传递到直线电机中,对电机进行实际控制。

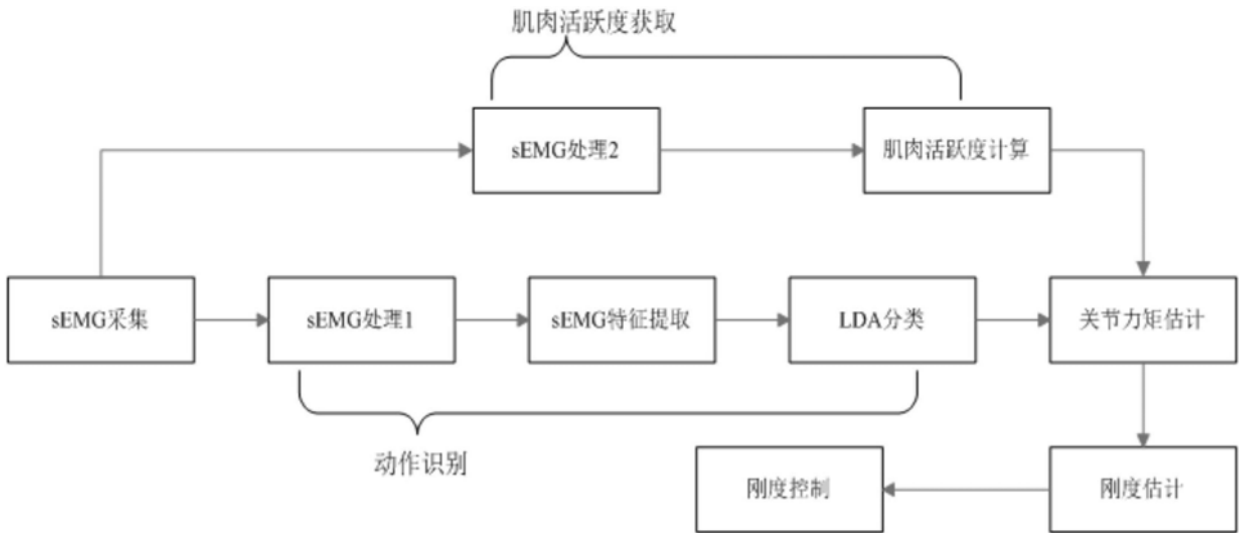
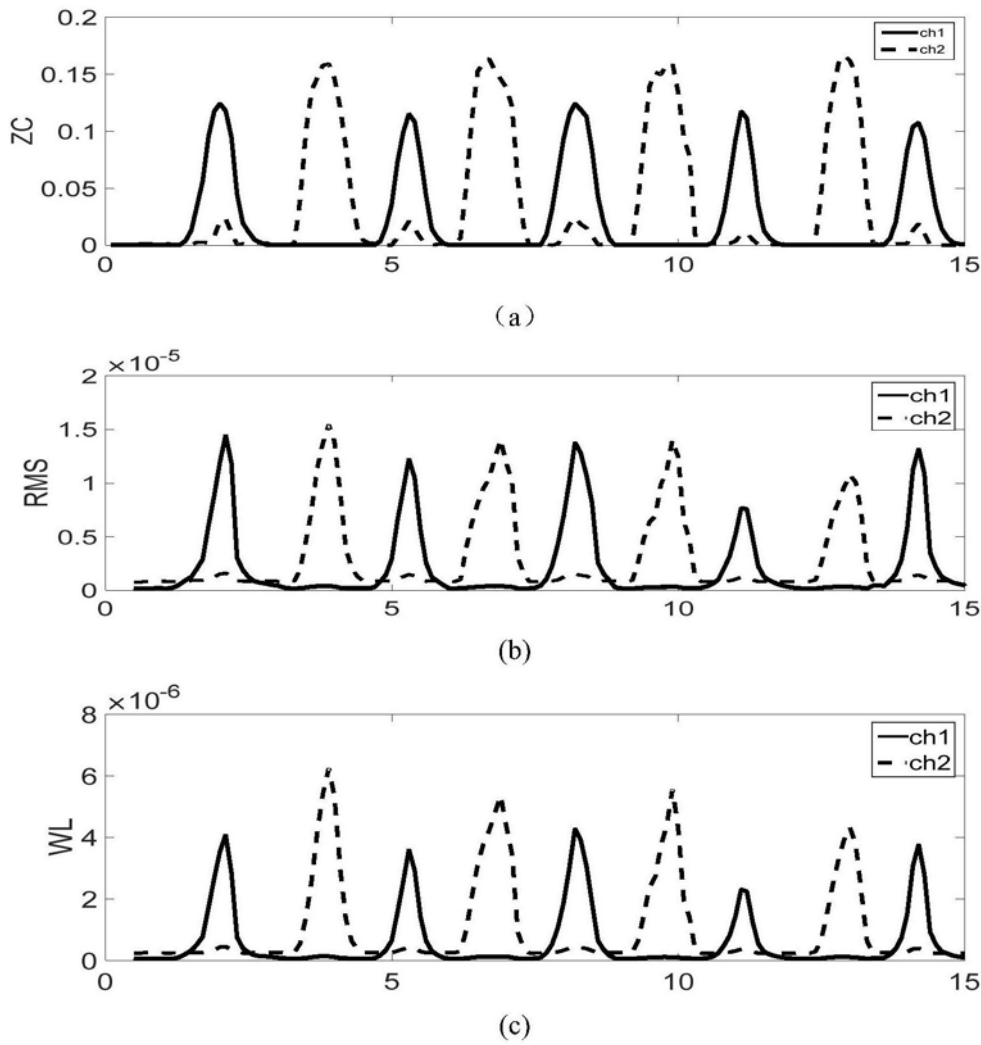


图1



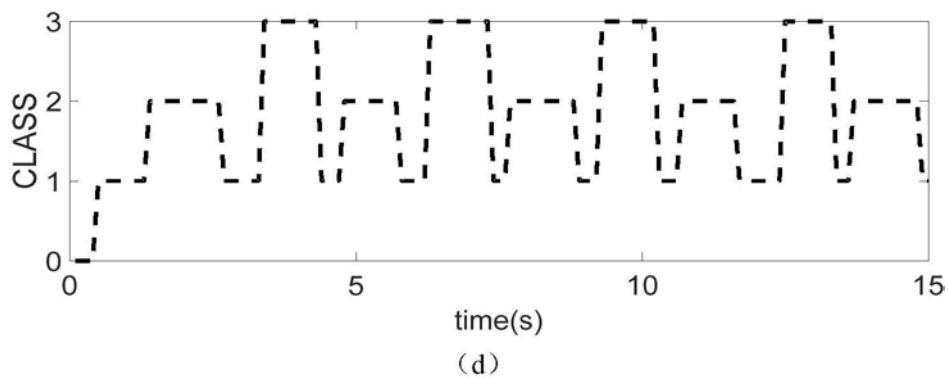
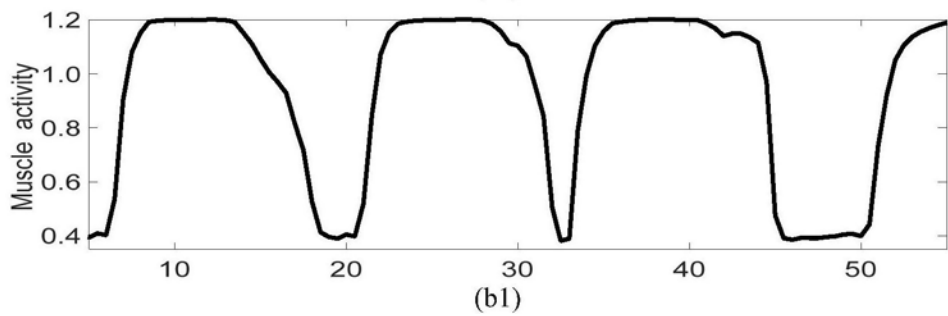
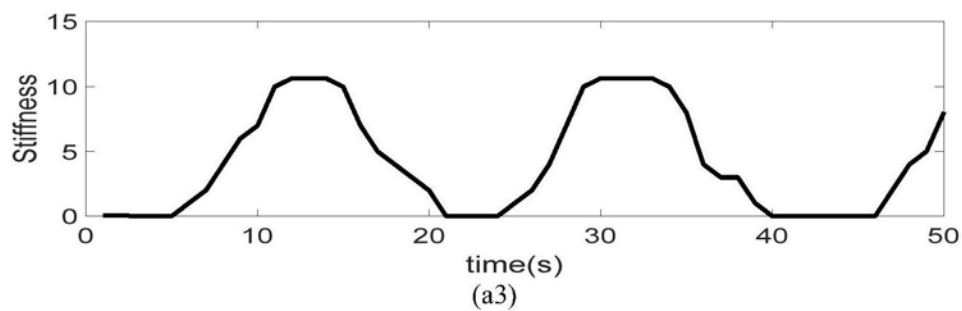
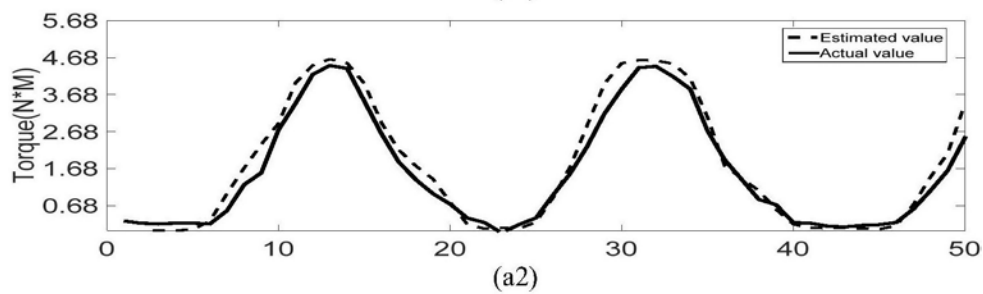
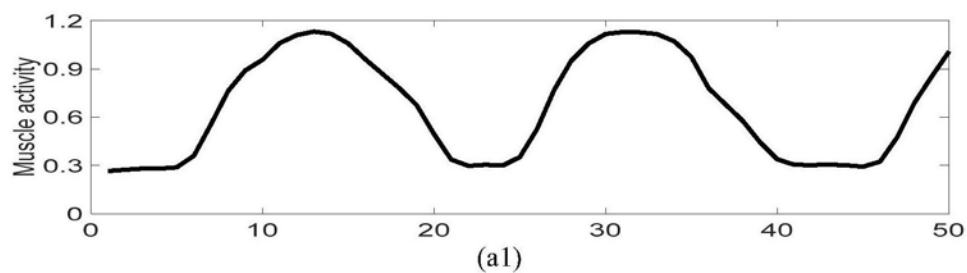


图2



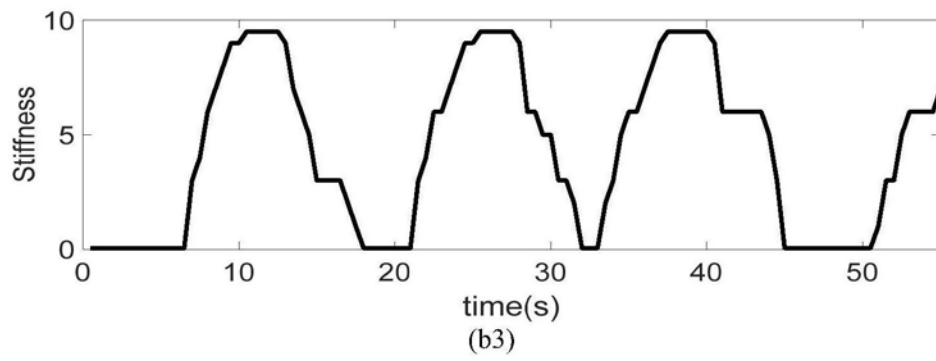
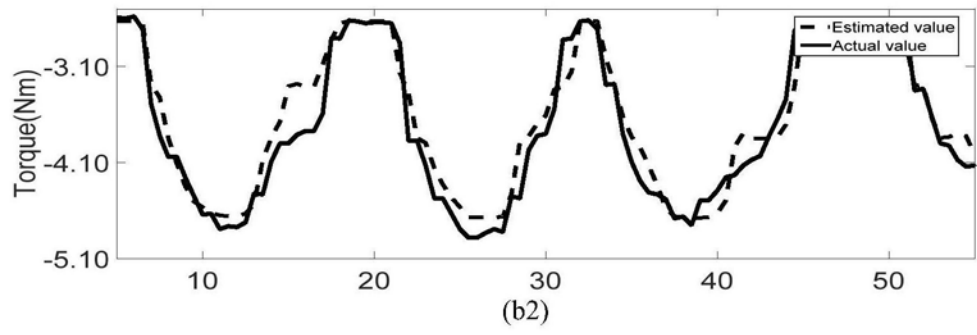
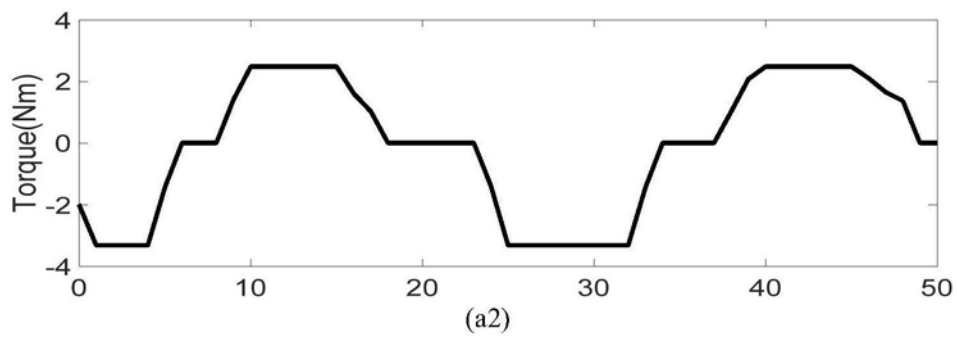
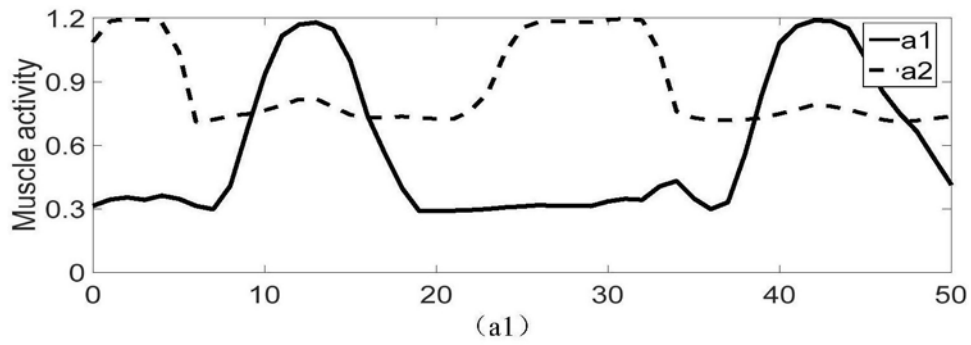


图3



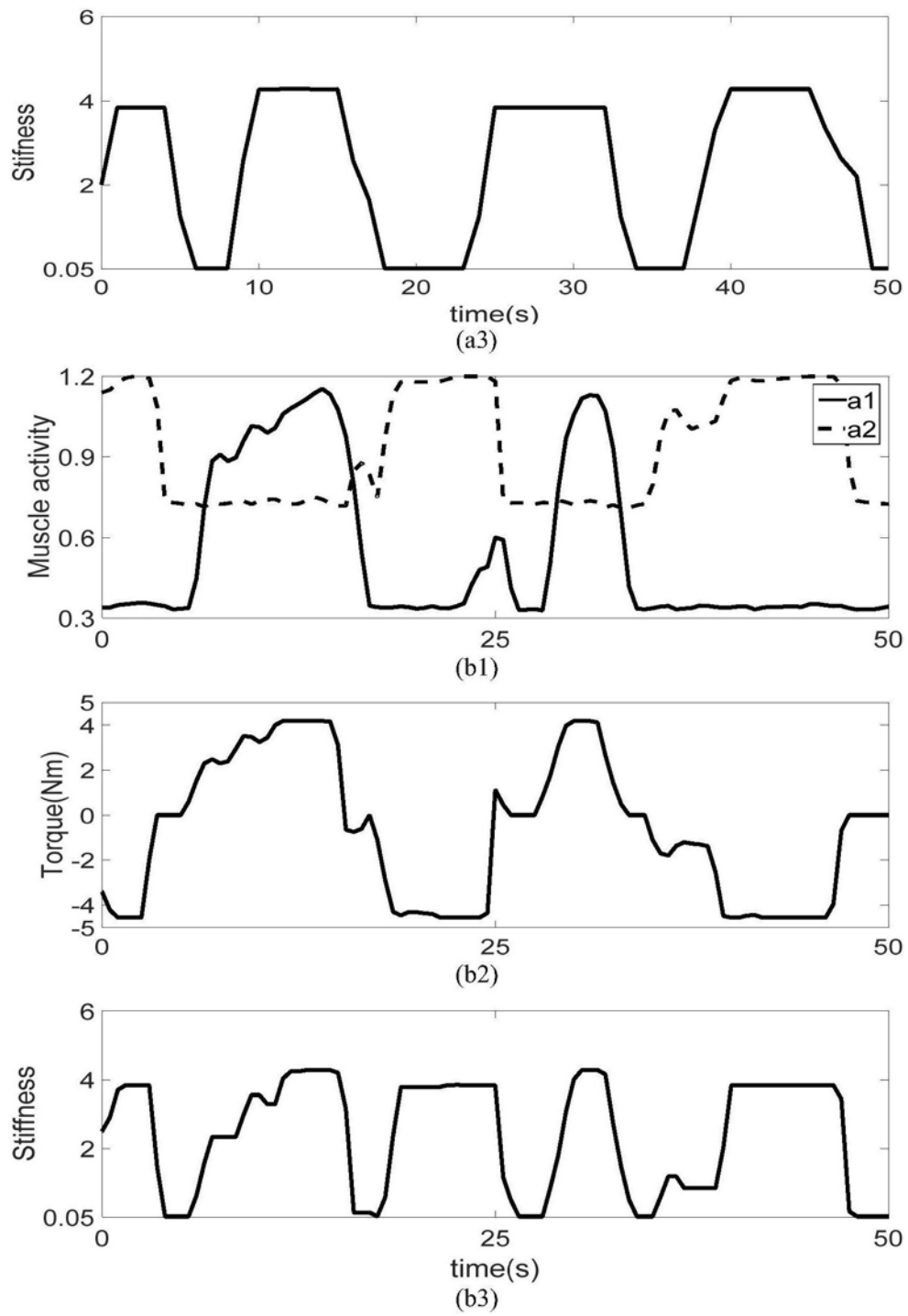


图4

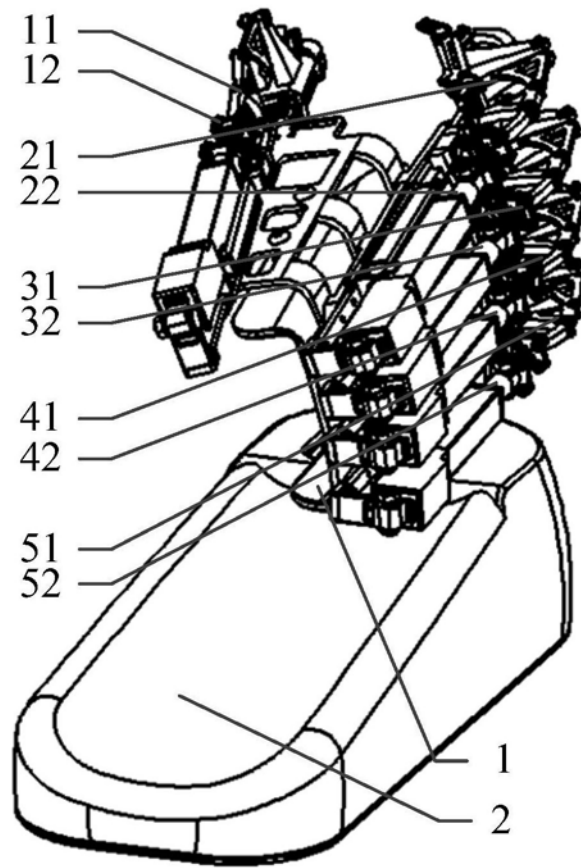


图5

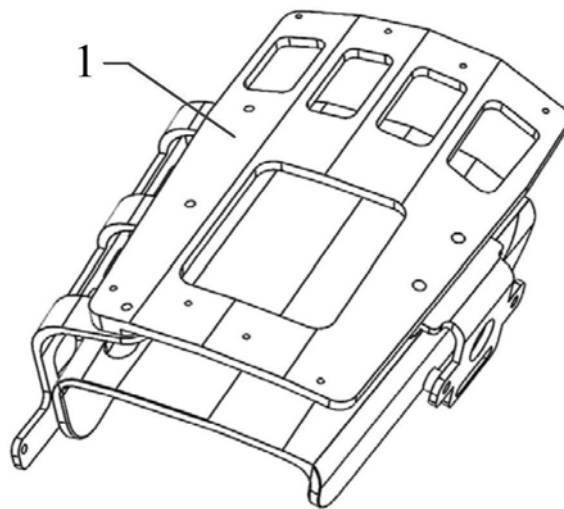


图6

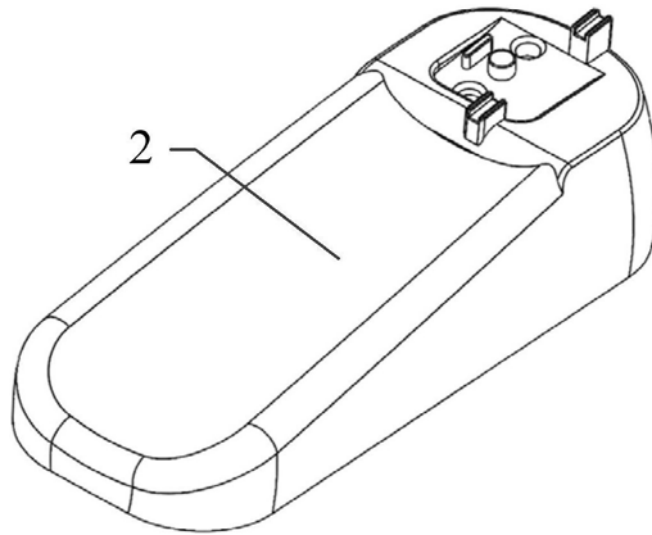


图7

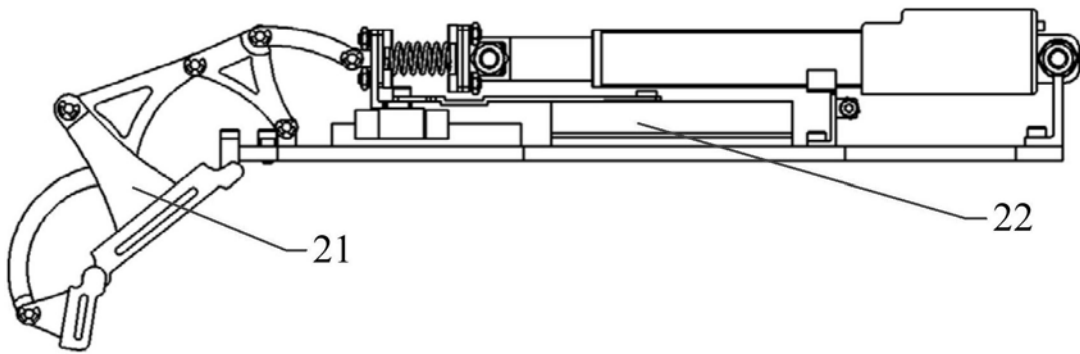


图8

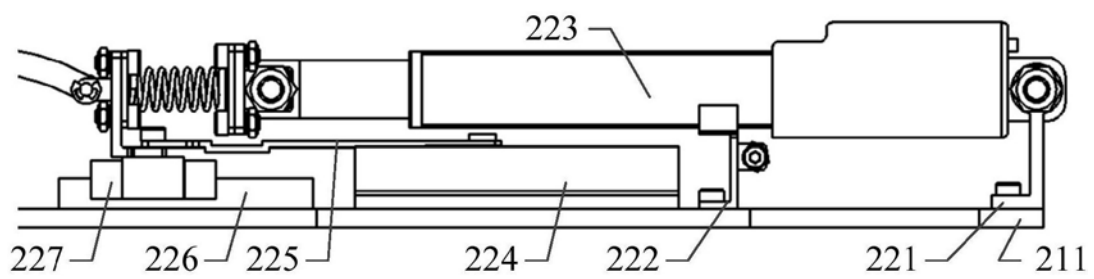


图9

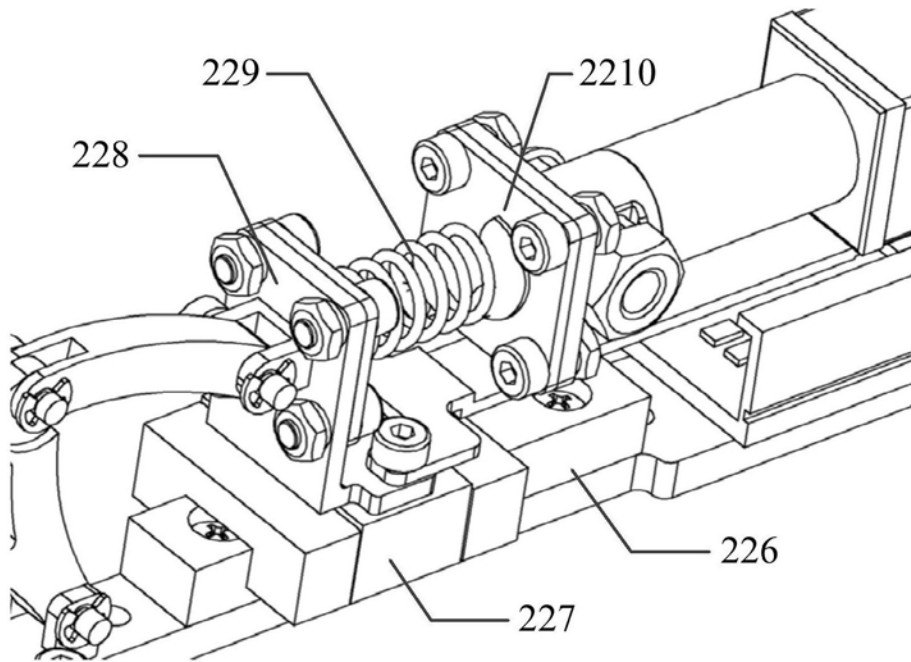


图10

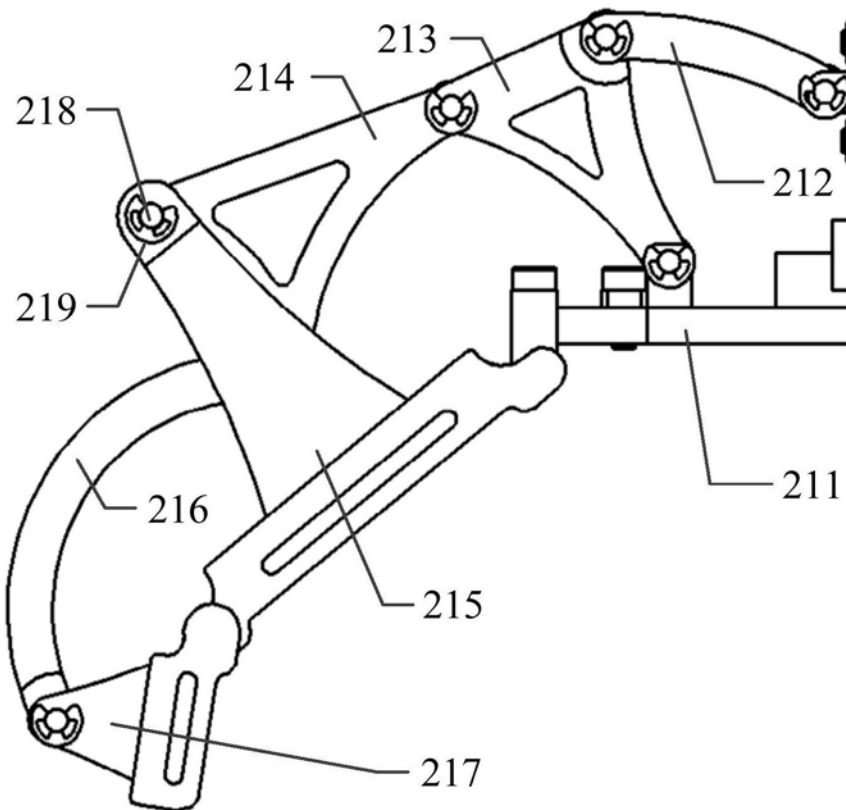


图11

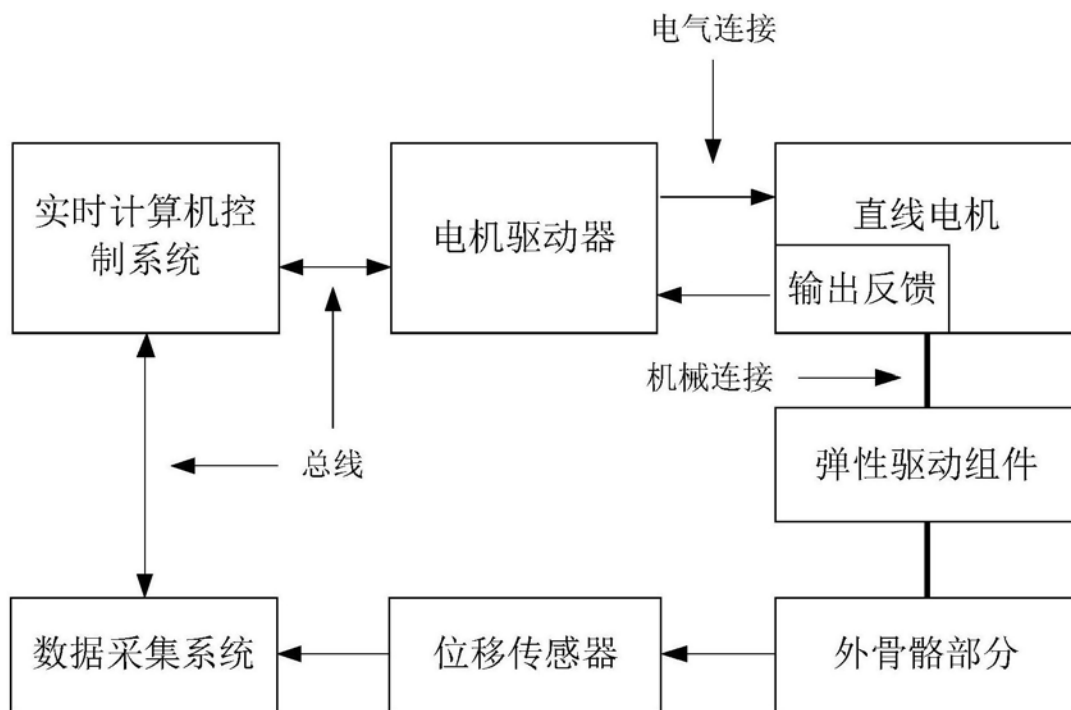


图12

专利名称(译)	一种利用sEMG来控制踝关节康复设备刚度的控制方法		
公开(公告)号	CN109199783A	公开(公告)日	2019-01-15
申请号	CN2017110535558.3	申请日	2017-07-04
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院沈阳自动化研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院沈阳自动化研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院沈阳自动化研究所		
[标]发明人	韩建达 赵新刚 孙华宝 赵瑜 赵明		
发明人	韩建达 赵新刚 孙华宝 赵瑜 赵明		
IPC分类号	A61H1/02 A61B5/0488 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0488 A61B5/7235 A61B5/725 A61B5/7264 A61H1/0218 A61H1/0266 A61H1/0288 A61H2201/1207 A61H2201/1638 A61H2201/1642 A61H2201/1659 A61H2201/50 A61H2205/067 A61H2205/12 A61H2230/085		
其他公开文献	CN109199783B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种利用sEMG来控制踝关节康复设备刚度的控制方法，采集胫骨前肌和腓肠肌处sEMG信号；采用滤波器对采集到的sEMG信号进行滤波，对滤波后的sEMG信号，进行特征值提取，并组成特征向量；利用LDA算法进行动作分类，得到不同的踝关节动作；根据分类的结果，选择对应的神经网络，并获得相对肌肉活跃度，估计关节力矩；建立踝关节力矩与踝关节刚度的模型，估计踝关节刚度，进行刚度控制。本发明可以满足患者对可穿戴的踝关节设备的安全性、舒适性、抗干扰性的要求。而且对于不同康复情况的患者来说，不需要重新训练神经网络模型，只需要修改个别模型参数，方法简单，效率高。

