



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107397649 B

(45)授权公告日 2020.08.14

(21)申请号 201710681749.0

(22)申请日 2017.08.10

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107397649 A

(43)申请公布日 2017.11.28

(73)专利权人 燕山大学
地址 066004 河北省秦皇岛市海港区河北大街西段438号

(72)发明人 吴晓光 张晋铭 邱石 张天赐
韦磊 齐文靖 谢平 李艳会
尹永浩

(74)专利代理机构 秦皇岛一诚知识产权事务所
(普通合伙) 13116
代理人 李合印

(51)Int.Cl.

B25J 9/00(2006.01)

A61H 1/02(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

(56)对比文件

US 8864846 B2,2014.10.21

审查员 鲜星宇

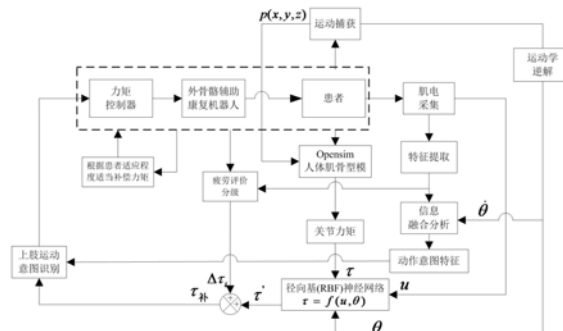
权利要求书1页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种基于径向基神经网络上肢外骨骼运动意图识别方法

(57)摘要

一种基于径向基神经网络的上肢外骨骼康复机器人控制方法,建立人体上肢肌肉骨骼模型;采集上肢肌肉肌电信号及上肢运动数据,将运动数据导入上肢肌肉骨骼模型中,获得上肢关节力矩,构建径向基神经网络,给出神经网络模型;识别患者运动意图,融合分析关节角速度,将结果用于识别训练对象关节伸屈状态,确定肢体运动意图;实时采集患侧康复训练中的肌电信号及关节角度,通过神经网络得到患侧关节力矩,计算出外骨骼机械臂所需补偿的关节力矩,分析肌电信号疲劳特征,通过对疲劳程度进行分级,调整补偿力矩大小,结合运动意图控制力矩控制器实现上肢康复机器人辅助患者进行康复训练。本发明方法使康复训练过程更加适应患者,加强人机交互,提升康复效果。



1. 一种基于径向基神经网络上肢外骨骼运动意图识别方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

步骤1,应用OpenSim人体建模理论对训练对象进行人体上肢肌肉骨骼建模,包含上肢运动相关的骨骼、肌肉仿真模型及运动数据采集标记点;

步骤2,利用肌电采集设备采集上肢健侧肌电信号 u 的同时使用运动捕获设备采集运动数据,包含各个标记点坐标数据 $P(x, y, z)$;

步骤3,将采集的运动数据导入到人体上肢肌肉骨骼仿真模型中,首先通过逆运动学求解推导出上肢各个关节在运动过程中的角度变化值;其次将关节角度作为输入通过逆动力学求解推导出模型上肢关节力矩 τ ;提取肌电特征,通过融合分析肌电信号特征值和关节角速度获取上肢运动意图识别特征指标;

步骤4,将肌电信号和关节角度信息导入径向基神经网络,输入端为上肢肌电 u 、关节角度 θ ,输出端为关节的力矩 τ ,根据该网络得到描述肌电、关节角度、关节力矩三者之间关系的表达式: $\tau=f(u, \theta)$;识别运动意图预测关节屈伸。

2. 根据权利要求1所述的基于径向基神经网络上肢外骨骼运动意图识别方法,其特征在于:在步骤3中,肌电采集设备及运动捕获设备同时采集上肢肌电信号及运动信息,提取肌电信号特征值:积分肌电比值(PiEMG),均方根比值(PRMS),作为支持向量机SVM的输入,支持向量机的输出为关节屈伸状态;同时通过分析角速度变化辨识关节屈伸状态;融合两种辨识方法,综合分析肌电信号及角速度信号的辨识结果,若两种相同,则将此结果作为上肢运动意图的最终识别结果。

3. 根据权利要求1所述的基于径向基神经网络上肢外骨骼运动意图识别方法,其特征在于:在步骤4中,引入神经网络用于描述患者健侧肌电、关节角度、力矩三者之间的关系: $\tau=f(u, \theta)$, τ 、 u 、 θ 分别表示患者健侧上肢的关节力矩、肌肉肌电信号和关节角度;神经网络的输入端分别为与上肢关节运动相关性较大的多块肌肉的肌电信号及关节角度,输出端为关节力矩,进而可通过采集相关肌肉的肌电信号及相应的关节角度得到对应的关节力矩。

一种基于径向基神经网络上肢外骨骼运动意图识别方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种上肢外骨骼的运动意图识别方法,尤其涉及一种基于径向基神经网络的上肢外骨骼的运动意图识别方法。

背景技术

[0002] 可穿戴式人体外骨骼机器人是通过精密机械装置协助人体完成动作的,它结合了外骨骼仿生技术和信息控制技术,涉及生物运动学、机器人学、信息科学、人工智能等跨学科知识。多种多样的外骨骼系统也导致了外骨骼机器人控制方法的多样性。从系统结构的角度来看,可以分为下肢外骨骼和上肢外骨骼两种。目前针对外骨骼康复机器人的控制方法主要有肌电控制、力反馈控制、灵敏度放大控制等。肌电控制外骨骼康复机器人主要是依靠人体脑中中枢神经发出运动信号,使人体表面肌肉电信号的特性发生改变,从而控制康复机器人,但是关节力矩和肌肉的肌电信号之间不可能找到一个一对一的关系;为了确定肌力与关节力矩之间的关系,肌力力臂也要被确定,而力臂通常随关节角度的变化而变化,因此单纯的依靠肌电使得控制康复机器人的复杂程度大大增加,并且该控制方法只能单纯地使患者控制康复设备,康复效果并不特别明显;力反馈控制通过力传感器的反馈信息将机器与环境的力维持在一个提前设定的值,但是力传感器的数量及安装位置难以确定;灵敏度放大控制不需在穿戴者与外骨骼机器之间安装大量的传感器,这种方法通过控制器将人施加的力输出到外骨骼的灵敏度函数最大化,实现使用最小的力改变外骨骼的位置状态,但该方法过于依赖系统的动态模型,而实际的外骨骼系统是复杂的非线性系统,因此想要建立准确的模型十分困难。

[0003] 综上所述,目前还缺少一种更好的外骨骼康复机器人控制方法。

发明内容

[0004] 本发明目的在于提供一种基于径向基神经网络的上肢外骨骼的运动意图识别方法及装置。

[0005] 为解决上述问题,本发明提供了一种基于径向基神经网络的上肢外骨骼的运动意图识别方法,包括以下步骤:

[0006] 步骤1,应用OpenSim人体建模理论对训练对象进行人体上肢肌肉骨骼建模,包含上肢运动相关的骨骼、肌肉仿真模型及运动数据采样标记点;

[0007] 步骤2,设定患者康复训练动作,利用肌电采集设备采集上肢健侧肌电信号 u 的同时使用运动捕获设备采集运动数据,包含各个标记点坐标数据 $P(x, y, z)$;

[0008] 步骤3,将采集的运动数据导入到人体上肢肌肉骨骼仿真模型中,首先通过逆运动学求解推导出上肢各个关节在运动过程中的角度变化值;其次将关节角度作为输入通过逆动力学求解推导出模型上肢关节力矩 τ ;提取肌电特征,通过融合分析肌电信号特征值和关节角速度获取上肢运动意图识别特征指标;

[0009] 步骤4,将肌电信号和关节角度信息导入径向基神经网络,输入端为上肢肌电 u 、关

节角度 θ ,输出端为关节的力矩 τ ,根据该网络得到描述肌电、关节角度、关节力矩三者之间关系的表达式: $\tau=f(u, \theta)$;识别运动意图预测关节屈伸。

[0010] 进一步的,在步骤3中,肌电采集设备及运动捕获设备同时采集上肢肌电信号及运动信息,提取肌电信号特征值:积分肌电比值(PiEMG),均方根比值(PRMS),作为支持向量机SVM的输入,支持向量机的输出为关节屈伸状态;同时通过分析角速度变化辨识关节屈伸状态;融合两种辨识方法,综合分析肌电信号及角速度信号的辨识结果,若两种相同,则将此结果作为上肢运动意图的最终识别结果。

[0011] 进一步的,在步骤4中,引入神经网络用于描述患者健侧肌电、关节角度、力矩三者之间的关系: $\tau=f(u, \theta)$, τ 、 u 、 θ 分别表示患者健侧上肢的关节力矩、肌肉肌电信号和关节角度,输入端为肌电信号及关节角度,输出端为关节力矩,进而可通过采集相关肌肉的肌电信号及相应的关节角度得到对应的关节力矩。

[0012] 与现有技术相比,本发明方法具有如下优点:

[0013] 1、构建受试者人体肌肉骨骼模型,通过实际的运动仿真获取关节力矩,直接由运动所需力矩 τ 与患者患侧镜像健侧实际力矩 τ' 的偏差给予辅助即按需辅助,实现了患者主动参与康复运动,加强康复效果,体现人机交互智能康复;

[0014] 2、构建肌肉活动所引起的肌疲劳参数,将肌疲劳参数及疲劳分级与神经网络相结合应用到辅助机器人关节力矩控制,避免在康复运动中疲劳因素所引起的患者不适及二次肌肉损伤。

附图说明

[0015] 图1是一种辅助式外骨骼康复机器人的结构示意图。

[0016] 图2是实施例1中上肢表面电极分布示意图。

[0017] 图3是本发明方法的控制结构图。

[0018] 附图标号:1为肩关节固定装置、2为上肢机械臂、2-1为大臂辅助杆、2-2为小臂辅助杆、2-3为腕部辅助杆、3为肘关节力矩控制器、4为腕关节力矩控制器、5-1为大臂绑带、5-2为小臂绑带、6-1为采集三角肌肌电信号的电极、6-2为采集肱二头肌肌电信号的电极、6-3为采集肱三头肌肌电信号的电极、6-4为采集桡侧腕屈肌肌电信号的电极、6-5为采集桡侧腕长伸肌肌电信号的电极。

具体实施方式

[0019] 下面结合附图对本发明做进一步说明:

[0020] 本发明所述方法包括以下步骤:

[0021] 步骤1,应用OpenSim人体仿真建模理论构建人体上肢进行肌肉骨骼模型。将上肢骨骼模型(包括:头骨)按人体结构连接;各个连接点设置为关节,并为每个关节设置自由度及每个方向转动角度范围;设置上肢肌腱、肌肉位置及长度。为提高受试者肌肉骨骼模型的仿真程度,模型所有肌肉、骨骼参数应均以受试者的实际数据为标准,同时对受试者上肢健侧进行肌力相关测试,将测试数据导入到仿真模型中,由于力矩的仿真需要质量作为输入,而最终目的是对患者的患侧进行康复训练,故质量参数的设置以患侧上肢为标准;

[0022] 步骤2,设定患者康复训练动作,参照运动相关肌肉位置安放Delsys四点式银条电

极设备肌电采集设备采集表面肌电信号,并且在采集肌电信号的同时利用运动捕获设备采集患者健侧上肢的运动信息;

[0023] 步骤3,将采样点运动数据导入到人体上肢仿真模型中,通过逆运动学工具推导出上肢各个关节在改运动时间范围内的角度变化值;然后将关节角度导入到逆动力学工具,进而通过该模型模拟运动得到上肢关节力矩 τ ;为保证给予患者合适的辅助力同时确保训练的安全性,故采取分析患者运动意图提高辅助机器人对患者动作模式的识别效果,分别提取肌电特征值:积分肌电比值 $PiEMG$,均方根比值 $PRMS$,将二者支持向量机 SVM 的输入,支持向量机 SVM 的输出为关节屈伸状态,进而结合分析角速度 $\dot{\theta}$ 将最终结果作为运动意图;

[0024] 步骤4,提取患者健侧肌电疲劳信号特征,按疲劳特征对肌疲劳度进行分级,构建描述肌电、关节角度、力矩三者关系的神经网络,输入端为肌电 u 、关节角度 θ ,输出端为关节的力矩 τ ,根据该网络得到力矩、肌电和关节角度之间的关系式: $\tau=f(u, \theta)$;

[0025] 步骤5,患者利用辅助机器人进行康复训练,进行康复时实时提取患者患侧肌电信号,提取患者患侧的肌电信号导入至步骤4的神经网络模型中,进而通过关系式: $\tau=f(u, \theta)$,获得患侧当前输出力矩 τ' ,从而控制辅助机器人所需要补偿的力矩 $\tau_{补}=\tau-\tau'$,此时辅助控制器便可通过患者运动意图预测关节屈伸控制关节力矩输出协助患者进行康复训练;

[0026] 实施例1:

[0027] 结合图1:本实施例上肢辅助康复训练装置是固定在上臂的辅助康复机器人,主要针对肌力不足患者用于实现上肢肘关节和腕关节单自由度伸屈康复运动。机构包括肩关节固定装置1、上肢机械臂2、肘关节力矩控制器(驱动电机、控制芯片)3、腕关节力矩控制器4(驱动电机、控制芯片);所述上肢辅助机械臂包括大臂辅助杆2-1、小臂辅助杆2-2、腕部辅助杆2-3,其中大臂绑带5-1和小臂绑带5-2用于固定患者上肢,每个杆由关节力矩控制器连接进而带动机械臂运动。

[0028] 结合图2,表面电极6-1、6-2、6-3、6-4、6-5分别采集三角肌、肱二头肌、肱三头肌、桡侧腕屈肌、桡侧腕长伸肌的肌电信号。图3为本发明方法的控制结构图,由图3所示,采用闭环控制系统模型。首先,采集患者身高,体重,肌腱、肌纤维长度等身体特征参数建立个性化人体肌肉骨骼仿真模型,设置患者康复动作范式,使用NDI Optotrak Cetus运动捕获设备采集标记点坐标运动轨迹 $P(x, y, z)$,通过运动轨迹数据驱动模型,通过逆运动学及逆动力学求解运算获取关节角度 θ ,关节力矩 τ 。应用Delsys四点式银条电极设备与运动捕获设备同步采集患者上肢表面肌电信号并进行特征提取,联合关节角度识别患者动作意图。其次构建描述关节力矩、肌电和关节角度三者关系的神经网络,通过健侧镜像患侧的方式,在康复过程中采集患侧肌电信号通过力矩-肌电神经网络得到患侧实时力矩 τ' ,进而结合动作意图,补偿患侧完成相应动作所需力矩,同时通过肌电信号特征值进行疲劳度分级适当力矩调整控制器输出,最终实现肌电反馈的力矩控制。

[0029] 具体过程如下,应用OpenSim建模理论建立患者上肢肌肉骨骼模型:

[0030] 肌肉骨骼模型由通过关节连接的刚体组成,肌肉肌腱附着在关节骨骼相应的位置,肌肉拉伸带动关节运动,产生相应动作。

[0031] 运动数据采集与模型缩放:

[0032] 患者的运动学数据通过红外摄像机采集,对运动数据进行低通滤波(6或13Hz);采用通用肌肉特征数据建立模型,故需要通过模型缩放得到适合患者的仿真模型。模型缩放

以测试标记点数据为参照,根据实验数据与模型中人体各个环节的比例,对模型中各环节的长度及质量进行缩放,通过最小二乘法减小缩放过程中实验标记点与模型理论点之间的误差:

$$[0033] \quad f_o(x) = \|Ax - b\|_2^2 = \sum_{i=1}^k (a_i^T x - b_i)^2 \quad (1)$$

[0034] 式中:A为 $k \times n$ 的矩阵; a_i^T 为矩阵A中的行; b, x 均为向量。

[0035] 使用运动捕获设备同步采集患者上肢运动信息,将患者运动信息导入模型获得关节力矩,具体过程如下:

[0036] 通过红外摄像机捕捉患者的运动学数据,即使用摄像头捕捉采样标记点运动的坐标数据,对运动数据进行低通滤波(6或13Hz),并通过运动数据驱动模型;通过逆动力学求解方法,对运动数据执行逆动力学分析,获取上肢运动的关节力矩:

$$[0037] \quad \tau = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) \quad (2)$$

[0038] 式中 $q, \dot{q}, \ddot{q} \in R^N$ 分别代表向量的广义位置,速度,加速度, $M(q) \in R^{N \times N}$ 是系统质量矩阵, $C(q, \dot{q}) \in R^N$ 是科氏力向量和离心力, $G(q) \in R^N$ 是引力矢量。

[0039] 采用SVM识别患者上肢关节运动意图特征,识别过程如下:

[0040] 肌电信号:

[0041] 将上肢伸肌群和屈肌群sEMG的积分肌电比值(PiEMG)与均方根比值(PRMS)特征指标作为SVM的输入,输出为关节屈曲/伸展状态,进而辨识出关节运动意图。特征指标含义具体如下:

[0042] 积分肌电值(iEMG)是指肌电信号整流滤波后求单位时间内曲线下面积的总和,反映了肌肉动作时运动单元的数量及每个运动单元的放电大小:

$$[0043] \quad iEMG = \int_t^{t+T} |EMG(t)| dt \quad (3)$$

[0044] 式中,EMG(t)为采集的肌电信号,t为时间变量,T为分析肌电信号的周期。

[0045] 均方根值(RMS)为放电的有效值,其大小由肌电的幅值变化决定,能在一定程度上反映出此时肌力的大小及运动速度趋势:

$$[0046] \quad RMS = \sqrt{\int_t^{t+T} EMG^2(t) dt / T} \quad (4)$$

[0047] 式中,EMG(t)为采集的肌电信号,t为时间变量,T为分析肌电信号的周期。

[0048] 假设训练对象上肢自然静止状态下的积分肌电值、均方根值分别为 $iEMG_0$ 及 RMS_0 ,定义特征指标积分肌电比值(PiEMG)与均方根比值(PRMS)反应关节的运动意图:

$$[0049] \quad PiEMG = \frac{iEMG(t)}{iEMG_0} \quad PRMS = \frac{RMS(t)}{RMS_0} \quad (5)$$

[0050] 式中,t为时间变量, $iEMG(t)$ 、 $RMS(t)$ 为在t时刻下采集肌电信号的积分肌电值特征及均方根值特征。

[0051] 关节角速度信号:

[0052] 运动捕获设备获取运动信息并通过关节角度变化求得角速度 $\dot{\theta}$ 。当 $\dot{\theta} > 0$ ，即关节角度变大，表示患者上肢关节进行伸展；当 $\dot{\theta} < 0$ ，即关节角度减小，表示患者上肢进行屈曲。从而由关节角速度识别出患者关节的运动意图。

[0053] 融合上述两种识别结果，若两种识别运动意图的结果相同，则将识别结果作为最终的判别结果并输入到控制器中，若识别结果不相同，则重新识别。综合分析在上述两种识别结果的基础上得到的判别结果比单一的识别结果更准确可靠，提高了患者运动意图的识别率。同时避免了因识别失误而导致控制异常所引起的康复对象肌肉的二次损伤。

[0054] 为获得患者健侧肌电与力矩的关系，构建描述肌电、关节角度、关节力矩三者之间关系的神经网络模型，具体过程如下：

[0055] 假设上肢关节屈伸动作由以下五块肌肉实现：三角肌、肱二头肌、肱三头肌、桡侧腕屈肌、桡侧腕长伸肌，结合图2。通过肌电采集设备及运动捕获设备同时采集患者健侧上肢表面肌电信号及标记点运动信息，采用径向基(RBF)神经网络构建描述肌电、关节角度、力矩三者之间关系 $\tau = f(u, \theta)$ 的数学模型：

$$[0056] \quad \dot{y} = \sum_{i=1}^M \omega_i \cdot \mu(\|x - C_i\|^2) \quad (6)$$

[0057] 式中， $x \in \mathbf{R}^n$ 为RBF网络的输入：肌电值 u 及关节角度 θ ； $\dot{y} \in \mathbf{R}$ 为输出力矩 τ ； $\mu(\cdot)$ 为基函数； $\|\cdot\|$ 为欧式范数； $C_i \in \mathbf{R}^M$ 为基函数的中心； ω_i 是第 i 个隐节点的输出连接权值； M 为隐层节点数。

[0058] 提取肌电信号特征值：平均功率频率MPF用于表征患者肌肉疲劳程度并将疲劳度进行分级。具体如下：

$$[0059] \quad \text{MPF} = \frac{\int_0^{\infty} f \cdot P(f) df}{\int_0^{\infty} P(f) df} \quad (7)$$

[0060] 其中 $P(f)$ 为功率谱函数， f 为变量频率。

[0061] 相关文献表明，随着患者疲劳程度的增加，肌电信号的MPF减小。故采用阈值法对患者疲劳度进行分级。

[0062] 设 MPF_0 为患者非疲劳状态下的疲劳特征值， MPF_1 为患者严重疲劳状态下的疲劳特征值：

[0063] 第I级： $\varepsilon_1 < \text{MPF} < \text{MPF}_0$ ；

[0064] 第II级： $\text{MPF}_0 < \text{MPF} < \varepsilon_2$ ；

[0065] 第III级： $\varepsilon_2 < \text{MPF} < \text{MPF}_1$ ；

[0066] 式中，当MPF满足阈值条件时，疲劳度对应相应的等级。

[0067] 将上述神经网络模型引用到患侧康复训练中，获得患者患侧关节力矩进而通过辅助装置协助患者完成康复运动。具体如下：

[0068] 通过患侧镜像健侧的方法得到描述患侧关节力矩的函数关系式： $\tau = f(u, \theta)$ ，患者患侧按照上肢康复运动动作范式进行康复训练，通过相应采集设备实时采集患侧肌电信息 u 、关节角度 θ ，将预处理后的肌电及关节角度导入到神经网络当中得到患侧关节力矩 τ' ，同时提取肌电信号特征提取进行意图识别及肌疲劳程度判断，理想条件下，康复机器人力矩

控制器辅助力矩输出为：

$$[0069] \quad \tau_{\text{补}} = \tau - \tau' \quad (8)$$

[0070] 式中 $\tau_{\text{补}}$ 为力矩控制输出， τ 为关节力矩正常值， τ' 患侧关节力矩实际值。

[0071] 结合上述疲劳级别判别法，按照MPF值的大小进根据患者的适应程度对不同程度的疲劳对补偿力矩 $\tau_{\text{补}}$ 的大小进行调整，即 $\tau_{\text{补}} + \Delta \tau_i$ ， $i = \text{I}, \text{II}, \text{III}$ 为对应的疲劳度等级，进而联合运动意图识别，分析患者在康复运动时的运动轨迹，从而控制机械臂关节力矩输出协助患者完成康复动作。

[0072] 以上所述的实施例仅仅是对本发明的优选实施方式进行了描述，并非对本发明的范围进行限定，在不脱离本发明设计精神的前提下，本领域普通技术人员对本发明的技术方案做出的各种变形和改进，均应落入本发明权利要求书确定的保护范围内。

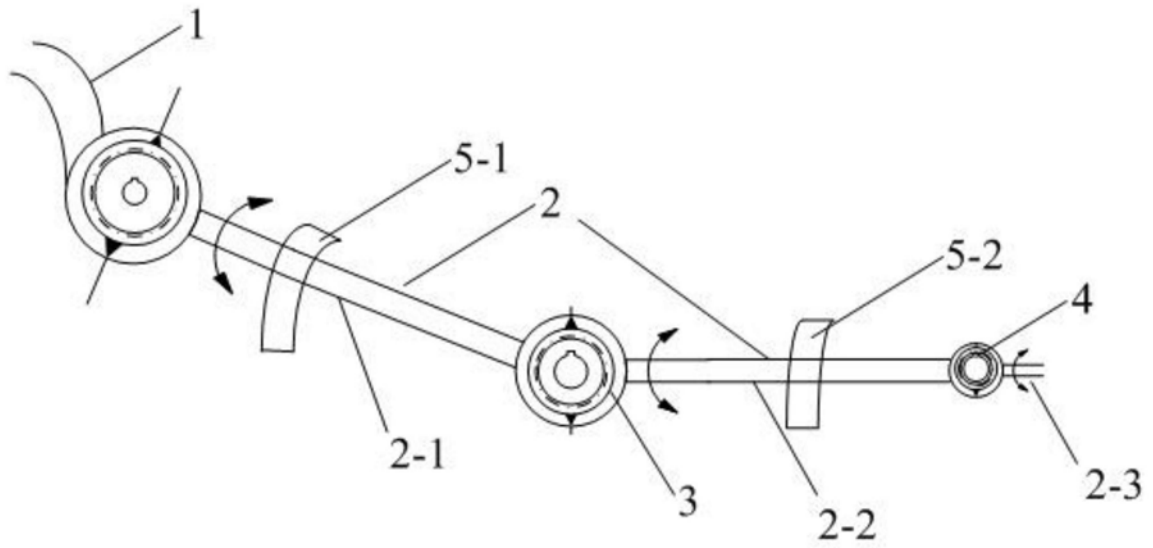


图1

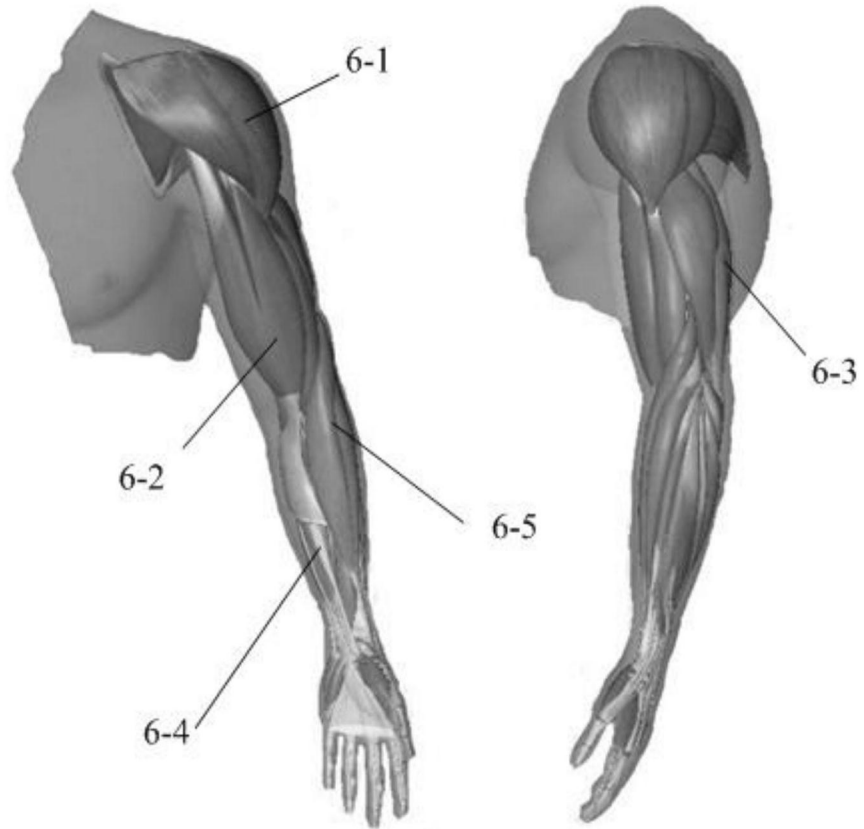


图2

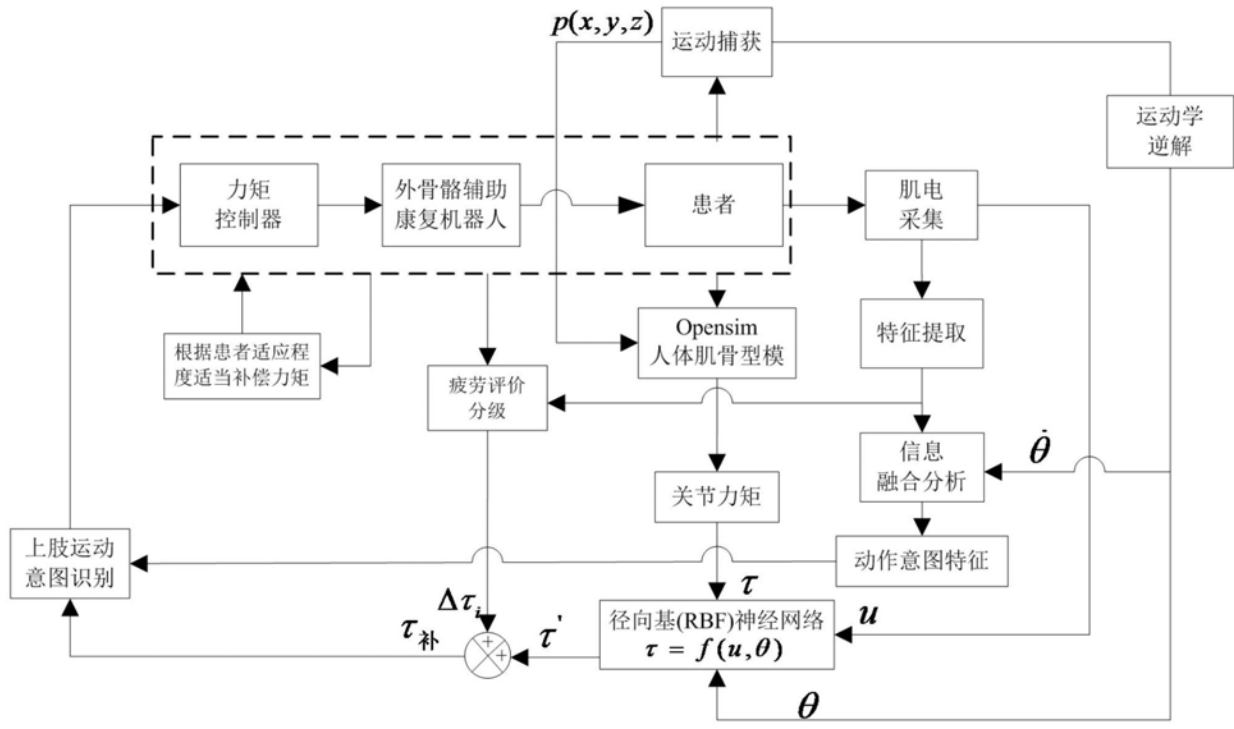


图3